

LUCAS DE SOUZA CARDOSO

**PRESCRIÇÃO AUTOMATIZADA DE CADEIRAS DE RODAS DE
ALTO RENDIMENTO E DE VIDA DIÁRIA**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**

2020

LUCAS DE SOUZA CARDOSO

**PRESCRIÇÃO AUTOMATIZADA DE CADEIRAS DE RODAS DE
ALTO RENDIMENTO E DE VIDA DIÁRIA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA.

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

UBERLÂNDIA – MG

2020

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

C268 2020	<p>Cardoso, Lucas de Souza, 1981- Prescrição Automatizada de Cadeiras de Rodas de Alto Rendimento e de Uso Diário [recurso eletrônico] / Lucas de Souza Cardoso. - 2020.</p> <p>Orientador: Cleudmar Amaral Araújo. Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós- graduação em Engenharia Mecânica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.te.2020.149 Inclui bibliografia. Inclui ilustrações.</p> <p>1. Engenharia mecânica. I. Araújo, Cleudmar Amaral, 1963-, (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Mecânica. III. Título.</p> <p>CDU: 621</p>
--------------	---

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:
Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074

LUCAS DE SOUZA CARDOSO

**PRESCRIÇÃO AUTOMATIZADA DE CADEIRAS DE RODAS DE
ALTO RENDIMENTO E DE VIDA DIÁRIA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em
Engenharia Mecânica da Universidade Federal de
Uberlândia

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo – Orientador (FEMEC/UFU)

Prof. Dr. Edson Antônio Capello de Sousa – Membro Externo (DEM/UNESP/Bauru)

Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano – Membro Externo (FMRP/USP)

Prof. Dr. Arthur Alves Fiocchi – Membro Interno (FEMEC/UFU)

Prof. Dr. Roberto Mendes Finzi Neto – Membro Interno (FEMEC/UFU)

Profa. Dra. Juliana Cardoso Braga – Membro Convidado (FAURD/UFU)

Uberlândia, 21 de Fevereiro de 2020.



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Mecânica				
Defesa de:	Tese de Doutorado, nº 295, COPEM				
Data:	vinte e um de fevereiro de dois mil e vinte	Hora de início:	09:00	Hora de encerramento:	14:32
Matrícula do Discente:	11513EMC011				
Nome do Discente:	Lucas de Souza Cardoso				
Título do Trabalho:	Prescrição Automatizada de Cadeiras de Rodas de Alto Rendimento e de Vida Diária				
Área de concentração:	Mecânica dos Sólidos e Vibrações				
Linha de pesquisa:	Engenharia Biomecânica				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	PRESCRIÇÃO DE CADEIRAS DE RODAS ESPORTIVAS E AVALIAÇÃO DO CONDICIONAMENTO FÍSICO DE CADEIRANTES - NOVOS EQUIPAMENTOS (CAPES/PGPTA)				

Reuniu-se na Sala 206 do Bloco 1M, Campus Santa Mônica, da Universidade Federal de Uberlândia, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, assim composta: Professores Doutores: Antonio Carlos Shimano - USP; Edson Antonio Capello Sousa - UNESP; Arthur Alves Fiocchi - FEMEC/UFU; Roberto Mendes Finzi Neto - FEMEC/UFU e Cleudmar Amaral de Araújo - FEMEC/UFU, orientador do candidato.

Iniciando os trabalhos o presidente da mesa, Dr. Cleudmar Amaral de Araújo, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato, agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovado.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Arthur Alves Fiocchi, Professor(a) do Magistério Superior**, em 21/02/2020, às 14:44, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Roberto Mendes Finzi Neto, Professor(a) do Magistério Superior**, em 21/02/2020, às 14:46, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Edson Antonio Capello Sousa, Usuário Externo**, em 21/02/2020, às 14:47, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Cleudmar Amaral de Araujo, Professor(a) do Magistério Superior**, em 21/02/2020, às 14:49, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Prof. Dr. Antonio Carlos Shimano, Usuário Externo**, em 21/02/2020, às 14:52, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **1884073** e o código CRC **D5155F8B**.

Dedico este trabalho a todas as pessoas que de alguma forma proporcionaram a minha aprendizagem, ajudando-me a construir os meus caminhos.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Federal de Uberlândia e à Faculdade de Engenharia Mecânica pela oportunidade de realizar este curso.

Aos meus pais que serviram de instrumento para a minha existência, dedicando-se a cumprir honradamente com a minha criação.

Ao meu pai, especificamente, por ser guia e fonte de inspiração para os rumos que procuro seguir na minha vida.

À minha mãe por estar presente e auxiliando nos rumos da minha carreira acadêmica-profissional.

A todos os meus familiares, na forma de irmãos, tios, primos, cunhados e outros que proporcionaram uma estrutura psicossocial para a minha formação pessoal.

Aos meus filhos e à minha esposa por me garantir segurança, otimismo e tranquilidade na conclusão desta importante etapa de minha vida, e seguirem comigo...

À todas as pessoas, na forma de amigos, colegas e companheiros que me moveram através dos anos, incentivando-me a seguir à diante.

Aos pesquisadores e autores que me forneceram o melhor do estado da técnica e da arte no tema desta pesquisa, trazendo as melhores respostas, alternativas e soluções nos momentos mais oportunos.

Às agências de fomentos CAPES/PGPTA, FAPEMIG e CNPq pelo apoio financeiro para a concretização desta pesquisa.

Especialmente ao meu orientador Cleudmar Amaral de Araújo que deu sustento a este trabalho, guiando-me nos momentos mais críticos do seu desenvolvimento, além de me confiar este tema de objeto de pesquisa, tão fascinante e privilegiado. Como excelente orientador, o prof. Cleudmar nos deu a poesia, para que dela construíssemos o poema.

Especialmente à minha professora Sonia A. Goulart de Oliveira que me guiou e me acolheu neste projeto, atuando como uma profissional de excelência e uma pessoa honorável.

Aos conjuntos do Laboratório de Projetos Mecânicos “Prof. Henner Alberto Gomide”, da Sala FEMEC-CIMNE e do CINTESP.Br (Centro Brasileiro de Referência em Inovações Tecnológicas para Esportes Paralímpicos) por me conceder os instrumentos de pesquisa necessários e proporcionar a condição de fazer parte de um grupo de pesquisa tão profissional.

Aos colegas e equipes de laboratório que caminharam lado a lado nesta trajetória.

Às secretárias – Kelly Rúbia Costa, Lucimara Esther de Oliveira e Cristiane Moreira Caixeta Picosse por serem tão prestativas, amáveis e atenciosas.

Ao colegiado do Programa de Pós-graduação que conduziu o quadriênio da minha formação com brilhantismo e competência.

Aos amigos de longa data, que se mantêm vivos e atuantes na minha vida, sempre provando que uma sociedade irmã é possível e essencial a este planeta.

*“Aquele que vê não pode ser reduzido a aquilo
que é visto”. (RAJNEESH, M. C.)*

CARDOSO, Lucas de Souza. **Prescrição Automatizada de Cadeiras de Rodas de Alto Rendimento e de Vida Diária**. 02/2020. 530 f. Tese de Doutorado, Universidade Federal de Uberlândia, MG, Brasil.

Resumo

Atualmente, uma das principais dificuldades para as indústrias de cadeiras de rodas sob medida é a indisponibilidade de um sistema prescritivo que garanta a reprodução confiável e precisa das características pessoais do usuário final. Os procedimentos convencionais de prescrição de cadeiras de rodas ainda são pouco eficientes, e não proporcionam uma condição ideal de fabricação. E um dos importantes desafios está no entendimento de como as características ergo-antropométricas do cadeirante precisam encontrar uma correlação direta e objetiva com o projeto da cadeira de rodas. Os sistemas atuais exigem a presença de um profissional habilitado, ou na maioria dos casos, é feito através do preenchimento de uma ficha prescritiva, posteriormente encaminhada para o fabricante. A proposta deste trabalho foi desenvolver um equipamento de múltiplas regulagens para simular o perfil customizado para um determinado modelo de cadeira de rodas que tenha como base as características ergo-antropométricas do cadeirante. A constituição deste equipamento considera as naturezas correlacionadas à personalização da cadeira de rodas, que são as medidas antropométricas da pessoa e as suas relações ergonômicas com a utilização da cadeira. Associado ao projeto e validação deste equipamento foi desenvolvido uma metodologia automatizada de parametrização de cadeira de rodas de alto rendimento e de vida diária. Este sistema foi desenvolvido para 09 tipos de cadeiras de rodas diferentes (que atendem 13 modalidades) utilizando configurações inovadoras e com modificação automatizada da estrutura com mínima interferência de um projetista. Com isso, os tempos de desenvolvimento e fabricação das cadeiras de rodas de alto rendimento e vida diária são drasticamente reduzidos. Outra vantagem de toda a metodologia de prescrição é a possibilidade de uma pré-avaliação de um ajuste no equipamento através de 20 diferentes tipos de regulagens e que considera as características fisiológicas, o ambiente de vivência e o estilo de vida do cadeirante. O equipamento e as novas cadeiras foram validados utilizando modelagem por elementos finitos. O processo completo de prescrição foi validado para cadeiras de rodas de vida diária, do tênis de quadra e campo, tênis de mesa, esgrima, bocha paralímpica, tiro ao alvo ou com arco e ciclismo em manocletas. Os testes experimentais proporcionaram a personalização destes modelos para os paratletas avaliados com as suas respectivas fichas de prescrição emitidas. Os resultados também proporcionaram alguns esclarecimentos e alterações na autopercepção psicomotora destes paratletas durante testes com diversas configurações, revelando aspectos importantes de suas ergo-antropometrias. Para os paratletas avaliados a metodologia, como um todo, proporciona conforto, segurança, adequação física e compatibilidade ergonômica, além da modelagem adequada das cadeiras de rodas. Foi unânime, entre os paratletas avaliados, a recomendação da metodologia de prescrição para terceiros. Para todos os atletas avaliados foram gerados de forma automatizada todos os modelos de cadeiras de rodas.

Palavras-Chave: *Cadeiras de Rodas de Alto Rendimento, Cadeira de Rodas de Vida Diária, Paradesporto, Atletas Paralímpicos, Pessoas com Deficiência, Prescrição de Cadeira de Rodas.*

CARDOSO, Lucas de Souza. **Automated Prescription Methodology for High Performance and Daily Use Wheelchairs**. 02/2020. 530 p. PhD. Thesis, Federal University of Uberlandia, MG, Brazil.

Abstract

Currently, one of the main difficulties for tailor-made wheelchair industries is the unavailability of a prescriptive system that guarantees the reliable and accurate reproduction of the personal characteristics of the end-user. Conventional wheelchair prescription procedures are still inefficient and do not provide an ideal manufacturing condition. However, one of the essential challenges is in understanding how the wheelchair's ergo-anthropometric characteristics need to find a direct and objective correlation with the design of the wheelchair. Current systems require the presence of a qualified professional, or in most cases, it is done by filling out a prescriptive form sent online to the manufacturer. The purpose of this work was to develop a device with multiple adjustments to simulate the customized profile for a given wheelchair model that is based on the ergo-anthropometric characteristics of the wheelchair user. The constitution of this equipment considers the natures correlated to the personalization of the wheelchair, which are the person's anthropometric measurements and their ergonomic relationships with the use of the chair. An automated methodology for parameterizing high-performance wheelchairs and daily life was developed associated with the design and validation of this equipment. This system was developed for 09 different types of wheelchairs (serving 13 modalities) using innovative configurations and with automated modification of the structure with minimal interference from a designer. As a result, times for developing and manufacturing high-performance wheelchairs and daily life are drastically reduced. Another advantage of the entire prescription methodology is the possibility of pre-evaluating an adjustment to the equipment through 22 different types of adjustments and taking into account the physiological characteristics, the living environment and the lifestyle of the wheelchair user. The equipment and the new chairs were validated using finite element modeling. The complete prescription process has been validated for wheelchairs of daily life, indoor and outdoor tennis, table tennis, fencing, Paralympic bocce ball, target shooting or archery and cycling on sticks. The experimental tests provided the customization of these models for the evaluated athletes with their respective issued prescription forms. The results also provided some clarifications and changes in the psychomotor self-perception of these athletes during tests with different configurations, revealing essential aspects of their ergo-anthropometries. For the evaluated athletes, the methodology, as a whole, provides comfort, safety, physical fitness and ergonomic compatibility, in addition to the adequate modeling of wheelchairs. Among the evaluated athletes, the prescription methodology recommendation to third parties was unanimous. All models of wheelchairs for all evaluated athletes were automatically generated.

Keywords: *High-performance Wheelchairs, Daily Use Wheelchairs, Para-sport, Paralympic Athletes, Peoples with Disabilities, Wheelchairs Prescription.*

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1	Equipamento de Personalização de Cadeiras de Rodas (SWCE) projetado.....	03
Figura 1.2	Processo ideal de prescrição de uma cadeira de rodas.....	04
Figura 2.1	Modelos de Cadeiras de Rodas Esportivas.....	11
Figura 2.2	Organograma da classificação funcional do basquetebol.....	13
Figura 2.3	Organogramas da classificação funcional dos esportes paralímpicos em cadeiras de rodas ativas.....	15
Figura 2.4	Condições fundamentais de prescrição de cadeiras de rodas.....	16
Figura 2.5	Tempo de movimento nos testes com a cadeira específica e a cadeira genérica.....	16
Figura 2.6	Percepção subjetiva de Conforto entre a Cadeira Específica e a Genérica.....	17
Figura 2.7	Dimensões de Prescrição de Cadeiras de Rodas.....	19
Figura 2.8	Corpo humano com os pontos somatométricos projetados sobre o esqueleto.....	20
Figura 2.9	Mensuração da antropometria física pelo método tradicional.....	22
Figura 2.10	Regiões de maior efeito de contato entre o corpo humano e a cadeira de rodas.....	26
Figura 2.11	Região de contato na Cadeira de Rodas.....	27
Figura 2.12	Região dos membros inferiores mais afetadas pelo efeito de contato.....	27
Figura 2.13	Região posterior do dorso mais afetada pelo efeito de contato.....	28
Figura 2.14	Estrutura musculoesquelética.....	30
Figura 2.15	Hipertrofia e atrofia muscular.....	31
Figura 2.16	Dobras cutâneas.....	33
Figura 2.17	Planos antropométricos do corpo humano.....	35
Figura 2.18	Cinesiologia de alto rendimento em cadeiras de rodas.....	37

Figura 2.19	Cinesiologia nas cadeiras de alto rendimento e nas cadeiras de uso diário.....	38
Figura 2.20	Cinesiologia de alto rendimento no handebol.....	39
Figura 2.21	Cinesiologia de alto rendimento no basquetebol.....	39
Figura 2.22	Cinesiologia de alto rendimento no rúgbi.....	40
Figura 2.23	Cinesiologia de alto rendimento no tênis.....	41
Figura 2.24	Cinesiologia dos aros de propulsão no tênis.....	42
Figura 2.25	Cinesiologia de alto rendimento na esgrima.....	42
Figura 2.26	Cinesiologia de alto rendimento no parabadminton.....	43
Figura 2.27	Cinesiologia de alto rendimento na cadeira de rodas de uso diário.....	43
Figura 2.28	Cinesiologia de alto rendimento na propulsão da cadeira de rodas.....	44
Figura 2.29	Métodos convencional e ideal de fabricação de cadeiras de rodas.....	46
Figura 2.30	Processos de produção generalizados.....	47
Figura 2.31	Processo de soldagem na fabricação de uma cadeira de rodas personalizada.....	47
Figura 2.32	Fluxograma de fabricação industrial de cadeiras de rodas personalizadas.....	48
Figura 3.1	Protótipo do SWCE utilizado como referência para o sistema de prescrição automatizada de cadeiras de rodas.....	51
Figura 3.2	Vistas do SWCE.....	52
Figura 3.3	Especificações geométricas do SWCE.....	52
Figura 3.4	Parametrização global dos ajustes do SWCE.....	54
Figura 3.5	Parametrização dos ajustes do SWCE no plano frontal.....	55
Figura 3.6	Parametrização dos ajustes do SWCE no plano lateral.....	56
Figura 3.7	Sistema de medição e controle de ajustes do SWCE.....	58

Figura 3.8	Sistema de medição e controle instalado no módulo da base do SWCE.....	59
Figura 3.9	Sistema de medição e controle instalado nos módulos do assento e do encosto do SWCE.....	59
Figura 3.10	Sistema de medição e controle instalado nos módulos de cambagem dos rodantes e de inclinação do apoio dos pés do SWCE.....	60
Figura 3.11	Sistema de medição e controle instalado no módulo do encosto do SWCE.....	60
Figura 3.12	Sistema de medição e controle instalado nos módulos do assento e de apoio dos pés no SWCE.....	61
Figura 3.13	Sistema de medição e controle com nivelador instalado nos módulos do assento e da cambagem dos rodantes do SWCE.....	61
Figura 3.14	Sistema de medição e controle com nivelador instalado no módulo do assento do SWCE.....	62
Figura 3.15	Sistema de segurança contra quedas e falhas no módulo do assento.....	63
Figura 3.16	Módulo do assento antes do sistema de segurança associado.....	63
Figura 3.17	Sistema de segurança associado ao assento do SWCE.....	64
Figura 3.18	Sistema de frenagem mecânica para o controle do esforço de propulsão.....	65
Figura 3.19	Composição das forças de propulsão manual da cadeira de rodas.....	66
Figura 3.20	Componentes do sistema de frenagem mecânica dos rodantes.....	67
Figura 3.21	Projeto do volante de inércia e sistema de frenagem.....	68
Figura 3.22	Detalhe do acionamento do parafuso de potência na frenagem.....	70
Figura 3.23	Diagrama de corpo livre do acionamento da frenagem com o parafuso de potência.....	70
Figura 3.24	Deslocamento do momento da força durante o torque manual.....	73
Figura 3.25	Sistema de freio-tambor com sapata externa curta e longa.....	75
Figura 3.26	Diagrama de corpo livre do sistema de freio-tambor com sapata externa longa.....	76
Figura 3.27	Diagrama de corpo livre do sistema de rotação do SWCE.....	82
Figura 3.28	Gráfico de tendência da liberação de energia cinética da roda de propulsão comercial.....	89

Figura 3.29	Volante de inércia dimensionado para suavização do sistema de propulsão do SWCE.....	90
Figura 3.30	Projeto do volante de inércia acoplado ao SWCE.....	91
Figura 3.31	Condições de projeto do volante de inércia acoplado ao SWCE.....	91
Figura 3.32	Projeto do volante de inércia acoplado ao seu sistema de frenagem.....	92
Figura 3.33	Detalhe do sistema de frenagem para o volante de inércia.....	92
Figura 3.34	Gráfico da energia cinética total do sistema roda de propulsão e volante de inércia.....	93
Figura 3.35	Gráfico de tendência da liberação de energia cinética do sistema de propulsão do SWCE.....	94
Figura 3.36	Base de cálculo dos exercícios experimentais de propulsão.....	96
Figura 3.37	Calibração dos ciclocomputadores dos rodantes de propulsão.....	97
Figura 3.38	Calibração do sistema de resistência dos rodantes de propulsão.....	97
Figura 3.39	Calibração dos Instrumentos de Medição (A, B, I e J).....	99
Figura 3.40	Calibração dos Instrumentos de Medição (C, D, E, F, G, H, M, N, Q, R e U).....	99
Figura 3.41	Calibração dos Instrumentos de Medição (K, L, O, P, S e T).....	99
Figura 4.1	Fluxograma do processo protocolar de prescrição automatizada.....	102
Figura 4.2	Ficha de Prescrição com <i>Anamnese</i> do Participante.....	103
Figura 4.3	Formulário de <i>Coleta de Dados Quali-quantitativos Antropométricos e Ergonômicos</i>	104
Figura 4.4	Formulário de <i>Coleta de Dados Qualitativos da Percepção Psicomotora Global</i>	105
Figura 4.5	Formulário <i>Comparativo entre a Cadeira de Rodas Pessoal e a Simulação do SWCE</i>	106
Figura 4.6	Correlação entre a modelagem anatômica do participante e a sua percepção cognitiva.....	108
Figura 5.1	Desenho esquemático do perfil de trefilado tubular anatômico projetado para o desenvolvimento dos modelos de cadeira de rodas.....	114
Figura 5.2	Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	116

Figura 5.3	Propriedades geométricas da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	116
Figura 5.4	Desenho esquemático da montagem da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	117
Figura 5.5	Desenho detalhado do quadro estrutural da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	118
Figura 5.6	Desenho esquemático das vistas projetadas da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	119
Figura 5.7	Alternativa do Descanso de Braços substituindo o Protetor de Quadril.....	120
Figura 5.8	Garfo dianteiro com rodante de uso diário.....	121
Figura 5.9	Sistema de frenagem dos rodantes da cadeira de rodas.....	122
Figura 5.10	Roda de propulsão com os componentes de acoplamento.....	123
Figura 5.11	Apoio dos pés da cadeira de rodas de uso diário.....	124
Figura 5.12	Ajustador de inclinação do encosto da cadeira de rodas de uso diário.....	125
Figura 5.13	Sistema de propulsão assistiva da cadeira de rodas de uso diário.....	125
Figura 5.14	Parametrização do Quadro Estrutural e Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	127
Figura 5.15	Parametrização do apoio dos pés da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	130
Figura 5.16	Parametrização do descanso de braços e do adaptador de cambagem dos rodantes da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	130
Figura 5.17	Ajuste da largura do assento com tolerância adicional de dois centímetros.....	131
Figura 5.18	Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.....	132
Figura 5.19	Propriedades geométricas da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.....	133
Figura 5.20	Desenho esquemático da montagem da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.....	133
Figura 5.21	Desenho detalhado do quadro estrutural da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.....	134
Figura 5.22	Desenho esquemático das vistas projetadas da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.....	136
Figura 5.23	Detalhes da montagem do encosto ergonômico.....	137

Figura 5.24	Configurações do encosto ergonômico.....	138
Figura 5.25	Configuração dos modos leito e pró-esportivo.....	138
Figura 5.26	Alternativa do Descanso de Braços substituindo o Protetor de Quadril.....	139
Figura 5.27	Alternativa de remoção do encosto ergonômico da cadeira de rodas de uso diário.....	139
Figura 5.28	Montagem do dispositivo anti-tombo removível da cadeira de rodas de uso diário.....	140
Figura 5.29	Manoplas de propulsão assistiva da cadeira de rodas de uso diário com encosto ergonômico.....	140
Figura 5.30	Parametrização do Quadro Estrutural e Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.....	142
Figura 5.31	Parametrização do Encosto Ergonômico.....	145
Figura 5.32	Parametrização do Apoio dos Pés.....	145
Figura 5.33	Parametrização do Descanso de Braço e do Adaptador de Cambagem.....	146
Figura 5.34	Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.....	147
Figura 5.35	Propriedades geométricas da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.....	147
Figura 5.36	Desenho esquemático da montagem da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.....	149
Figura 5.37	Desenho detalhado do quadro estrutural da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.....	149
Figura 5.38	Desenho esquemático das vistas projetadas da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.....	151
Figura 5.39	Garfo dianteiro esportivo com rodízio.....	151
Figura 5.40	Roda de propulsão esportiva com os componentes de acoplamento.....	152
Figura 5.41	Apoio dos pés da cadeira de rodas esportiva de basquetebol e handebol.....	153
Figura 5.42	Parametrização do Quadro Estrutural da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.....	154
Figura 5.43	Parametrização do Apoio dos Pés e do Adaptador de Cambagem da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.....	157
Figura 5.44	Manobra na competição de basquetebol que solicita o dispositivo anti-tombo duplo.....	158

Figura 5.45	Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com dispositivo anti-tombo duplo.....	159
Figura 5.46	Propriedades geométricas da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com dispositivo anti-tombo duplo.....	159
Figura 5.47	Desenho esquemático da montagem da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com dispositivo anti-tombo duplo.....	160
Figura 5.48	Desenho detalhado do quadro estrutural da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com dispositivo anti-tombo duplo.....	160
Figura 5.49	Desenho esquemático das vistas projetadas da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com dispositivo anti-tombo duplo.....	161
Figura 5.50	Parametrização do Quadro Estrutural da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo.....	163
Figura 5.51	Parametrização do Apoio dos Pés e do Adaptador de Cambagem da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo.....	165
Figura 5.52	Cadeira de Rodas de Parabadminton.....	167
Figura 5.53	Propriedades geométricas da Cadeira de Rodas de Parabadminton.....	167
Figura 5.54	Desenho esquemático da montagem da Cadeira de Rodas de Parabadminton.....	168
Figura 5.55	Desenho detalhado do quadro estrutural da Cadeira de Rodas de Parabadminton.....	168
Figura 5.56	Desenho esquemático das vistas projetadas da Cadeira de Rodas de Parabadminton.....	169
Figura 5.57	Parametrização do Quadro Estrutural da Cadeira de Rodas de Parabadminton.....	171
Figura 5.58	Parametrização do Apoio dos Pés e do Adaptador de Cambagem da Cadeira de Rodas de Parabadminton.....	173
Figura 5.59	Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.....	174
Figura 5.60	Propriedades geométricas da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.....	174
Figura 5.61	Desenho esquemático da montagem da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.....	175
Figura 5.62	Desenho detalhado do quadro estrutural da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.....	176
Figura 5.63	Desenho detalhado das molas do para-choque da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.....	176
Figura 5.64	Desenho esquemático das vistas projetadas da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.....	178
Figura 5.65	Garfo dianteiro esportivo com rodízio.....	179

Figura 5.66	Roda de propulsão esportiva com os componentes de acoplamento.....	179
Figura 5.67	Apoio dos pés da cadeira de rodas esportiva de rúgbi.....	180
Figura 5.68	Parametrização do Quadro Estrutural da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.....	183
Figura 5.69	Parametrização do Apoio dos Pés e do Adaptador de Cambagem da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.....	184
Figura 5.70	Parametrização do Apoio dos Pés da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.....	184
Figura 5.71	Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.....	185
Figura 5.72	Propriedades geométricas da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.....	186
Figura 5.73	Desenho esquemático da montagem da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.....	186
Figura 5.74	Desenho detalhado do quadro estrutural da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.....	187
Figura 5.75	Desenho esquemático das vistas projetadas da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.....	188
Figura 5.76	Mola de amortecimento do para-choque de bloqueio da cadeira de rodas de rúgbi defesa.....	189
Figura 5.77	Configurações de acoplamento da mola de amortecimento no para-choque de bloqueio.....	190
Figura 5.78	Parametrização do Quadro Estrutural da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.....	193
Figura 5.79	Parametrização do Apoio dos Pés e do Adaptador de Cambagem da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.....	193
Figura 5.80	Parametrização do Apoio dos Pés da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.....	194
Figura 5.81	Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.....	195
Figura 5.82	Propriedades geométricas da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.....	195
Figura 5.83	Desenho esquemático da montagem da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.....	196
Figura 5.84	Desenho detalhado do quadro estrutural da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.....	196
Figura 5.85	Desenho esquemático das vistas projetadas da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.....	197
Figura 5.86	Parametrização do Quadro Estrutural da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.....	199

Figura 5.87	Parametrização do Apoio dos Pés e do Adaptador de Cambagem da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.....	201
Figura 5.88	Manocleta de Corrida (<i>Handbike</i>).....	202
Figura 5.89	Propriedades geométricas da Manocleta de Corrida (<i>Handbike</i>).....	203
Figura 5.90	Desenho esquemático da montagem da Manocleta de Corrida.....	204
Figura 5.91	Desenho detalhado do quadro estrutural da Manocleta de Corrida.....	205
Figura 5.92	Desenho detalhado do <i>cockpit</i> do assento da Manocleta de Corrida.....	205
Figura 5.93	Desenho esquemático das vistas projetadas da Manocleta de Corrida.....	206
Figura 5.94	Desenho detalhado do garfo esportivo da Manocleta de Corrida.....	207
Figura 5.95	Desenho detalhado do rodante dianteiro da Manocleta de Corrida.....	208
Figura 5.96	Desenho detalhado do rodante traseiro da Manocleta de Corrida.....	208
Figura 5.97	Componentes de montagem da Manocleta de Corrida.....	209
Figura 5.98	Dispositivos de regulação permanente da Manocleta de Corrida.....	210
Figura 5.99	Parametrização do Quadro Estrutural e do <i>Cockpit</i> da Manocleta de Corrida.....	211
Figura 5.100	Parâmetro Angular de Ajuste da Extensão de Afunilamento das Coxas e Panturrilhas.....	213
Figura 5.101	Condição de correlação entre o parâmetro de Ajuste da Extensão de Afunilamento das Pernas no SWCE e nas Cadeiras de Rodas Modeladas.....	214
Figura 5.102	Análise trigonométrica do ajuste angular da Extensão de Afunilamento das Pernas.....	215
Figura 5.103	Importação da geometria da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	218
Figura 5.104	Geração de malha de elementos da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	219
Figura 5.105	Condições de Contorno e Carregamento da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	220
Figura 5.106	Importação da geometria de Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	220
Figura 5.107	Geração de malha de elementos do Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	221

Figura 5.108	Condições de Contorno e Carregamento do Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	221
Figura 5.109	Importação da geometria da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	222
Figura 5.110	Geração de malha de elementos da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.....	223
Figura 5.111	Condições de Contorno e Carregamento da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.....	223
Figura 5.112	Importação da geometria de Encosto Ergonômico da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	224
Figura 5.113	Geração de malha de elementos do Encosto Ergonômico da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	224
Figura 5.114	Condições de Contorno e Carregamento do Encosto Ergonômico da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	225
Figura 5.115	Importação da geometria da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.....	226
Figura 5.116	Geração de malha de elementos da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.....	226
Figura 5.117	Condições de Contorno e Carregamento da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.....	227
Figura 5.118	Importação da geometria da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo.....	228
Figura 5.119	Geração de malha de elementos da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo.....	228
Figura 5.120	Condições de Contorno e Carregamento da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo.....	229
Figura 5.121	Importação da geometria da Cadeira de Rodas de Parabadminton.....	230
Figura 5.122	Geração de malha de elementos da Cadeira de Rodas de Parabadminton.....	230
Figura 5.123	Condições de Contorno e Carregamento da Cadeira de Rodas de Parabadminton.....	231
Figura 5.124	Importação da geometria da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.....	232
Figura 5.125	Geração de malha de elementos da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.....	232
Figura 5.126	Condições de Contorno e Carregamento da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.....	233
Figura 5.127	Importação da geometria da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.....	234
Figura 5.128	Geração de malha de elementos da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.....	234

Figura 5.129	Condições de Contorno e Carregamento da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.....	235
Figura 5.130	Importação da geometria da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.....	236
Figura 5.131	Geração de malha de elementos da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.....	236
Figura 5.132	Condições de Contorno e Carregamento da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.....	237
Figura 5.133	Importação da geometria da Manocleta de Ciclismo com o Garfo Esportivo.....	238
Figura 5.134	Geração de malha de elementos da Manocleta de Ciclismo.....	238
Figura 5.135	Geração de malha de elementos do Garfo Esportivo da Manocleta de Ciclismo.....	239
Figura 5.136	Condições de Contorno e Carregamento da Manocleta de Ciclismo.....	239
Figura 5.137	Condições de Contorno e Carregamento do Garfo Esportivo da Manocleta de Ciclismo.....	240
Figura 5.138	Importação das geometrias dos componentes estruturais dos modelos.....	241
Figura 5.139	Geração de malha de elementos do componente da haste de apoio da base dos pés.....	242
Figura 5.140	Geração de malha de elementos do componente ajustador de inclinação do encosto de uso diário.....	242
Figura 5.141	Geração de malha de elementos do componente garfo dianteiro de uso diário.....	243
Figura 5.142	Geração de malha de elementos do componente da base de apoio dos pés.....	243
Figura 5.143	Geração de malha de elementos do componente adaptador de cambagem das rodas de propulsão.....	244
Figura 5.144	Geração de malha de elementos do componente eixo de acoplagem rápida dos rodantes.....	244
Figura 5.145	Geração de malha de elementos do componente garfo esportivo dianteiro.....	244
Figura 5.146	Condições de Contorno e Carregamento do componente da haste de apoio da base dos pés.....	245
Figura 5.147	Condições de Contorno e Carregamento do componente ajustador de inclinação do encosto de uso diário.....	246
Figura 5.148	Condições de Contorno e Carregamento do componente garfo dianteiro de uso diário.....	246
Figura 5.149	Condições de Contorno e Carregamento do componente da base de apoio dos pés.....	247

Figura 5.150	Condições de Contorno e Carregamento do componente adaptador de cambagem das rodas de propulsão.....	247
Figura 5.151	Condições de Contorno e Carregamento do componente eixo de acoplagem rápida dos rodantes.....	248
Figura 5.152	Condições de Contorno e Carregamento do componente garfo esportivo dianteiro.....	248
Figura 6.1	Abrangência da Metodologia de Prescrição de Cadeiras de Rodas com o SWCE.....	249
Figura 6.2	Relações de abrangências das deficiências físicas.....	250
Figura 6.3	Equipamento SWCE fabricado e montado.....	252
Figura 6.4	Soldagem na base estrutural do SWCE.....	253
Figura 6.5	Primeira mostra dos Instrumentos de medição instalados no SWCE.....	254
Figura 6.6	Segunda mostra dos Instrumentos de medição instalados no SWCE.....	255
Figura 6.7	Terceira mostra dos Instrumentos de medição instalados no SWCE.....	256
Figura 6.8	Equiparação entre diâmetros diferentes de rodantes e suas influências.....	257
Figura 6.9	“Cadeira de Rodas Pessoal” do Participante 1.....	259
Figura 6.10	Personalização de Cadeira de Rodas com o SWCE (Participante 1).....	260
Figura 6.11	Configuração inicial do <i>tilt</i> do assento (Participante 1).....	264
Figura 6.12	Parâmetros da modelagem da cadeira de rodas de tênis (Participante 1).....	264
Figura 6.13	Cadeira de Rodas Personalizada de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima (Participante 1).....	265
Figura 6.14	Vistas da Cadeira de Rodas Personalizada de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima (Participante 1).....	266
Figura 6.15	Plano Isométrico da Personalização da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima (Participante 1).....	267
Figura 6.16	Plano Superior da Personalização da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima (Participante 1).....	267
Figura 6.17	Plano Lateral da Personalização da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima (Participante 1).....	268
Figura 6.18	Plano Frontal da Personalização da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima (Participante 1).....	268

Figura 6.19	Parametrização da haste de apoio dos pés da cadeira de tênis (Participante 1).....	269
Figura 6.20	Parametrização da base de apoio dos pés da cadeira de tênis (Participante 1).....	269
Figura 6.21	Parametrização de adaptador de cambagem da cadeira de tênis (Participante 1).....	270
Figura 6.22	Parâmetros da modelagem da cadeira de rodas de uso diário (Participante 1).....	272
Figura 6.23	Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 1).....	273
Figura 6.24	Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com o Descanso de Braços (Participante 1).....	273
Figura 6.25	Vistas da Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 1).....	274
Figura 6.26	Plano Isométrico da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 1).....	275
Figura 6.27	Plano Superior da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 1).....	275
Figura 6.28	Plano Lateral da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 1).....	276
Figura 6.29	Plano Superior da Personalização do Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 1).....	276
Figura 6.30	Plano Lateral da Personalização do Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 1).....	277
Figura 6.31	Parametrização da haste de apoio dos pés da cadeira de uso diário (Participante 1).....	277
Figura 6.32	Parametrização da base de apoio dos pés da cadeira de uso diário (Participante 1).....	278
Figura 6.33	Parametrização do adaptador de cambagem da cadeira de uso diário (Participante 1).....	278
Figura 6.34	Parametrização do descanso de braços da cadeira de uso diário (Participante 1).....	279
Figura 6.35	Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico (Participante 1).....	280
Figura 6.36	Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico e o Descanso de Braços (Participante 1).....	280
Figura 6.37	Vistas da Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico (Participante 1).....	281
Figura 6.38	Plano Isométrico da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico (Participante 1).....	282

Figura 6.39	Plano Superior da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico (Participante 1).....	282
Figura 6.40	Plano Lateral da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico (Participante 1).....	283
Figura 6.41	Configuração do Encosto Ergonômico da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 1).....	283
Figura 6.42	Parâmetros da modelagem da manocleta de ciclismo (Participante 1).....	284
Figura 6.43	Manocleta de ciclismo personalizada (Participante 1).....	284
Figura 6.44	Plano Isométrico da Personalização da Manocleta de Ciclismo (Participante 1).....	285
Figura 6.45	Plano Superior da Personalização da Manocleta de Ciclismo (Participante 1).....	285
Figura 6.46	Plano Lateral da Personalização da Manocleta de Ciclismo (Participante 1).....	286
Figura 6.47	Plano Isométrico da Personalização do <i>Cockpit</i> da Manocleta de Ciclismo (Participante 1).....	286
Figura 6.48	Plano Superior da Personalização do <i>Cockpit</i> da Manocleta de Ciclismo (Participante 1).....	287
Figura 6.49	Plano Lateral da Personalização do <i>Cockpit</i> da Manocleta de Ciclismo (Participante 1).....	287
Figura 6.50	Plano superior da configuração personalizada da manocleta de ciclismo (Participante 1).....	288
Figura 6.51	Plano lateral da configuração personalizada da manocleta de ciclismo (Participante 1).....	288
Figura 6.52	Gráfico da percepção psicomotora dos ajustes personalizados (Participante 1).....	291
Figura 6.53	Gráfico Comparativo entre a Cadeira de Rodas Pessoal e o SWCE (Participante 1).....	292
Figura 6.54	Gráfico Comparativo de Conforto: CR x SWCE (Participante 1).....	293
Figura 6.55	Gráfico Comparativo de Segurança: CR x SWCE (Participante 1).....	294
Figura 6.56	Gráfico Comparativo de Adequação Ergonômica: CR x SWCE (Participante 1).....	295
Figura 6.57	Gráfico Comparativo de Sensação de Compatibilidade Física: CR x SWCE (Participante 1).....	296
Figura 6.58	Gráficos da Energia Cinética nos Exercícios de Propulsão (Participante 1).....	297
Figura 6.59	Gráficos da Potência Mecânica nos Exercícios de Propulsão (Participante 1).....	299

Figura 6.60	“Cadeira de Rodas Pessoal” do Participante 2.....	301
Figura 6.61	Personalização de Cadeira de Rodas com o SWCE (Participante 2).....	301
Figura 6.62	Ajustes ergo-antropométricos do Participante 2.....	304
Figura 6.63	Parâmetros da modelagem da cadeira de rodas de tênis (Participante 2).....	305
Figura 6.64	Cadeira de Rodas Personalizada de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima (Participante 2).....	306
Figura 6.65	Vistas da Cadeira de Rodas Personalizada de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima (Participante 2).....	307
Figura 6.66	Plano Isométrico da Personalização da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima (Participante 2).....	307
Figura 6.67	Plano Superior da Personalização da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima (Participante 2).....	308
Figura 6.68	Plano Lateral da Personalização da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima (Participante 2).....	308
Figura 6.69	Plano Frontal da Personalização da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima (Participante 2).....	309
Figura 6.70	Parametrização da haste de apoio dos pés da cadeira de tênis (Participante 2).....	309
Figura 6.71	Parametrização da base de apoio dos pés da cadeira de tênis (Participante 2).....	310
Figura 6.72	Parametrização de adaptador de cambagem da cadeira de tênis (Participante 2).....	310
Figura 6.73	Parâmetros da modelagem da cadeira de rodas de uso diário (Participante 2).....	313
Figura 6.74	Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 2).....	314
Figura 6.75	Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com o Descanso de Braços (Participante 2).....	314
Figura 6.76	Vistas da Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 2).....	315
Figura 6.77	Plano Isométrico da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 2).....	315
Figura 6.78	Plano Superior da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 2).....	316
Figura 6.79	Plano Lateral da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 2).....	316
Figura 6.80	Plano Superior da Personalização do Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 2).....	317

Figura 6.81	Plano Lateral da Personalização do Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 2).....	317
Figura 6.82	Parametrização da haste de apoio dos pés da cadeira de uso diário (Participante 2).....	318
Figura 6.83	Parametrização da base de apoio dos pés da cadeira de uso diário (Participante 2).....	318
Figura 6.84	Parametrização do adaptador de cambagem da cadeira de uso diário (Participante 2).....	319
Figura 6.85	Parametrização do descanso de braços da cadeira de uso diário (Participante 2).....	319
Figura 6.86	Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico (Participante 2).....	320
Figura 6.87	Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico e o Descanso de Braços (Participante 2).....	321
Figura 6.88	Vistas da Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico (Participante 2).....	322
Figura 6.89	Plano Isométrico da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico (Participante 2).....	322
Figura 6.90	Plano Superior da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico (Participante 2).....	323
Figura 6.91	Plano Lateral da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico (Participante 2).....	323
Figura 6.92	Configuração do Encosto Ergonômico da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 2).....	324
Figura 6.93	Plano superior da configuração personalizada da manocleta de ciclismo (Participante 2).....	325
Figura 6.94	Plano lateral da configuração personalizada da manocleta de ciclismo (Participante 2).....	325
Figura 6.95	Gráfico da percepção psicomotora dos ajustes personalizados (Participante 2).....	328
Figura 6.96	Gráfico Comparativo entre a Cadeira de Rodas Pessoal e o SWCE (Participante 2).....	329
Figura 6.97	Gráfico Comparativo de Conforto: CR x SWCE (Participante 2).....	330
Figura 6.98	Gráfico Comparativo de Segurança: CR x SWCE (Participante 2).....	331
Figura 6.99	Gráfico Comparativo de Adequação Ergonômica: CR x SWCE (Participante 2).....	332
Figura 6.100	Gráfico Comparativo de Sensação de Compatibilidade Física: CR x SWCE (Participante 2).....	333

Figura 6.101	Gráficos da Energia Cinética nos Exercícios de Propulsão (Participante 2).....	334
Figura 6.102	Medição das velocidades de propulsão (Participante 2).....	335
Figura 6.103	Gráficos da Potência Mecânica nos Exercícios de Propulsão (Participante 2).....	336
Figura 6.104	Deslocamento geométrico máximo da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	338
Figura 6.105	Tensões Equivalentes no Quadro Estrutural da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	338
Figura 6.106	Deslocamento geométrico máximo do Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	339
Figura 6.107	Tensões Equivalentes no Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	340
Figura 6.108	Tensões Equivalentes Máximas no Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	340
Figura 6.109	Deslocamento geométrico máximo da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.....	341
Figura 6.110	Tensões Equivalentes no Quadro Estrutural da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.....	341
Figura 6.111	Deslocamento geométrico máximo do Encosto Ergonômico da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	342
Figura 6.112	Tensões Equivalentes no Encosto Ergonômico da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	343
Figura 6.113	Tensões Equivalentes Máximas no Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	343
Figura 6.114	Deslocamento geométrico máximo da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.....	344
Figura 6.115	Tensões Equivalentes na Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.....	345
Figura 6.116	Tensões Equivalentes Máximas na Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.....	345
Figura 6.117	Deslocamento geométrico da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo.....	346
Figura 6.118	Tensões Equivalentes na Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo.....	346
Figura 6.119	Deslocamento geométrico da Cadeira de Rodas de Parabadminton.....	347
Figura 6.120	Tensões Equivalentes na Cadeira de Rodas de Parabadminton.....	348
Figura 6.121	Deslocamento geométrico da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.....	348

Figura 6.122	Tensões Equivalentes na Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.....	349
Figura 6.123	Deslocamento geométrico da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.....	350
Figura 6.124	Tensões Equivalentes na Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.....	350
Figura 6.125	Deslocamento geométrico da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.....	351
Figura 6.126	Tensões Equivalentes na Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.....	352
Figura 6.127	Tensões Equivalentes Máximas na Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.....	352
Figura 6.128	Deslocamento geométrico máximo no quadro da Manocleta de Corrida.....	353
Figura 6.129	Deslocamento geométrico máximo no garfo dianteiro da Manocleta de Corrida.....	353
Figura 6.130	Tensões Equivalentes no quadro da Manocleta de Corrida.....	354
Figura 6.131	Tensões Equivalentes no garfo dianteiro da Manocleta de Corrida.....	355
Figura 6.132	Tensões Equivalentes Máximas no quadro da Manocleta de Corrida.....	355
Figura 6.133	Tensões Equivalentes Máximas no garfo dianteiro da Manocleta de Corrida.....	356
Figura 6.134	Deslocamento geométrico máximo no componente haste de apoio da base dos pés.....	357
Figura 6.135	Tensões Equivalentes na haste de apoio da base dos pés.....	357
Figura 6.136	Deslocamento geométrico máximo no componente ajustador de inclinação do encosto.....	358
Figura 6.137	Tensões Equivalentes no ajustador de inclinação do encosto.....	358
Figura 6.138	Tensões Equivalentes máximas no ajustador de inclinação do encosto.....	359
Figura 6.139	Deslocamento geométrico máximo no componente garfo dianteiro de uso diário.....	359
Figura 6.140	Tensões Equivalentes no garfo dianteiro de uso diário.....	360
Figura 6.141	Deslocamento geométrico máximo no componente da base de apoio dos pés.....	360
Figura 6.142	Tensões Equivalentes na base de apoio dos pés.....	361

Figura 6.143	Tensões Equivalentes máximas na base de apoio dos pés.....	361
Figura 6.144	Deslocamento geométrico máximo no componente adaptador de cambagem das rodas de propulsão.....	362
Figura 6.145	Tensões Equivalentes no adaptador de cambagem das rodas de propulsão.....	362
Figura 6.146	Tensões Equivalentes máximas no adaptador de cambagem das rodas de propulsão.....	363
Figura 6.147	Deslocamento geométrico máximo no componente eixo de acoplagem rápida dos rodantes.....	363
Figura 6.148	Tensões Equivalentes no eixo de acoplagem rápida dos rodantes.....	364
Figura 6.149	Deslocamento geométrico máximo no componente garfo dianteiro esportivo.....	364
Figura 6.150	Tensões Equivalentes no garfo dianteiro esportivo.....	365
Figura 6.151	Tensões Equivalentes máximas no garfo dianteiro esportivo.....	365
Figura 7.1	Abrangência efetiva da Metodologia de Prescrição de Cadeiras de Rodas com o <i>SWCE</i>	367
Figura 7.2	Correlação dos ajustes do <i>SWCE</i> com a ergo-antropometria das pessoas com deficiências.....	370
Figura 7.3	Extensão funcional e linhas de pesquisa da Metodologia <i>SWCE</i>	372
Figura Al.1	Bloco experimental dos coeficientes de atrito.....	389
Figura Al.2	Esquema de procedimento experimental dos coeficientes de atrito.....	391
Figura Al.3	Apontamento dos dados estatísticos dos testes experimentais.....	392
Figura Al.4	Diagrama de corpo livre do deslizamento do bloco experimental no plano inclinado.....	393

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1	Descrição das classes funcionais do basquetebol.....	14
Tabela 2.2	Pontos de Referência Proeminentes no Esqueleto Humano.....	21
Tabela 3.1	Relação de Ajustes do SWCE e suas faixas operacionais.....	53
Tabela 3.2	Coeficientes de Atrito Estático e Cinético das Pastilhas de Frenagem....	69
Tabela 3.3	Propriedades do parafuso de potência do acionamento da frenagem.....	72
Tabela 3.4	Análise de força e torque no parafuso de potência da frenagem.....	74
Tabela 3.5	Tensões axiais do sistema de frenagem.....	75
Tabela 3.6	Torque de frenagem por avanço do parafuso.....	78
Tabela 3.7	Cargas de frenagem do sistema com sapata externa longa.....	79
Tabela 3.8	Estimativa do coeficiente de flutuação da velocidade de propulsão da cadeira de rodas.....	86
Tabela 3.9	Energia Cinética típica da roda de propulsão comercial.....	88
Tabela 3.10	<i>Check-list</i> de apontamento das calibrações dos instrumentos de medição do SWCE.....	98
Tabela 5.1	Parametrização da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	126
Tabela 5.2	Parametrização da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.....	142
Tabela 5.3	Parametrização da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.....	154
Tabela 5.4	Parametrização da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo.....	163
Tabela 5.5	Parametrização da Cadeira de Rodas de Parabadminton.....	170

Tabela 5.6	Parametrização da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.....	181
Tabela 5.7	Parametrização da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.....	191
Tabela 5.8	Parametrização da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.....	199
Tabela 5.9	Parametrização da Manocleta de Corrida.....	211
Tabela 5.10	Propriedades Mecânicas do Material Prescrito para Fabricação.....	217
Tabela 6.1	Mapeamento das Deficiências Físicas nas Classificações Funcionais Paralímpicas contempladas pela Metodologia SWCE.....	252
Tabela 6.2	Formulário de Coleta de Dados Quali-quantitativos da personalização da cadeira de rodas de tênis (Participante 1).....	261
Tabela 6.3	Formulário de Coleta de Dados Quali-quantitativos da personalização da cadeira de rodas de uso diário (Participante 1).....	271
Tabela 6.4	Formulário da Percepção Psicomotora Global do SWCE (Participante 1).....	289
Tabela 6.5	Formulário de Coleta de Dados Quali-quantitativos da personalização da cadeira de rodas de tênis (Participante 2).....	303
Tabela 6.6	Formulário de Coleta de Dados Quali-quantitativos da personalização da cadeira de rodas de uso diário (Participante 2).....	311
Tabela 6.7	Formulário da Percepção Psicomotora Global do SWCE (Participante 2).....	326
Tabela AI.1	Propriedades do Aço Carbono 1020.....	389
Tabela AI.2	Compilação final dos dados estatísticas da base de cálculo dos coeficientes de atrito.....	392
Tabela AI.3	Compilação final dos resultados experimentais para o atrito estático e cinético.....	399

LISTA DE SIGLAS E SÍMBOLOS

CINTESP.Br	Centro Brasileiro de Referência em Inovações Tecnológicas para Esportes Paralímpicos
CPB	Comitê Paralímpico Brasileiro
FIMS	Fédération Internationale de Médecine Sportiv
GDL	Graus de Liberdade
IWAS	International Wheelchair & Amputee Sports
IWBF	International Wheelchair Basketball Federation
MEF	Método de Elementos Finitos
SWCE	<i>SPORT WHEELCHAIR CUSTOMIZATION EQUIPMENT</i>
a	Aceleração Rotacional
A_t	Tamanho da Área sob Tração do Parafuso M6
C1	Primeira Vértebra Cervical
C2	Segunda Vértebra Cervical
C3	Terceira Vértebra Cervical
C4	Quarta Vértebra Cervical
C5	Quinta Vértebra Cervical
C6	Sexta Vértebra Cervical
C7	Sétima Vértebra Cervical
C_f	Coeficiente de Flutuação da Velocidade Rotacional
Δ	Amplitude
Δd	Variação de Distância Percorrida
Δt	Intervalo de Tempo
d	Deslocamento do Momento da Força sobre o Parafuso M6
d_p	Diâmetro Primitivo do Parafuso M6
ds	Distância Percorrida Linearmente
dW	Trabalho Realizado por uma Força em função do tempo
E	Módulo de Elasticidade
E_k	Energia Cinética
$E_{k(Total)}$	Energia Cinética Total
\vec{F}	Módulo da Força
F_{At}	Força de Atrito
Fl	Flutuação da Velocidade Rotacional

$F_{atCINET}$	Força de Atrito Cinético
$F_{atESTAT}$	Força de Atrito Estático
F_R	Força de Resistência
g	Constante Gravitacional Padrão
I_m	Momento de Inércia
I_s	Momento de Inércia do Projeto
L	Avanço do Parafuso M6
L1	Primeira Vértebra Lombar
L2	Segunda Vértebra Lombar
L3	Terceira Vértebra Lombar
L4	Quarta Vértebra Lombar
L5	Quinta Vértebra Lombar
LI	Limite Inferior
LS	Limite Superior
m	Massa do Corpo Avaliado
M6	Classificação do Parafuso de rosca fina com passo de 1 mm por volta
N	Módulo da Força Normal
\vec{P}	Módulo do Peso
Pa	Pressão Máxima de Operação do Material
P_m	Potência Mecânica
r	Raio de uma Circunferência
r_e	Raio Externo da Massa Girante
r_{ext}	Raio Externo do Parafuso M6
r_i	Raio Interno da Massa Girante
T	Torque Aplicado
t	Espessura Constante da Massa Girante
$T_{Acionamento}$	Torque de Acionamento da Resistência
T_f	Torque de Frenagem do Sistema Mecânico de Resistência
T_l	Torque Resistente
T_{fmax}	Torque de Frenagem Máximo Admitido na Resistência
T_m	Torque Aplicado no Aro de Propulsão Manual
T_{medio}	Torque Médio
T1	Primeira Vértebra Torácica
T2	Segunda Vértebra Torácica

T3	Terceira Vértebra Torácica
T4	Quarta Vértebra Torácica
T5	Quinta Vértebra Torácica
T6	Sexta Vértebra Torácica
T7	Sétima Vértebra Torácica
T8	Oitava Vértebra Torácica
T9	Nona Vértebra Torácica
T10	Décima Vértebra Torácica
T11	Décima Primeira Vértebra Torácica
T12	Décima Segunda Vértebra Torácica
V_m	Velocidade Escalar Média
vol	Volume de um Corpo
w	Largura da Sapata Longa
$\sigma_{Avanço}$	Tensionamento Axial do Parafuso M6 em Função do Avanço
σ	Tensão Equivalente de <i>Von Mises</i>
π	$\text{Pi} \cong 3,1415926535...$
μ_e	Coefficiente de Atrito Estático
μ_c	Coefficiente de Atrito Cinético
μ_i	Coefficiente de Atrito Estático e/ou Cinético
γ	Peso Específico do Material
λ	Ângulo de 60° na Inclinação do Passo do Parafuso M6
ν	Razão de <i>Poisson</i>
θ	Representação de um Ângulo
$\theta_{máx}$	Ângulo Máximo de Cobrimento da Guarnição de Frenagem
θ_1	Ângulo Menor de Cobrimento da Guarnição de Frenagem
θ_2	Ângulo Maior de Cobrimento da Guarnição de Frenagem
θ_{orto}	Ângulo Ortogonal
ω	Velocidade de Rotação da Massa Girante
ω_{max}	Velocidade Angular Máxima da Massa Girante
ω_{min}	Velocidade Angular Mínima da Massa Girante
$\omega_{média}$	Velocidade Angular Média da Massa Girante

SUMÁRIO

Resumo	x
Abstract	xi
Lista de Figuras	xii
Lista de Tabelas	xxxix
Lista de Siglas e Símbolos	xxxiii
CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO	01
1.1 JUSTIFICATIVAS.....	04
1.2 OBJETIVOS.....	07
1.3 HIPÓTESES DA TESTE.....	08
CAPÍTULO II – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	10
2.1. PRESCRIÇÃO DE CADEIRAS DE RODAS.....	15
2.1.1. <i>Condições de uso de cadeira de rodas</i>	24
2.2. MORFOLOGIA DO CORPO HUMANO EM RELAÇÃO À ESTRUTURA DA CADEIRA DE RODAS.....	25
2.3. PROTOCOLOS DE AVALIAÇÃO.....	31
2.3.1. Protocolos de Avaliação Física	32
2.3.2. Protocolos de Avaliação Antropométrica	34
2.4. CINESIOLOGIA DO CADEIRANTE DE ALTO RENDIMENTO.....	36
2.5. PROCESSOS DE FABRICAÇÃO.....	45
CAPÍTULO III – PROTÓTIPO “SWCE” PARA PERSONALIZAÇÃO DE CADEIRAS DE RODAS DE ALTO RENDIMENTO E DE USO DIÁRIO	50
3.1. EQUIPAMENTO DE PERSONALIZAÇÃO DE CADEIRAS DE RODAS SWCE.....	50
3.1.1. Sistema de Segurança Estrutural do Assento	62
3.1.2. Sistema Mecânico de Resistência Aplicado aos Rodantes de Propulsão	64
3.1.2.1. Dimensionamento Analítico de Resistência Mecânica.....	69
3.1.2.2. Dimensionamento Analítico dos Volantes de Inércia.....	79
3.2. CALIBRAÇÃO DOS INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO DO SWCE.....	96
CAPÍTULO IV – METODOLOGIA PROPOSTA PARA A PRESCRIÇÃO DE CADEIRAS DE RODAS PERSONALIZADAS	100
4.1 PROTOCOLO DE PRESCRIÇÃO PROPOSTO.....	100
4.2 SISTEMA DE COLETA DE DADOS.....	103
4.3 ANÁLISE DAS CONDIÇÕES DE TESTES E DE SEUS RISCOS POTENCIAIS OU IMPLICAÇÕES.....	107

CAPÍTULO V – AUTOMATIZAÇÃO DO PROCESSO DE MODELAGEM DE CADEIRAS DE RODAS.....	113
5.1 CONFIGURAÇÃO GERAL DAS CADEIRAS DE RODAS PARAMETRIZADAS.....	113
5.2 CADEIRA DE RODAS ANATÔMICA OTIMIZADA E PARAMETRIZADA DE USO DIÁRIO, BOCHA PARALÍMPICA, TIRO AO ALVO E TIRO COM ARCO.....	115
5.2.1 Parametrização da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	126
5.3 CADEIRA DE RODAS DE USO DIÁRIO COM ENCOSTO ERGONÔMICO ESPECIAL.....	131
5.3.1 Parametrização da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.....	141
5.4 CADEIRA DE RODAS ANATÔMICA OTIMIZADA E PARAMETRIZADA DE BASQUETEBOL E HANDEBOL.....	146
5.4.1 Parametrização da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.....	153
5.5 CADEIRA DE RODAS PARAMETRIZADA DE BASQUETEBOL E HANDEBOL COM DISPOSITIVO ANTI-TOMBO DUPLO.....	158
5.5.1 Parametrização da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo.....	162
5.6 CADEIRA DE RODAS PARAMETRIZADA DE PARABADMINTON.....	166
5.6.1 Parametrização da Cadeira de Rodas de Parabadminton.....	170
5.7 CADEIRA DE RODAS PARAMETRIZADA DE RÚGBI ATAQUE.....	173
5.7.1 Parametrização da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.....	180
5.8 CADEIRA DE RODAS PARAMETRIZADA DE RÚGBI DEFESA.....	185
5.8.1 Parametrização da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.....	190
5.9 CADEIRA DE RODAS PARAMETRIZADA DE TÊNIS DE QUADRA, TÊNIS DE MESA E ESGRIMA.....	194
5.9.1 Parametrização da Cadeira de Rodas de Tênis de Quadra, Tênis de Mesa e Esgrima.....	198
5.10 HANDBIKE OTIMIZADA E PARAMETRIZADA DE CICLISMO.....	202
5.10.1 Parametrização da <i>Handbike</i> (Manocleta) de Ciclismo.....	210
5.11 AXIOMA DO PARÂMETRO DE AFUNILAMENTO DAS PERNAS PARA AS CADEIRAS DE RODAS MODELADAS.....	212
5.12 MODELAGEM PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....	216
5.12.1 Modelagem por Método de Elementos Finitos da Cadeira de Rodas de Uso Diário.....	218
5.12.2 Modelagem por Método de Elementos Finitos da Cadeira de Rodas	

de Uso Diário com Encosto Ergonômico.....	222
5.12.3 Modelagem por Método de Elementos Finitos da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.....	225
5.12.4 Modelagem por Método de Elementos Finitos da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo.....	227
5.12.5 Modelagem por Método de Elementos Finitos da Cadeira de Rodas de Parabadminton.....	229
5.12.6 Modelagem por Método de Elementos Finitos da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.....	231
5.12.7 Modelagem por Método de Elementos Finitos da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.....	233
5.12.8 Modelagem por Método de Elementos Finitos da Cadeira de Rodas de Tênis de Quadra, Tênis de Mesa e Esgrima.....	235
5.12.9 Modelagem por Método de Elementos Finitos da <i>Handbike</i> (Manocleta) de Ciclismo.....	237
5.12.10 Modelagem por Método de Elementos Finitos dos Componentes Estruturais dos Modelos.....	240
CAPÍTULO VI – RESULTADOS.....	249
6.1 FABRICAÇÃO E MONTAGEM DO EQUIPAMENTO DE PERSONALIZAÇÃO DE CADEIRAS DE RODAS DE ALTO RENDIMENTO (SWCE).....	252
6.1.1 Custos Totais de Fabricação: Materiais, processos, montagens e acabamentos.....	257
6.2 PERSONALIZAÇÃO DE CADEIRAS DE RODAS: Estudos de Casos.....	257
6.2.1 Estudo de Caso – Participante I	258
6.2.2 Estudo de Caso – Participante II	300
6.3 ANÁLISE DE TENSÕES DOS MODELOS PARAMETRIZADOS POR MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....	337
6.3.1 Análise de Tensões e Deformações da Cadeira de Rodas de Uso Diário	337
6.3.2 Análise de Tensões e Deformações da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico	340
6.3.3 Análise de Tensões e Deformações da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol	344
6.3.4 Análise de Tensões e Deformações da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo	345
6.3.5 Análise de Tensões e Deformações da Cadeira de Rodas de Parabadminton	347

6.3.6	Análise de Tensões e Deformações da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque	348
6.3.7	Análise de Tensões e Deformações da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa	349
6.3.8	Análise de Tensões e Deformações da Cadeira de Rodas de Tênis de Quadra, Tênis de Mesa e Esgrima	351
6.3.9	Análise de Tensões e Deformações do <i>Handbike</i> (Manocleta) de Ciclismo	353
6.3.10	Análise de Tensões e Deformações dos Componentes Estruturais dos Modelos	356
6.3.10.1	Análise de Tensões e Deformações da Haste de Apoio da Base dos Pés.....	356
6.3.10.2	Análise de Tensões e Deformações do Ajustador de Inclinação do Encosto de Uso Diário.....	357
6.3.10.3	Análise de Tensões e Deformações do Garfo Dianteiro de Uso Diário.....	359
6.3.10.4	Análise de Tensões e Deformações da Base de Apoio dos Pés.....	360
6.3.10.5	Análise de Tensões e Deformações do Adaptador de Cambagem das Rodas de Propulsão.....	362
6.3.10.6	Análise de Tensões e Deformações do Eixo de Acoplagem Rápida dos Rodantes.....	363
6.3.10.7	Análise de Tensões e Deformações do Garfo Dianteiro Esportivo.....	364
	CAPÍTULO VII – DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	366
7.1	METODOLOGIA DE PRESCRIÇÃO DE CADEIRA DE RODAS UTILIZANDO O SWCE.....	366
	CAPÍTULO VIII – CONCLUSÃO	375
8.1	PERSPECTIVAS DE NOVOS ESTUDOS.....	377
	CAPÍTULO IX – REFERÊNCIAS	379
	APÊNDICE I – PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL PARA A DETERMINAÇÃO DOS COEFICIENTES DE ATRITO NA GUARNIÇÃO DE FRENAGEM	389
	APÊNDICE II – DEPÓSITOS DE PEDIDOS DE PATENTE	400
	APÊNDICE III – IDENTIFICAÇÃO DA QUANTIDADE DE FISIOPATOLOGIAS CONTEMPLADAS PELO SISTEMA DE PRESCRIÇÃO AUTOMATIZADA (swce)	401

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Atividades esportivas para as pessoas com deficiência são de grande importância para a sua saúde e qualidade de vida, auxiliando de forma efetiva para uma maior inclusão social. A prática regular de esportes para as pessoas com deficiência traz benefícios para a sua saúde física e mental melhorando sua condição cardiovascular, seu equilíbrio e coordenação motora. O aumento de sua autoconfiança e autoestima possibilita inúmeras possibilidades sociais, como por exemplo, maior versatilidade no trabalho. Por isso, as atividades esportivas são consideradas importantes meios de reabilitação da saúde do indivíduo com deficiências físicas.

Entretanto, devido a questões inerentes da própria deficiência física do indivíduo como, por exemplo, modificações em condições metabólicas, o esporte deve ser acompanhado por profissionais habilitados. Neste aspecto, existem diversas modalidades paradesportivas direcionadas para as pessoas com deficiência.

No Brasil, os esportes paralímpicos vêm ganhando espaço e existem, praticamente, todas as modalidades desportivas, com equipes técnicas estruturadas. Com o crescimento dos esportes adaptados, as Paralimpíadas ganharam notoriedade, atingindo o reconhecimento de um dos maiores eventos do mundo. Desde os Jogos de Atenas, em 2004, os esportes paralímpicos ganharam mais importância no Brasil, destacando inúmeros paratletas em diversas modalidades como basquetebol, tênis em cadeira de rodas, parabadminton, ciclismo, bocha, esgrima, dentre outras. No ano de 2016 houve as Olimpíadas e as Paraolimpíadas do Rio de Janeiro, estimulando diversos setores econômicos, paratletas e pesquisadores a fim de desenvolver novos conhecimentos e tecnologias.

O emprego de cadeiras de rodas nos esportes paralímpicos vem passando por diversas melhorias e adequações ergonômicas. A modalidade do Handebol foi pioneira neste processo, pela reconstituição dos aspectos técnicos e táticos do esporte para com as

necessidades dos paratletas. É considerável a importância das cadeiras de rodas naquelas modalidades em que são empregadas, assim como, a sua adequação ergonômica.

As cadeiras de rodas podem interferir tanto positivamente quanto negativamente nas atividades de reabilitação e habilitação do cadeirante. A diferença entre influenciar positiva ou negativamente está na configuração e compatibilidade da cadeira de rodas para com o seu usuário.

Uma cadeira de rodas incompatível, com dimensionamentos e modelagens em inconformidade com as características fisiológicas e anatômicas do usuário, bem como, as características próprias de sua deficiência física podem agravar a doença fisiológica do indivíduo, prejudicar sua saúde, comprometer sua qualidade de vida, desenvolver problemas colaterais como desgaste e fadiga muscular, comprometer órgãos vitais, gerar insatisfação psicoemocional, angústia e ansiedade, além de abreviar consideravelmente sua expectativa de vida.

Por outro lado, uma cadeira de rodas idealmente compatível, personalizada e customizada para o usuário, considerando a integridade de suas características fisiológicas, pode contribuir para sua rápida reabilitação física, aspirações pessoais de desenvolvimento e autonomia, melhoria da qualidade de vida, resgate da autoestima, do sentimento de inclusão social, acessibilidade e produtividade como cidadão ativo. E como consequência, uma boa cadeira de rodas, também pode garantir o aumento da expectativa de vida do usuário.

As cadeiras de rodas são o principal equipamento de locomoção e acessibilidade de pessoas com deficiência de deambulação, bem como são o seu principal suporte nas atividades de esporte e lazer. As modalidades desportivas conferidas às cadeiras de rodas manuais, em que este equipamento é parte ativa no exercício do atleta, auferidas à organização da IWAS – *International Wheelchair & Amputee Sports* são: Atletismo, Basquetebol, Rugby, Curling, Arremesso, Esgrima, Handebol e Tênis.

Para auxiliar no projeto de cadeiras de rodas esportivas e de vida diária foi projetado no LPM – Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner A. Gomide da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia e no CINTESP.Br (Centro Brasileiro de Referência em Inovações Tecnológicas para Esportes Paralímpicos), o desenvolvimento de um equipamento que permitisse a personalização automatizada de cadeiras de rodas para esportes de alto rendimento que foi denominado de SWCE – *Sports Wheelchair Customization Equipment* (Equipamento de Personalização de Cadeiras de Rodas Esportivas) (Cardoso, L. C., 2015).

No projeto do equipamento SWCE foi prevista a reprodução de múltiplas condições de adequação postural e acomodação ergonômica de indivíduos com deficiências e submetê-los a testes de simulação de propulsão, rodagens em terrenos irregulares ou inclinados, esforço

físico, resistência biomecânica, fadiga muscular, metabolismo aeróbico e anaeróbico, e ainda, podendo observar a sua resposta fisiológica em condições de contorno ideais para deficiências físicas específicas. A figura 1.1 ilustra o projeto do SWCE.

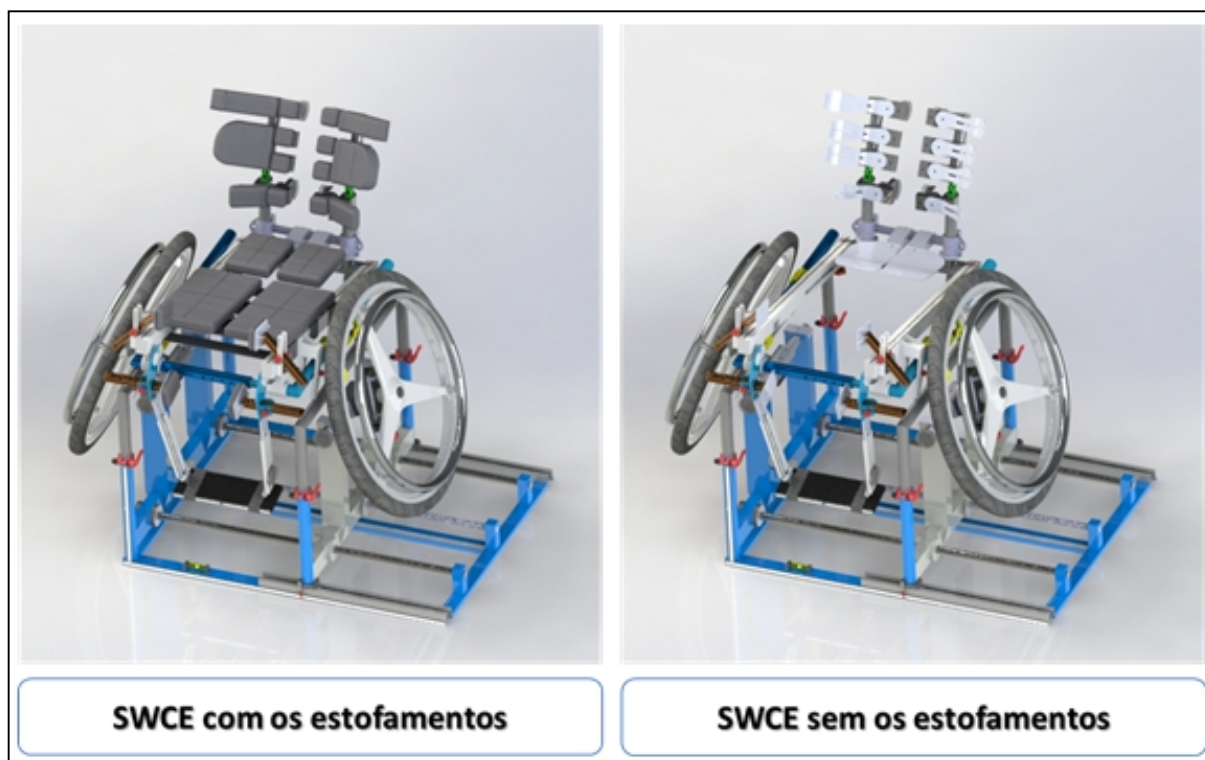


Figura 1.1 – Equipamento de Personalização de Cadeiras de Rodas (SWCE) projetado.

Paralelamente, o projeto de prescrição automatizada de cadeiras de rodas foi desenvolvido visando a modelagem, idealização e otimização de novas cadeiras, de diversas modalidades tendo por base as futuras medidas/regulagens ajustadas e testadas no novo equipamento de personalização.

Para validação do equipamento e de seu desempenho devem ser conduzidos para avaliar as características operacionais de uma cadeira de rodas de alto desempenho projetada para uma modalidade paralímpica específica. Procedimentos de caracterização antropométrica relacionados com os diferentes ajustes devem ser definidos e serem utilizados para definir o procedimento automatizado e parametrizado de fabricação da cadeira de rodas do basquete, desde as medidas iniciais até a fabricação final.

Desta forma, o procedimento formal de prescrição de uma cadeira de rodas personalizada ideal para o seu usuário, deve considerar pelo menos três momentos de projeto – a aplicação de um sistema preciso e exato de coleta de dados antropométricos e ergonômicos; a modelagem, simulação e otimização da cadeira parametrizada; e controle das condições de fabricação, de forma a minimizar os efeitos agressivos das operações de

soldagem, corte, dobra e conformação. Por fim, a cadeira de rodas resultante deverá proporcionar conforto global, melhorar a qualidade de vida e o rendimento físico, minimizando a fadiga muscular e o desgaste físico e melhorar a percepção psicomotora do cadeirante. A figura 1.2 ilustra esta condição.

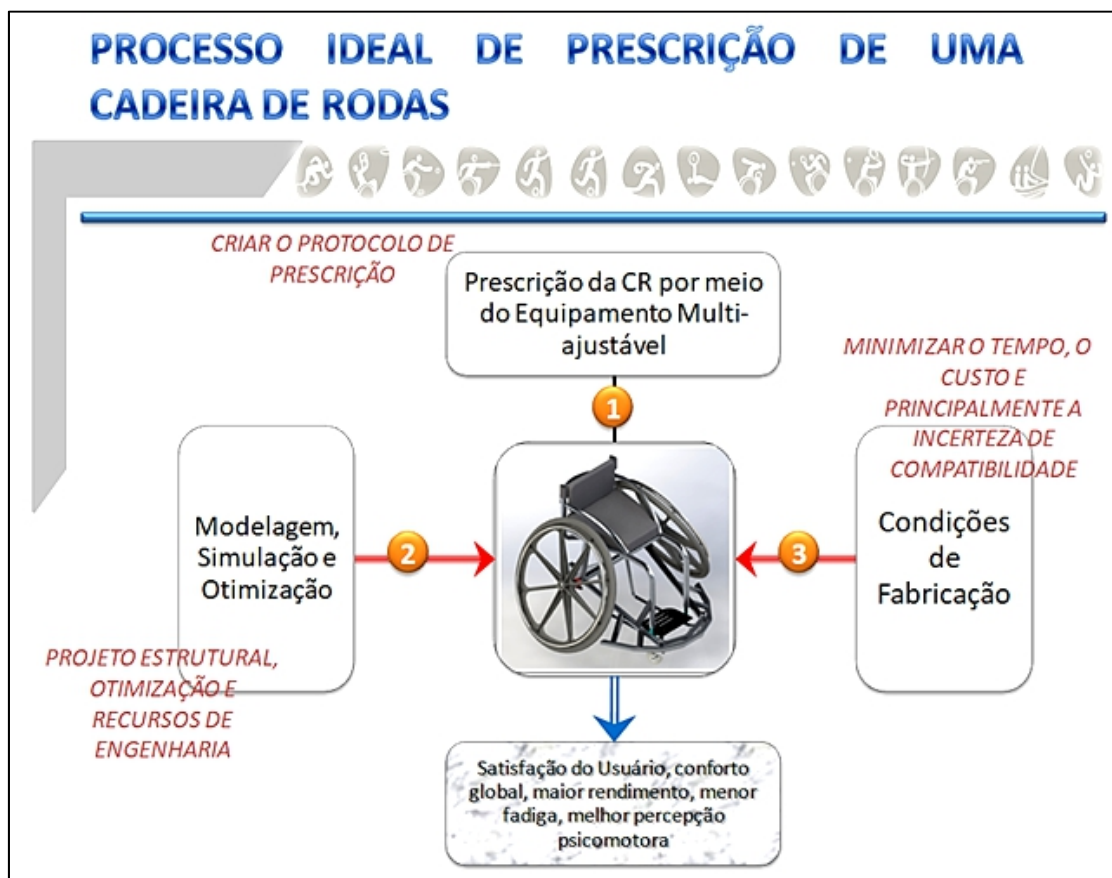


Figura 1.2 – Processo ideal de prescrição de uma cadeira de rodas.

1.1 JUSTIFICATIVAS

Esportes paralímpicos, principalmente os equipados, demandam atribuições especiais no exercício de suas atividades. Estas atribuições se originam de uma combinação entre as particularidades de cada modalidade desportiva (como objetivos, regras desportivas, regulamentações e níveis de desempenho) e as deficiências físicas e limitações antropométricas dos atletas. E ainda, tais atribuições certamente variam para uma diversidade de deficiências físicas nos atletas e de configurações dos equipamentos.

Os equipamentos e acessórios utilizados por estes paratletas nas atividades desportivas eram os mesmos utilizados por eles no uso cotidiano, isto é, não dispunham de equipamentos adequados e desenvolvidos especificamente para práticas esportivas. Deste modo, por

muitos anos os esportes paralímpicos eram assistidos por instrumentos convencionais de assessoria aos deficientes físicos, como por exemplo, apoios, bengalas, cadeiras de rodas, luvas e equipamentos de proteção individual.

Notavelmente, o exercício paraolímpico se diferencia das atividades cotidianas (ou normais) na medida em que demanda do indivíduo um desempenho acentuado de sua capacidade física em atividades extra motoriais – como velocidade, propriocepção, resistência, flexibilidade, destreza, entre outros. Define-se propriocepção como a capacidade do indivíduo em reconhecer a localização espacial do seu corpo, sua posição, orientação e posição de cada parte do corpo em relação às demais, e é importante para a manutenção do equilíbrio físico pelas conexões com o sistema nervoso central, de forma que este indivíduo evite o risco de quedas e entorses (perda momentânea da congruência articular) (DOMINGUES, 200-?).

Assim, os equipamentos adequados em atividades físicas convencionais, podem não ser em atividades físicas desportivas. Alguns fabricantes especializados e equipes científicas têm se atentado para essa condição e buscado uma solução inteligente e satisfatória para o problema. Entretanto, até o presente momento, o mercado produtor de equipamentos paralímpicos não admitiu uma metodologia ideal de produção que atenda aos atletas dentro de suas especificidades pessoais. Assim como, não desenvolveu uma norma eficiente de análise destas particularidades entre os indivíduos deficientes físicos usuários, e a conseguinte reprodução fabril de equipamentos personalizados.

Atualmente, a fabricação de uma cadeira de rodas de alto rendimento exige o conhecimento de profissionais habilitados. Neste caso, é necessário o conhecimento das diferentes configurações de cadeiras e também sobre as características antropométricas de cada atleta em função de sua lesão.

Para isto, normalmente, os profissionais precisam se deslocar para efetuar estas medidas no atleta, ou, existe também um método indireto e arriscado que é o preenchimento de questionários, por parte dos atletas, com medidas antropométricas. Após estas análises iniciais, inicia-se o processo de fabricação da cadeira personalizada que pode durar até 02 meses. Um dos inconvenientes são futuros ajustes que poderão ocorrer na cadeira em função de medidas que não foram adequadamente fornecidas ou medidas.

Para sanar este problema, melhorando as análises e medidas efetuadas e minimizando a interferência de um profissional habilitado para a execução da fase inicial de fabricação de uma cadeira de rodas de alto rendimento, foi desenvolvido, no CINTESP.Br, a primeira proposta de um protótipo. Nesta primeira versão, o equipamento foi somente projetado e, portanto, não foi fabricada e testado. A proposta é que o equipamento permita personalizar de forma automatizada, cadeiras de rodas esportivas e até mesmo de vida diária. A

automatização deste processo precisa ser validada e testada através do aprimoramento e otimização deste equipamento.

Através deste equipamento foram idealizados 22 ajustes e diversas configurações de montagem inclusive com a utilização de um sistema de frenagem mecânico.

A utilização efetiva do equipamento prevê a prescrição de cadeiras de rodas esportivas ou de uso diário de acordo com o indivíduo submetido à análise e a modalidade esportiva. Diferentes análises devem ser realizadas durante os processos de calibração e um teste completo de avaliação de desempenho do novo equipamento. Esta avaliação é baseada em protocolos conhecidos e sempre acompanhada por conselho de ética, como teste de resistência aeróbica *wingate*, teste de resistência física, teste de resistência abdominal, teste de velocidade de propulsão (TORRES, 2015).

As novas estruturas otimizadas do equipamento também foram avaliadas através de modelos de simulação virtual utilizando o programa CAD*Solidworks* e modelagem numérica utilizando o método de elementos finitos.

No campo científico a principal justificativa se concentra no fato de os experimentos atuais de ergometria conduzidos em pessoas com deficiências ainda serem baseados em cadeiras de rodas e tecnologia assistiva genérica. O ideal é buscar condições de contorno da antropometria do indivíduo em tempo real considerando suas deficiências específicas. Cadeiras de rodas personalizadas são sujeitas à qualidade de personalização da respectiva cadeira, ou à experiência de vida do cadeirante. Em geral, cadeiras de rodas personalizadas têm sido produzidas por métodos de tentativas e erro, além de técnicas, muitas vezes, pouco precisas de leitura e prescrição antropométrica. E muitas vezes só se chega a um estado adequado de personalização com a contribuição da experiência ou tempo de deficiência do indivíduo – limitando os casos de reabilitação de pessoas com deficiências adquiridas recentemente.

- A maior contribuição deste trabalho, além do equipamento de personalização, é baseada na metodologia da prescrição. Porém no sentido técnico-científico a metodologia desenvolvida dará suporte para futuras pesquisas e novos pesquisadores, por meio dela, realizarem novos avanços no estado da técnica;
- A contribuição para o estado da arte é a possibilidade de se realizar novos testes e experimentos com pessoas com deficiência, sob perspectivas que ainda não foram adotadas, que é a modelagem customizada do processo de prescrição de cadeiras de rodas associado a uma “simulação funcional” utilizando o equipamento SWCE;

- A principal contribuição científica desta pesquisa é a realização de ensaios experimentais com protocolo de adequação ergonômica e conforto cineantropométrico em testes de simulação de cadeiras de rodas personalizadas por meio de um equipamento com ajustes parametrizados com uma metodologia de prescrição;
- Esta nova metodologia ajudará na realização de novos testes mais realísticos, de forma sistêmica, garantindo repetibilidade e reprodutibilidade das pesquisas;
- No campo industrial, o sistema completo possibilitará uma redução drástica nos tempos de projeto e fabricação de cadeiras de rodas esportivas e de vida diária personalizada.

Um dos principais autores científicos neste tipo de abordagem é Rory A. Cooper e outros pesquisadores associados, do Departamento de Ciência e Tecnologia da Reabilitação da Universidade de Pittsburgh na Pensilvânia (EUA). E suas pesquisas são conduzidas com tecnologias de ergometria baseadas em módulos de resistência instalados nas cadeiras de rodas pessoais dos indivíduos avaliados (COOPER, 2001).

Outros autores também importantes são Victor Paquet e David Feathers da Universidade Estadual de Nova Iorque. Suas pesquisas têm sido conduzidas em amostras de indivíduos cadeirantes, experientes e recentes, com suas cadeiras de rodas próprias. Estas pesquisas têm se restringido a avaliar a resistência de propulsão dos indivíduos, metabolismo, velocidade de propulsão e força. Todas elas em função das cadeiras de rodas usuais destas pessoas (PAQUET & FEATHERS, 2013).

1.2 OBJETIVOS

O presente trabalho tem como objetivo geral fabricar, testar e otimizar um novo equipamento de prescrição de cadeira de rodas esportivas e de vida diária associado a uma metodologia automatizada de prescrição baseada na coleta das dimensões antropométricas e ergonômicas do usuário que é realizada através do SWCE e suas várias regulagens. Estes dados são aplicados em modelos parametrizados de cadeiras de rodas de alto desempenho e de vida diária. Os objetivos específicos são:

- Avaliar o projeto do SWCE fazendo otimizações estruturais considerando as diferentes regulagens do equipamento e, sequencialmente, fabricar o equipamento;

- Utilizando o SWCE, desenvolver uma nova metodologia/protocolo de prescrição de cadeira de rodas esportivas de maneira automatizada, direta e própria para satisfazer as necessidades específicas dos cadeirantes, bem como, as condições de fabricação na indústria de cadeiras personalizadas;
- Testar o novo equipamento (SWCE) em diferentes modalidades paralímpicas;
- Produzir um sistema de frenagem mecânico que proporcione uma condição de propulsão realística para a simulação de terrenos resistentes;
- Projetar uma linha de modelos parametrizados de cadeiras de rodas esportivas otimizadas que complementam a metodologia de prescrição automatizada;
- Criar um protocolo de procedimentos operacionais para o novo equipamento multi ajustável, para a elaboração da prescrição automatizada de cadeira de rodas esportiva como guia operacional do novo equipamento;
- Desenvolver experimentos práticos, aprovados por comitê de ética, para validar o protocolo proposto, avaliando a percepção e satisfação de uma amostra de paratletas sob as novas condições de prescrição idealizadas.

1.3 HIPÓTESES DA TESE

Hipótese é uma proposição admitida – independentemente do fato de ser falsa ou verdadeira – como princípio a partir do qual se pode deduzir um determinado conjunto de consequências, suposições ou conjecturas. Esta pesquisa de doutorado se apoia em algumas hipóteses, sugeridas pelos autores.

A primeira hipótese pressupõe que é possível desenvolver uma metodologia sistematizada de personalização de cadeiras de rodas por meio de parametrizações de modelos anatômicos, desde que, se observe as relações antropométricas e ergonômicas da cinesiologia do cadeirante. A consideração destas relações é obtida quando estes parâmetros encontram correlação em um mecanismo multirregulável, dotado da capacidade de reproduzir a condição de acomodação de uma cadeira de rodas sob medida, e transferir as informações parametrizadas para projetos adequados. Assim, presume-se que a modelagem ergonômico-antropométrica do corpo humano para a utilização compatível de cadeiras de rodas é possível por meio de sistemas mecânicos de ajustes modulares baseados em parâmetros cinesiológicos inerentes à vida diária dos cadeirantes e as suas modalidades paralímpicas. Por isso, estes sistemas de ajustes devem se correlacionar aos parâmetros cineantropométricos típicos do movimento biomecânico de propulsão de uma cadeira de rodas, considerando o contexto funcional da sua aplicação em jogos paralímpicos e na vida

diária. E desta forma, reproduzir estes parâmetros numa metodologia sistematizada de prescrição de cadeiras de rodas diversas, de forma a atender as condições de modelagem de cada modalidade de cadeira de rodas, representa um avanço no atual estado da técnica.

A constituição da primeira, leva à segunda hipótese de que a personalização de uma cadeira de rodas depende da condição em que o instrumento de medição tenha como base de aferição uma estrutura modelável que seja capaz de desenvolver uma sobreposição geométrica realística da cadeira a ser projetada, fornecendo a transferência adequada das medidas personalizadas para projetos parametrizados. A proposta desta hipótese não considera os processos baseados na leitura das dimensões físicas diretamente por meio de trenas e outros instrumentos de medição, anotando os dados e atribuindo-lhes a um projeto preliminar de cadeira de rodas.

É possível sugerir que as pessoas com deficiências podem não dominar completamente o conhecimento de suas reais condições fisiopatológicas, devido aos dois aspectos sugeridos na primeira hipótese – o aspecto antropométrico, em que o uso adequado da cadeira de rodas depende das medidas do cadeirante, e o aspecto ergonômico onde essa adequação é afetada pela cinesiologia postural do cadeirante. O que se quer evidenciar é que o aspecto antropométrico é objetivo e inerente às medidas físicas da pessoa, mas o aspecto ergonômico tende a ser subjetivado pelas suas percepções cognitivas e psicomotoras. Essa divisão sensitiva é o que pode proporcionar o desconhecimento fisiológico do cadeirante. E submeter estas pessoas a testes com situações novas pode ampliar esse conhecimento, bem como alterar sua autopercepção psicomotora enquanto cadeirante. Propõe-se que este seja um importante fator para a reabilitação física das pessoas com deficiências. Os testes a que elas devem ser submetidas para desenvolver as suas autopercepções dependem do atendimento das condições propostas na primeira e na segunda hipótese.

O desenvolvimento da metodologia de prescrição automatizada de cadeiras de rodas de alto rendimento (esportivas e de uso diário) e a sua experimentação por meio de ensaios sistematizados propõe demonstrar que as hipóteses sugeridas são verdadeiras, e a sua satisfação representa uma contribuição ou avanço no estado da arte.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A prática de esportes é uma reconhecida iniciativa para se desenvolver uma vida mais sustentável, saudável e agradável. O corpo humano possui uma alta capacidade adaptativa para os exercícios físicos, intensos ou leves. As atividades físicas fazem parte da história da humanidade, seja na forma desportiva ou ocupacional; e por isso, exerceram notória influência na modelagem do corpo humano (FIMS – *Fédération Internationale de Médecine Sportive* *apud* LAZZOLI *et al.*, 1997).

As características do corpo humano se deram como uma resposta fisiológica aos esforços físicos que definiram os meios de sobrevivência do homem (ARAÚJO & ARAÚJO, 2000). De acordo com o *Manifesto do Cirurgião Geral dos Estados Unidos* em 1996 (JM, J. *apud* ARAÚJO & ARAÚJO, 2000) é considerado como atividade física:

[...] qualquer movimento corporal com gasto energético acima dos níveis de repouso, incluindo as atividades diárias, como se banhar, vestir-se; as atividades de trabalho, como andar, carregar; e as atividades de lazer, como se exercitar, praticar esportes, dançar, etc.

Estudos recentes traçaram um paralelo entre as demandas de esforço físico dos últimos anos e as formas físicas do corpo humano neste período. Os resultados indicaram que o nível de sedentarismo desta época deixou o corpo humano mais pesado, com perfil lipídico do sangue indesejável, pressão arterial insegura e com densidade óssea inferior nos idosos (FIMS *apud* LAZZOLI *et al.*, 1997). Resultados como estes alertam a sociedade para a necessidade de se resgatar as práticas de exercícios físicos como um fator de qualidade de vida.

Como as demandas ocupacionais são cada vez mais relacionadas ao esforço intelectual do que ao esforço braçal, o esporte representa a alternativa de se conjugar o trabalho físico

às atividades humanas do cotidiano. Deste modo, pode-se afirmar que o esporte melhora o desempenho do corpo humano, ajuda na sua capacitação e habilitação, bem como, promove a sua reabilitação nos casos de prejuízos fisiopatológicos.

É neste viés que o esporte adaptado é adotado como fator de recuperação e qualidade de vida para pessoas com deficiências, sejam estas inatas ou adquiridas. Ferreira (2013) afirma que 14,5% da população brasileira apresenta algum tipo de deficiência e por isso, o esporte adaptado vem ganhando força no país. O termo esporte adaptado é tipicamente brasileiro e implica em adaptações das condições de práticas esportivas para pessoas com algum tipo de deficiência. A fig. 2.1 apresenta alguns modelos de cadeiras de rodas adaptadas para os esportes.



Figura 2.1 – Modelos de Cadeiras de Rodas Esportivas. Fonte: Cortesia da Alphamix Ind. Com. Ltda, 2019.

Os modelos de cadeiras de rodas adaptados para as atividades esportivas são planejados conforme a dinâmica de jogo de cada modalidade, cujas regras são específicas. Para tanto, os modelos assumem contornos que observam a jogabilidade dos esportes, assim como, estabelecem padrões de projeto de alto rendimento.

Costa E Silva *et al.* (2013) enfatizam a importância dos esportes adaptados assim:

O esporte é um fenômeno sociocultural com formas de manifestação heterogêneas. O esporte adaptado se coloca como uma destas possibilidades, sendo um objeto complexo com raízes na reabilitação de soldados no momento pós II Guerra, atualmente é um fenômeno global que desperta a atenção devido a inúmeras características particulares: possibilidade de ascensão social, oportunidade de prática em condições de igualdade, melhorias da aptidão física, e condições de saúde entre outras. Estudos têm associado à prática esportiva benefícios relativos à reabilitação, à inclusão social e também à saúde.

Os esportes adaptados são influenciados por alguns fatores relacionados ao indivíduo, como, aspectos biológicos, aspectos fisiológicos, aspectos biomecânicos, aspectos percepto-motores, aspectos sociais e ainda, aspectos típicos de cada modalidade desportiva (COSTA E SILVA *et al.*, 2013).

Devido a estes fatores as modalidades desportivas de esportes adaptados desenvolveram prescrições baseadas em classes funcionais. As classes funcionais representam categorizações paramétricas entre atletas que garantam condições de igualdade competitiva entre os indivíduos, além de classificar os tipos de deficiências físicas que se aderem à cada modalidade. Os parâmetros de classificação são as características individuais do atleta em função das particularidades de sua deficiência.

De acordo com o CPB - Comitê Paralímpico Brasileiro (2012):

O objetivo é garantir a igualdade geral e assegurar que os vencedores chegaram ao topo graças às suas melhores técnicas, habilidades, forças, talentos e não por um suposto favorecimento físico sobre as deficiências de um ou outro rival. O objetivo dos princípios, [...] não é separar apenas as deficiências, mas sim tentar nivelar ao máximo a capacidade esportiva de cada concorrente.

No Brasil há formalmente 20 categorias de esportes adaptados, com suas respectivas classificações funcionais. Entre estas modalidades estão o Handebol, o Basquetebol em Cadeiras de Rodas, o Atletismo, a Bocha Paralímpica, o Ciclismo, o Rúgbi em Cadeiras de Rodas, o Futebol de Sete, etc. Cada modalidade possui uma classificação funcional, que é um sistema de avaliação das condições de jogabilidade do indivíduo com deficiências, garantido o máximo de equidade nas condições de desempenho biomecânico e justiça competitiva entre os paratletas. Como exemplo, pode ser contextualizada a Classificação Funcional do Basquetebol em Cadeiras de Rodas.

A classificação funcional do basquete em cadeiras de rodas possui a faixa de 1,0 até 4,5 – sendo 1,0 o atleta com menor função física e 4,5 o atleta com maior função física ou deficiência mínima. Na respectiva modalidade os paratletas devem ser capazes de

impulsionar independentemente a cadeira de rodas, e de executar movimentos típicos deste esporte como driblar, arremessar, passar, rebotear e reagir resistidamente a contatos de oponentes.

De acordo com a Comissão de Classificação de Jogadores da IWBF (2004), os principais fatores que determinam a classe do atleta são – a função do tronco, a função dos membros inferiores, a função dos membros superiores e as funções das mãos. E ainda, para a Associação Desportiva para Deficientes (2004) o basquetebol em cadeira de rodas é uma modalidade paradesportiva desenvolvida de forma adaptada para pessoas com deficiência física nos membros inferiores. No basquetebol a cadeira de rodas é um equipamento essencial e colaborativo para o desempenho do paratleta. A sua classificação funcional é relacionada na fig. 2.2, e discriminada na tab. 2.1.

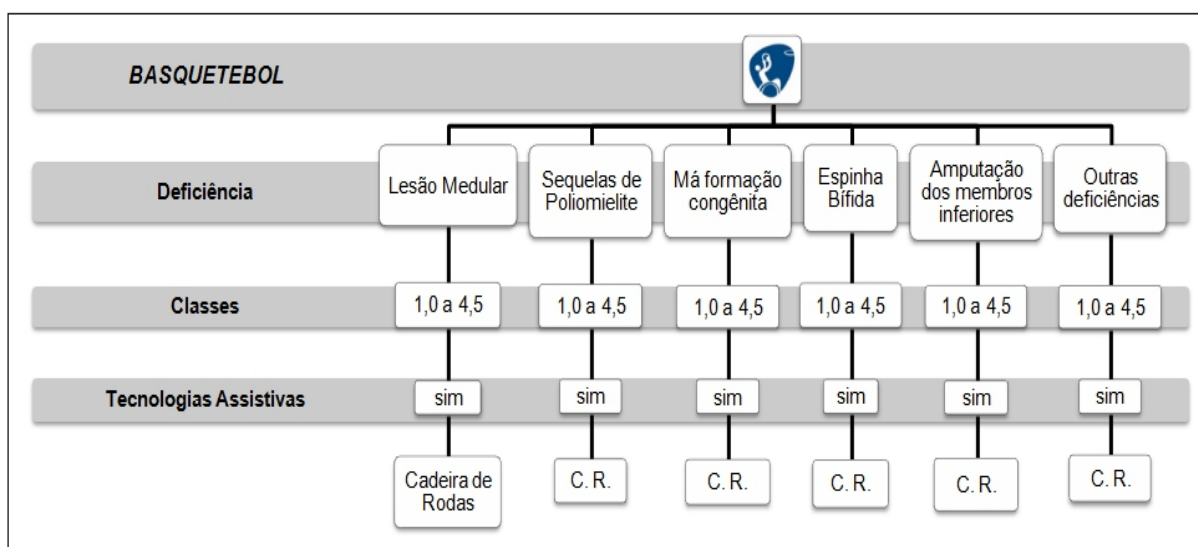


Figura 2.2 – Organograma da classificação funcional do basquetebol. Fonte: Cardoso, 2015.

Cada jogador é avaliado e recebe uma pontuação de 1,0 a 4,5 como peso de sua deficiência, sendo 1,0 o jogador com menor função física e 4,5 o jogador com maior função física ou deficiência mínima (CARDOSO, 2015).

Sabendo-se das classes funcionais das modalidades esportivas é possível estabelecer um parâmetro de prescrição de cadeiras de rodas personalizadas para cada atleta. A partir de uma analogia da classe funcional pode-se, por exemplo, estabelecer o nível do encosto das costas na cadeira de rodas que proporcione maior equilíbrio e estabilidade do tórax para indivíduos das classes 1,0 e 1,5. Assim como é possível aproximar os contornos das pernas no assento para fixar melhor os joelhos de amputados transtibiais, da classe 4,5. Para os casos de amputados transfemorais, da classe funcional 3,5, a cambagem das rodas pode favorecer o rodopio da cadeira, além de movimentos mais rápidos e arriscados, de forma que

o atleta fique estabilizado no centro de gravidade da cadeira de rodas. Portanto, uma série de adaptações na cadeira de rodas podem otimizar o seu uso pela pessoa com deficiências.

A maioria das cadeiras de rodas pode ser ajustada um pouco (de acordo com a necessidade do usuário) e é do interesse do usuário configurar sua cadeira de rodas para que possam maximizar sua capacidade de usar a cadeira de rodas, enquanto permanecem seguros ao fazê-lo. Os elementos mais comuns que um jovem usuário é susceptível a ajustar são: (a) a colocação das rodas traseiras, (b) a largura total e cambagem das rodas traseiras, e (c) o ângulo de inclinação do assento em relação ao chão (ASSOCIAÇÃO AMERICANA DE ESPORTES ADAPTADOS, 2006).

Tabela 2.1 – Descrição das classes funcionais do basquetebol.

CLASSES	DESCRIÇÃO
1,0	Lesão total na topografia torácica, entre T ₁ e T ₁₁ .
1,5	Lesão total na topografia torácica, a partir de T ₁₂ a lesões mais baixas. Também comporta sequelados de pólio comprometidos em um dos membros superior e ambos os membros inferiores.
2,0	Lesão parcial na topografia lombar entre L ₁ a L ₅ .
2,5	Sequelados de pólio, dependendo do grau de comprometimento dos membros superiores e inferiores.
3,0	Amputação transfemural simples ou dupla, ou sequelas de pólio mais brandas, lesões torácicas incompletas em topografias mais baixas.
3,5	Amputação transfemural simples ou dupla, ou sequelas de pólio mais brandas; lesões torácicas incompletas em topografias mais baixas, porém para atletas com maior equilíbrio do tronco.
4,0	Amputação simples ou dupla transfemural, até 7 cm de distância do joelho (coto longo), amputação.
4,5	Amputação simples ou dupla transtibial, ou simples transfemural mais simples transtibial.

Fonte: Cardoso, 2015

Assim, pode-se concluir que a classificação funcional designa o paratleta para a modalidade desportiva na qual as características de sua deficiência têm maior aderência, e estas por sua vez, prescrevem as características ergonômicas que o equipamento deve conter. A fig. 2.3 mostra as classificações funcionais dos esportes paralímpicos onde a cadeira de rodas exerce função ativa e decisiva na atividade desportiva, sendo os esportes: tênis de mesa, tênis de cadeira de rodas, basquetebol, rúgbi, parabadminton e handebol.

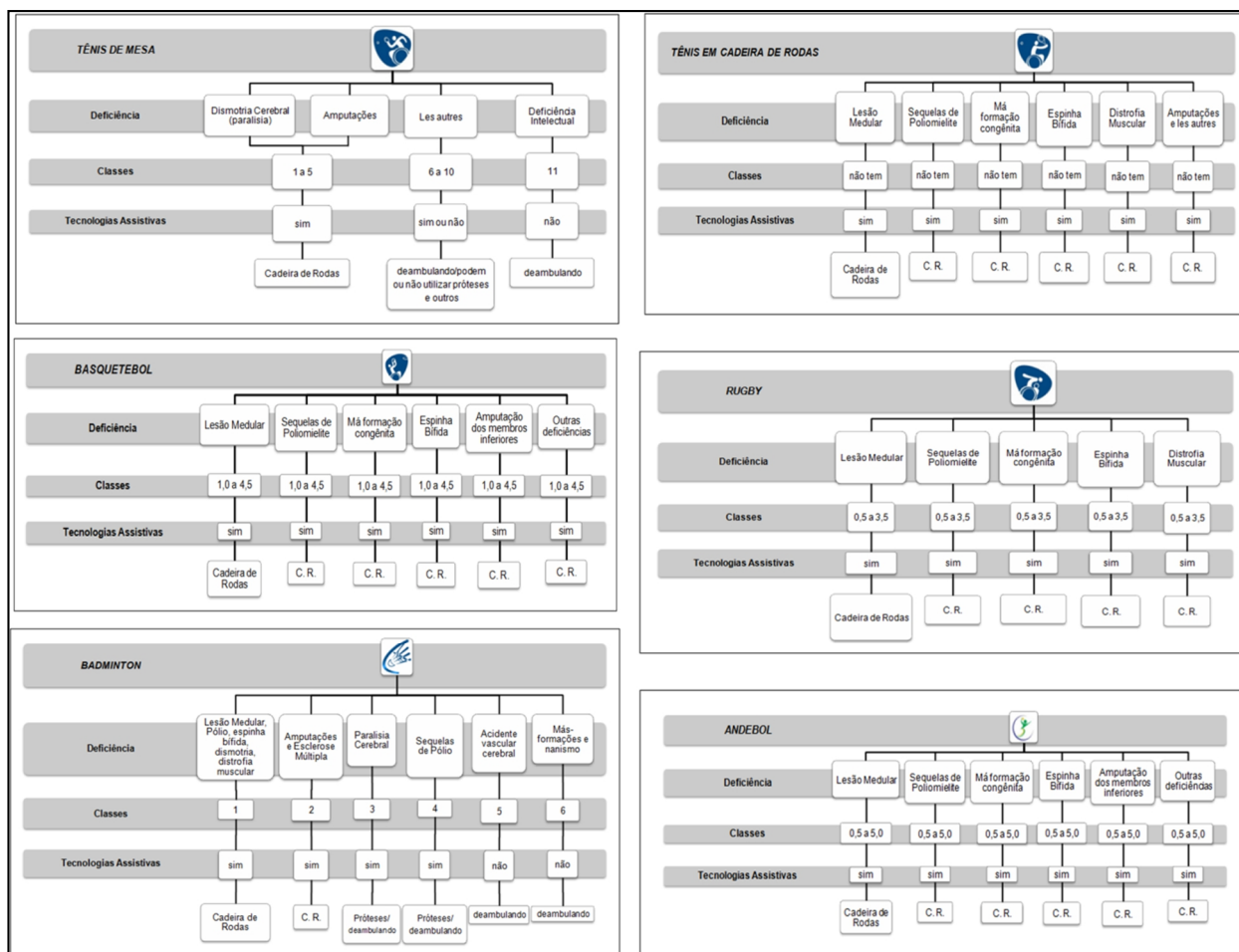


Figura 2.3 – Organogramas da classificação funcional dos esportes paralímpicos em cadeiras de rodas ativas. Fonte: Adaptado de Cardoso, 2015.

As propriedades desportivas de cada esporte, bem como as suas regras de jogo, influenciam no recrutamento dos paratletas quanto às suas fisiopatologias, como o tipo e a topografia da lesão medular, o tipo de amputação, o grau de severidade da deficiência e a forma como ela compromete a funcionalidade do candidato.

2.1. PRESCRIÇÃO DE CADEIRAS DE RODAS

A capacidade de se definir uma cadeira de rodas personalizada em relação às necessidades específicas de um indivíduo pode estabelecer o seu nível de reabilitação e rendimento desportivo, bem como aumentar sua margem de expectativa de vida. Para tanto, estão contextualizados à prescrição de cadeiras de rodas ao menos três aspectos importantes da vida do paciente, e são condições fundamentais da prescrição – sendo, as suas

características físicas, seu estilo de vida e o ambiente de convivência em que fará uso da cadeira de rodas, como ilustra a fig. 2.4.



Figura 2.4 – Condições fundamentais de prescrição de cadeiras de rodas.

Num estudo sobre os efeitos da prescrição de cadeiras de rodas de basquetebol foram obtidos resultados que favorecem a personalização dos equipamentos. O gráfico da fig. 2.5, a seguir, mostra a comparação entre os tempos demandados para se executar algumas tarefas essenciais por meio de uma cadeira de rodas personalizada comparados com o uso de uma cadeira de rodas genérica.

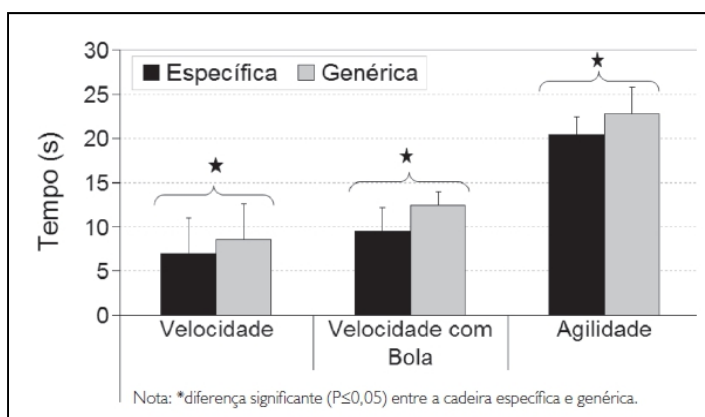


Figura 2.5 – Tempo de movimento nos testes com a cadeira específica e a cadeira genérica. Fonte: Garcia de Moraes, G.F.; *et al.*, 2011

De acordo com o gráfico houve um ganho de 2 a 4 segundos no desempenho com uma cadeira específica (personalizada) em relação ao desempenho com a cadeira genérica. No experimento o grupo de indivíduos observado ranqueou alguns fatores impactantes no rendimento de propulsão da cadeira de rodas, como: conforto do assento, conforto geral

proporcionado pela cadeira, conforto do encosto, conforto do apoio dos pés, conforto no gesto de propulsão do aro das rodas traseiras. A fig. 2.6 a seguir, mostra essa percepção dos usuários observados no teste.

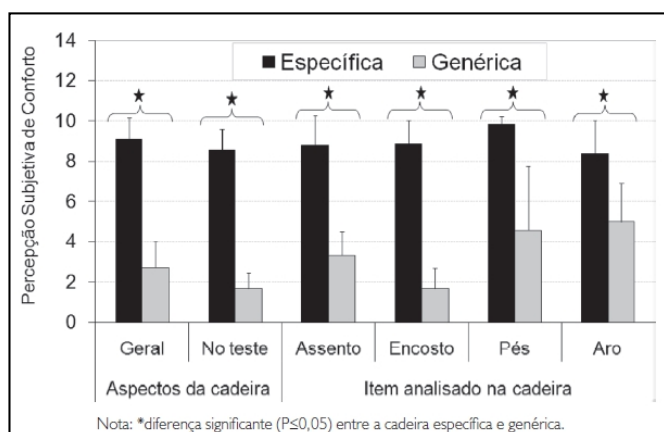


Figura 2.6 – Percepção subjetiva de Conforto entre a Cadeira Específica e a Genérica. Fonte: Garcia de Moraes, G.F.; *et al.*, 2011

Notoriamente, a cadeira de rodas personalizada – adequada para as necessidades específicas de seu usuário – foi bem mais aceita como confortável do que a cadeira de rodas genérica. A cadeira de rodas personalizada proporciona maior nível de conforto e acomodação, facilitando os gestos motores e minimizando a fadiga osteomuscular.

Enquanto isso, as implicações da falta de adequação do equipamento assistivo em relação às necessidades fisiológicas do seu usuário podem não só prejudicar a locomoção e acessibilidade do indivíduo como também ocasionar fraqueza muscular e fadiga osteomuscular dificultando a propulsão da cadeira. O nível de fadiga pode acarretar prejuízos irreversíveis na biomecânica da pessoa com deficiência, bem como, na sua independência ao impulsionar a cadeira de rodas (COOPER *et al.*, 2001).

Outros autores, como Koontz (2009), ainda acrescentam a possibilidade de outros prejuízos relacionados à incompatibilidade entre o equipamento e o paratleta, como lesões nos membros superiores, lesões na medula, lesões por esforços repetitivos, lesões no manguito rotador, retardamento da reabilitação, aceleração do processo de envelhecimento e desgaste de tecidos e articulações.

Enquanto que Boninger (2005) alerta para os danos aos órgãos adjacentes como aumento da demanda cardíaca, deformidade pélvica, solicitação acentuada do sistema circulatório, e hiperventilação, ou respiração acelerada e taquicardia.

Desta forma, é importante conhecer as especificidades da relação cadeira/atleta. Se a estrutura da cadeira de rodas tem o papel de auxiliar o usuário visando garantir o máximo de

liberdade de locomoção e estabilidade, deve-se levar em conta a diversidade de dimensões antropométricas e as características intrínsecas de cada modalidade paradesportiva (CARDOSO, 2015).

No Brasil a fabricação, assim como no restante do globo, a industrialização de cadeiras de rodas personalizadas ainda é extremamente tímida e insatisfatória. Uma das principais dificuldades em se consolidar esta prática está na própria compilação antropométrica do usuário, e na prescrição da cadeira de rodas. O processo de estudo e medição da anatomia de um humano é relativamente técnico e complexo.

Victor Paquet (2003) explica que a antropometria, a medição física das características e das habilidades das pessoas, fornece informações essenciais para um desenho adequado do ambiente, seja este ocupacional ou não, e para a concepção de produtos, ferramentas, vestuários e equipamentos.

Para Jorge (2005) a ergonomia é o estudo entre o homem e o seu ambiente de trabalho, e que envolve equipamentos, organização local e desenvolvimento de métodos empregados nas atividades diversas – principalmente as atividades físicas.

Para as atividades esportivas oficiais, no desenho dos equipamentos deve predominar um consenso anatômico entre o paratleta e o equipamento, a fim de estabelecer uma noção de adaptabilidade entre ambos. Calegari (2010) afirma a necessidade de se adequar as regras desportivas exclusivamente para esses clientes.

Entretanto, os estudos antropométricos desenvolvidos nos últimos anos se limitaram a uma classe restrita de pessoas com deficiências, convertendo numa amostra pouco eficiente para análises mais complexas.

Victor Paquet (2003) afirma que os estudos envolvendo indivíduos com deficiência tenderam a se concentrar em grupos de deficiências específicas, e isso, justamente pela falta de padronização, de definições e métodos de medição das dimensões antropométricas.

Em 25 de junho de 2013, o Ministério da Saúde, do Brasil, abriu a portaria de número 1.272, responsável pelas Normas para Prescrição de Cadeiras de Rodas e Adaptação Postural em Cadeiras de Rodas (BRASIL, 2014).

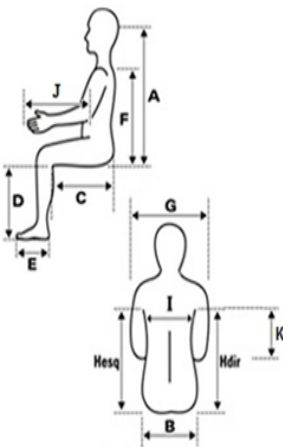
A respectiva portaria responsabiliza o profissional pela prescrição da cadeira de rodas, de acordo com a sua capacitação prevista no CBO – Código Brasileiro de Ocupações. O diagnóstico do paciente deverá ser resguardado por laudo técnico/clínico que define o quadro atual da deficiência, bem como sua evolução histórica. Nos demais aspectos avaliativos, a respectiva portaria é subjetiva e concomitante com os entendimentos convencionados entre as entidades de apoio ao esporte paralímpico e usuários de cadeiras de rodas.

Por exemplo, a portaria condiciona a prescrição da cadeira de rodas de acordo com a capacidade de marcha e propulsão do indivíduo, boas condições articulares da pelve

determinando equilíbrio e estabilidade no assento, controle do tronco e da cabeça em função da topografia da lesão cervical, capacidade adaptativa do indivíduo, entre outros.

Alguns fabricantes de cadeiras de rodas desenvolveram formulários próprios para a prescrição de suas cadeiras de rodas. A fig. 2.7 abaixo representa um exemplo destes formulários próprios, com seu respectivo controle de dimensões anatômicas do cliente.

FICHA DE PRESCRIÇÃO DE CADEIRA DE RODAS	
DATA: ____/____/____	
PACIENTE: _____	
DATA DE NASCIMENTO: ____/____/____	IDADE: ____ Anos
ENDEREÇO: _____	
TELEFONE: () _____	
CIDADE: _____	ESTADO: _____
RESPONSÁVEL: _____	
GRAU DE PARENTESCO: _____	
DIAGNÓSTICO CLÍNICO: _____	
FUNCIONALIDADE: () DEPENDENTE () SEMI DEPENDENTE () INDEPENDENTE	
COMPROMETIMENTO MOTOR: () HEMIPLEGIA () DIPLEGIA () PARAPLEGIA () TETRAPLEGIA	
TONUS MUSCULAR: () DISTONIA () MEMBROS SUPERIORES () MEMBROS INFERIORES () HIPERTONIA () MEMBROS SUPERIORES () MEMBROS INFERIORES () HIPOTONIA () MEMBROS SUPERIORES () MEMBROS INFERIORES () ATETOSE	
COMPROMETIMENTO DE ESTRUTURAS OSTEO-ARTICULARES: () HIPERLORDOSE () ESCOLIOSE () CIFOSE () SUB-LUXAÇÃO QUADRIL () LUXAÇÃO QUADRIL	
CONTROLE CERVICAL: () COMPLETO () INCOMPLETO	
CONTROLE DE TRONCO: () COMPLETO () INCOMPLETO	
PACIENTE IRÁ TOCAR A CADEIRA () SIM () NÃO	
OBSERVAÇÕES: _____	



MEDIDAS	
A - Assento à nuca	<input type="text"/> cm
B - Largura do quadril	<input type="text"/> cm
C - Profundidade de assento	<input type="text"/> cm
D - Pé ao joelho	<input type="text"/> cm
E - Tamanho do pé	<input type="text"/> cm
F - Assento ao ombro	<input type="text"/> cm
G - Largura dos ombros	<input type="text"/> cm
Hesq - Assento à axila esquerda	<input type="text"/> cm
Hdir - Assento à axila direita	<input type="text"/> cm
I - Largura do tronco	<input type="text"/> cm
J - Cotovelo até Extremidade distal da Mão	<input type="text"/> cm
K - Altura do apoio de braço	<input type="text"/> cm

Figura 2.7 – Dimensões de Prescrição de Cadeiras de Rodas. Fonte: adaptado de Vanzetti, 2016.

O respectivo formulário contém os registros dos tipos de deficiências do usuário, suas medidas antropométricas diretamente relacionadas ao uso da cadeira de rodas, e outras informações relevantes.

O estudo anatômico para o preenchimento dos formulários depende da destreza e experiência do profissional responsável pelas mensurações antropométricas e fisiológicas. Pontos de referência, marcos, proeminências ou protuberâncias ósseas devem servir de parâmetro de medidas anatômicas.

Por isso, o conhecimento destes posicionamentos estratégicos define a precisão na qual as medidas serão tomadas. Estas medidas fornecem as principais informações de prescrição da cadeira de rodas (PAQUET, 2003). Estas proeminências osteomusculares, também conhecidas como pontos somatométricos são detalhadas na fig. 2.8, e na tab. 2.2, a seguir.

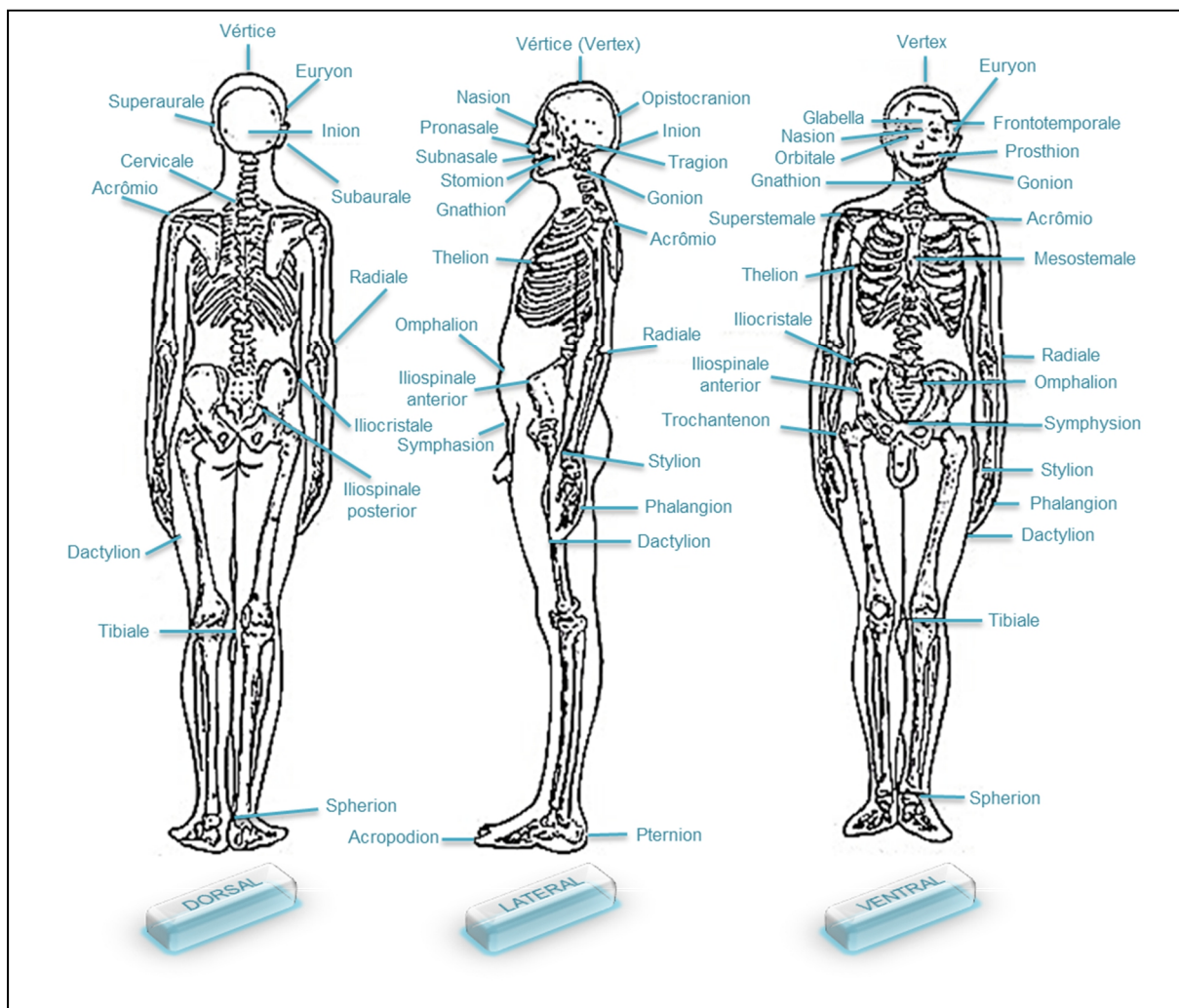


Figura 2.8 – Corpo humano com os pontos somatométricos projetados sobre o esqueleto. Fonte: Adaptado de Sarkar, 200-?

Desta forma, os pontos somatométricos fornecem proeminências referenciais que podem ser utilizadas para um posicionamento mais pontual, estratégico e sistemático do instrumento de medida. Por exemplo, por meio do acrômio e o ponto mais lateral do antebraço pode-se estabelecer a medida de posição do descanso dos braços na cadeira de rodas. O ponto mais lateral do quadril determina a medida da largura do assento. A proeminência na extremidade lateral da coxa determina os contornos estruturais da cadeira que acomodam as pernas. O maléolo medial determina os limites dos contornos estruturais da cadeira que acomodam as panturrilhas.

Ressalta-se que os termos empregados na designação dos pontos somatométricos são normalmente expressados em terminologia médica, geralmente em latim ou grego, sem traduções aplicáveis à língua portuguesa.

Tabela 2.2 – Pontos de Referência Proeminentes no Esqueleto Humano
**PROEMINÊNCIAS DO ESQUELETO HUMANO QUE INFLUENCIAM
 NA PRESCRIÇÃO DE CADEIRAS DE RODAS**

ITEM	PONTOS DE REFERÊNCIA	DESCRIÇÃO
1	Acrômio	Ponto lateral mais palpável sobre o processo acromial da escápula sobre o aspecto exterior do ombro superior.
2	Ponto abdominal mais anterior	Ponto mais saliente da região abdominal.
3	Ponto deltoide lateral	A maior parte lateral do ponto sobre a superfície de ombro encobrendo o bojo do músculo deltoide.
4	Ecto Canthus	Ponto em que ambas as pálpebras convergem na borda lateral do olho.
5	Ponto antebraço lateral	Ponto mais lateral do antebraço.
6	Ponto lateral do quadril	Ponto mais lateral na região do quadril, com pontos direito e esquerdo, osteologicamente definidos.
7	Ponto mais distal do joelho	O Ponto mais distal do joelho quando está flexionado em aproximadamente 90°. A referência osteologicamente palpável é a tuberosidade tibial.
8	Extremidade lateral	Ponto da extremidade mais lateral no indivíduo cadeirante.
9	Maléolo lateral	Ponto mais lateral da proeminência óssea na extremidade distal da fíbula. Marco lateral e superior para a articulação talocrural.
10	Maléolo medial	Ponto mais medial da proeminência óssea na extremidade distal da tíbia.
11	Metacarpofalange II (MCP II)	Ponto mais lateral da articulação metacarpofalângica II, na base do dedo indicador.
12	Metacarpofalange V (MCP V)	Ponto mais lateral da articulação metacarpofalângica V, próximo das dobras cutâneas hipotenar da palma da mão.
13	Poplítea	Ponto central da dobra resultante da flexão do joelho localizado no dorso da zona do joelho.
14	Estilóide radial	Extremidade distal da proeminência óssea do rádio na base do polegar, ligeiramente inferior à eminência do tenar.
15	Suprapatela	Porção superior distal do fêmur e região patelar do joelho quando se está próximo a 90° de flexão.
16	Tibiale	Ponto distal superior da tíbia, se conectando à patela pelo tendão patelar.
17	Extremidade lateral da coxa	Ponto mais lateral das coxas, entre os joelhos e o quadril.
18	Extremidade lateral da cintura	Parte mais lateral da cintura, em ambos os lados, do tronco entre a espinha ilíaca anterossuperior (ASIS) e as costelas.
19	Vértice (vertex)	Ponto mais alto da cabeça independente da sua posição.

Fonte: Adaptado de Paquet, 2003

A observância dos pontos somatométricos projetados no corpo humano exige capacidade técnica do profissional responsável pela mensuração anatômica do indivíduo com deficiências físicas requerente de uma cadeira de rodas específica. O reconhecimento destas proeminências deve ser conciliado com a destreza na manipulação dos instrumentos de medição, como trena, paquímetros, topógrafos, etc. Esta competência profissional representa um *know-how* que poucos fabricantes de cadeiras de rodas possuem.

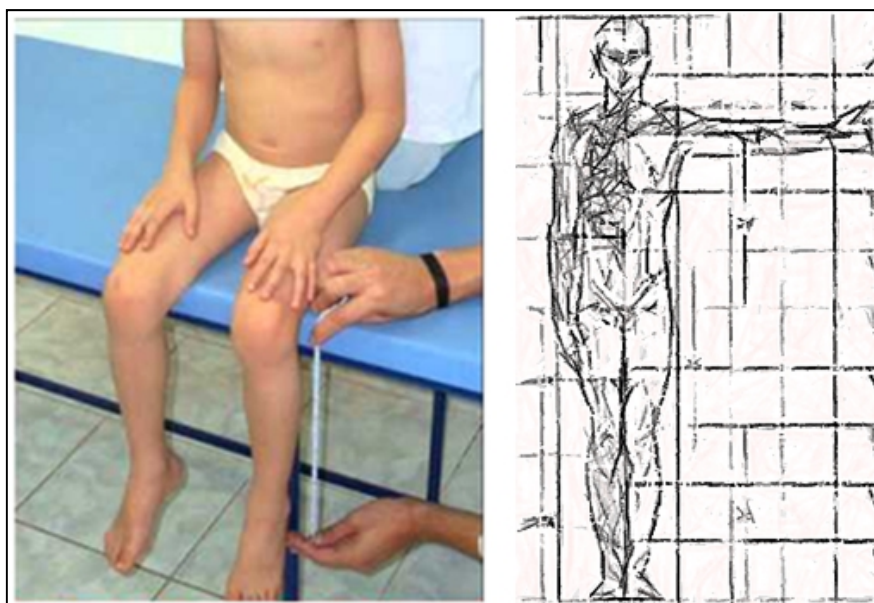


Figura 2.9 – Mensuração da antropometria física pelo método tradicional.

A fig. 2.9 ilustra as limitações e dificuldades de se realizar as mensurações anatômicas de um indivíduo, pelo uso de instrumentos de medição clássicos considerando a capacitação e perícia do avaliador antropométrico. Cabe ao perito o correto posicionamento da trena sobre os pontos somatométricos ocultos sob a pele, determinantes para a prescrição da cadeira de rodas.

Embora o procedimento de leitura de medidas corpóreas, por meio de trenas, réguas, topógrafos e outros instrumentos, seja inegavelmente legitimado entre as diversas atividades humanas devido a sua objetividade, o mesmo não ocorre na prescrição de cadeiras de rodas. Nos exercícios de avaliação fisiológica para rendimento físico em atividades de esforço intenso, identificação de índices físicos, ou até no setor de moda, corte e costura, o método tradicional de prescrição é largamente adotado, pois as suas limitações e incertezas não implicarão em desvios de medidas preocupantes.

A finalidade da prescrição de medidas físicas nestes casos permite imprecisões. Por exemplo, na coleta de medidas com a finalidade do corte e costura de um terno de roupas uma possível imprecisão da leitura antropométrica será suprimida pela flexibilidade dos

tecidos. O material da roupa (tecido flexível) pode se acomodar à anatomia do indivíduo quando as leituras não são rigorosamente precisas e exatas. A tolerância sobre o desvio padrão é maior do que no caso da prescrição de cadeiras de rodas. A estrutura metálica e rígida da cadeira não se acomodará aos contornos e à superfície do corpo humano, ao contrário, exercerá pontos de atrito, tensão superficial, pressão local ou global, e até torções sobre a estrutura da fisiologia humana. Por isso, cadeias de rodas inadequadas podem promover a fadiga muscular irreversível, abreviar a expectativa de vida do cadeirante, gerar intenso desconforto, prejudicar a saúde do indivíduo, provocar problemas em órgãos vitais como o fígado, rins e até produzir problemas cardiovasculares.

Além da dificuldade de prescrição da cadeira de rodas, outro grande desafio é a inserção dos dados coletados num projeto de fabricação que traduza fielmente o modelo personalizado. A estrutura de uma cadeira de rodas possui contornos específicos que têm a função de apoiar e acomodar adequadamente o corpo anatômico do cadeirante. Para tanto, o processo de fabricação envolve cortes, dobramentos, conformações mecânicas e soldagens na estrutura. Nestes procedimentos industriais boa parte das informações de prescrição é perdida devido às próprias agressões do processo. Um exemplo disto são as torções e deformações plásticas sofridas pela estrutura durante as elevadas temperaturas na etapa de soldagem. Isso se acentua ainda mais, no caso das cadeiras de rodas esportivas que são produzidas com ligas metálicas mais leves e menos densas, como as ligas de alumínio naval, ainda mais suscetíveis às torções e desconfigurações durante o processo. Por isso, há variações nos resultados das cadeiras de rodas fabricadas em relação aos dados coletados na prescrição.

Por último, o principal gargalo no contexto dos processos industriais de fabricação de cadeiras de rodas onde as características fisiológicas prescritas não são fielmente reproduzidas, está na conciliação entre os dados coletados e um condicional desenho de projeto do modelo. Os dados de prescrição coletados são despachados para o fabricante em forma de tabelas ou *check-list* (listagens), sem que correspondam a uma modelagem gráfica de uma cadeira de rodas personalizada sob a apreciação do cliente (usuário final). Estas informações são gravemente prejudicadas na medida em que a estrutura assume os contornos de acomodação da cadeira.

Tanto o mercado produtor de cadeiras de rodas, como o sistema de saúde pública nacional carecem de uma metodologia precisa, confiável e rápida de prescrição e modelagem, e por fim, que se baseie num procedimento de avaliação realística. O movimento humano, a sua cinesiologia e os seus mecanismos biomecânicos precisam ser avaliados em condições realísticas, que permitam o entendimento dos parâmetros fisiológicos com fidelidade, tal qual são apresentadas nas relações cotidianas (VANLANDEWIJCK, THEISEN & DALY, 2001).

2.1.1. Condições de uso da cadeira de rodas

No Brasil o procedimento formal de prescrição de cadeiras de rodas é regulado por portaria normativa específica, vigorada pelo Ministério da Saúde. A portaria de número 1272, de 25 de junho de 2013 (BRASIL, 2013) determina que as cadeiras de rodas assim como, a adaptação postural em cadeiras deve ser indicada mediante avaliação de uma equipe multidisciplinar composto de profissionais capacitados e categorizados pelo CBO – Código Brasileiro de Ocupações. A finalidade desta portaria é proporcionar maior segurança ao procedimento.

O principal critério para estabelecer a necessidade de prescrição de uma cadeira de rodas é o candidato ser avaliado com total comprometimento da marcha, ou seja, comprometimento da capacidade de deambulação independente (IBID., 2013). Lembrando que as cadeiras de rodas podem ser manuais, para as pessoas com comprometimento da marcha, mas com preservação da força muscular dos membros superiores, ou motorizadas quando o comprometimento se estende também para estes membros.

No caso de cadeiras de rodas esportivas o usuário ainda deve possuir boas condições de articulação da pelve, controle do tronco e da cabeça, propriocepção suficiente para garantir a autorregulação do equilíbrio na acomodação da cadeira prevenindo as quedas.

O candidato ao uso de cadeira de rodas é um indivíduo naturalmente categorizado pela CIF (Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde) como pessoa com deficiência. O CIF pertence a um grupo de classificações desenvolvidas pela OMS – Organização Mundial da Saúde. O conceito é marcado pelas noções de comprometimento da funcionalidade fisiológica, de anormalidades nos sistemas orgânicos e estruturas do corpo, de incapacidade consequente da deficiência afetando o rendimento funcional e o desempenho de atividades e de desvantagem ou prejuízo imposto ao indivíduo devido à necessidade de adaptações ambientais e assistivas (FARIAS & BUCHALLA, 2005).

Até a década de noventa, alguns autores ainda criticavam as definições correntes de deficiência, alegando certa imprecisão conceitual, que acarretaria em dificuldades no campo da pesquisa científica e em questões relativas às terminologias. Estas terminologias seriam afetadas pelos modelos médicos ou sociais onde a pessoa com deficiência se insere (AMIRALIAN *et al.*, 1999).

Para estabelecer uma noção mais objetiva e universal de deficiência, o conceito foi submetido à relação com as dimensões da deficiência (deficiência de locomoção, comprometimento da autonomia nos cuidados pessoais e de higiene, deficiência visual, auditiva, de comunicação, de aprendizagem, entre outros), o grau de severidade ou comprometimento físico decorrente da deficiência, e as desvantagens impostas em função do

ambiente. Essa tríplice relação tem importante influência na caracterização da cadeira de rodas demandada pela pessoa com deficiência.

Deste modo, a condição de prescrição e uso de uma cadeira de rodas depende do tipo de deficiência que restringe a deambulação, do grau de severidade da deficiência e das adaptações que o equipamento deve trazer para amenizar as desvantagens ambientais da pessoa, ampliando a sua acessibilidade.

2.2. MORFOLOGIA DO CORPO HUMANO EM RELAÇÃO À ESTRUTURA DA CADEIRA DE RODAS

A exposição das pessoas com deficiência ao uso contínuo e prolongado da cadeira de rodas provoca efeitos fisiológicos, devido às relações de contato e contorno entre a estrutura do equipamento e a própria anatomia do indivíduo, além das próprias vibrações produzidas durante a propulsão.

O uso extensivo da cadeira de rodas, combinado aos solavancos da propulsão, às irregularidades das superfícies de passeio e a transposição de obstáculos submetem o usuário às vibrações mecânicas prejudiciais à sua saúde. Algumas lesões secundárias podem ser desenvolvidas, bem como, dor lombar e cervical, dor muscular, desgaste e fadiga osteomuscular, entre outros (WOLF *et al.*, 2007).

A constante pressão, fricção e cisalhamento sofridos pelos músculos durante a acomodação na cadeira de rodas e durante a propulsão pode levar ao aparecimento de úlceras e feridas na superfície da pele (FROST *et al.*, 2012). Uma úlcera é causada por compressão da pele devido ao cadeirante permanecer sentado numa mesma posição por longos períodos sem que possa realizar pequenos ajustes posturais para alívio das tensões geradas, pois a sua cineantropometria é prejudicada pelo comprometimento do sistema nervoso, responsável pelo controle postural do corpo humano. As correções posturais cotidianas desenvolvidas pelo corpo humano para alívio de tensões e o controle do centro de equilíbrio quando a pessoa permanece de pé por tempo prolongado são ativados pelo córtex motor no sistema nervoso em conjunto com a medula espinhal, integrados aos nervos musculares, constituindo um complexo sistema biomecânico da cineantropometria humana (ZOLNERKEVIC, 2015).

Pessoas com deficiências ainda têm sensibilidade física reduzida onde o sistema nervoso central apresenta insuficiência perceptiva do desconforto ou do incômodo durante a fricção (atrito) da pele nos componentes estruturais, e superfícies expostas da cadeira de rodas, e atuar com ajustes posturais antecipatórios e compensatórios. O ajuste postural antecipatório (APA) é o mecanismo biomecânico ativado nos músculos pelo sistema nervoso

central para antecipar e amenizar os efeitos das perturbações fisiológicas, enquanto que o ajuste postural compensatório (APC) é o mecanismo responsável por atuar sobre as perturbações propriamente ditas, restabelecendo o reequilíbrio das condições normais (KNOX *et al.*, 2016).

A imobilidade física, parcial ou total, do cadeirante favorece o cisalhamento da pele em contato com superfícies expostas da cadeira de rodas que pinçam ou estiram a epiderme contra as proeminências ósseas. Causa lesões superficiais que podem evoluir para feridas mais graves e profundas.

Todos estes efeitos põem em destaque as relações de contato entre as partes estruturais da cadeira de rodas e as superfícies do tecido muscular humano, principalmente naqueles tecidos que recobrem os pontos somatométricos, ou proeminências ósseas. A fig. 2.10 ilustra essa condição.

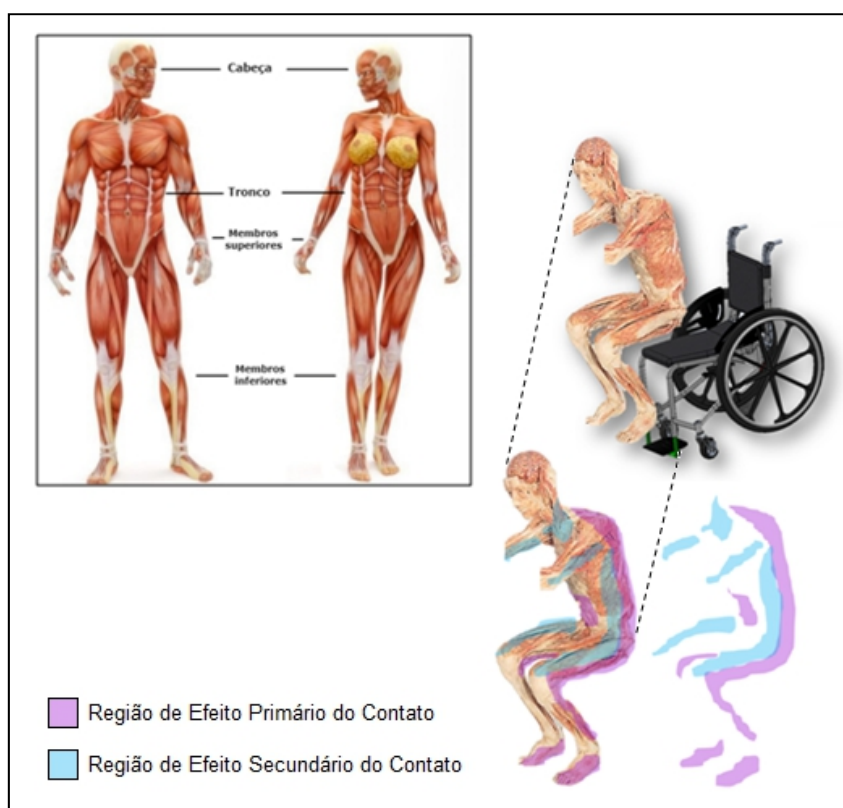


Figura 2.10 – Regiões de maior efeito de contato entre o corpo humano e a cadeira de rodas. Fonte: Adaptado de Da Silva (2008) e Magalhães (2019).

Durante a acomodação do corpo humano sobre a cadeira de rodas há uma região primária de contato que sofrerá efeitos tensionadores diretos e que se propagam para regiões secundárias. Estas regiões primárias sofrem compressão diretamente da estrutura da cadeira,

que varia a intensidade de acordo com os esforços de propulsão e sacolejos da trajetória. A fig. 2.11 ilustra os contatos na estrutura da cadeira de rodas.



Figura 2.11 – Região de contato na Cadeira de Rodas. Fonte: Adaptado de Ballke (2019).

A rigidez estrutural da cadeira que garante capacidade mecânica de sustentação ao peso do cadeirante também é responsável por comprimir e esmagar a superfície do seu corpo. Entre os músculos mais afetados podem ser citados nos membros inferiores o glúteo médio, glúteo mínimo, músculo gêmeo inferior, trocater maior, músculo adutor magno, grácil, bíceps da coxa, semimembrâneo, semitendíneo e as cabeças curta e longa do músculo do bíceps da coxa. A fig. 2.12 destaca esta região.

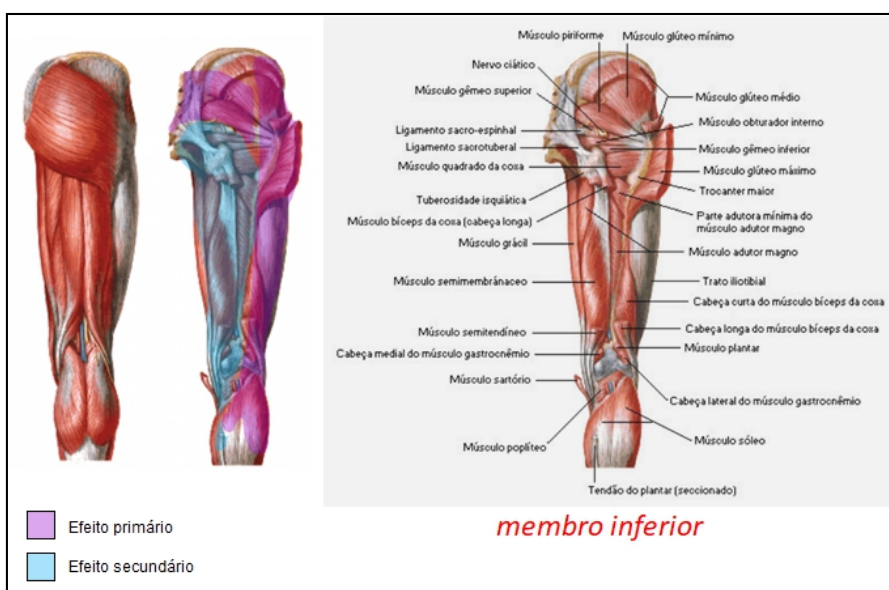


Figura 2.12 – Região dos membros inferiores mais afetadas pelo efeito de contato. Fonte: Adaptado de Netter (2011).

E ainda na região lombar posterior, podem sofrer algum tipo de contínuo esmagamento os músculos – oblíquo interno, oblíquo externo, serrátil anterior, grande dorsal, músculos redondo menor e maior, eretor da espinha, romboide maior, entre outros. A fig. 2.13 ilustra essa região.

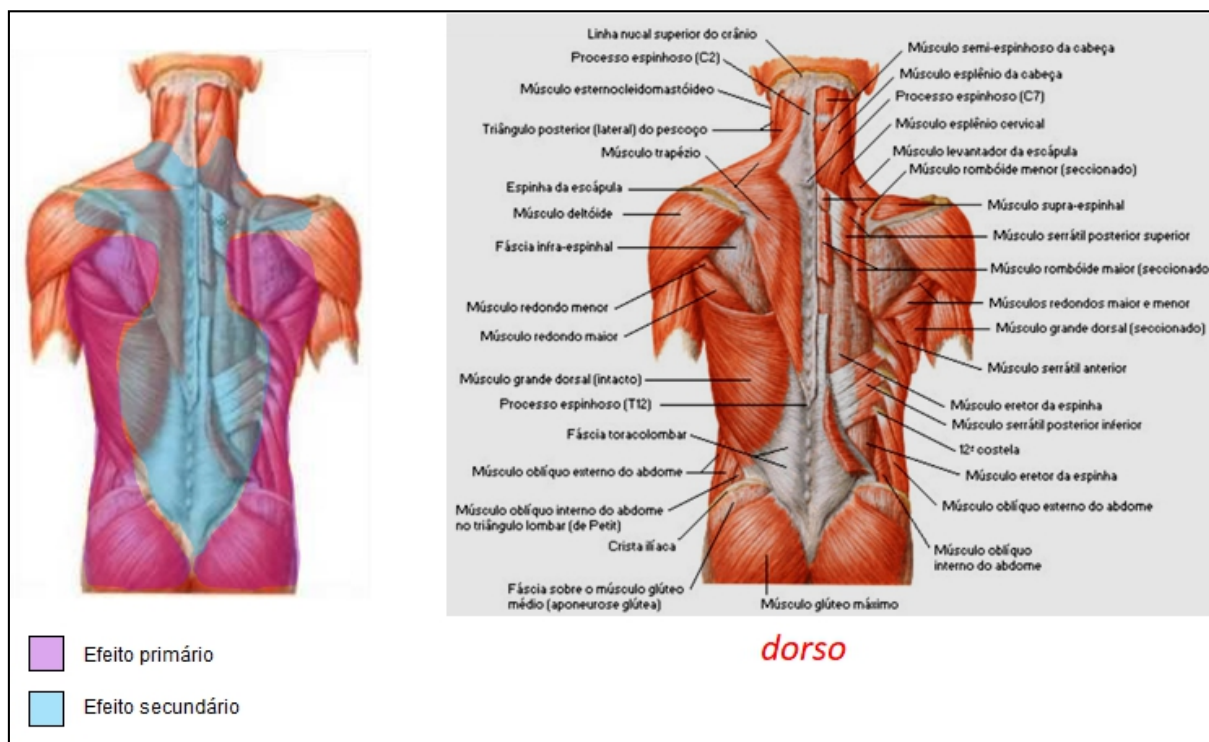


Figura 2.13 – Região posterior do dorso mais afetada pelo efeito de contato. Fonte: Adaptado de Netter (2011).

Em ambos os grupos musculares apresentados a interferência com contato entre o corpo humano e a estrutura rígida da cadeira de rodas se concentra em regiões mais distais, exteriores que coincidem com os contornos da cadeira, no assento e na acomodação do encosto das costas.

Em cadeiras de rodas não personalizadas a inadequação entre as dimensões estruturais e as dimensões antropométricas da pessoa com deficiência maximiza o efeito negativo da vibração e dos solavancos durante a atividade motora.

Além dos tecidos musculares estarem suscetíveis a lesões provocadas pelo contato com a cadeira de rodas, o sistema cardiovascular e linfático também sofre influência, uma vez que se constitui de estruturas interligadas aos músculos. O sistema cardiovascular e o sistema linfático são estruturas interdependentes de redes vasculares (veias, artérias, vasos e linfa) responsáveis pela irrigação de sangue, material nutritivo e oxigenação de todo o corpo animal. Entre os principais constituintes do sistema cardiovascular estão os túbulos capilares, que

estão localizados nos tecidos musculares, além do conjuntivo e do nervoso (BESTETTI *ET AL.*, 2014).

A autonomia funcional do cadeirante é comprometida pela redução da área da secção transversal do tecido muscular e a consequente perda de massa reduzindo as unidades motoras do músculo (LOCKS *ET AL.*, 2012) provocado pelo desgaste e pelas lesões que alteram as propriedades morfológicas da estrutura musculoesquelética.

Quando os músculos perdem massa há também o comprometimento da eficiência do sistema cardiovascular e linfático que apresentam deficiências na distribuição de nutrientes e oxigenação do organismo.

Neste contexto é importante observar a indivisibilidade entre alguns sistemas do corpo humano. Estes sistemas são complementares e interdependentes entre si, de forma que qualquer estudo realizado sobre um deles exige a conciliação do outro. Por exemplo, a interdependência indissociável entre o sistema muscular e o sistema articular. Os músculos e os tendões formam uma unidade funcional para o organismo. Desta forma, alterações na morfologia dos tecidos musculares podem se associar à complacência dos tendões que perdem a capacidade de transmitir força motriz aos ossos (BAPTISTA & VAZ, 2009).

Ainda, um aspecto impactante na prescrição de cadeiras de rodas em função da morfologia do corpo é a alteração das dimensões físicas interposto ao exercício físico. Durante os exercícios físicos o corpo humano passa por uma série de efeitos responsivos às cargas do esforço. O sistema orgânico se autorregula mediante as tensões geradas pelo esforço físico de forma a preservar o equilíbrio celular e dos tecidos, por meio da produção de substâncias químicas que permitem a produção de energia muscular, a compensação de fibras e gorduras, a oxigenação e hidratação dos tecidos, entre outros (WALGREENS, 2016). As tensões emocionais também enrijecem e contraem os músculos, alterando as dimensões anatômicas do corpo.

Os músculos adquirem tônus que favorecem a queima de combustível. O aumento do tônus muscular é um dos fatores chaves da reabilitação física e recuperação pós-traumática nos casos em que o corpo perde flexibilidade e força física, uma vez que, a fibra muscular altera as suas dimensões ao longo do tempo, aumentando as unidades motoras e a eficiência músculo-tendão-esquelética. Com a ativação do sistema locomotor, o tecido muscular apresenta a capacidade de modificar-se e adaptar-se diante das diversas exigências de stress biomecânico do exercício físico (ROSA *ET AL.*, 2002).

Os músculos se adaptam ao exercício físico, aumentando o seu tamanho, ao sofrerem hipertrofia e hiperplasia, com ritmo que varia conforme a intensidade da atividade. A hipertrofia é o aumento das miofibrilas, do sarcoplasma, dos filamentos de actina e miosina e do tecido conjuntivo. A hiperplasia é a divisão das células musculares com subsequente crescimento e

formação de novas células pela proliferação das Células Satélites (MELONI, 2004). A fig. 2.14 ilustra a estrutura musculoesquelética indicando os componentes citados.

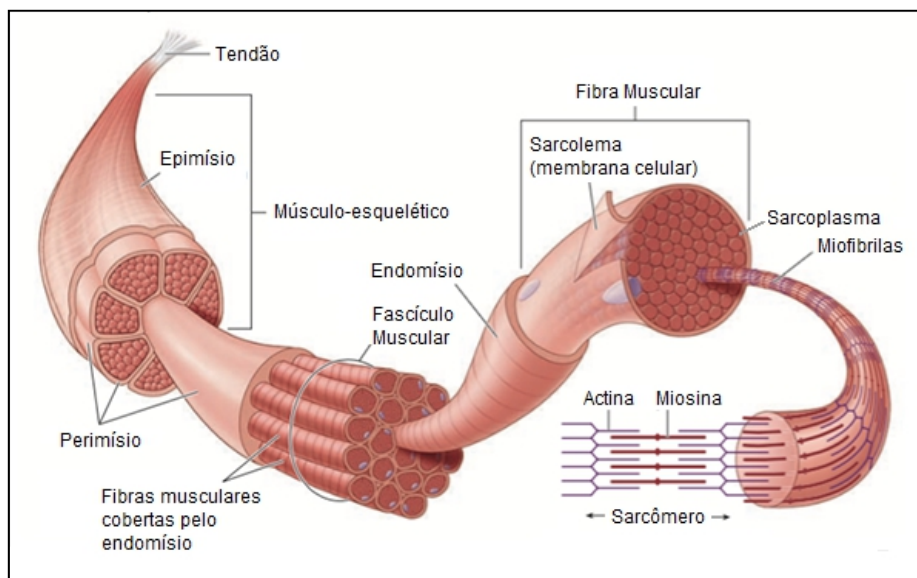


Figura 2.14 – Estrutura musculoesquelética. Fonte: Adaptado de Soares (2016).

Com o aumento do sarcoplasma favorecendo a eficiência das miofibrilas e de tônus muscular e dos demais constituintes, nota-se uma correlação entre o exercício físico e o aumento da massa muscular. Essa correlação exerce um efeito importante entre morfologia do corpo e a estrutura rígida da cadeira de rodas. Portanto, estabelece uma condição de influência na prescrição.

Assim como os exercícios físicos estimulam o crescimento dos grupos musculares trabalhados, o sedentarismo exerce influência contrária promovendo o atrofiamento muscular. Em analogia à cadeira de rodas, tanto a perda de massa corpórea como o seu ganho alteram as dimensões físicas da pessoa com deficiência e a sua ajustabilidade à cadeira.

O desuso leva os músculos a atrofiarem-se, perder proteínas e consequentemente acarretar no rompimento de vasos sanguíneos que levam a lesões irreparáveis nas células nervosas. Após um período de desuso e imobilidade do músculo esquelético o diâmetro das fibras musculares diminui. O processo de reversão desse quadro é induzido pelo tratamento com fisioterapias e exercícios físicos. Portanto, os músculos possuem a propriedade única de aumentar de tamanho (hipertrofia fisiológica) com a atividade física, e inversamente, diminuir (atrofia por desuso) com a inatividade (KOUYOUMDJIAN, 1993). A fig. 2.15 ilustra esse fenômeno.

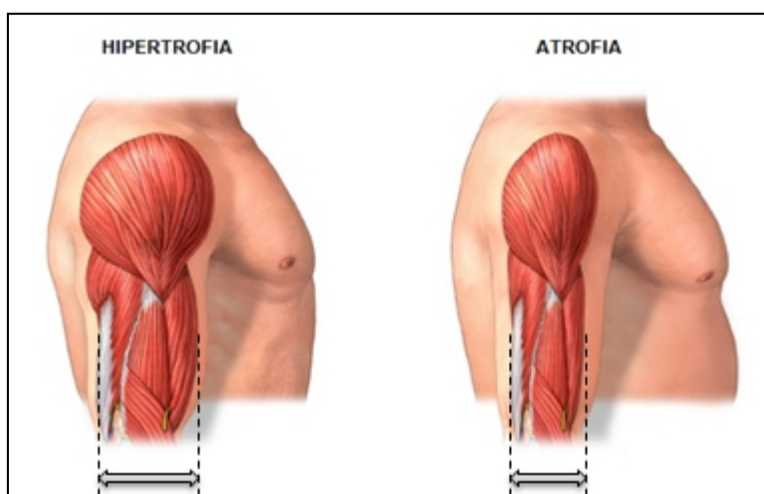


Figura 2.15 – Hipertrofia e atrofia muscular. Fonte: Adaptado de ADAM Education (2013).

Pessoas usuárias de cadeiras de rodas tendem a sofrer atrofiamento muscular nos membros inferiores (pelo desuso) enquanto podem desenvolver hipertrofias nos membros superiores (devido à propulsão), alterando as relações antropométricas com a estrutura do assento e do encosto. Por isso, o projeto da cadeira de rodas prescrita pode admitir alguma margem de tolerância nas suas dimensões em relação à anatomia do usuário.

Por fim, além das caracterizações já descritas, ainda influenciam na relação de acomodação entre a cadeira de rodas e o corpo do usuário, o nível de sedentarismo do cadeirante sua dieta alimentar e a sua faixa etária. Uma alimentação desequilibrada ou a hidratação insuficiente podem acarretar em incontinências urinárias, desinteria e suor em excesso, que provocam desidratação da pele e disfunções fisiológicas que podem tornar a acomodação na cadeira bastante inadequada.

2.3. PROTOCOLOS DE AVALIAÇÃO

Protocolos de avaliação são instrumentos que contém diretrizes claras sobre certo procedimento, a fim de torna-lo padronizado, sistematizado, repetível e reproduzível. Os protocolos são constituídos de uma sequência de tutoriais que controlam e parametrizam um processo, de forma a estabelecer efeitos específicos como resultantes. Têm sido adotados em experimentos e testes físicos, em processos de avaliação dimensional de estruturas, em procedimentos laborais, em condutas políticas, na avaliação de produtos e materiais, na validação de técnicas e manejos comportamentais. Por fim, os protocolos ainda podem ser definidos como um conjunto de rotinas, preceitos e formalidades a serem observados para garantir a qualidade dos resultados de uma operação.

A avaliação da *aptidão física* por meio dos protocolos é uma condição importante para se esclarecer os componentes de caracterização do estado de saúde das pessoas. Para Nieman (1999) a aptidão física como parâmetro de saúde determina a capacidade de realizar as atividades cotidianas com vigor, além de estar relacionada ao menor risco de surgimento de doenças crônicas. Assim, a aptidão física se relaciona às atividades físicas e à saúde.

Protocolos auxiliam na avaliação da aptidão física por meio de exercícios físicos dirigidos. Exercícios físicos são subcategorias das atividades físicas, e implicam na execução de movimentos corporais produzidos pelos músculos esqueléticos que provocam um gasto energético, realizados de forma sistemática e progressiva – quanto à intensidade, duração e frequência – fornecem dados relativos aos índices de aptidão física (GUEDES & GUEDES, 1995).

2.3.1. Protocolos de Avaliação Física

Os protocolos de avaliação física são tutoriais de testes de capacidade, aptidão e estrutura física. Estes testes apoiam-se na análise de três fatores: aptidão aeróbica (capacidade de oxigenar os tecidos musculares e de metabolizar o oxigênio para gerar mais energia durante a atividade física), composição corporal (morfologia do corpo humano) e aptidão muscular (resistência, força muscular, flexibilidade, tenacidade). Os testes físicos são importantes para se avaliar e acompanhar as habilidades motoras e as capacidades físicas da pessoa, como rapidez, força, resistência muscular, agilidade, flexibilidade, potência, equilíbrio e disposição respiratória (VALE, 2013).

Para avaliar a aptidão aeróbica o melhor indicador é o consumo máximo de oxigênio (VO_2 máximo) realizado pelo indivíduo durante as cargas de exercício físico. De acordo com Torres (2015) o consumo médio de oxigênio de uma pessoa em repouso é de 3,5 ml por quilo de massa corporal por minuto (3,5 ml de $\text{O}_2/\text{kg}/\text{min.}$). Esse indicador em relação ao consumo de oxigênio durante a atividade física proporciona o equivalente metabólico que determina a relação entre quantidade de energia gasta durante o exercício físico e a quantidade consumida durante o repouso. Com o respectivo valor equivalente é possível comparar diversas pessoas, com exercícios e cargas de intensidades diferentes de forma a obter uma relação de rendimento entre estes indivíduos (MYERS *ET AL.*, 1994).

Collins *et al.* (2010) constataram em experimentos que o consumo máximo de oxigênio dos participantes com deficiência (com topologia mais baixa da lesão) em repouso foi de até 23% menor do que dos participantes sem deficiências. E após os testes com exercícios físicos essa diferença caiu para 22%. Essa taxa percentual mostra a capacidade de produção de

energia muscular entre as pessoas usuárias de cadeiras de rodas e estabelece uma forma de parâmetro de consumo de energia. O procedimento de monitoramento do consumo de oxigênio é a ergoespiometria.

O parâmetro sugerido para avaliar a composição corporal é a distribuição de gordura no organismo do indivíduo e a sua respectiva quantidade global, por meio da medição das pregas adiposas (dobras cutâneas). A composição corporal é constituída por gordura, ossos, músculos e resíduos, e dentre estes constituintes a gordura é o que determina o limiar entre a saúde e a doença. Para Acuña & Cruz (2004) metade da gordura armazenada no corpo humano é subcutânea, de forma que a sua mensuração pode fornecer uma estimativa acurada da distribuição total de gordura corporal. Para tanto, as dobras tricipitais e geminal são as mais adotadas nos procedimentos clínicos e de avaliação antropométrica da composição corporal, devido a formarem regiões de fácil acesso e que não recobrem camadas mais recheadas do organismo (massa gorda, massa muscular e dimensões ósseas) afetando a qualidade da mensuração. A fig. 2.16 ilustra as pregas adiposas (dobras cutâneas) para avaliação da composição corporal.



Figura 2.16 – Dobras cutâneas. Fonte: Adaptado de Virtual Care (2013).

Tem sido observado que entre os diversos índices antropométricos (IMC, ASC, IP, PCT, CC e CB) a prega cutânea tricipital (PCT) é o mais preciso na avaliação das condições de mortalidade por obesidade, sendo o mais eficiente preditor de mortalidade em pacientes ambulatoriais (ZUCHINALI *ET AL.*, 2013).

A partir destas medidas é possível calcular a percentagem de massa gorda corporal. O resultado deste cálculo pode ser comparado ao índice de massa corporal (IMC) indicando a relação de gordura na massa total do indivíduo.

A aptidão muscular é avaliada por meio de testes de força e potência muscular, conciliados ao metabolismo e oxigenação do organismo. Nestes testes o participante é submetido a alternâncias de cargas em tempo de exposição em exercícios físicos. Determinam os limites superiores e inferiores da força e da potência física do indivíduo durante as cargas de atividade física. No caso das pessoas com deficiências nos membros inferiores cadeirantes os testes físicos de aptidão muscular são baseados em protocolos cicloergométricos. O participante avaliado é submetido a exercícios de propulsão por intervalos de tempo controlados, com pausas ou não, onde as cargas podem ser incrementadas regularmente. Deste modo, os testes ergométricos de avaliação física seguem protocolos com cargas únicas ou múltiplas, contínuas ou descontínuas (YAZBEK JR *ET AL.*, 1998). Os protocolos de avaliação física mais conhecidos são:

- ✓ Protocolo Fitnessgram
- ✓ Protocolo AAPHPER
- ✓ Protocolo Eurofit
- ✓ Protocolo Presidente's Challenge
- ✓ Protocolo de Wingate
- ✓ Protocolo de Bruce
- ✓ Protocolo de Ellestad
- ✓ Protocolo de Balke
- ✓ Protocolo de Avaliação da Potência Aeróbia
- ✓ Protocolo de Avaliação da Flexibilidade Física
- ✓ Protocolo de Avaliação da Resistência e Força dos Membros Superiores

2.3.2. Protocolos de Avaliação Antropométrica

Os protocolos de avaliação antropométrica são tutoriais de testes que objetivam mensurar variáveis de alcance, dimensão e estrutura física. Os aspectos funcionais destas variáveis de alguma forma se relacionam com as formas e proporções do movimento humano (DOS SANTOS & GUIMARÃES, 2002). Deste modo, estudar a antropometria é em última instância estudar as condições onde a avaliação dos movimentos humanos é possível. Para os autores, as medidas antropométricas humanas exercem influência sobre outras funções fisiológicas como o risco de aparecerem doenças metabólicas, desenvolvimento da massa corporal, capacidade e desempenho biomecânico, formação da composição corporal e, no

caso dos paratletas, determinar o rendimento paralímpico, e até influenciar na classificação funcional.

E neste contexto, a cineantropometria determina as características do movimento, tendo como pressupostos as dimensões físicas, a forma, o tamanho, a proporção, a maturação, a composição e o funcionamento global do corpo humano. Os estudos antropométricos humanos podem ser decompostos em função dos planos e eixos relacionados à anatomia do corpo (Ibid.). A fig. 2.17 detalha estas relações.

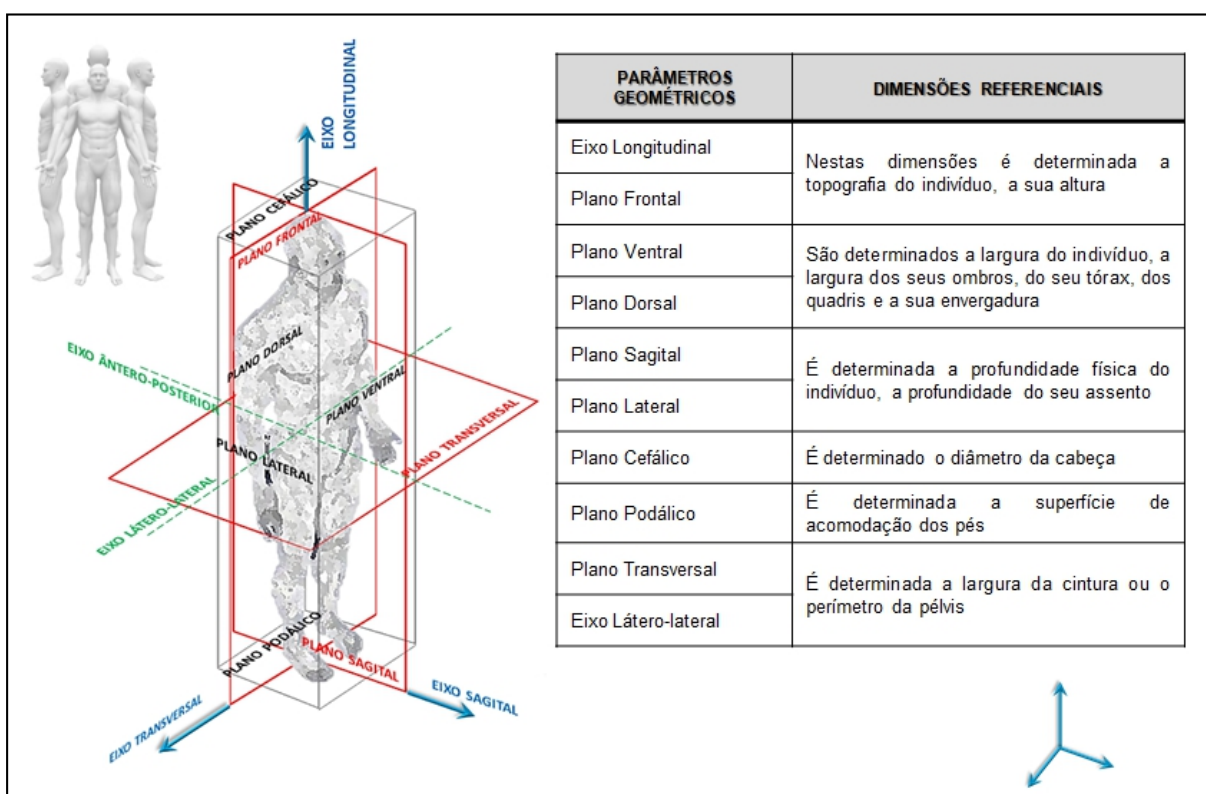


Figura 2.17 – Planos antropométricos do corpo humano.

Na avaliação antropométrica são estudadas as dimensões da estatura, o comprimento longitudinal do corpo humano, a altura das articulações como o joelho e os cotovelos, as circunferências físicas dos punhos, dos antebraços, do tórax, dos braços fletidos e relaxados, da cintura, do quadril, do abdômen, das coxas proximais, das coxas meso-femorais, das coxas distais e das panturrilhas e os diâmetros dos ossos. Estas medidas são trianguladas com outras variáveis importantes como a massa corporal, a idade do sujeito e o seu nível de concentração e distribuição de gorduras. Os protocolos de avaliação antropométrica mais conhecidos são:

- ✓ Protocolo de Faulkner
- ✓ Protocolo de Pollock e Col
- ✓ Protocolo de Yuhasz
- ✓ Protocolo de T. G. Lohman
- ✓ Protocolo de Guedes
- ✓ Protocolo de Dotson e Davis
- ✓ Protocolo de Penroe, Nelson e Fisher
- ✓ Protocolo de Coté e Wilmore
- ✓ Protocolo de Wetmann e Col
- ✓ Protocolo de Durnin e Rahaman
- ✓ Protocolo de Wilmore e Behnke
- ✓ Protocolo de Sloan

2.4. CINESIOLOGIA DO CADEIRANTE DE ALTO RENDIMENTO

A cinesiologia está intimamente relacionada às atividades cotidianas e desportivas das pessoas com deficiências, usuárias de cadeiras de rodas. A proporção, o alcance, o tamanho e a forma física do cadeirante exercem forte influência na empregabilidade da cadeira de rodas, seja no gesto motor da propulsão ou na acomodação estática. As partes articuladas da anatomia, como o tronco, o pescoço, as articulações e os membros funcionam como alavancas transmitindo força, torque, tração e movimento. Portanto, há forças que atuam no corpo humano que podem ser conhecidas por estudos cinesiológicos investigando os movimentos físicos, pela ação musculoesquelética (RASCH, 1991).

Os cadeirantes de alto rendimento são as pessoas com deficiência de tiveram a oportunidade de se habilitarem e/ou reabilitarem nas atividades de alto desempenho, como as atividades paradesportivas. Nestas condições, o cadeirante é conduzido a desenvolver maior capacidade atlética derivando um conjunto de competências pessoais aprendidas. Por isso, estas pessoas possuem grande capacidade física de controle e propulsão das cadeiras de rodas. As fig. 2.18 a 2.27 ilustram algumas situações em que o corpo humano é levado a desempenhar considerável rendimento físico e biomecânico.

A fig. 2.18 mostra dois ex-soldados, feridos em combate, reabilitados para a modalidade do basquetebol em cadeiras de rodas. O basquetebol em cadeira de rodas é um esporte paralímpico de alto-desempenho. Nas modalidades esportivas de alto-rendimento o paratleta é habilitado para desenvolver um gesto motor mais eficiente, devido à postura proativa de acomodação na cadeira de rodas. Com a coluna ereta e o tórax levemente projetado para

frente, o paratleta desenvolve maior rapidez e força no gesto motor de propulsão da cadeira, além de manter o centro de gravidade do conjunto atleta-cadeira de rodas dentro de um raio de ação mais concentrado (espaço com menor diâmetro de ocupação do conjunto). Alguns paratletas desenvolvem a preferência pela inclinação do assento.



Figura 2.18 – Cinesiológica de alto rendimento em cadeiras de rodas. Fonte: Adaptado de Guttman, 2007.

As pernas ficam adjuntas uma à outra, isto é, mantém os joelhos juntos, as coxas e as panturrilhas unidas. Essa posição, tendendo à posição anatômica, proporciona mais equilíbrio devido à concentração das periferias da antropometria corporal, mais proximais ao seu eixo longitudinal, em que as forças centrípetas atuam numa circunferência de raio menor – o raio da circunferência é diretamente proporcional à força centrípeta resultante. Por fim, este posicionamento das pernas garante mais agilidade, rapidez e equilíbrio.

Além de adjuntas, as pernas ficam recolhidas para baixo do assento, fazendo com a força peso se aproxima do eixo das rodas de propulsão, e conseqüentemente, mais próximas da fonte de força de ação. Com a força peso se aproximando do eixo de propulsão da cadeira de rodas, a massa sobre os rodízios dianteiros é aliviada facilitando a coordenação de movimentos circulares como o rodopio e a trajetória curvilínea.

O conjunto cinesiológico das modalidades paradesportivas propõem um posicionamento mais proativo do cadeirante, enquanto que, nos casos em que ainda não houve uma reabilitação da saúde do cadeirante, o seu posicionamento na cadeira tende à postura de leito (posição acamada), como mostra a fig. 2.19.

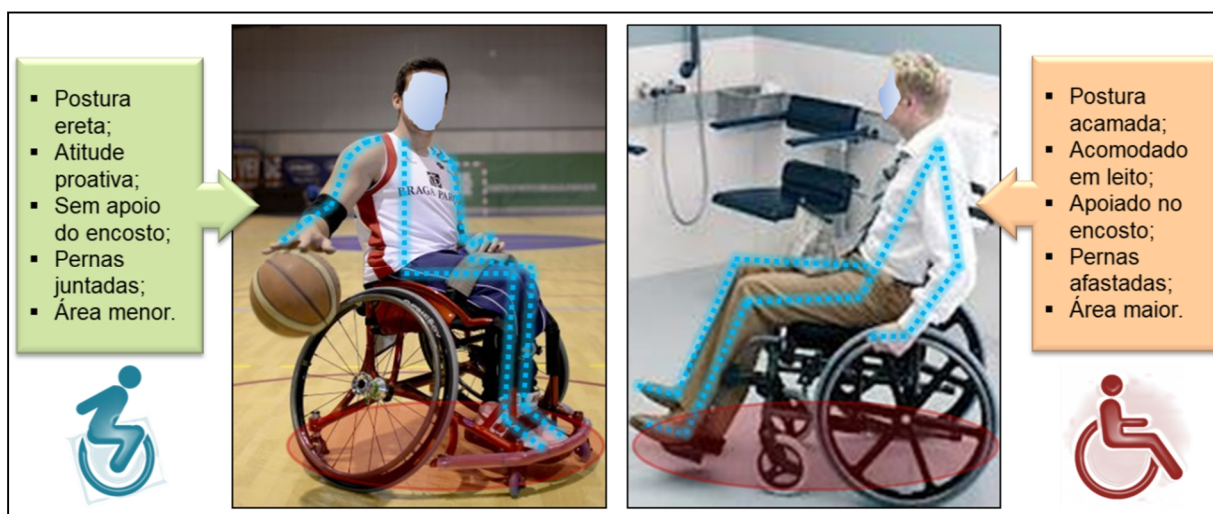


Figura 2.19 – Cinesilogia nas cadeiras de alto rendimento e nas cadeiras de uso diário.

O paratleta mantém-se numa atitude proativa, com as costas eretas, pronto para a impulsão ágil da cadeira. As suas pernas se mantêm ajuntadas com os pés recolhidos tendendo a ir para debaixo do assento. O eixo dos rodantes é situado mais avançado em relação ao eixo longitudinal do cadeirante (próximo ao músculo adutor magno das coxas) encurtando a circunferência de ação do centro de gravidade. O peso do conjunto cadeira/cadeirante fica mais concentrado nesta circunferência menor. Os movimentos de rotação ou rodopio, e da mudança de direção da trajetória são mais ágeis e precisos.

O cadeirante não habilitado às atividades paralímpicas mantém-se numa atitude mais acamada sobre a cadeira, como se esta fosse um leito assistivo à suas limitações de deslocamento. As suas costas ficam jogadas sobre o encosto da cadeira de rodas. As suas pernas ficam afastadas, projetadas pra frente em posição de descanso sobre o leito da cadeira de rodas, ampliando a circunferência de ação do centro de gravidade. O eixo dos rodantes é situado mais anterior em relação ao eixo longitudinal do cadeirante (próximo às nádegas) ampliando a circunferência de ação do centro de gravidade. O peso do conjunto cadeira/cadeirante se espalha numa área maior. Os movimentos de rodopio e redirecionamento da trajetória são mais lentos e imprecisos.

Na fig. 2.20, três jovens paratletas da modalidade de handebol disputam os Jogos Paralímpicos Abertos do Paraná em 2017. As paratletas demonstram atitude proativa, tronco projetado pra frente, coluna ereta, pernas adjuntas e recolhidas para baixo do assento, eixo de propulsão avançado projetando o centro de gravidade alinhado às coxas e encurtando a circunferência de ação. Os aros de propulsão dos rodantes da cadeira estão mais proximais ao alcance das mãos e ao plano sagital do paratleta. Esta condição favorece o trabalho dos grupos musculares dos membros superiores e alivia solicitações sobre as articulações dos

ombros. A atividade de impulsão da cadeira é ágil e precisa. A cambagem das rodas favorece os movimentos de rotação em relação ao eixo longitudinal do cadeirante, além de proporcionar maior desenvolvimento de velocidade e do gesto motor biomecânico. Na propulsão da cadeira de rodas deve prevalecer o esforço dos grupos musculares e reduzido esforço nas articulações.

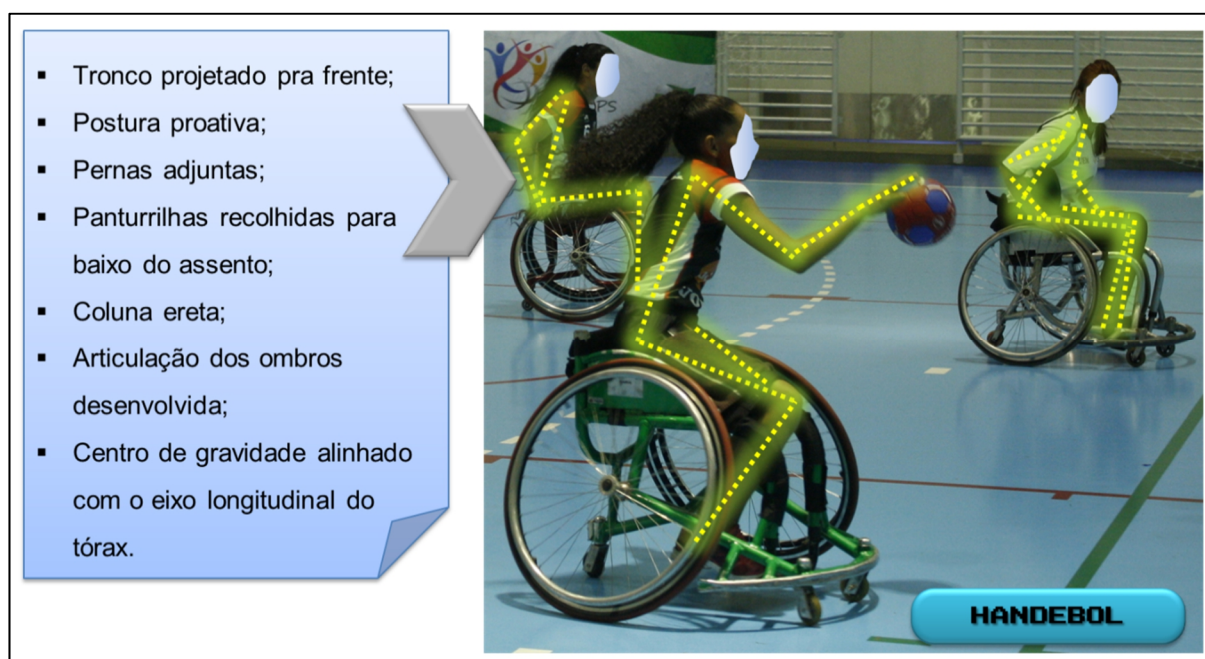


Figura 2.20 – Cinesiologia de alto rendimento no handebol. Fonte: Adaptado de IPCE, 2017.



Figura 2.21 – Cinesiologia de alto rendimento no basquetebol. Fonte: Adaptado de NE10, 2013.

Na fig. 2.21, dois paratletas da modalidade de basquetebol disputam o Campeonato Regional Nordeste de 2013. Os paratletas apresentam os troncos projetados pra frente, pernas adjuntas e recolhidas para baixo do assento, coluna ereta e postura proativa. O centro de gravidade (C.G.) está avançado em direção ao músculo adutor magno das coxas.

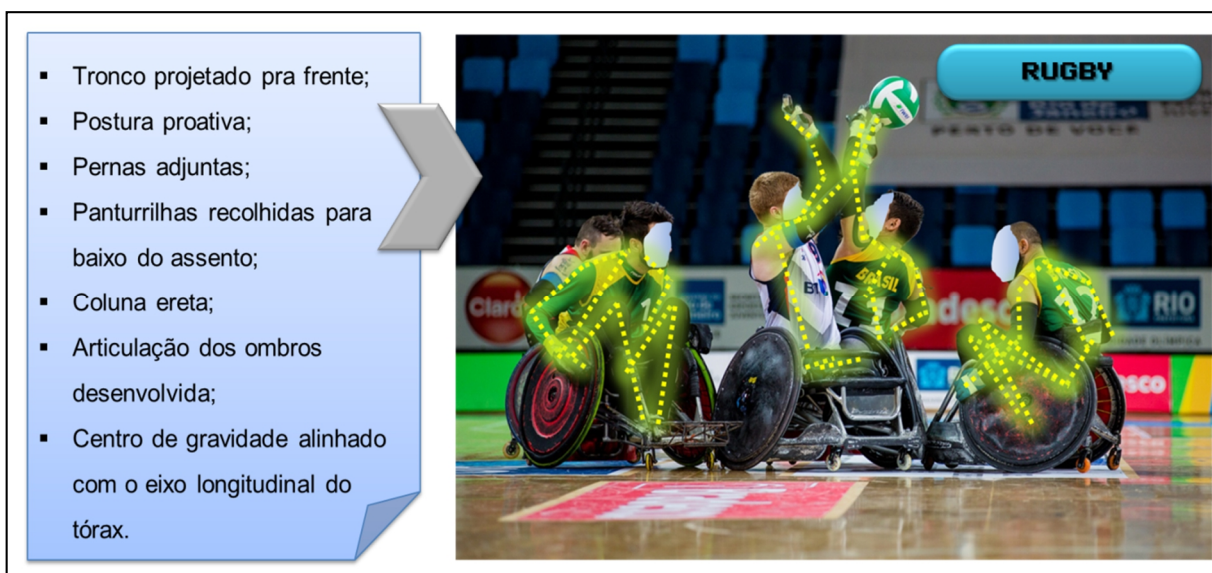


Figura 2.22 – Cinesilogia de alto rendimento no rúgbi. Fonte: Adaptado de RNE, 2016.

Na fig. 2.22, os times da seleção brasileira e da seleção britânica da modalidade de rúgbi competem num amistoso dos Jogos Paralímpicos do Rio 2016. Um atleta da seleção britânica e um atleta da seleção brasileira disputam a posse de bola. O rúgbi é, provavelmente, a modalidade paralímpica com cadeiras de rodas mais radical e que mais exige o alto desempenho dos paratletas. Devido às constantes pancadas entre as cadeiras de rodas nas disputas pela posse de bola ou no bloqueio adversário, o posicionamento do paratleta na cadeira é ainda de mais adução corporal do que noutras modalidades. A adução é o movimento cinesiológico de aproximação à linha mediana do plano frontal da pessoa, além da inclinação acentuada do assento. Deste modo, no rúgbi o cadeirante apresenta uma postura semelhante ao agachamento. O tronco é projetado para frente, as pernas ficam adjuntas na altura dos tornozelos e recolhidas para baixo do assento. Os aros de propulsão estão bem próximos do plano sagital e ao alcance das mãos. O centro de gravidade é bastante avançado de forma que a sua circunferência de ação é ainda menor do que nas demais modalidades.

Os movimentos de extensão e flexão dos membros superiores possuem larga amplitude, compreendendo toda a antropometria do paratleta. A posição distal dos membros superiores é facilitada devido à proximidade dos aros de propulsão do corpo do paratleta que

pode mudar de posição facilmente, e desenvolver impulsões ágeis. A posição adjunta das pernas, com elas recolhidas para baixo do assento também proporciona maior liberdade de trajeto dos golpes com a raquete. Quando as pernas não estão recolhidas para baixo do assento, os joelhos se projetam para cima ocupando mais espaço antropométrico das raquetadas.



Figura 2.23 – Cinesilogia de alto rendimento no tênis. Fonte: Adaptado de Rothenberg, 2013.

Na fig. 2.23, a lendária paratleta Esther Vergeer disputa as Paralimpíadas de Londres, se despedindo das quadras depois de 470 vitórias consecutivas. Com irretocável postura assentada na cadeira de rodas. Pernas adjuntas e recolhidas para baixo do assento, centro de gravidade avançado, aros de propulsão proximais ao plano sagital, costas eretas, tronco projetado para frente e proativa postura corporal.

Na fig. 2.24, é ilustrado o parâmetro usual, entre os tenistas paralímpicos, para a configuração da distância do aro de propulsão em relação ao alcance manual. Os jogadores de tênis têm sugerido vantagens para a propulsão da cadeira de rodas – em termos de rapidez e arrancada – quando os aros das rodas estão posicionados a uma distância total entre o acrômio (topo do ombro) do cadeirante e a ponta distal do seu dedo médio tocando a extremidade do eixo, estando o membro superior estendido.

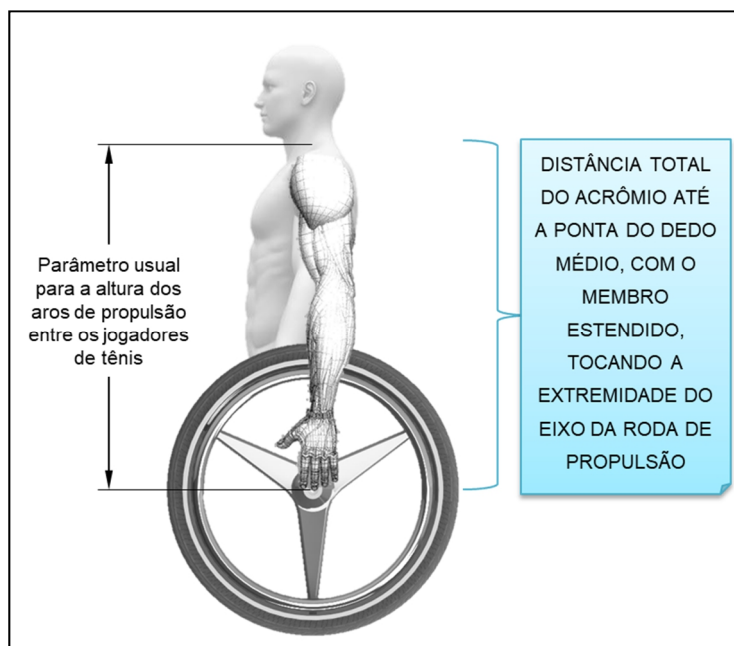


Figura 2.24 – Cinesiolgia dos aros de propulsão no tênis.

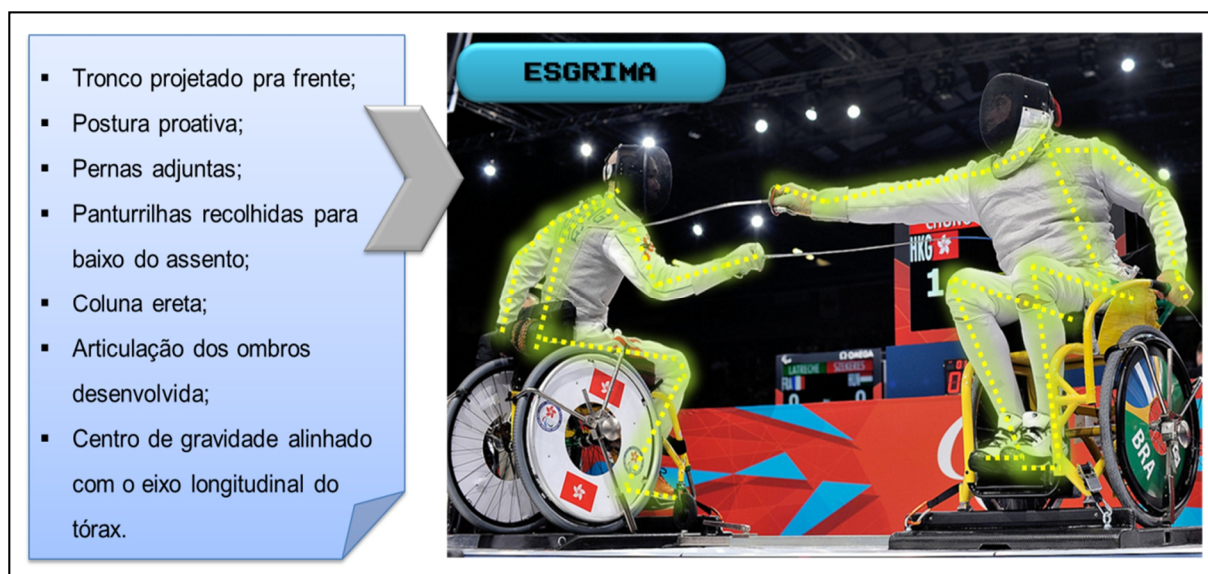


Figura 2.25 – Cinesiolgia de alto rendimento na esgrima. Fonte: Adaptado de Mundial de Roma, 2017.

Na fig. 2.25, dois paratletas da modalidade de esgrima disputam o mundial de Roma de 2017. Os paratletas apresentam trunks projetados pra frente, postura proativa, costas eretas, pernas adjuntas na altura dos tornozelos e recolhidas para baixo do assento. Devido à imobilidade da cadeira de rodas durante as modalidades de esgrima, tiro ao alvo e tiro com arco a posição do eixo de propulsão avançando o centro de gravidade não representa uma condição relevante, embora seja uma condição natural no paradesporto.



Figura 2.26 – Cinesiologia de alto rendimento no parabadminton. Fonte: Adaptado de Shimosakai, 2012.

Na fig. 2.26, o paratleta da modalidade de parabadminton ou badminton adaptado disputa uma partida. No parabadminton a cadeira de rodas é parte do atleta, de modo que, se a peteca toca a cadeira equivale a tocar o paratleta, de acordo com as regras da modalidade. O paratleta apresenta postura proativa, tronco projetado pra frente, coluna ereta, pernas adjuntas e recolhidas para debaixo do assento. Alguns paratletas desenvolvem uma preferência pela inclinação do assento. A cadeira de rodas de parabadminton possui dispositivo anti-tombo duplo devido aos movimentos distais naturais da competição, explorando amplamente a cineantropometria do cadeirante. Sem o dispositivo os tombos da cadeira de rodas por empino seriam muito frequentes.



Figura 2.27 – Cinesiologia de alto rendimento na cadeira de rodas de uso diário. Fonte: Adaptado de Rowheels, 2017.

Na fig. 2.27, o cadeirante utiliza uma cadeira de rodas manual para uso cotidiano. A cadeira, desenvolvida pela fabricante *Rowheels*, é dotada de um sistema de engrenagens nos rodantes que alivia o esforço de propulsão. Observa-se que o cadeirante se posiciona com as pernas adjuntas e recolhidas para baixo do assento, o tronco projetado pra frente, costas eretas e atitude proativa.

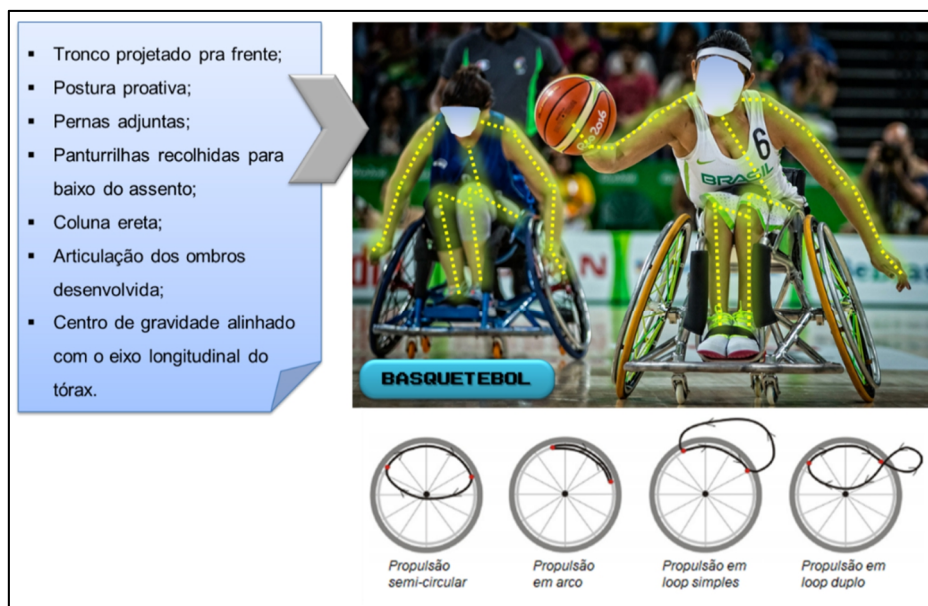


Figura 2.28 – Cinesiologia de alto rendimento na propulsão da cadeira de rodas. Fonte: Adaptado de CPB, 2017 e Koontz, 2009.

Na fig. 2.28, duas paratletas da modalidade de basquetebol disputam em uma corrida a posse de bola, durante o campeonato sul-americano. Em posição proativa, as paratletas desenvolvem as suas velocidades máximas, com as costas projetadas pra frente, coluna ereta, pernas adjuntas e recolhidas para baixo do assento. O eixo dos rodantes de propulsão da cadeira de rodas está alinhado com o músculo adutor magno das coxas. Com o tronco projetado pra frente, as pernas recolhidas aliviando a massa sobre os rodízios dianteiros e os aros de propulsão mais próximos das mãos, o cadeirante pode desenvolver o seu potencial biomecânico durante a corrida.

No gesto motor, o quadro funcional do cadeirante implica na modalidade desportiva em que este se enquadra, e como consequência determina a capacidade atlética que este poderá desenvolver. De acordo com experimentos de Gorla *et al.* (2013), atletas com lesão medular, tetraplégicos e com classificação funcional severa para o rúgbi podem desenvolver uma velocidade máxima de propulsão de aproximadamente 15 km/h, com a média em torno de 5 km/h.

O gesto motor é constituído por dois momentos na propulsão – o impulso e a recuperação. O impulso é especificamente o momento exato onde as mãos transmitem força para os aros dos rodantes, enquanto que a recuperação é o retorno manual à posição do próximo impulso. Durante a aplicação de força no impulso os grupos musculares se contraem, e se estendem na fase de recuperação.

Para Koontz (2009) a cinemática das mãos durante a recuperação pode influenciar a magnitude e a direção da força durante a fase de impulso do ciclo. Diversos estudos têm apontado para os perfis de ciclo (impulso/recuperação) desenvolvidos entre os grupos de cadeirantes. Os perfis catalogados, até então são, o semicircular, o arco, o loop simples e o loop duplo. Os perfis, semicircular e de arco, descrevem um movimento de recuperação das mãos passando abaixo da linha de impulsão do aro; e nos perfis de loop simples e loop duplo a fase de recuperação é marcada com o retorno das mãos passando por cima da linha de impulsão do aro ou fora da circunferência do rodante. Em termos de eficiência biomecânica, estas pesquisas têm revelado que não há diferenças relevantes entre os citados perfis de ciclo, embora eles se difiram em frequências de braçadas.

2.5. PROCESSOS DE FABRICAÇÃO

No Brasil, a norma que regulamenta os padrões de qualidade de cadeiras de rodas é a ABNT NBR ISO 7176:2009. Esta norma determina condições que devem ser observadas, como a estabilidade estática da cadeira, a eficácia dos freios, a medição das dimensões dos assentos e rodas, os requisitos de resistência estática de impacto e fadiga, a caracterização dos ensaios experimentais de avaliação, a determinação do coeficiente de atrito de superfícies de ensaio, procedimentos de ajuste e os requisitos de documentação e identificação do produto (ABNT, 2015).

Contudo, esta norma avalia apenas a segurança do uso da cadeira de rodas enquanto projeto estrutural, e não contempla as suas condições de prescrição e os respectivos processos de manufatura que garantam a precisão de um escopo prescrito.

O processo de fabricação, da maioria das indústrias do ramo, é orientado pela produção em série, com padrões genéricos e alguns ajustes que proporcionam certa adaptabilidade em relação às necessidades dos clientes. A fig. 2.29 mostra essa dinâmica de desenvolvimento da cadeira convencionado em detrimento de um método ideal.

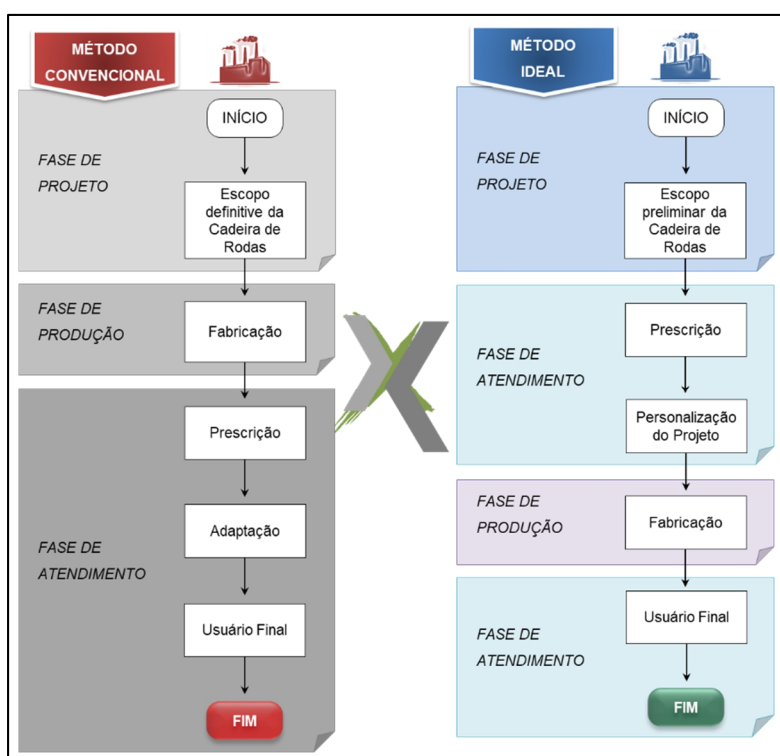


Figura 2.29 – Métodos convencional e ideal de fabricação de cadeiras de rodas.

No processo convencional a fase de projeto e a fase de produção são alheias às necessidades dos clientes, identificadas somente durante a fase do atendimento. O atendimento é o último estágio do ciclo convencional. O ideal seria que o atendimento fosse preposto à fase de produção, priorizando a fabricação de um projeto personalizado, que considera a avaliação ergonômica, fisiológica e antropométrica do cliente.

Como as indústrias desenvolveram seus processos de manufatura de forma independente da etapa de prescrição, estes processos assumiram operações baseadas na capacidade de produção das linhas, isto é, nas metas de produtividade escalar. Essa abordagem abrangeu-se para todas as etapas de produção, como cortes, conformação, soldagens, acabamentos e finalização (embalagem, rotulação e precificação). Assim, estes processos desenhados não admitiriam algumas exigências necessárias, caso o processo fabril passasse a depender da etapa de prescrição. A fig. 2.30 exemplifica a etapa de soldagem para uma produção escalar.

No processo de soldagem as partes estruturais são dispostas para junção em série, onde um lote de cadeiras de rodas genéricas está sendo preparado. O posicionamento dos cordões de solda, das montagens e o resultado produtivo final são generalizados para todo o lote. Na etapa de conformação dos tubos estruturais, a calandra é configurada para uma posição única de dobra, indicando que vários insumos sucessivos sofrerão a mesma conformação.



Figura 2.30 – Processos de produção generalizados. Fonte: Cortesia da Alphamix Ind. Com. Ltda, 2019.

Na fabricação de modelos personalizados as dobras estruturais, os pontos de soldagens e a montagem como um todo são influenciados pelo desenho prescrito. Cada cadeira de rodas personalizada é produzida sob um *set-up* específico da linha de produção, caracterizando um sistema de produção por projeto (por cliente atendido). Embora o modelo da cadeira de rodas possa emanar de um escopo preliminar, visto que as cadeiras de rodas são similares estruturalmente, o resultado final apresenta aspectos exclusivos correspondentes à prescrição do cliente final. A fig. 2.31 detalha esses aspectos exclusivos do processo de soldagem na fabricação de uma cadeira de rodas personalizada.

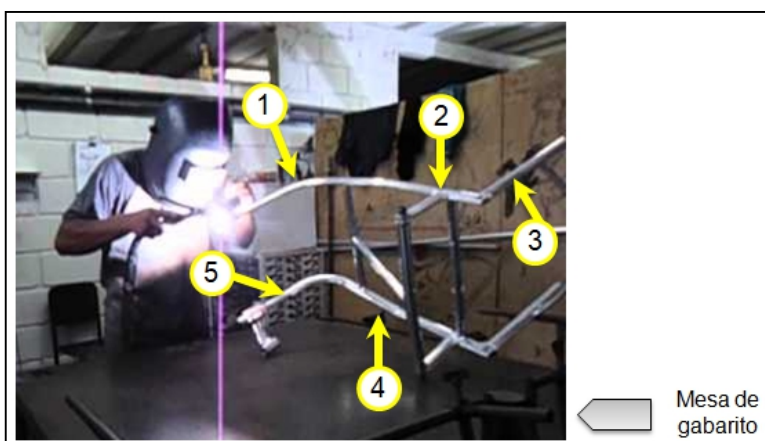


Figura 2.31 – Processo de soldagem na fabricação de uma cadeira de rodas personalizada. Fonte: Cortesia da Alphamix Ind. Com. Ltda, 2019.

Durante a soldagem das partes que compõem um quadro de uma cadeira de rodas personalizada, os pontos das soldas, bem como as conformações e medidas dos materiais

são influenciados pela modelagem prescrita. Na figura 2.31, a conformação indicada em (1) depende do comprimento do fêmur do usuário; a posição de soldagem do suporte do eixo dos rodantes de propulsão em (2) depende do centro de gravidade preferido pelo cliente; a altura e inclinação do encosto em (3) depende da topologia da lesão do usuário e do seu nível de acometimento no equilíbrio do tronco; e a conformação do assento em (4) depende do grau de atrofiamento dos músculos das coxas do usuário; além de outros aspectos não destacados. Observa-se que a estrutura soldada está posicionada sob uma mesa de gabaritos de soldagem, onde as partes a serem unidas são amarradas na posição em que devem assumir no resultado final. Este tipo de mesa é um recurso fabril desenvolvido pela própria indústria e compreende parte do seu capital intelectual no processo.

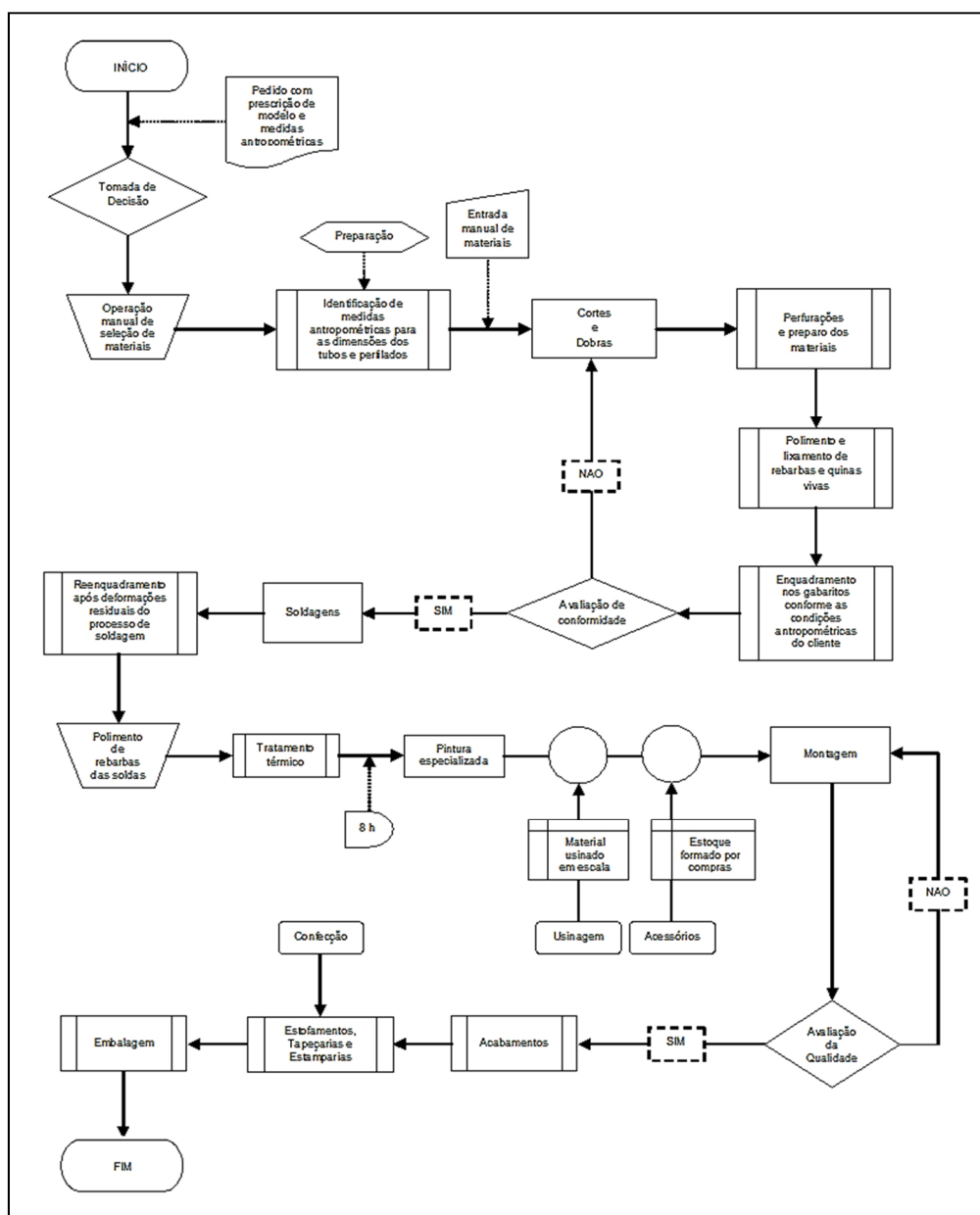


Figura 2.32 – Fluxograma de fabricação industrial de cadeiras de rodas personalizadas.

Portanto, o processo industrial de fabricação de cadeiras de rodas personalizadas demanda processos muito específicos e com alto padrão de controle. A fig. 2.32 ilustra o fluxograma de processos industriais envolvidos, a partir da coleta das dimensões fisiológicas do cliente durante a prescrição e concluindo com a entrega do produto resultante satisfatório.

De posse das prescrições da cadeira de rodas, o produtor desenvolve um projeto preliminar avaliando as necessidades da manufatura e determinando os materiais e insumos a serem selecionados para incorporação do modelo. Os materiais trefilados que comporão a estrutura do quadro da cadeira de rodas são dimensionados, cortados e conformados de acordo com as medidas antropométricas do cliente. Os perfilados e trefilados são preparados para constituir o quadro estrutural sendo fixados na mesa de gabaritos para a etapa de soldagem.

Atualmente, as ligas de alumínio e ligas leves constituem a maioria dos materiais empregados na fabricação de cadeiras de rodas personalizadas e alto desempenho. As ligas de alumínio são de difícil manuseio na soldagem, devido ao seu regime elástico que impõe grandes distorções no material, influenciadas pela fonte de calor do cordão de solda TIG. O processo de soldagem deve ser conduzido de forma a minimizar estes efeitos indesejados, e permitindo a maior fidelidade dimensional na composição geométrica do quadro estrutural. Após a soldagem e a aprovação do resultado mediante avaliação, o quadro soldado é polido até a remoção de rebarbas oriundas dos cortes, dobras e soldas do material.

Em seguida o quadro recebe um tratamento térmico lento a 178°C, com duração de aproximadamente oito horas, com aquecimento e resfriamento controlado. Este processo favorece a reorganização das partículas subatômicas do material que se rearranjam recuperando seus retículos cristalinos originais. Este tratamento melhora as propriedades mecânicas do quadro estrutural da cadeira de rodas sem alterar a sua geometria.

Então, o quadro estrutural recebe uma pintura especializada, que pode ser eletrostática ou automotiva. Como a cadeira de rodas sofre constantes atritos e fricção de suas superfícies expostas com outras partes mecânicas, com os estofamentos e com a própria superfície do corpo do cadeirante, a pintura deve garantir a máxima durabilidade dos acabamentos superficiais, com alta resistência ao descascamento.

Depois da pintura, o quadro estrutural pode ser montado com outras partes como os garfos, os rodízios, os descansos de braços e pés, os para-choques, os estofados e tapeçarias constituindo, assim, a cadeira de rodas personalizada. A cadeira montada passa por uma última avaliação de conformidade e controle de qualidade que garante o atendimento e a satisfação do cliente.

CAPÍTULO III

PROTÓTIPO “SWCE” PARA PERSONALIZAÇÃO DE CADEIRAS DE RODAS DE ALTO RENDIMENTO E DE USO DIÁRIO

Este capítulo mostra o desenvolvimento estrutural do protótipo do “SWCE” buscando alternativas para propor uma metodologia de prescrição automatizada de cadeira de rodas de alto rendimento e de vida diária.

O Equipamento Modular Ajustável de Personalização de Cadeiras de Rodas (SWCE), é responsável pela coleta de dados antropométricos e ergonômicos do participante, por um banco de dados de aquisição das leituras medidas e por um escopo de projetos preliminares de modelos de cadeiras de rodas parametrizados, por onde serão geradas as fichas de fabricação fieis à personalização do modelo desejado.

Este capítulo mostra detalhes de funcionamento do SWCE e a metodologia de projeto de diversos elementos estruturais que fazem parte do equipamento.

3.1 EQUIPAMENTO DE PERSONALIZAÇÃO DE CADEIRAS DE RODAS SWCE

O Protótipo do equipamento SWCE possui diversas regulagens projetadas para assumir dimensões parametrizadas antropométricas e ergonômicas do usuário. Desta forma, o SWCE assumirá diferentes configurações dimensionais visando uma representação de uma possível regulagem de uma cadeira de rodas personalizada considerando a antropometria do usuário, bem como, a modalidade esportiva ou uma condição de vida diária. Utilizando um sistema de leituras e medições graduadas projetados em diferentes localizações no equipamento, bem como, com o auxílio de trenas, réguas e outros instrumentos de medição, faz-se a coleta completa de dados das medidas anatômicas de prescrição da cadeira de rodas utilizando

como referência o SWCE. Os dados adquiridos serão implementados em um algoritmo de parametrização do modelo de cadeira de rodas previamente definido para ser projetada. O algoritmo imediatamente reconfigura o desenho parametrizado da cadeira gerando um modelo personalizado com mínima interferência de um projetista. Em seguida, é emitido o projeto de fabricação do modelo parametrizado, com recomendações específicas do participante usuário. Este procedimento é ilustrado na figura 3.1. O resultado final deste processo deve ser uma cadeira de rodas personalizada de acordo com a modalidade escolhida pelo cliente.

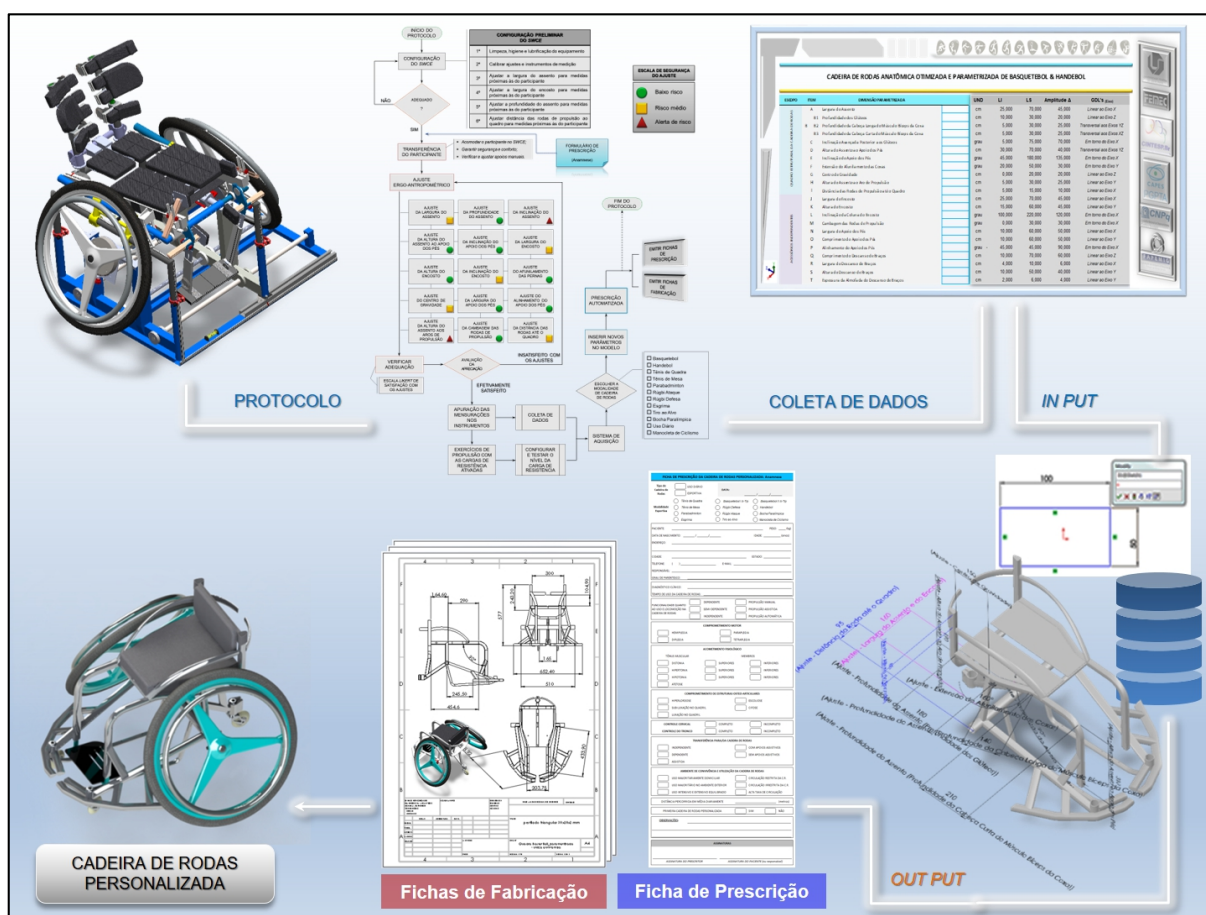


Figura 3.1 – Protótipo do SWCE utilizado como referência para o sistema de prescrição automatizada para cadeiras de rodas.

O SWCE é dotado de 20 ajustes que podem ser configurados dentro da amplitude média da população de cadeirantes. Estes ajustes se relacionam intimamente à ergonomia de acomodação de uma cadeira de rodas, bem como, ao rendimento físico e percepção psicomotora do cadeirante. Não há combinações de configurações dos ajustes que sejam

impraticáveis ou inviáveis no equipamento. A fig. 3.2 ilustra o equipamento de personalização de cadeiras de rodas em vistas diversas, e a fig. 3.3 detalha aspectos de sua geometria e sua massa.

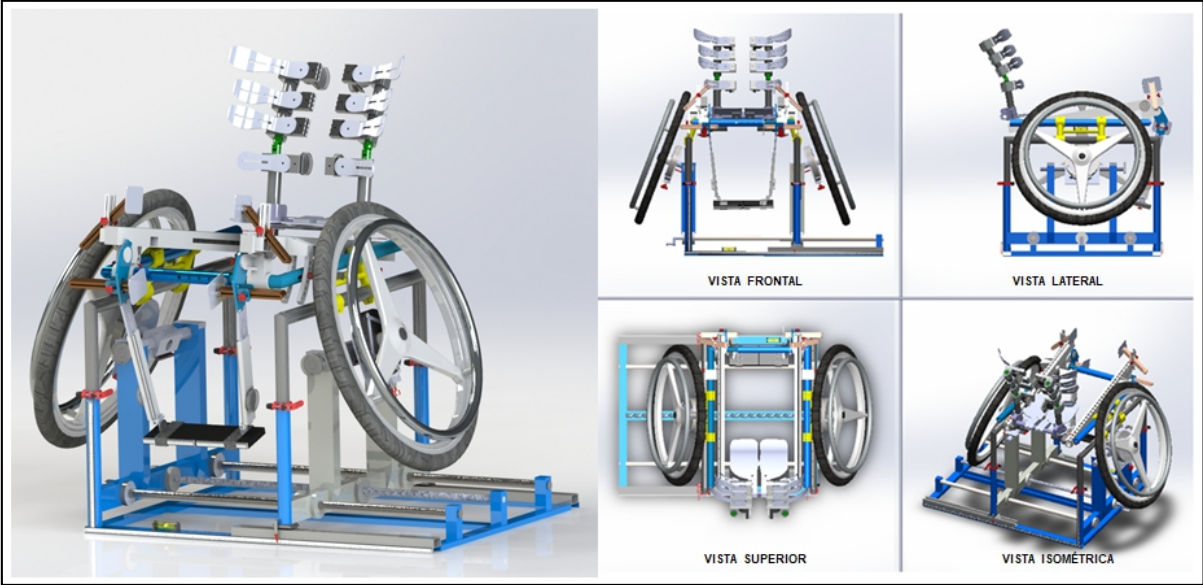


Figura 3.2 – Vistas do SWCE.

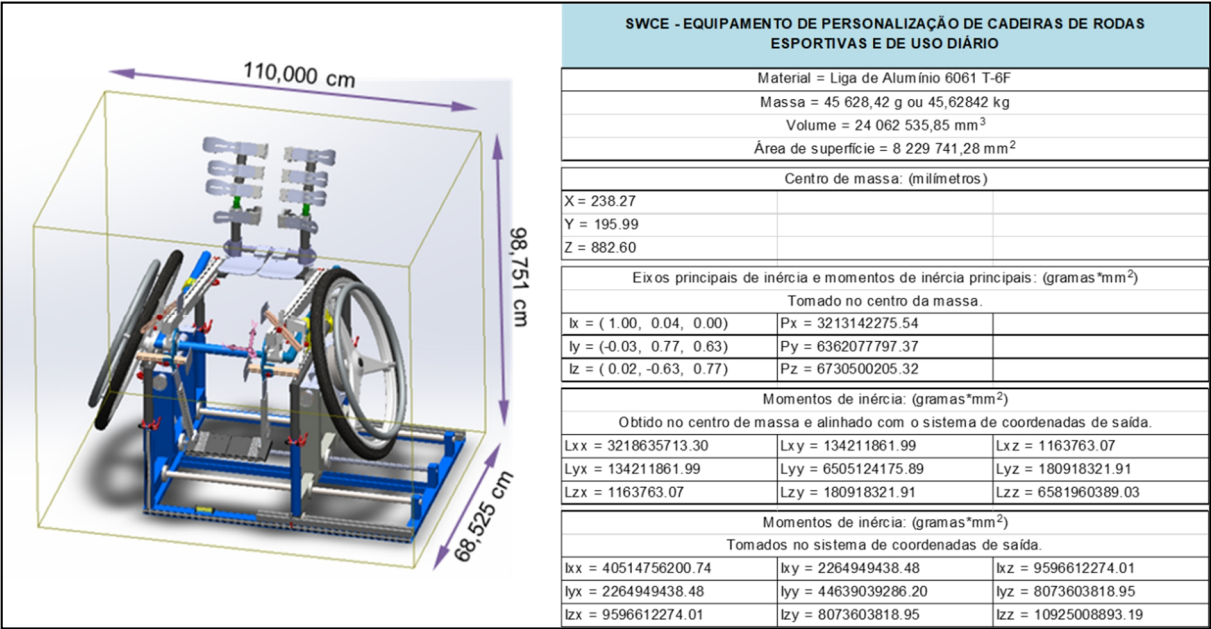


Figura 3.3 – Especificações geométricas do SWCE.


O SWCE ocupa uma área de 0,75 m², com um peso total de 45,6 kgf projetado em liga alumínio.

O equipamento é constituído por módulos ajustáveis, presentes na acomodação do assento, no encosto das costas, no apoio das pernas, no posicionamento do aro da roda de propulsão e na base estrutural, sendo capaz de ajustar-se a qualquer tipo de classe antropométrica do usuário avaliado. O escopo do SWCE e a metodologia de prescrição proposta, precisam contemplar as três condições fundamentais da prescrição de cadeira de rodas – citadas anteriormente – as características fisiológicas, o estilo de vida e o ambiente de vivência do cadeirante.

A tab. 3.1 elenca as faixas de ajustes do equipamento, com seus respectivos limites inferior e superior de seção ajustável, compreendendo a sua faixa operacional de modelagem. Mais detalhes destas regulagens são mostrados em (Cardoso, L. S., 2015).

Tabela 3.1 – Relação de Ajustes do SWCE e suas faixas operacionais.

ITEM	AJUSTE/unidade de medida	LI	LS	Δ	GDL's
A	Largura do assento (cm)	25	50	25	$\leftrightarrow x$
B	Profundidade do assento (cm)	30	60	30	$\leftrightarrow z$
C	Tilt generalizado do assento (graus)	45	315	90	$\odot x$
D	Tilt avançado posterior aos glúteos (graus)	45	315	90	$\odot x$
E	Altura do assento ao apoio dos pés (cm)	30	70	40	$\updownarrow y$
F	Inclinação do apoio dos pés (graus)	45	180	135	$\odot x$
G	Largura do encosto (cm)	25	50	25	$\leftrightarrow x$
H	Altura do encosto (cm)	15	60	45	$\updownarrow y$
I	Inclinação do encosto anterior à lombar L1 (graus)	70	135	65	$\odot x$
J	Inclinação do encosto posterior à lombar L1 (graus)	70	135	65	$\odot x$
K	Extensão do afunilamento das coxas (cm)	20	50	30	$\leftrightarrow x$
L	Extensão do afunilamento das panturrilhas (cm)	20	50	30	$\leftrightarrow x$
M	Centro de gravidade (cm)	0	20	20	$\leftrightarrow z$
N	Largura do apoio dos pés (cm)	15	50	35	$\leftrightarrow x$
O	Alinhamento do apoio dos pés (graus)	60	135	75	$\odot x$
P	Altura do assento ao aro de propulsão (cm)	5	30	25	$\updownarrow y$
Q	Cambagem das rodas de propulsão (graus)	0	30	30	$\odot z$
R	Distância da roda até o quadro (cm)	5	15	10	$\leftrightarrow x$



LEGENDA:

LI - Limite Inferior da Medida

LS - Limite Superior da Medida

Δ - Amplitude do Ajuste

GDL - Grau de Liberdade do Ajuste em relação ao eixo de referência

Na respectiva tabela, os ajustes também podem ser designados como variáveis de influência, isto é, são os principais fatores de influência na acomodação adequada do usuário, além de estabelecerem uma relação combinada entre si. Um ajuste combinado com outro(s), é o que proporciona a melhor percepção psicomotora do cadeirante. Estes ajustes possuem uma faixa operacional de leitura com a amplitude média das dimensões físicas da população de cadeirantes do país, com os limites, inferior e superior, bem definidos. Estes ajustes são componentes na estrutura mecânica do equipamento, e por isso estão condicionados aos eixos isométricos do modelo e, portanto, possuem graus de liberdade funcionais. A fig. 3.4 demonstra a relação de ajustes situada no escopo do SWCE.

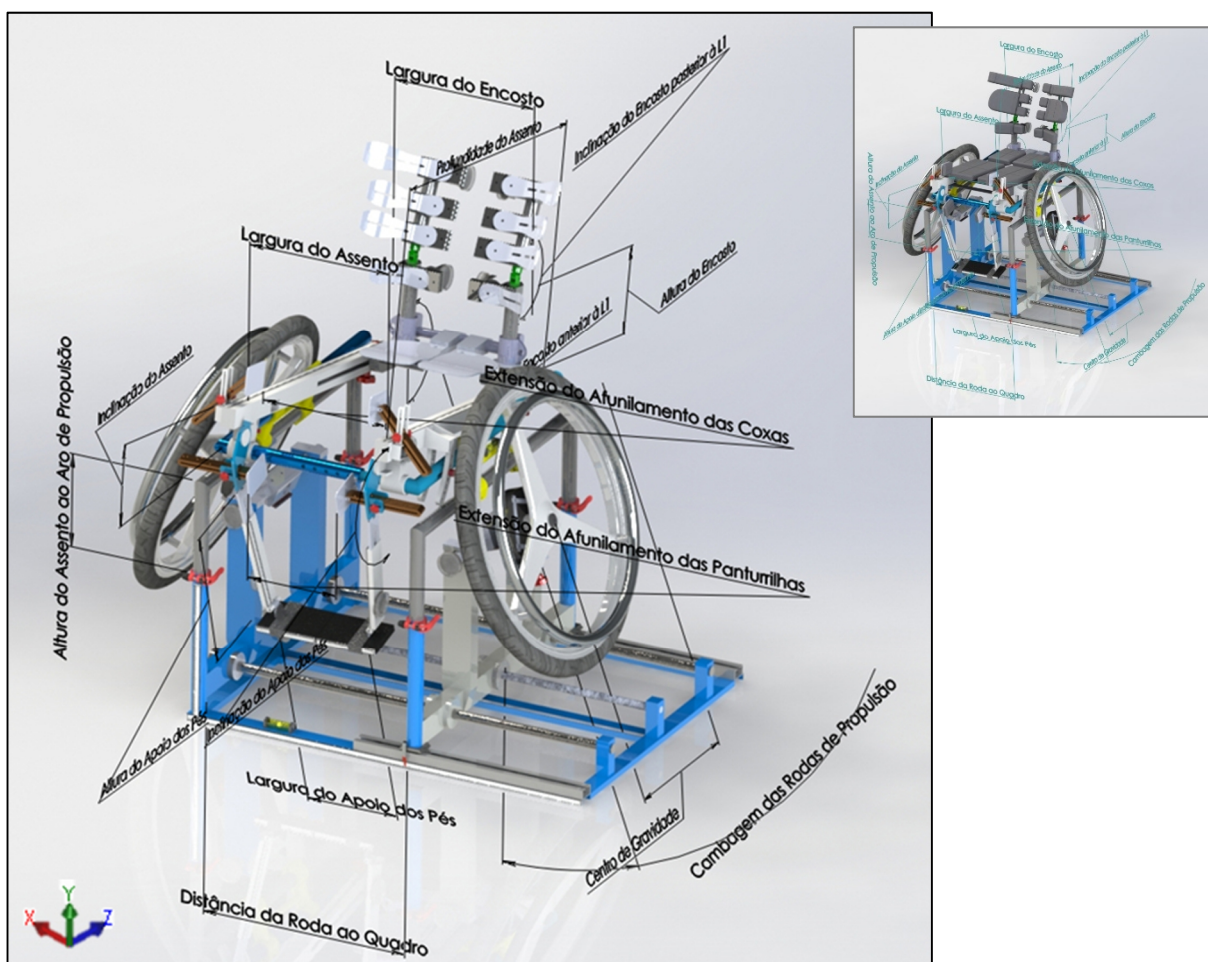


Figura 3.4 – Parametrização global dos ajustes do SWCE.

A figura 3.4 mostra as linhas de chamada das dimensões parametrizadas do equipamento em relação à tríade XYZ, determinando o sentido e a direção dos seus respectivos graus de liberdade. As fig. 3.5 e 3.6 ainda detalham esses parâmetros em função dos planos das vistas de anotação, nas perspectivas frontal e lateral.

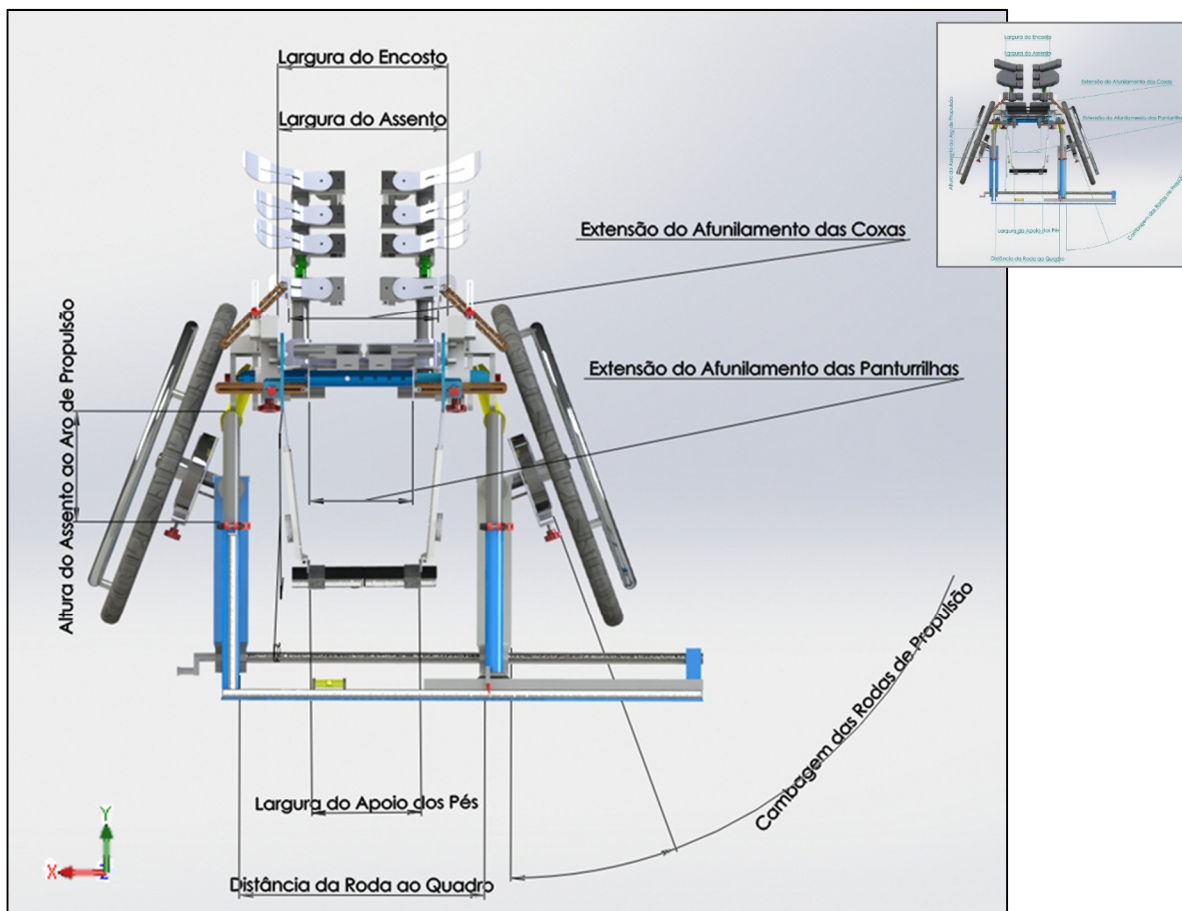


Figura 3.5 – Parametrização dos ajustes do SWCE no plano frontal.

Na perspectiva frontal do equipamento é possível observar os ajustes da largura do encosto, do assento e do apoio dos pés, com uma faixa operacional linear ao eixo “x”; da cambagem das rodas de propulsão se inclinando em torno do eixo “z”; da distância entre o assento e os aros de propulsão em relação ao eixo “y”. Também são demonstrados os ajustes de afunilamento das pernas, também, lineares ao eixo “x”.

O ajuste de largura do assento está associado às diferentes medidas de quadril dos cadeirantes e quando adequadamente parametrizado na cadeira de rodas contribui para proporcionar maior equilíbrio do tronco, além de acomodar os glúteos de forma confortável e segura. Similarmente, o ajuste de largura do encosto permite uma melhor aderência e conforto das costas, principalmente nos casos em que a deficiência física compromete a capacidade de equilíbrio e alteração de postura do tórax. O encosto da cadeira de rodas deve compreender toda a extensão longitudinal do plano dorsal do cadeirante, sem criar interferências mecânicas na articulação sagital ou no espaço distal dos membros superiores. O ajuste da largura do apoio dos pés tem a função de acomodar diferentes tamanhos plantares ou das palmas, e ainda, atender as especificidades de deficiências marcadas por

distrofias musculares, espasticidades e atetoses, onde há o enrijecimento muscular ou a presença de espasmos involuntários com diferentes espectros. O ajuste na extensão do afunilamento das pernas, na região das coxas e das panturrilhas proporciona melhor posicionamento adjunto entre os membros inferiores, uma vez que, a posição proximal entre as pernas colabora com o equilíbrio do tronco e com a força de propulsão dos membros superiores durante arrancadas da cadeira de rodas ou movimentos intensos de rodopio, de empino, de rotação e de mudanças de trajetória. Os ajustes de altura e de distanciamento dos aros das rodas de propulsão atendem as necessidades cineantropométricas dos membros superiores durante a atividade biomecânica de propulsão manual da cadeira, em função da capacidade flexível e da potência de impulso do cadeirante, proporcionando melhor balanceamento da adução e abdução dos braços. O alcance antropométrico dos braços do cadeirante deve estar bem ajustado para que favoreça ergonômica e confortavelmente o ato de propelir a cadeira de rodas. E o ajuste da cambagem das rodas de propulsão proporciona a posição que melhora o desempenho biomecânico dos grupos musculares dos braços e do tórax durante as atividades de propulsão, como também, favorece a movimentação proximal da cadeira de rodas como a rotação em torno do próprio eixo e a sua translação pela quadra desportiva.

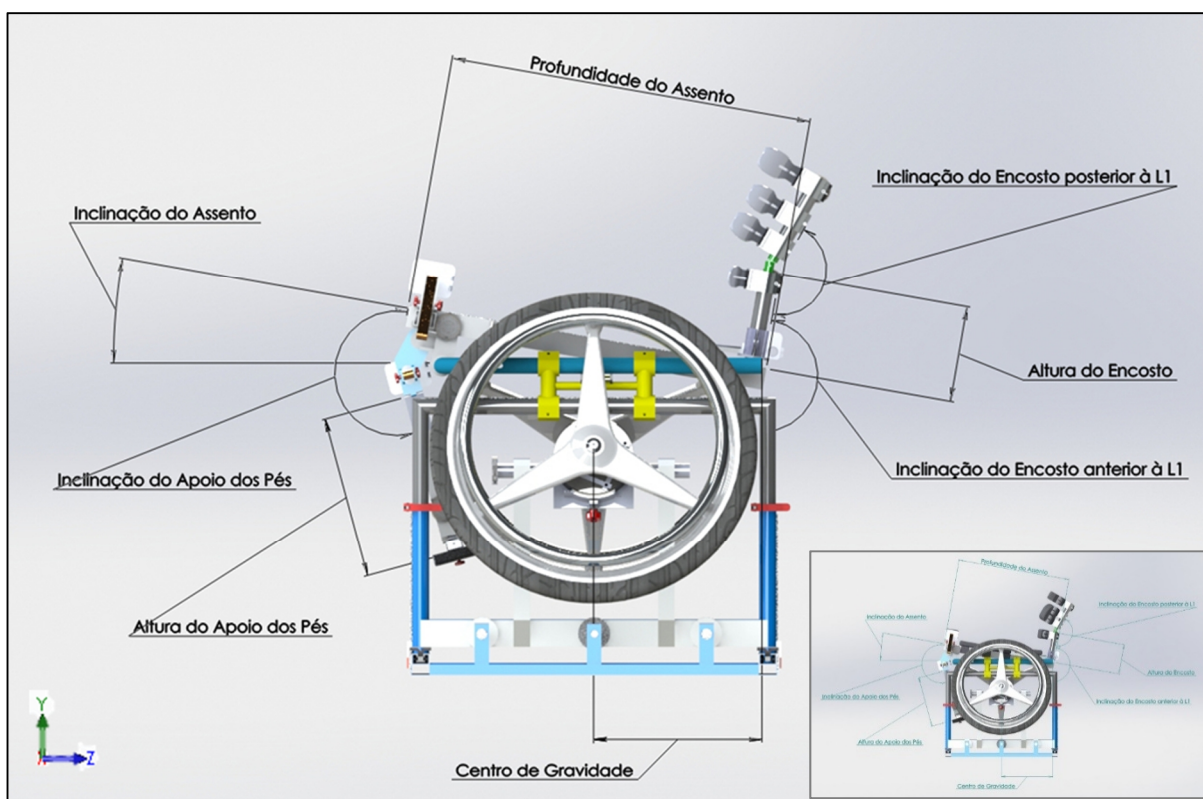


Figura 3.6 – Parametrização dos ajustes do SWCE no plano lateral.

Na perspectiva lateral do equipamento é possível observar os ajustes da profundidade do assento e do centro de gravidade, com uma faixa operacional relacionada ao eixo “z”; do *tilt* do assento, da inclinação do encosto e da inclinação do apoio dos pés em torno do eixo “x”; da altura do encosto e do apoio dos pés em relação transversal ao eixo “y”.

O ajuste de profundidade do assento está relacionado às variações no comprimento das coxas do cadeirante, na amplitude do eixo anteroposterior da pessoa assentada que pode ser afetada por amputação transfemural dupla. O ajuste do centro de gravidade em relação ao eixo das rodas de propulsão manual proporciona melhor configuração do apoio das mãos nos aros durante o impulso, aliviando os esforços de adução e abdução dos membros superiores. O ajuste da altura do encosto atende às variações de topografia das lesões ou danos na coluna cervical em pessoas com deficiências, que influencia no grau de equilíbrio do tronco, força dos membros superiores e autonomia de propulsão da cadeira de rodas. Os ajustes de inclinação do encosto abaixo e acima da topografia da Lombar L1 melhoram a acomodação do cadeirante no assento e a sua eficiência muscular em força e velocidade de propulsão dos aros, além de garantir maior conforto e aderência do corpo à cadeira de rodas. O ajuste de inclinação do assento está relacionado à estabilidade do indivíduo assentado e também à sua eficiência biomecânica de propulsão, principalmente durante movimentos bruscos e radicais da cadeira de rodas. Tem uma função bastante ativa durante as competições paralímpicas. A inclinação do assento aumenta a estabilidade na acomodação de pessoas com sequelas de pólio, com dismotrias cerebrais, amputados nos membros inferiores com desarticulação no quadril, pessoas com disrafismo espinhal, com escleroses múltiplas, com má-formações, lesões medulares de alta topografia e outras doenças. O ajuste da inclinação do apoio das pernas e dos pés permite a alteração do centro de massa da cadeira de rodas, podendo ser projetada mais adiante do plano ventral ou anterior da linha do assento fazendo com que a concentração de carga sobre os rodízios dianteiros seja aliviada. Com esse ajuste o movimento de rotação da cadeira de rodas e o ganho de velocidade de translação na quadra desportiva ganham mais eficiência. É um ajuste que também favorece a adução e abdução dos pés na faixa dos tornozelos em função de espasticidades ou atetoses das pessoas nestas regiões dos membros inferiores e ativa o movimento no plano sagital na altura dos pés, com possíveis flexões planar, neutra ou dorsiflexão. O ajuste de altura do assento ao apoio dos pés atende diversos tamanhos de tíbia dos cadeirantes, melhorando a aderência das pernas na posição assentada da cadeira de rodas.

Com essas faixas operacionais de ajustes o SWCE é capaz de regular-se e modelar qualquer tipo de cadeira de rodas esportiva ou de vida diária, em todas suas diversidades de classificações funcionais ou das necessidades fisiológicas dos usuários. Estas regulagens são parametrizadas por escalas graduadas de medição. Tais escalas são instrumentadas por

inclinômetros, réguas e niveladores que controlam as condições de medição e avaliação do equipamento. A fig. 3.7 ilustra alguns dos instrumentos de medição utilizados com o SWCE.

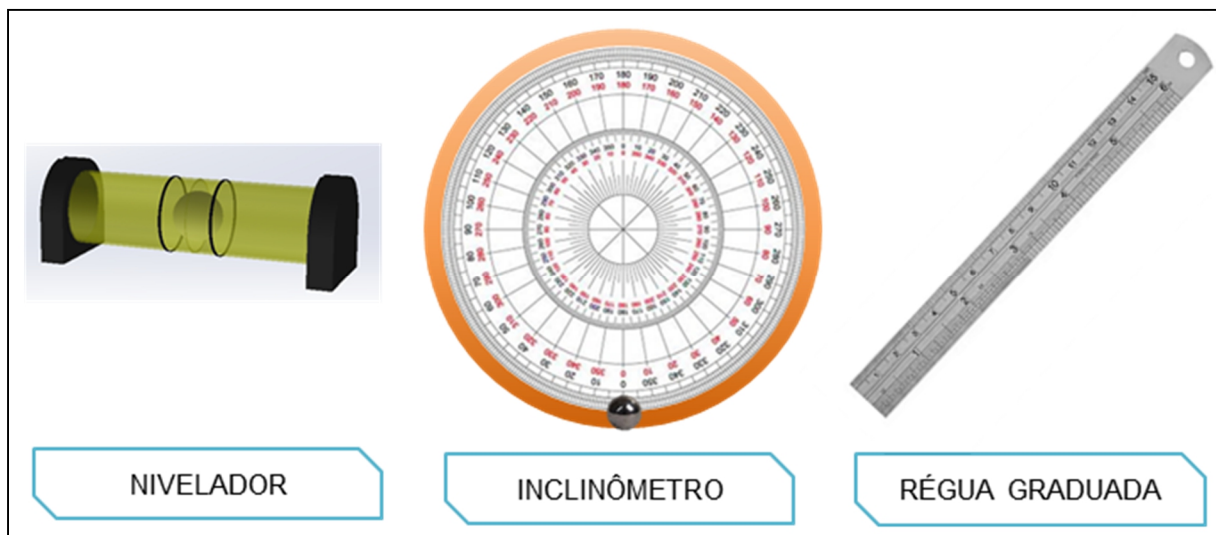


Figura 3.7 – Sistema de medição e controle de ajustes do SWCE.

O instrumento de nivelamento garante que o equipamento SWCE esteja em total alinhamento com o plano do terreno, além de garantir o alinhamento (\perp) entre os seus módulos ajustáveis. O inclinômetro é o instrumento que mede a inclinação (\curvearrowright) de um corpo em relação ao plano de referência com inclinação nula. A régua graduada mede as dimensões lineares (\rightleftharpoons) dos módulos ajustados. Além destes sistemas, os procedimentos de coleta de dados também podem ser auxiliados por trenas posicionadas nas superfícies expostas das partes ajustáveis do SWCE, sem prejudicar a precisão e exatidão das medidas.

As figuras 3.8 a 3.14 mostram estes sistemas de medição instalados no equipamento SWCE.

As réguas instaladas no módulo da base do SWCE medem o ajuste de largura e altura que afasta os aros de propulsão do assento em função da antropometria dos membros superiores do cadeirante. Este ajuste na base também auxilia na largura do assento. Na peça deslizante sobre os trilhos da base está instalado um marcador de leitura indicando a abertura medida. Um nivelador está posicionado na superfície plana da base estrutural indicando o seu alinhamento em relação ao plano do terreno.

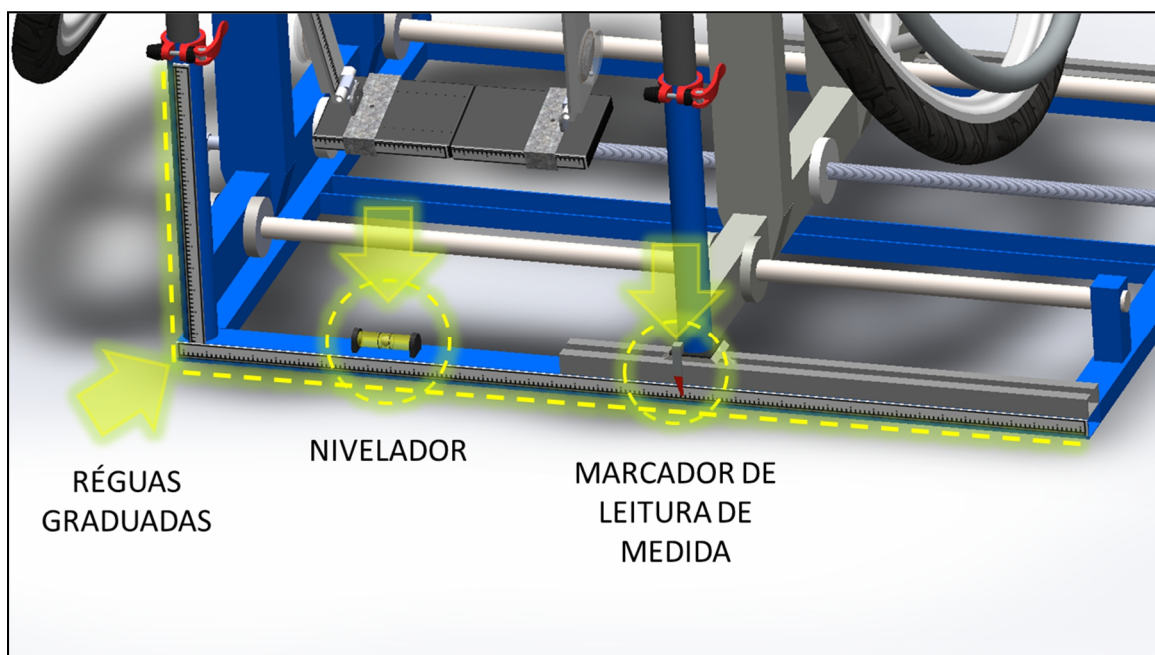


Figura 3.8 – Sistema de medição e controle instalado no módulo da base do SWCE.

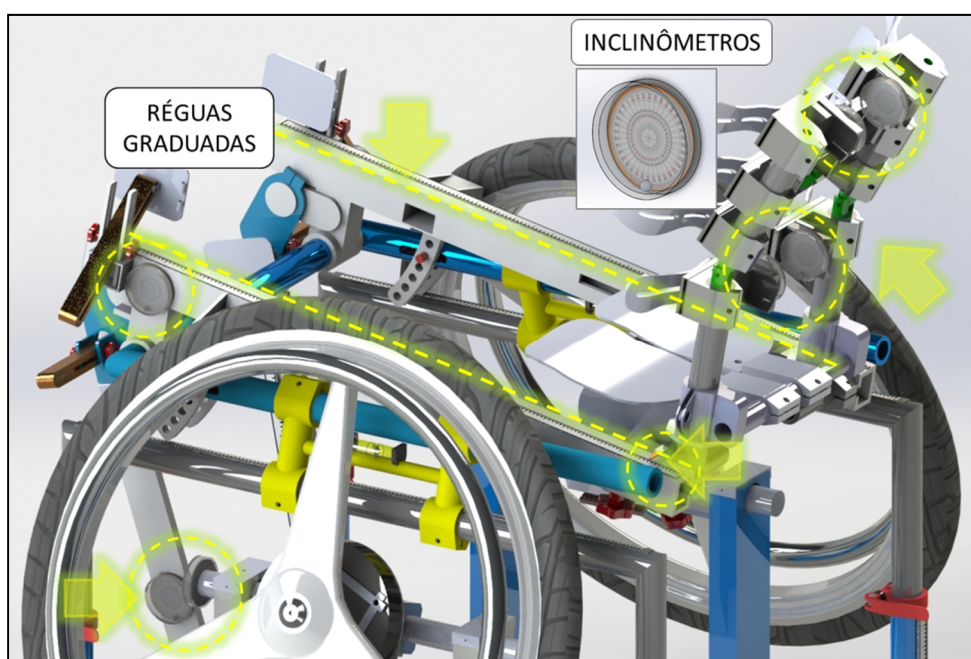


Figura 3.9 – Sistema de medição e controle instalado nos módulos do assento e do encosto do SWCE.

Inclinômetros estão posicionados nos ajustes de inclinação do encosto anterior e posterior à lombar L1, no ajuste de inclinação do apoio dos pés e no ajuste de inclinação do assento. Réguas graduadas estão estampadas nas barras do assento medindo o ajuste da sua profundidade.

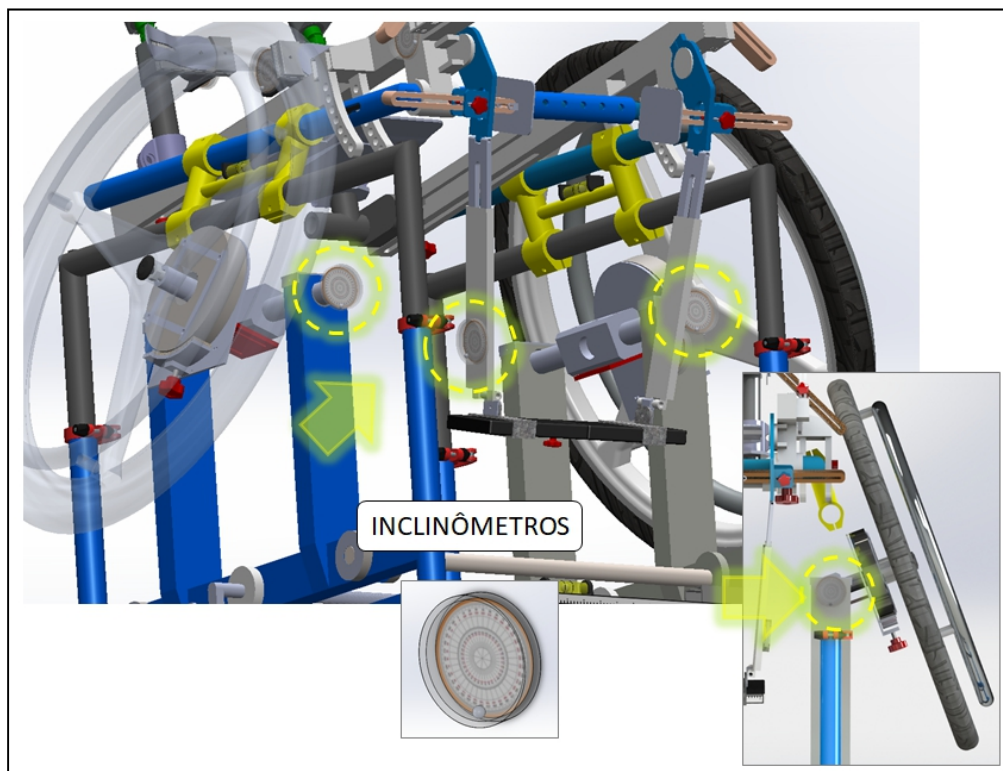


Figura 3.10 – Sistema de medição e controle instalado nos módulos de cambagem dos rodantes e de inclinação do apoio dos pés do SWCE.

Inclinômetros instalados nas extremidades dos eixos de cambagem dos rodantes indicam o grau de inclinação configurado. Assim, como indicam a inclinação dos apoios das pernas e dos pés.

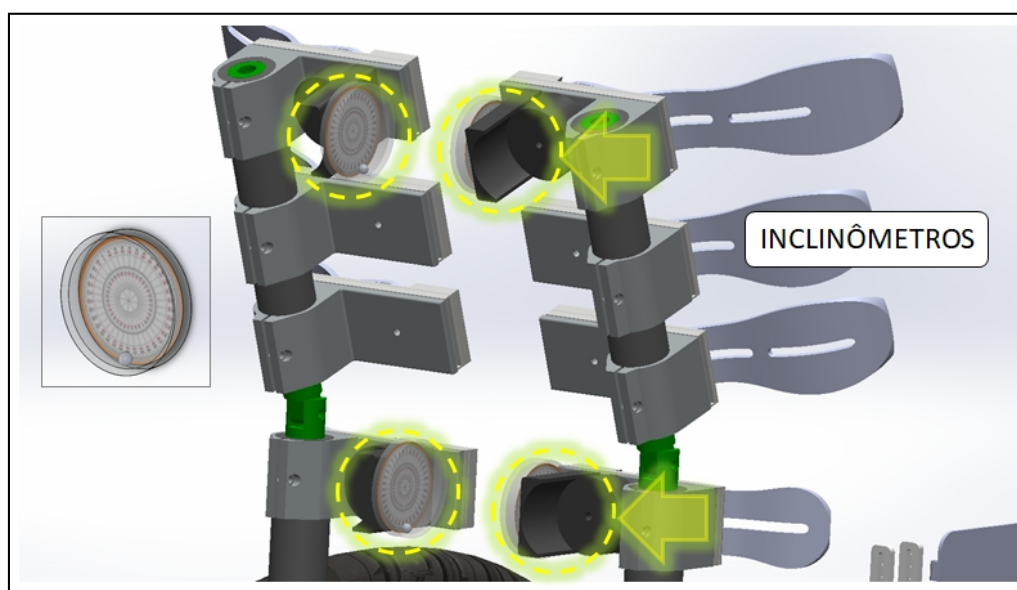


Figura 3.11 – Sistema de medição e controle instalado no módulo do encosto do SWCE.

Os inclinômetros determinam a inclinação das colunas do módulo do encosto de forma individual. Há um sistema de articulação nas colunas que fragmenta o encosto em segmentos abaixo e acima da lombar L1. Nestes dois segmentos os inclinômetros estão posicionados para medir a inclinação configurada.

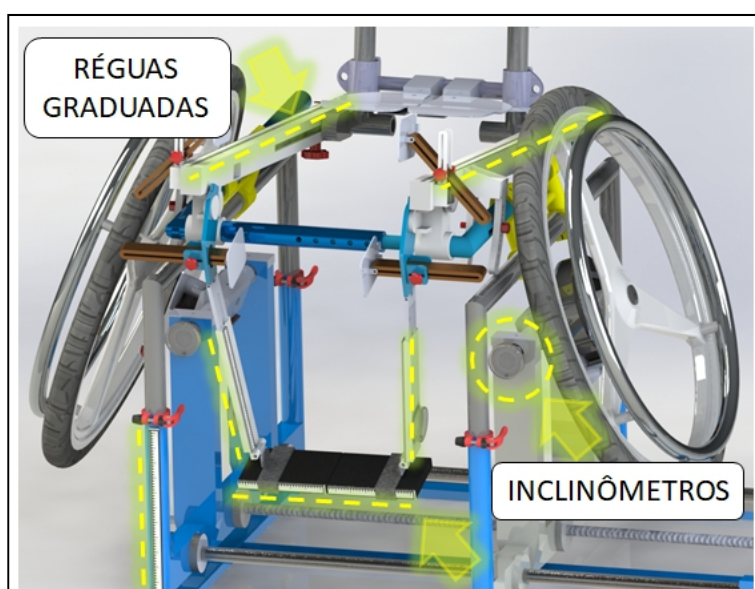


Figura 3.12 – Sistema de medição e controle instalado nos módulos do assento e de apoio dos pés no SWCE.

Réguas graduadas posicionadas nas hastes de apoio dos pés, na base do apoio e nas barras do assento determinam estas medidas.

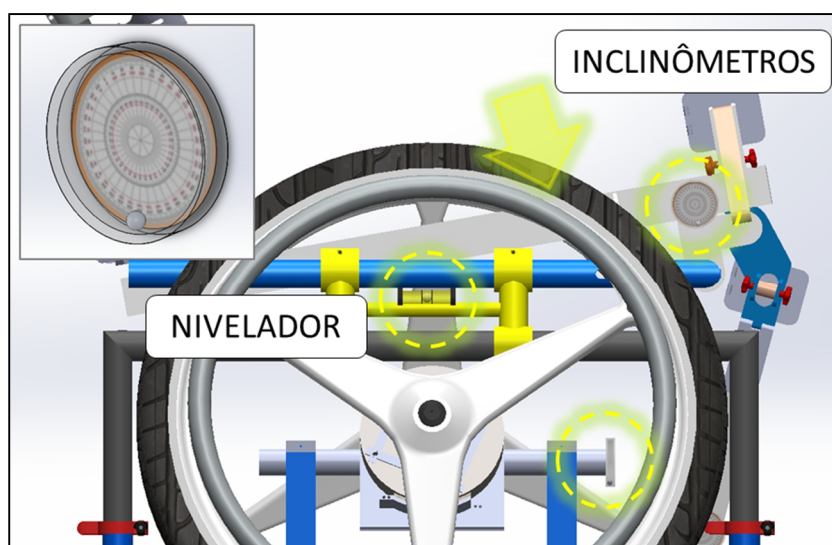


Figura 3.13 – Sistema de medição e controle com nivelador instalado nos módulos do assento e da cambagem dos rodantes do SWCE.

Um nivelador garante o alinhamento dos ajustes laterais no módulo da base e do assento do SWCE. Inclínômetros medem o ajuste do *tilt* do assento.

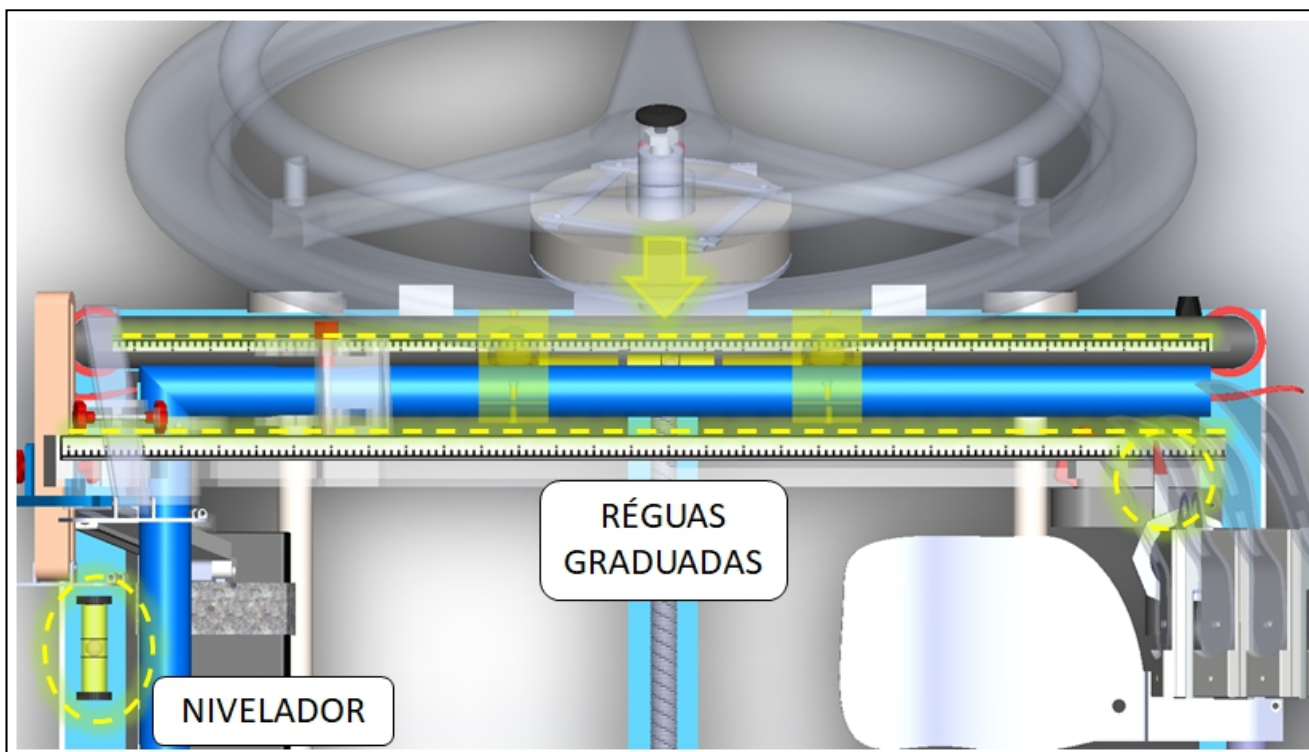


Figura 3.14 – Sistema de medição e controle com nivelador instalado no módulo do assento do SWCE.

As réguas graduadas no módulo do assento controlam e medem a profundidade de acomodação do cadeirante e o avanço no centro de gravidade em relação ao eixo dos rodantes de propulsão.

3.1.1 Sistema de Segurança Estrutural do Assento

Para reduzir os riscos de falha estrutural no assento durante os procedimentos experimentais que poderiam acarretar em quedas e lesões com os participantes foi desenvolvido um sistema adicional de segurança na estrutura. Uma garra com posicionamentos configuráveis foi instalada na região traseira do módulo do assento garantindo que a sua viga principal, anteriormente em balanço, recebesse um novo tipo de engastamento como apoio como mostram as figuras 3.15, 3.16 e 3.17.

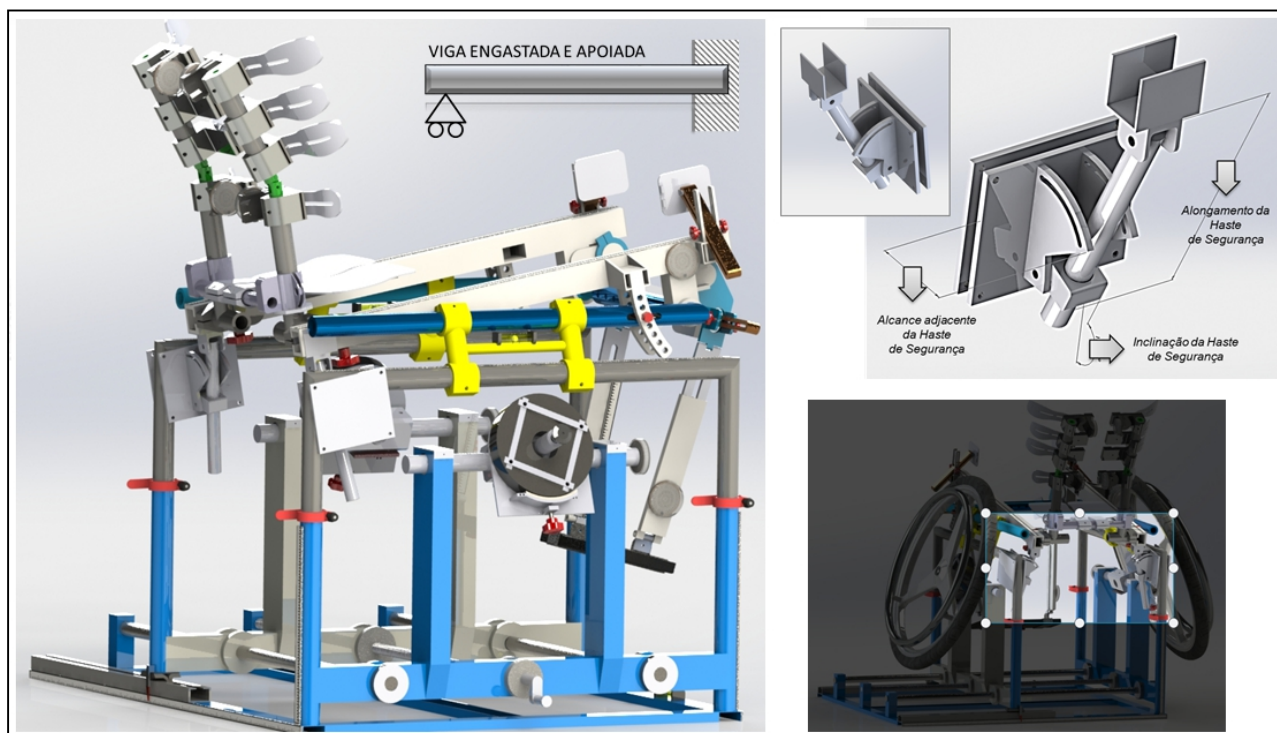


Figura 3.15 – Sistema de segurança contra quedas e falhas no módulo do assento.

Com esse novo sistema, o SWCE passou a permitir ajustes com variáveis contínuas na inclinação do assento. Anteriormente a esta solução, a ajuste só permitia variações discretizadas controladas por um pino no seu gabarito.

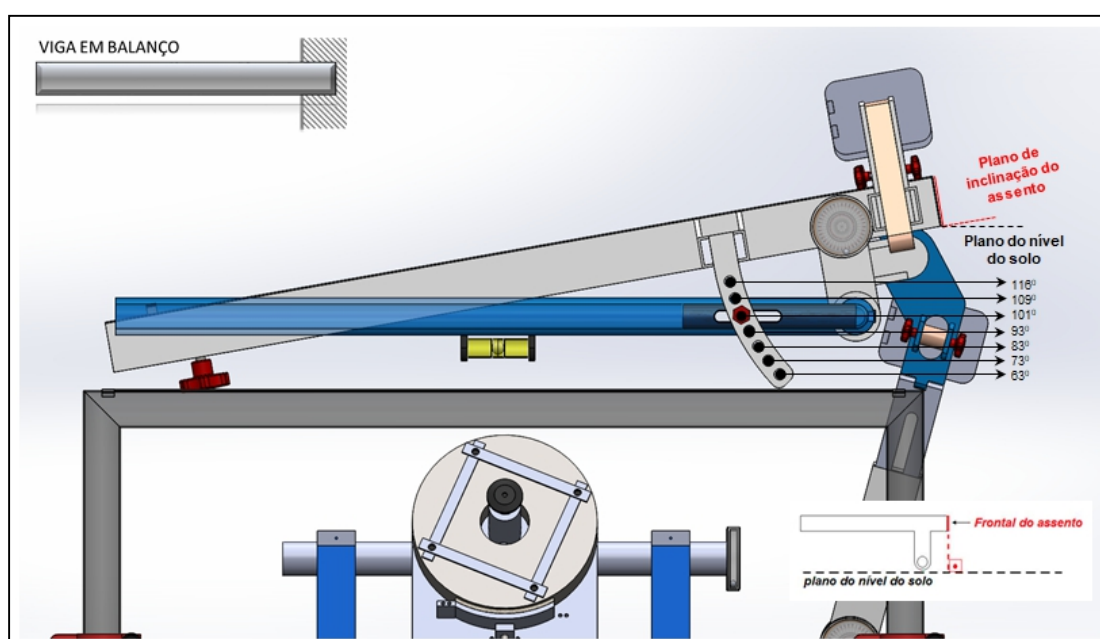


Figura 3.16 – Módulo do assento antes do sistema de segurança associado.

O pino que fixava a posição de inclinação do assento passou a ter importância secundária. O alongamento, a inclinação e o alcance adjacente da haste de segurança assumiram o papel primário de fixador da inclinação do assento, com variação contínua.

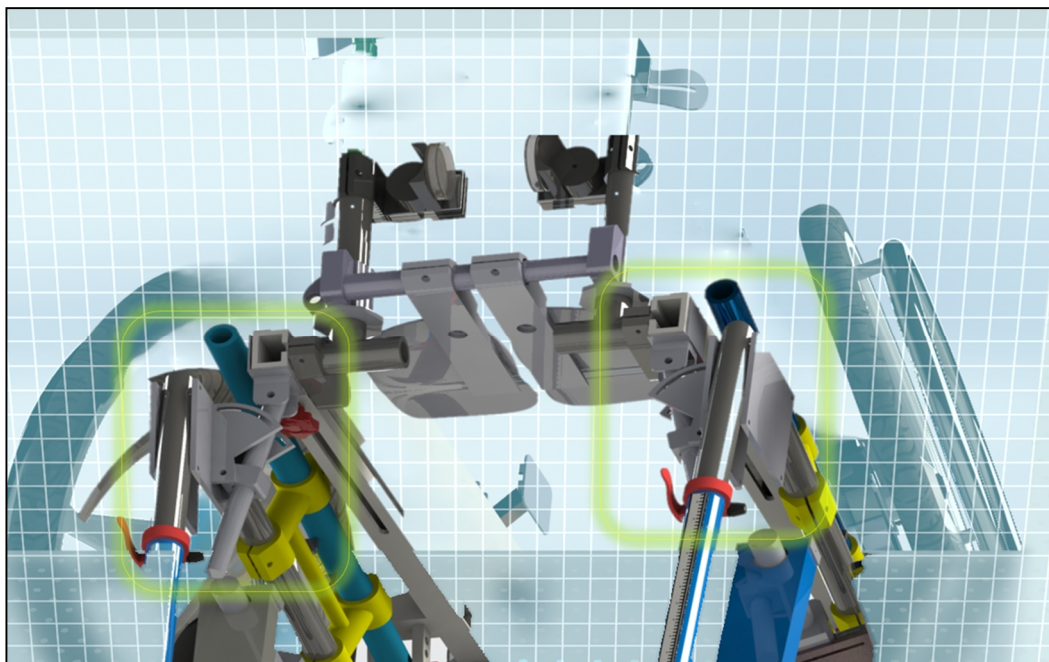


Figura 3.17 – Sistema de segurança associado ao assento do SWCE.

3.1.2 Sistema Mecânico de Resistência Aplicado aos Rodantes de Propulsão

O equipamento SWCE é dotado de um sistema mecânico de resistência projetado para simular uma resistência de frenagem, de forma independente para cada aro de propulsão. E por isso, também poderia ser utilizado como um equipamento de avaliação do condicionamento físico e do esforço biomecânico de propulsão do usuário em testes protocolares. Deste modo, o SWCE pode personificar um equipamento de treinamento ou reabilitação física de cadeirantes e de pessoas com mobilidade reduzida simulando uma condição de resistência em uma movimentação de uma cadeira de rodas. O seu sistema de frenagem permite a aplicação de diferentes níveis de carga de resistência à propulsão dos aros que combinado às suas amplas faixas de regulagem permite a simulação efetiva do gesto motor em condições realísticas de propulsão de uma cadeira de rodas personalizada para a pessoa em avaliação. A fig. 3.18 ilustra esse sistema.



Figura 3.18 – Ilustração do sistema de frenagem mecânica para o controle do esforço de propulsão.

O sistema de resistência se baseia no mecanismo de um freio tipo tambor com sapata externa associado a um volante de inércia acoplado ao rodante. A sapata externa é revestida com guarnição de material flexível de baixa densidade visando aumentar o coeficiente de atrito. O sistema é inspirado nos modelos de frenagem de bicicletas ergométricas e de *spinning*. Trata-se de um modelo simples e seguro, ideal para recriar uma condição realística de pedalagem ou manivelagem, em ambientes com relevo exercendo força resistente.

O sistema de frenagem possui também um disco volante, capaz de armazenar energia de propulsão do participante, com o objetivo de manter os ciclos de rotação dos rodantes mais homogêneos, suaves e realísticos, evitando interrupções bruscas na movimentação dos aros devido à aplicação da força de frenagem. De acordo com Norton (2004) “um volante é usado para suavizar as variações de velocidade de um eixo causadas pelas variações de torque”. Isso ocorre em máquinas com padrão de carga que provocam variação da função torque-tempo no ciclo. Neste caso, o torque é diferente ao longo de ciclo de rotação devido às diferentes forças biomecânicas de propulsão aplicadas pelo cadeirante.

Na propulsão real do cadeirante se deslocando por uma superfície os rodantes mantêm um torque influenciado pelas próprias forças dinâmicas, motoras e resistentes presentes na superfície, nos rodantes da cadeira, nas condições de atrito, e no próprio desempenho motor

e biomecânico do cadeirante. A fig. 3.19 ilustra a composição das forças biomecânicas presentes na propulsão manual da cadeira de rodas.

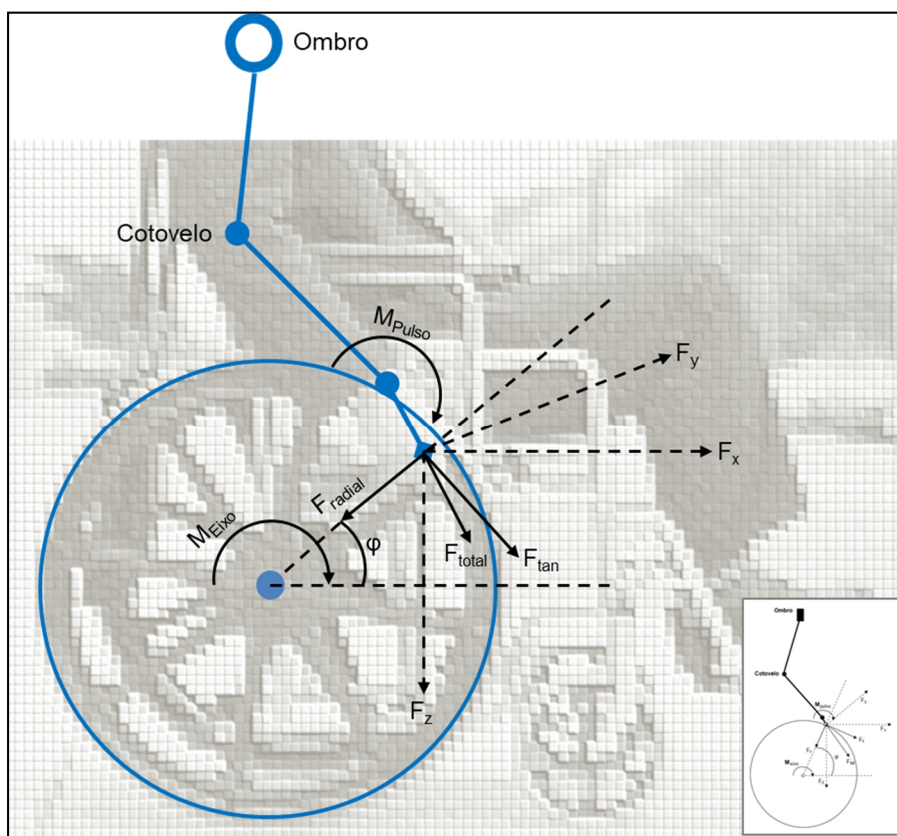


Figura 3.19 – Composição das forças de propulsão manual da cadeira de rodas. Fonte: Adaptado de Vanlandewijck (2001).

Na composição das forças de propulsão manual da cadeira de rodas tem-se a componente radial (F_r), a componente tangencial (F_{tan}), os componentes do sistema de referência global (F_x , F_y e F_z), o Momento do Pulso (M_{Pulso}) e o Momento do Eixo (M_{Eixo}) constituindo a Força Total (F_{total}). O ângulo (ϕ) é formado na relação entre a força radial (F_r), o ponto de aplicação do impulso manual e o plano de deslocamento da cadeira de rodas.

Para tanto, os volantes de inércia, presentes em cada rodante, exercem o papel de contribuir para a recriação mais próxima da dinâmica de movimentação de uma cadeira de rodas, uma vez que, o equipamento funciona em elevação, ou seja, não está em contato com o solo. A transmissão de torque para os eixos de cambagem do sistema é melhorada com o acúmulo de energia cinética exercido pelo volante. A fig. 3.20 destaca os elementos mecânicos do sistema de frenagem.

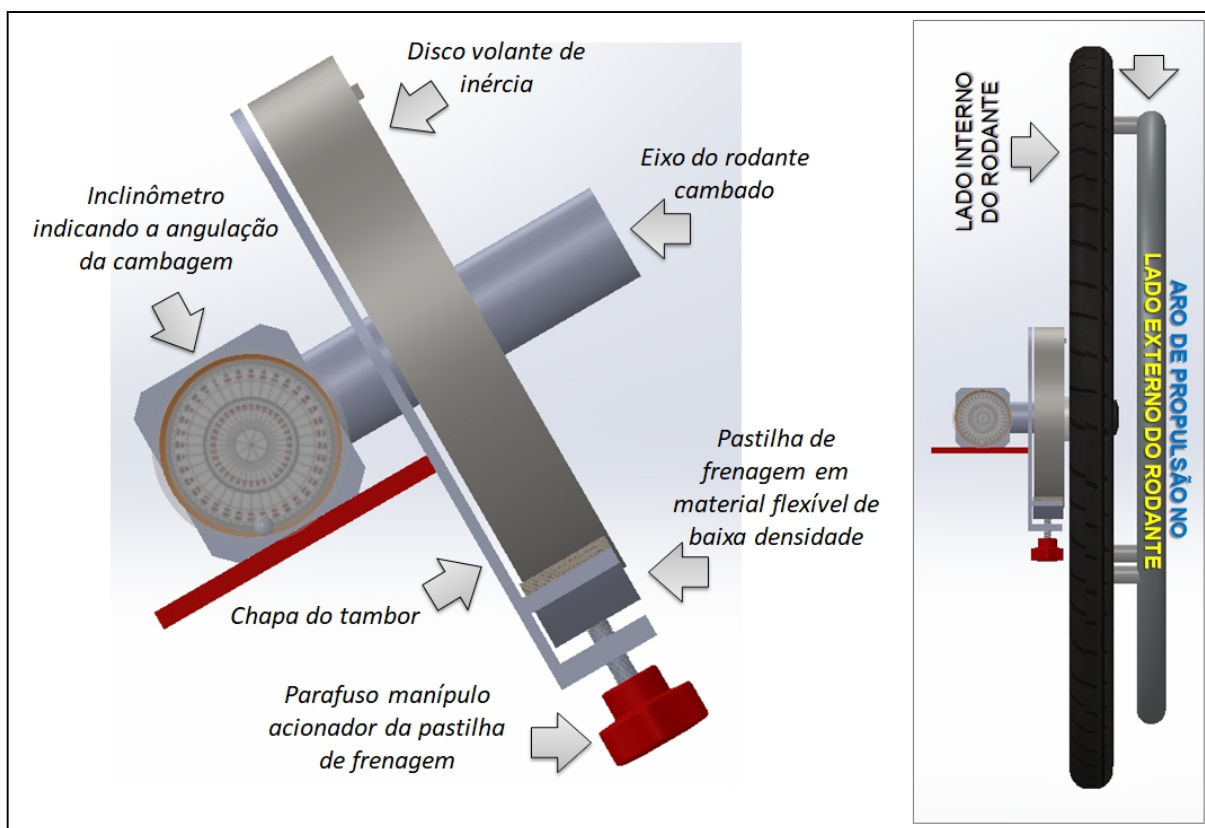


Figura 3.20 – Componentes do sistema de frenagem mecânica dos rodantes.

O sistema de frenagem associado ao volante inercial a ser acoplado no equipamento de personalização de cadeiras de rodas (SWCE) deve ser projetado considerando o ajuste de cambagem dos aros de propulsão. A cambagem dos aros necessariamente implica na cambagem do seu eixo de transmissão. Portanto, é exigível que o sistema de frenagem e o volante de inércia constituem-se em um módulo integrado e compacto que seja capaz de se parametrizar pela cambagem da roda que, por sua vez, recebe a força de propulsão. E ainda, este sistema deve ser compacto o suficiente de forma que ocupasse o espaço no lado interno dos aros para não interferir nos perfis de propulsão biomecânica (semicírculo, arco, *loop* simples e *loop* duplo) desenvolvidos pelo cadeirante, nem intervir na estrutura modular multi-ajustável do SWCE.

O projeto do sistema de frenagem e do volante de inércia foi configurado a partir de uma chapa estática responsável por estabilizar (fixar) as forças de frenagem sobre o disco girante (tambor) – a chapa é o corpo de referência que atua sobre o tambor e é responsável pela sua travagem. Nos sistemas de frenagem típicos, baseados em freio-tambor, o tambor é o corpo girante, que é envelopado pelos elementos que atuam no travamento da massa.

Uma sapata externa longa associada a uma pastilha com um material de guarnição que permite o aumento do coeficiente de atrito responde pela aplicação de uma força resistente sobre o disco girante com intensidade regulada pelo avanço de um parafuso. A fig. 3.21 ilustra o projeto do sistema de frenagem e do volante de inércia.

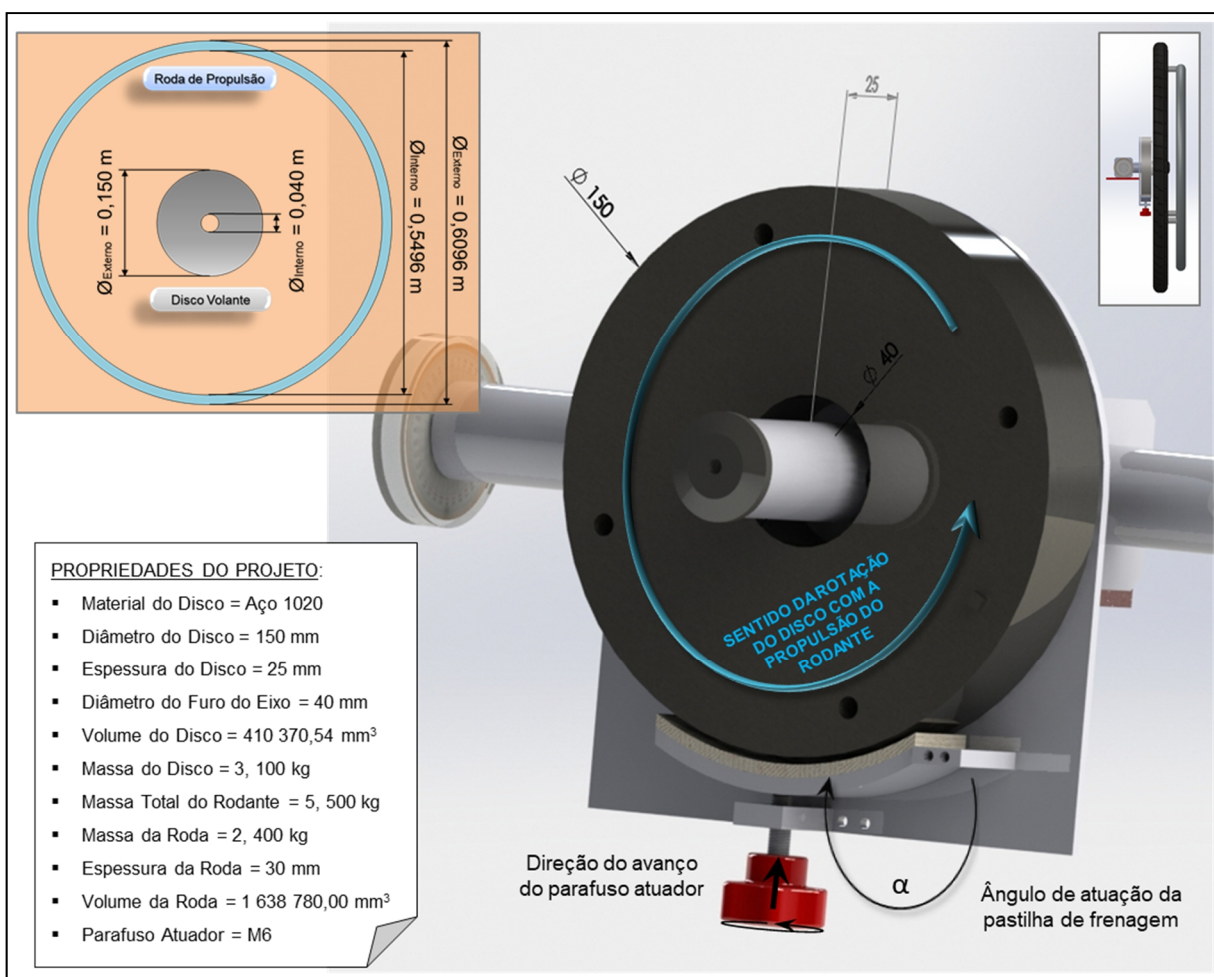


Figura 3.21 – Projeto do volante de inércia e sistema de frenagem.¹

Os materiais propostos para serem empregados nas pastilhas de freio foram avaliados experimentalmente, identificando suas propriedades inerciais de atrito estático e dinâmico em relação à superfície do aço carbono 1020. Os detalhes do procedimento experimental, bem como, dos métodos analíticos aplicados podem ser examinados no Apêndice I. Os resultados obtidos são apresentados na tab. 3.2.

¹ Algumas unidades de medida aqui abordadas não seguirão o *Sistema Internacional de Unidades*, pois envolvem realidades específicas, em que certas unidades descrevem o seu melhor entendimento.

Tabela 3.2 – Coeficientes de Atrito Estático e Cinético das Pastilhas de Frenagem.

RESULTADOS EXPERIMENTAIS DOS COEFICIENTES DE ATRITO					
MATERIAL DA PASTILHA DE FRENAGEM	Coeficiente de Atrito Estático (μ_e)	Força de Atrito Estático ($F_{atESTAT}$)	Coeficiente de Atrito Cinético (μ_c)	Força de Atrito Cinético ($F_{atCINET}$)	Relação entre os Coeficientes
Couro Animal do Abdômen Bovino	0,663644	0,292823 N	0,536973	0,237314 N	123,5898%
		0,02986 kgf		0,024199 kgf	
Feltro com 98% de Polietileno Tereftalato	0,32492	0,163643 N	0,263017	0,132571 N	123,5357%
		0,016687 kgf		0,013510 kgf	
Relação entre os Materiais	204%	179%	204%	179%	100,0438%

O couro apresentou coeficientes de atrito (estático e cinético) 104% maiores do que o Feltro. Por apresentar coeficientes de atrito estático e dinâmico, mais expressivos do que o Feltro, o Couro Animal do Abdômen Bovino foi selecionado para ser empregado na pastilha de frenagem. Nos casos dos dois materiais avaliados os coeficientes de atrito estático ficaram 23,5% maiores do que os coeficientes de atrito cinético, reforçando que o experimento foi realizado com padronização e precisão, uma vez que, ambos os materiais foram abordados no mesmo corpo de massa, nas mesmas condições experimentais.

3.1.2.1 Dimensionamento Analítico da Resistência Mecânica

As cargas de resistência sobre o disco volante são impostas pela transmissão de força desenvolvida pelo avanço de um parafuso. Deste modo, trata-se de um dispositivo de frenagem acionado por um parafuso de potência, também designados como parafuso de avanço. Neste sistema, a transmissão de força é obtida pela conversão de movimento de rotação (torque do parafuso) em movimento axial ou linear (avanço do parafuso) (BUDYNAS & NISBETT, 2011).

Neste caso, a frenagem sobre a massa girante é exercida pelo carregamento axial do parafuso em função do seu avanço mediante ao torque aplicado manualmente. Os componentes de forças axiais do sistema são fixados por uma chapa de trava que cumpre a função de um mancal de escora (colar) do parafuso. No projeto, um parafuso de rosca grossa M6 e porca de aço carbono, cujo coeficiente de atrito estático teórico sem o uso de lubrificantes foi adotado de 0,74 (BUDYNAS & NISBETT, 2011).

Nesta chapa trava está acoplado um colar de fixação do parafuso de potência. O avanço do parafuso por ciclo de torque aplicado é determinado pelas suas propriedades geométricas, mostradas na fig. 3.22.

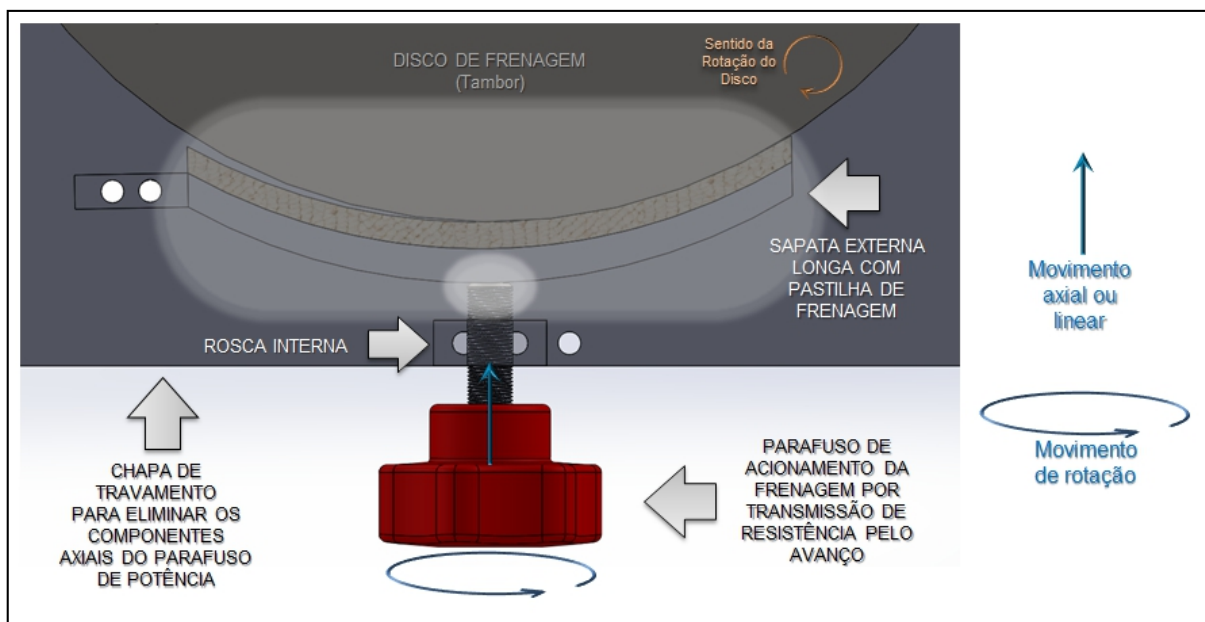


Figura 3.22 – Detalhe do acionamento do parafuso de potência na frenagem.

O parafuso de potência que aciona a pastilha de frenagem é do tipo M6, ou seja, possui diâmetro externo (filete da rosca) de 6 mm e passo de 1 mm por ciclo de rotação. O plano inclinado da rosca determina o seu ângulo de avanço (λ) que equivale a 60 graus. A fig. 3.23 ilustra o diagrama de corpo livre do parafuso de potência que atua comprimindo a pastilha de frenagem contra a massa girante, por meio do seu avanço.

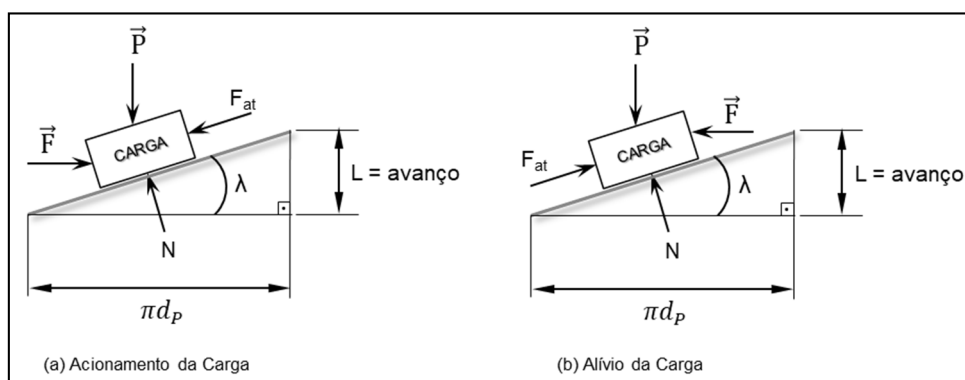


Figura 3.23 – Diagrama de corpo livre do acionamento da frenagem com o parafuso de potência.

O módulo da força que atua sobre a pastilha de frenagem é proporcional à carga axial (\vec{F}) no parafuso de potência. E o carregamento (\vec{P}) corresponde ao peso inicial representado pela sapata externa longa (revestida com a pastilha de frenagem) a ser empurrado contra a massa girante. O avanço do parafuso de potência influencia na força resistente de frenagem sobre a massa girante. Devido à alta densidade desta massa, o parafuso de potência sofrerá

um aumento de aperto em função da força axial aplicada, uma vez que, haverá compressão entre estes corpos. Dependendo da força aplicada, a sapata poderá sofrer uma flexão plástica devido à sua geometria de acoplamento à chapa trava (visto na fig. 3.22).

O coeficiente de atrito no aperto do parafuso dependerá do estado de conservação de sua rosca. Quando a rosca é danificada ou há inconsistência entre os elementos fixadores então o coeficiente de atrito pode ser alterado, e conseqüentemente haverá variação na força de aperto. Portanto, a força de aperto não é determinada pelo torque aplicado ao parafuso, mas sim pelo seu tensionamento.

Em um parafuso de potência, a força axial transmitida pelo torque corresponde à carga que o parafuso terá que elevar ou abaixar. Se no caso do sistema de frenagem o seu acionamento é tido pela elevação da sapata externa longa (carga), então o torque ($T_{Acionamento}$) solicitado para transmitir essa força axial pode ser definido por (BUDYNAS & NISBETT, 2011):

$$T_{Acionamento} = \frac{\vec{P}d_p}{2} \frac{(L + \mu_e \pi d_p)}{(\pi d_p - \mu_e L)} = [N.m] \quad (3.1)$$

Onde \vec{P} representa a força de acionamento da sapata externa longa a ser erguida até o contato com a massa girante; μ_e é o coeficiente de atrito estático entre os materiais deslizantes (parafuso e porca de aço 1020); L representa o avanço do parafuso de potência; e d_p é o diâmetro médio ou diâmetro primitivo do parafuso M6.

A respectiva equação (3.1) foi deduzida para considerar o avanço (L) do parafuso atuador. Os dados das variáveis citadas podem ser verificados na tab. 3.3.

O ajuste admitido de avanço do parafuso de acionamento do modelo pode ser de até 3 mm, ou seja, três voltas completas no parafuso de potência a partir do contato inicial (faceamento) entre as superfícies (a superfície da pastilha de frenagem e a face externa de contato do tambor). A partir de três ajustes a tensão entre o parafuso e a sapata de frenagem demandam um torque manual muito elevado devido à força de aperto entre estes.

O diâmetro primitivo é o plano médio entre as cristas e os vales dos filetes de rosca do parafuso, ou ainda, é o diâmetro médio entre o diâmetro externo da rosca e o diâmetro mínimo da raiz da rosca do parafuso. Ao entrar em contato com a sapata externa longa o parafuso de acionamento da frenagem sofrerá uma força oposta de tração e essa força de tração aumentará na medida em que os corpos se comprimirem; então o tensionamento ocorrerá na área entre o diâmetro primitivo e o diâmetro da raiz da rosca. E ainda, a área sob tração do parafuso M6 é conhecida (ver tab. 3.3).

Tabela 3.3 – Propriedades do parafuso de potência do acionamento da frenagem.

Propriedades	PARAFUSO M6
S	4 mm
C	40 mm
K	3,3 mm
d ₁	6 mm
d ₂	12 mm
Ø	4,77 mm
Raio externo (r _{ext})	3 mm
Área do Diâmetro Externo (A _{parafuso})	28,274 mm ²
Ângulo de Avanço da Rosca (λ)	60°
PASSO/volta	MA-1,00 mm
Área sob tração (A _t)	20,12 mm ²
Coefficiente de Atrito Estático entre Aços (μ _e)	0,74

PERCURSO DE ACIONAMENTO DO PARAFUSO M6			
GIROS	ROTAÇÕES	GRAUS	AVANÇO
¼ volta	½ π	90°	0,25 mm
½ volta	1 π	180°	0,50 mm
¾ volta	¾ π	270°	0,75 mm
1 volta	2 π	360°	1,00 mm
1 ¼ volta	2 ½ π	450°	1,25 mm
1 ½ volta	3 π	540°	1,50 mm
1 ¾ volta	3 ½ π	630°	1,75 mm
2 voltas	4 π	720°	2,00 mm
2 ¼ voltas	4 ½ π	810°	2,25 mm
2 ½ voltas	5 π	900°	2,50 mm
2 ¾ voltas	5 ½ π	990°	2,75 mm
3 voltas	6 π	1080°	3,00 mm

A equação 3.2 fornece o diâmetro primitivo (d_p) considerando a área sobre tensão (NORTON, 2011), ou seja,

$$A_t = \frac{\pi}{4} \left(\frac{d_p + \phi}{2} \right)^2 = [mm^2] \quad (3.2)$$

Onde ϕ é o diâmetro mínimo, na raiz, da rosca do parafuso M6.

Manipulando a equação (3.2) e isolando o diâmetro médio (d_p), tem-se:

$$d_p = \left(2 \sqrt{\frac{4A_t}{\pi}} \right) - \phi = [mm] \quad (3.3)$$

Substituindo os respectivos valores das variáveis na equação (3.3) é obtido o resultado para o diâmetro médio ou efetivo (d_p) do parafuso M6:

$$d_p = \left(2 \sqrt{\frac{4(20,12)}{\pi}} \right) - 4,77 = 5,35 \text{ mm}$$

Sabe-se que a massa total da sapata externa longa revestida com a pastilha de frenagem de couro do abdômen bovino é aproximadamente igual a 0,200 kg pode-se determinar a sua carga em peso a ser elevada pelo parafuso de potência, pela equação (3.4) (DURÁN, 2003):

$$\vec{P} = mg = [N] \quad (3.4)$$

Onde m representa a massa da sapata externa longa a ser erguida até o contato com a massa girante; g é a constante gravitacional e equivale a $9,806 \text{ m/s}^2$.

Substituindo os respectivos valores das grandezas envolvidas, então a carga da sapata externa a ser elevada pelo parafuso de acionamento da frenagem equivale a 1,96133 N ou aproximadamente 2,0 N.

$$\vec{P} = 0,200(9,806) \cong 2,0 \text{ N}$$

Substituindo os respectivos valores das grandezas envolvidas, então a carga da sapata externa a ser elevada pelo parafuso de acionamento da frenagem equivale a 1,96 N ou aproximadamente 2,0 N. Utilizando a equação (3.1) determinam-se os torques necessários para elevar a carga em função dos avanços desenvolvidos. E ainda, de acordo com a equação (3.5) é possível encontrar a força axial transmitida pelo torque (BUDYNAS & NISBETT, 2011).

$$\vec{F} = \frac{T}{d} = [N] \quad (3.5)$$

Onde T é o torque aplicado ao parafuso de potência em função do seu avanço durante a frenagem, e d é o deslocamento do momento da força e equivale ao raio externo (r_{ext}) do parafuso M6 (ver fig. 3.24).

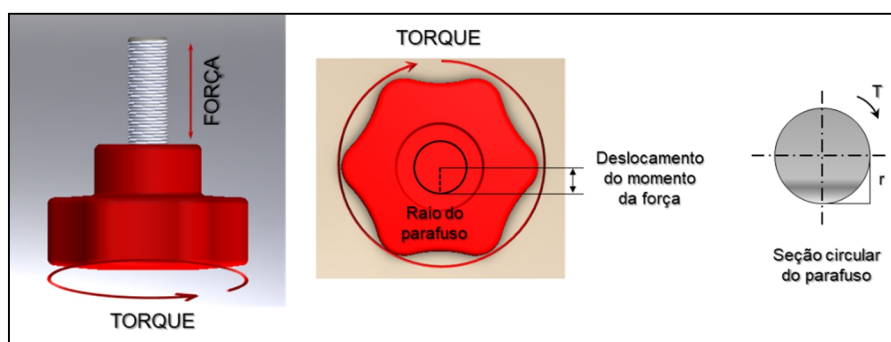


Figura 3.24 – Deslocamento do momento da força durante o torque manual.

Realizando os cálculos e dispondo os seus resultados, tem-se a tab. 3.4:

Tabela 3.4 – Análise de força e torque no parafuso de potência da frenagem.

AVANÇO [mm]	TORQUE [N.m]	FORÇA AXIAL [N]	FORÇA AXIAL [kgf]
0,25	0,004086	1,361856	0,138871
0,50	0,004213	1,404298	0,143199
0,75	0,004343	1,447705	0,147625
1,00	0,004476	1,492112	0,152153
1,25	0,004613	1,537552	0,156787
1,50	0,004752	1,584063	0,161530
1,75	0,004895	1,631683	0,166385
2,00	0,005041	1,680452	0,171358
2,25	0,005191	1,730411	0,176453
2,50	0,005345	1,781606	0,181673
2,75	0,005502	1,834082	0,187024
3,00	0,005664	1,887889	0,192511

Com estes resultados, para se chegar ao tensionamento correspondente à força de aperto entre a seção circular do parafuso M6 e a superfície de acionamento da sapata de frenagem tem-se a expressão:

$$\sigma_{avanço} = \frac{\vec{F}}{A_t} = [N/m^2 \text{ ou } Pa] \quad (3.6)$$

Onde A_t é a área tracionada no plano médio do corpo roscado do parafuso de potência e equivale a 20,12 mm². \vec{F} é a força axial transmitida pelo torque em função do avanço do parafuso.

O tensionamento ($\sigma_{avanço}$) no parafuso determinará a sua força de aperto, e por analogia a força de compressão entre este e a sapata de frenagem. A tab. 3.5 apresenta estes resultados, aplicando a eq. (3.6).

Assim, o tensionamento resultante, entre o parafuso e a sapata de frenagem, foi de 67,6 kPa a 93,8 kPa, entre o primeiro ajuste de passo até o avanço máximo de três giros completos. A taxa de crescimento destas tensões tendeu a 3% para cada ajuste configurado (cada incremento de 0,25 mm no avanço) no parafuso de acionamento.

Tabela 3.5 – Tensões axiais do sistema de frenagem.

AVANÇO [mm]	TENSÃO [Pa]	Taxa de Crescimento (%)
0,25	67 686,68	∞
0,50	69 796,11	103,12%
0,75	71 953,55	103,09%
1,00	74 160,63	103,07%
1,25	76 419,11	103,05%
1,50	78 730,79	103,03%
1,75	81 097,57	103,01%
2,00	83 521,46	102,99%
2,25	86 004,54	102,97%
2,50	88 549,00	102,96%
2,75	91 157,16	102,95%
3,00	93 831,44	102,93%

O tensionamento de aperto, entre a sapata externa pressionada pelo parafuso de potência e o tambor, descreve a intensidade da pressão permissível no travamento ou forração da massa girante, para o modelo proposto. Para Norton (2011), freios de tambor forçam o material de atrito sobre a circunferência – interna, externa ou ambas – de um cilindro, onde a sapata pressionada cria um torque de atrito, ou torque de frenagem (T_f). Esse sistema caracteriza o que se designa por freio tipo tambor com sapata externa, no qual uma sapata flexível é enrolada ao redor da maior parte da circunferência de um disco tambor, sendo apertada contra ele. O ângulo descrito pelo arco do material enrolado ao redor do tambor determina a classificação da sapata em curta ou longa (ver fig. 3.25).

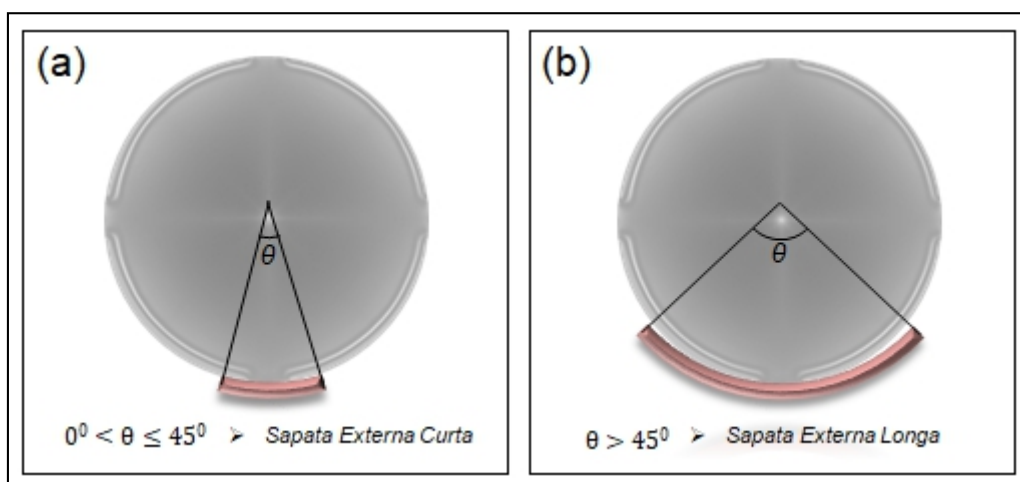


Figura 3.25 – Sistema de freio-tambor com sapata externa curta e longa.

Quando o arco de contato da sapata descreve um ângulo de até 45° , então a sapata externa é designada como curta (fig. 3.25a), e a sua força aplicada sobre o tambor tem distribuição uniforme. Quando este arco supera os 45° , então a sapata é designada como longa (fig. 3.25b), e a hipótese de distribuição uniforme da pressão não pode ser considerada. E neste caso, o método analítico que determina o torque de frenagem é específico para cada tipo.

O projeto de freio-tambor aqui proposto é do tipo de banda com sapata externa longa, uma vez que, o ângulo descrito pelo cobrimento do arco da sapata foi projetado com 68° . O diagrama de corpo livre (ver fig. 3.26) mostra estas relações.

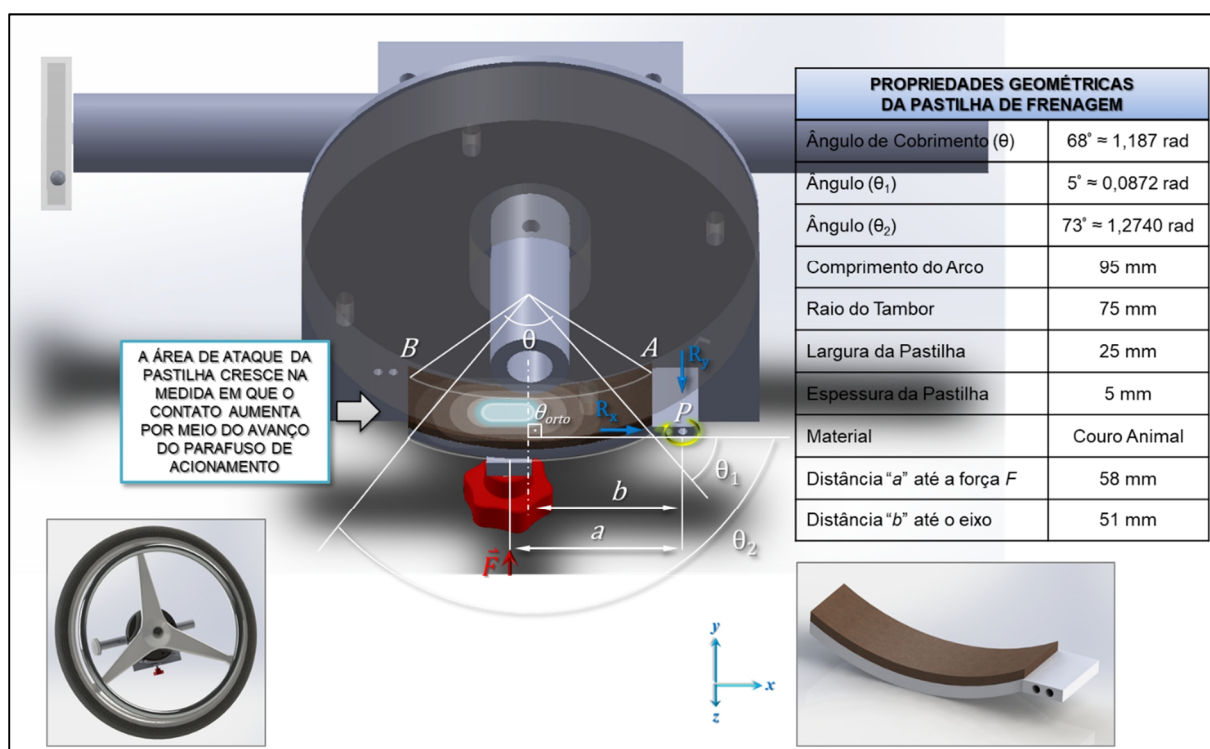


Figura 3.26 – Diagrama de corpo livre do sistema de freio-tambor com sapata externa longa.

A sapata longa é pivotada contra a circunferência externa do tambor em torno do eixo do ponto P , onde a mesma é acoplada à chapa travante. Como a sapata não é infinitamente rígida, a sua deflexão mediante a força linear do avanço do parafuso irá afetar a distribuição da pressão durante a frenagem. A influência dessa deflexão é de difícil análise e não será aqui tratada. É importante observar que o material de atrito (couro animal) da pastilha de frenagem sofrerá desgastes ao longo do tempo, aumentando a seção de pivotamento da sapata.

Além do ângulo de cobertura do contato da pastilha de frenagem, há um ângulo (θ_1) que descreve o arco entre o plano do ponto P e o início do contato da pastilha com o tambor,

alinhado ao ponto A , valendo 5° . Enquanto que, o ângulo θ_2 contém o arco de θ_1 e se estende até o ponto B , onde termina o contato da pastilha, valendo 73° . Entre os ângulos θ_1 e θ_2 tem-se o ângulo θ_{orto} , que é o menor ângulo entre θ_2 e o ângulo ortogonal da força aplicada e, portanto, vale 90° .

A distância entre o ponto P e o alinhamento da força aplicada pelo parafuso é constante e tida como “ a ” sendo igual a 58 mm. A distância entre este ponto P e o eixo central do tambor é constante e tida como “ b ” sendo igual a 51 mm. A sapata revestida da pastilha de frenagem possui largura (w) igual a 25 mm.

A área de contato ou ataque da pastilha de frenagem depende do comprimento da pastilha, sendo considerada completamente em contato com o tambor do freio ou disco volante. A pressão de frenagem cria forças reativas no sentido do ponto P de pivotamento da sapata (R_x e R_y).

De acordo com Norton (2011), o Torque de Frenagem (T_f) é determinado integrando a expressão (eq. 3.7) para o produto entre o coeficiente de atrito do material (μ), o raio do tambor (r), a largura da sapata (w) e a pressão permissível no travamento ou forração da massa girante – que para este projeto equivale à tensão de aperto entre o parafuso de potência e a sapata comprimida contra o tambor ($\sigma_{avanço}$).

$$T_f = \int_{\theta_1}^{\theta_2} \mu \sigma_{avanço} w r d\theta = [N \text{ mm}] \quad (3.7)$$

Para o projeto de sistema de frenagem proposto, haverá duas condições de travamento – quando o tambor está estático e quando o tambor já está em rotação; contudo, a condição de atrito máximo ocorre para a condição estática. Resolvendo a integral, obtém-se a seguinte expressão:

$$T_f = \int_{\theta_1}^{\theta_2} \mu_i w r^2 \frac{\sigma_{avanço}}{\sin \theta_{máx}} \sin \theta d\theta = \mu_i w r^2 \frac{\sigma_{avanço}}{\sin \theta_{máx}} (\cos \theta_1 - \cos \theta_2) \quad (3.8)$$

Onde μ_i equivale ao coeficiente de atrito estático ou cinético entre as rugosidades superficiais, w é a largura da pastilha de frenagem, r é o raio do disco tambor, $\sigma_{avanço}$ é a tensão de aperto do avanço ajustado do parafuso e $\theta_{máx}$ é igual a 73° (Adaptado de NORTON, 2011).

Então, considerando o projeto do freio tem-se que:

- $\theta_1 = 5^\circ$;
- $\theta_2 = 73^\circ$;

- $\mu_i = 0,66$;
- $w = 25 \text{ mm}$;
- $r = 75 \text{ mm}$;
- $\theta_{\text{máx}} = 73^\circ$.

Logo,

$$T_f = 0,66.25.75^2 \frac{\sigma_{\text{avanço}}}{\text{sen } 73} (\cos 5 - \cos 73) = 68.308,32. \sigma_{\text{avanço}} [N \text{ mm}] \quad (3.9)$$

A tabela 3.6 mostra os níveis de torque de frenagem em função do avanço do parafuso. Estes valores serão indicados em uma escala no equipamento SWCE em função da movimentação do parafuso de acionamento.

Tabela 3.6 –Torque de frenagem por avanço do parafuso.

AVANÇO	TENSÃO	Torque de Frenagem	Torque de Frenagem
[mm]	[MPa]	[N mm]	[N m]
0,25	0,0677	4 623,79	4,62
0,50	0,0698	4 767,92	4,77
0,75	0,0720	4 914,78	4,91
1,00	0,0742	5 065,75	5,07
1,25	0,0764	5 220,12	5,22
1,50	0,0787	5 377,91	5,38
1,75	0,0811	5 539,80	5,54
2,00	0,0835	5 705,11	5,71
2,25	0,0860	5 874,52	5,87
2,50	0,0886	6 048,70	6,05
2,75	0,0912	6 226,99	6,23
3,00	0,0938	6 409,37	6,41

Considerando o torque de frenagem máxima suportado pela guarnição de couro contra o tambor (BUDYNAS & NISBETT, 2011) demonstra que o torque máximo de frenagem depende da pressão máxima de operação do material (Pa) que para o couro é da ordem de 175 kPa, ou seja,

$$T_{f\text{max}} = \mu_i w r^2 \frac{Pa}{\text{sen } \theta_{\text{máx}}} (\cos \theta_1 - \cos \theta_2) = 0,66.25.75^2 \frac{0,175}{\text{sen } 73} (\cos 5 - \cos 73) = 11\,953,9 \text{ Nmm} = 11,9 \text{ Nm} \quad (3.10)$$

Portanto, na condição limite de avanço de 3 mm, o couro suporta as condições limites para aplicação de torque, uma vez que, o torque máximo é da ordem de 12 N m.

Os torques de atrito representam as cargas de frenagem a serem vencidas pela propulsão manual dos rodantes do SWCE em função do avanço ajustado do parafuso de potência. O parafuso M6 foi selecionado para o sistema de frenagem, justamente devido a este comportamento simétrico entre o giro e o avanço (passo M6 = 1 mm/volta).

Portanto, para cada ajuste do dispositivo de frenagem a propulsão manual recebe uma carga de torque de frenagem, de forma independente para cada rodante do equipamento, conforme normaliza a tab. 3.7.

Tabela 3.7 – Cargas de frenagem do sistema com sapata externa longa.

GIRO DO PARAFUSO	TORQUE DE FRENAGEM [N mm]	TORQUE DE FRENAGEM [N m]
¼ volta	4 623,79	4,62
½ volta	4 767,92	4,77
¾ volta	4 914,78	4,91
1 volta	5 065,75	5,07
1 ¼ volta	5 220,12	5,22
1 ½ volta	5 377,91	5,38
1 ¾ volta	5 539,80	5,54
2 voltas	5 705,11	5,71
2 ¼ voltas	5 874,52	5,87
2 ½ voltas	6 048,70	6,05
2 ¾ voltas	6 226,99	6,23
3 voltas	6 409,37	6,41



Estas cargas de frenagem atuam como incrementos no momento de inércia da massa girante, isto é, o grau de dificuldade em alterar o estado de movimento de um corpo em rotação ou girá-lo a partir do repouso.

3.1.2.2 Dimensionamento Analítico dos Volantes de Inércia

O movimento de rotação dos aros associados aos volantes de inércia produz uma energia cinética resultante que pode ser analisada em termos de potência mecânica e rendimento da atividade de propulsão manual. Esta energia cinética está relacionada às massas dos componentes rodantes, às suas geometrias e às velocidades de propulsão desenvolvidas pelo participante. Deste modo, pela medição das velocidades máxima, mínima e média de propulsão (ω , velocidades angulares), desenvolvidas pelo participante em um

determinado intervalo de tempo, é possível encontrar uma aproximação razoável da potência mecânica produzida pelo experimento. Ressalva-se que é normal a perda de energia durante a conversão do trabalho mecânico. Isso ocorre devido à entalpia que é a quantidade de energia (H) mantida na matéria e que é alterada mediante reações químicas no corpo humano.

Por meio da potência mecânica encontrada é possível identificar, por meio matemático, a quantidade de calor produzida pelo metabolismo normal do participante. Para Norton (2011) um volante é um dispositivo capaz de armazenar energia cinética quando acelerado, e retornando a energia ao sistema quando necessário, pela redução da sua velocidade de rotação. A energia cinética E_k em um sistema de rotação é definida por:

$$E_k = \frac{1}{2} I_m \omega^2 = [J] \quad (3.11)$$

Onde I_m é o momento de inércia de qualquer massa girando em torno de um eixo de rotação e ω é a velocidade de rotação. Esta notação inclui a massa I_m do rotor e de qualquer outra massa girando junto com o rodante (NORTON, 2011).

Volantes podem ser caracterizados por discos sólidos cilíndricos, e entre outras formas, por construções nervuradas constituídas de aro e cubo. As estruturas nervuradas em aro e cubo são volantes mais eficientes, pois concentram o grosso da massa na circunferência de maior raio, isto é, no aro exterior (Ibidem). É o caso dos rodantes de cadeiras de rodas com cubo e aro raiado, que são corpos com uma circunferência externa (aro) e uma circunferência interna (cubo). A maior concentração de massa destas circunferências está nos aros (maior raio, ou raio externo). O cubo, as raias e outros componentes correspondem às sobras da massa total (menor raio, ou raio interno). Quanto maior é o raio da circunferência externa, mais as massas nela presentes, contribuirão para a energia cinética do volante. Portanto, o momento de inércia da massa I_m de um volante é proporcional a mr^2 (produto da massa e o quadrado do raio). Então, o momento de inércia da massa de um disco pode ser determinado por:

$$I_m = \frac{m}{2} (r_e^2 + r_i^2) = [kg.m^2] \quad (3.12)$$

Onde m é a massa do disco, r_e é o raio da circunferência externa e r_i é o raio da circunferência interna (Ibid.).

Para discos circulares de espessura constante com um furo no centro – como no caso do projeto do disco de frenagem do SWCE – a massa é definida por:

$$m = \frac{\bar{P}}{g} = \pi \frac{\gamma}{g} (r_e^2 - r_i^2) t = [\text{kg}] \quad (3.13)$$

Onde γ é a densidade em peso do material, isto é, o seu peso específico por unidade de volume e g é a constante gravitacional ($9,80665 \text{ m/s}^2$), P é o peso do corpo, t é a espessura constante da geometria cilíndrica [considerar $\pi \cong 3,1415926 \dots$] (Ibid.).

De acordo com Durán (2003) o peso específico de um material com propriedades conhecidas, pode ser obtido por:

$$\gamma = \frac{m \cdot g}{\text{volume}} = [N/m^3] \quad (3.14)$$

Substituindo m (eq. 3.23) na equação (3.22), tem-se uma expressão matemática para I_m que considera a geometria do disco, assim (Ibid.):

$$I_m = \frac{\pi}{2} \frac{\gamma}{g} (r_e^4 - r_i^4) t = [kg \cdot m^2] \quad (3.15)$$

Para o Equipamento SWCE, tem-se um projeto de volante de inércia que envolve duas massas – a própria roda de propulsão e o disco de frenagem. Devido à necessidade do SWCE se correlacionar o máximo possível à realidade dos cadeirantes, e daí, às características de uma cadeira de rodas, a roda de propulsão deveria compreender um modelo pronto, de mercado (comercial) e, portanto, não constituiria um elemento projetável. A roda de propulsão é um volante de inércia já definido, de forma que é necessário apenas conhecer sua capacidade de armazenar energia. Assim sendo, foi utilizado um volante de inércia sólido com espessura constante e um furo no centro.

O projeto de um volante de inércia envolve duas etapas específicas, que é a identificação da quantidade de energia requerida para o grau de suavidade desejado, e em seguida determinar a massa necessária para absorver essa energia.

A propulsão manual de uma cadeira de rodas é caracterizada por uma aplicação de força pulsante nos aros, e por isso varia em função do gesto motor natural dos grupos musculares solicitados do cadeirante (intensidade no ciclo de aplicação de força e recuperação da propulsão manual). Portanto, a característica pulsante, ou variável, do torque aplicado aos rodantes produz uma energia cinética também variável.

Considerando o volante como um disco circular plano acoplado a um eixo motor (no caso da cadeira de rodas esse eixo é representado pelo cubo do rodante com rolamento de esferas) que, por sua vez, transmite o torque aplicado pela propulsão manual (T_m) a variação de energia cinética seria proporcionada pelas forças resistentes ao deslocamento da cadeira de rodas (atrito, terreno, irregularidades, etc.) incluindo o desempenho biomecânico do cadeirante (T_I). Para tanto, aplicando a Lei de Newton para o diagrama de corpo livre do sistema (ver fig. 3.27), tem-se:

$$\Sigma T = I_m a = [N] \quad (3.16)$$

Onde T é a força resultante aplicada no torque, a é variação da velocidade angular do torque, isto é, a aceleração do eixo (Ibid.).

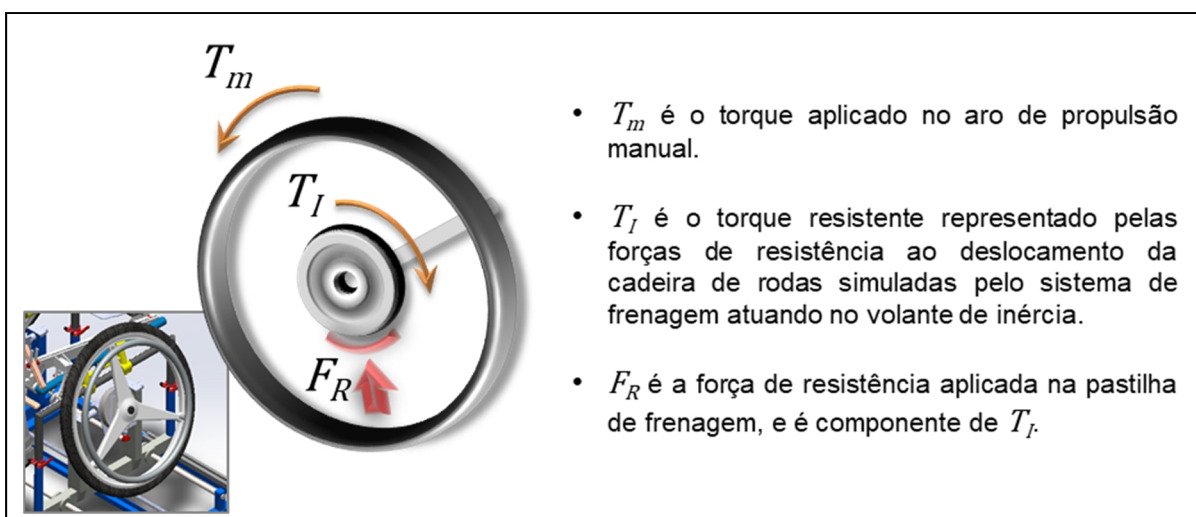


Figura 3.27 – Diagrama de corpo livre do sistema de rotação do SWCE.

Se a força resultante aplicada no torque do eixo é a diferença entre a força motor e as forças resistentes, então é obtida a expressão:

$$T_I - T_m = I_m a = [N] \quad (3.17)$$

O torque ideal sobre o eixo seria aquele em que não houvesse nenhuma variação de energia cinética e, portanto, fosse proporcionado de forma mais contante possível. Um torque de magnitude constante seria aquele igual ao torque médio ($T_{média}$). Assumindo essa condição ideal, a lei de Newton pode ser redefinida assim:

$$T_m = T_{média} = [N] \quad (3.18)$$

$$T_I - T_{média} = I_m a = [N] \quad (3.19)$$

Sabendo-se que a aceleração (a) é a variação da velocidade de deslocamento angular em relação ao tempo, pode se afirmar que:

$$a = \frac{d\omega}{dt} = \frac{d\omega}{dt} \left[\frac{d\theta}{d\theta} \right] = \omega \frac{d\omega}{d\theta} = \left[\frac{rad}{s^2} \right] \quad (3.20)$$

Substituindo a (eq. 3.20) na equação (3.19), tem-se:

$$T_I - T_{média} = I_m \omega \frac{d\omega}{d\theta} \quad (3.21)$$

Rearranjando a eq. (3.21), tem-se:

$$(T_I - T_{média}) d\theta = I_m \omega d\omega \quad (3.22)$$

Resolvendo a integral – definida pelo intervalo de variação da velocidade angular e do tempo ($\theta, \omega, @$) – da eq. (3.22):

$$\int_{\theta@ \omega}^{\theta@ \omega} (T_I - T_{média}) d\theta = \int_{\theta@ \omega}^{\theta@ \omega} I_m \omega d\omega \quad (3.23)$$

$$\int_{\theta@ \omega}^{\theta@ \omega} (T_I - T_{média}) d\theta = \frac{1}{2} I_m (\omega_{max}^2 - \omega_{min}^2) \quad (3.24)$$

De acordo com Norton (2011), o lado esquerdo da equação (3.24) representa a mudança na energia cinética E_k , entre a velocidade de rotação máxima e mínima (ω_{max} e ω_{min}) do eixo, além de determinar a curva do torque. O lado direito da equação (3.22) é a mudança na energia cinética armazenada no volante. A variação na velocidade de rotação do eixo durante um ciclo é designada como flutuação (Fl) e é determinada por:

$$Fl = \omega_{max} - \omega_{min} = \left[\frac{rad}{s} \right] \quad (3.25)$$

Normalizando essa flutuação em relação à velocidade angular média da rotação, obtém-se o coeficiente (C_f) adimensional de flutuação (Ibidem), assim:

$$C_f = \frac{\omega_{max} - \omega_{min}}{\omega_{média}} \quad (3.26)$$

O coeficiente adimensional de flutuação (C_f) é um parâmetro de projeto a ser decidido pelo projetista, em função da necessidade e da aplicação do volante de inércia. Para máquinas de precisão recomenda-se utilizar um coeficiente de flutuação de 1% a 5% (0,01 a 0,05). Para máquinas de martelamento o recomendado é de até 20%. Quanto menor for o coeficiente de flutuação maior será o volume do volante, conferindo um tipo de critério de negociação de projeto (NORTON, 2011).

Retomando a expressão da curva de torque (eq. 3.24), e igualando-a à expressão da mudança de energia cinética armazenada no volante (eq. 3.22), tem-se:

$$E_k = \frac{1}{2} I_m (\omega_{max}^2 - \omega_{min}^2) = [J] \quad (3.27)$$

Fatorando essa expressão (eq. 3.27), tem-se:

$$E_k = \frac{1}{2} I_m (\omega_{max} + \omega_{min})(\omega_{max} - \omega_{min}) = [J] \quad (3.28)$$

Sabendo-se que a função torque-tempo pode ser caracterizada por uma função harmônica pura, embora na prática isso raramente ocorra, implicando numa aproximação aceitável, então o seu valor médio é dado por (Ibidem):

$$\omega_{média} = \frac{(\omega_{max} + \omega_{min})}{2} = \left[\frac{rad}{s} \right] \quad (3.29)$$

Por fim, substituindo as equações (3.26) e (3.29) na expressão (3.28), tem-se:

$$E_k = \frac{1}{2} I_m (2\omega_{média})(C_f \omega_{média}) = [J] \quad (3.30)$$

Simplificando a equação (3.30), tem-se:

$$E_k = I_m C_f \omega_{média}^2 = [J] \quad (3.31)$$

Norton (2011) afirma que a equação (3.31) pode ser utilizada para o projeto de um volante de inércia, adotando um coeficiente de flutuação (C_f) desejado, uma energia cinética esperada e uma velocidade média angular estimável.

Diferente das máquinas mecânicas que mantêm certa constância na velocidade de torque com flutuações mínimas, a propulsão manual de cadeiras de rodas desenvolve maiores flutuações de velocidade. Além de envolver pessoas com certo grau de comprometimento físico, a velocidade de rotação ainda é influenciada pela fadiga muscular, pelo metabolismo anaeróbico e pela eficiência dos grupos musculares solicitados. O coeficiente de flutuação pode ultrapassar facilmente os 50% no contexto biomecânico.

A velocidade média de uma cadeira de rodas impulsionada manualmente pode flutuar entre 3 a 8 km/h, com velocidades máximas² que podem chegar a 15 km/h, quando analisadas em quadras esportivas, como nas partidas de basquetebol, handebol e rúgbi. Pela equação (3.26) e convertendo essas grandezas para velocidades angulares (eq. 3.32) o coeficiente de flutuação (C_f) pode ser estimado e os seus valores podem chegar em até 100% (ver tab. 3.8).

$$\omega_{média} = \frac{V_m}{r} = \left[\frac{rad}{s} \right] \quad (3.32)$$

Onde V_m é a velocidade escalar média e r é o raio da trajetória circular (YOUNG & FREEDMAN, 2008).

De acordo com a equação (3.11) a velocidade angular é inversamente proporcional ao raio da trajetória circular. Quanto maior é o raio, menor é a velocidade angular. Para um sistema rodante, que concilia um disco sólido circular e uma roda de cubo e aro raiado, onde estes corpos acoplados possuem massas e volumes bastante distintos entre si, o coeficiente de flutuação correlacionado à velocidade angular manterá a mesma proporção para ambos, uma vez que, estão igualmente envolvidos no mesmo ciclo de rotação.

Com base em referências bibliográficas pode-se aferir um conjunto de velocidades entre cadeirantes desportistas que forneça uma estimativa plausível de flutuação da velocidade de propulsão.

O intuito desta estimativa é conhecer as tendências do projeto; que comportamento cinético estaria dentro da sua amplitude conceitual. Posteriormente, estas características serão avaliadas em fase experimental. Para cada participante avaliado, em fase experimental,

² O *Sistema Internacional de Unidades* define que a unidade de medida da grandeza vetorial da velocidade deve ser expressa em metros por segundo. Contudo, a natureza dos dados experimentais dos casos aqui tratados, seja por meio de referências bibliográficas ou por práticas instrumentadas viabiliza-se a adoção da unidade de medida quilômetro por hora.

um coeficiente de flutuação será auferido, em função da capacidade atlética individual destes cadeirantes.

Embora o disco de frenagem e a roda de propulsão desenvolvam velocidades angulares distintas, em virtude de seus raios geométricos, o coeficiente de flutuação é constante entre estas massas, uma vez que, as velocidades escalares flutuantes foram obtidas de uma mesma fonte motora (as velocidades escalares são as mesmas para ambos). Assim, pela equação (3.26), é possível calcular o coeficiente de flutuação (C_f) do sistema para diferentes estágios de velocidade escalar, mostrados na tabela 3.8.

Tabela 3.8 – Estimativa do coeficiente de flutuação da velocidade de propulsão da cadeira de rodas.

VALORES ESTIMADOS EM REFERENCIAL BIBLIOGRÁFICO E PROJETADOS PARA UMA REALIDADE PLAUSÍVEL							RODA DE PROPULSÃO (raio = 0,3048 m)									Coeficiente de Flutuação (C _f)
PERFIL DO CICLO DE PROPULSÃO MANUAL	Velocidade Escalar [km/h]			Velocidade Escalar [m/s]			VELOCIDADE ANGULAR [rad/s]			VELOCIDADE DE ROTAÇÃO [RPM]			FREQUÊNCIA [Hz]			
	Máxima	Minima	Média	Máxima	Minima	Média	Máxima	Minima	Média	Máxima	Minima	Média	Máxima	Minima	Média	
Repouso	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000001
Arco	1,00	0,50	0,75	0,28	0,14	0,21	0,91	0,46	0,68	8,70	4,35	6,53	0,15	0,07	0,11	0,6666667
Arco	2,00	1,00	1,50	0,56	0,28	0,42	1,82	0,91	1,37	17,41	8,70	13,05	0,29	0,15	0,22	0,6666667
Arco	3,00	2,00	2,50	0,83	0,56	0,69	2,73	1,82	2,28	26,11	17,41	21,76	0,44	0,29	0,36	0,4000000
Arco	4,00	2,00	3,00	1,11	0,56	0,83	3,65	1,82	2,73	34,81	17,41	26,11	0,58	0,29	0,44	0,6666667
Arco	5,00	2,00	3,50	1,39	0,56	0,97	4,56	1,82	3,19	43,51	17,41	30,46	0,73	0,29	0,51	0,8571429
Arco	6,00	3,00	4,50	1,67	0,83	1,25	5,47	2,73	4,10	52,22	26,11	39,16	0,87	0,44	0,65	0,6666667
Arco	7,00	3,00	5,00	1,94	0,83	1,39	6,38	2,73	4,56	60,92	26,11	43,51	1,02	0,44	0,73	0,8000000
Semi-círculo	8,00	3,00	5,50	2,22	0,83	1,53	7,29	2,73	5,01	69,62	26,11	47,86	1,16	0,44	0,80	0,9090909
Semi-círculo	9,00	3,00	6,00	2,50	0,83	1,67	8,20	2,73	5,47	78,32	26,11	52,22	1,31	0,44	0,87	1,0000000
Loop Simples	10,00	4,00	7,00	2,78	1,11	1,94	9,11	3,65	6,38	87,03	34,81	60,92	1,45	0,58	1,02	0,8571429
Loop Simples	11,00	4,00	7,50	3,06	1,11	2,08	10,02	3,65	6,84	95,73	34,81	65,27	1,60	0,58	1,09	0,9333333
Loop Simples	12,00	4,00	8,00	3,33	1,11	2,22	10,94	3,65	7,29	104,43	34,81	69,62	1,74	0,58	1,16	1,0000000
Loop Duplo	13,00	5,00	9,00	3,61	1,39	2,50	11,85	4,56	8,20	113,14	43,51	78,32	1,89	0,73	1,31	0,8888889
Loop Duplo	14,00	5,00	9,50	3,89	1,39	2,64	12,76	4,56	8,66	121,84	43,51	82,68	2,03	0,73	1,38	0,9473684
Loop Duplo	15,00	5,00	10,00	4,17	1,39	2,78	13,67	4,56	9,11	130,54	43,51	87,03	2,18	0,73	1,45	1,0000000

Com os coeficientes de flutuação estimados, para diferentes estágios de velocidade escalar, e com a massa (m) e os raios interno (r_{interno}) e externo (r_{externo}) da roda de propulsão conhecidos, é possível calcular o Momento de Inércia e seguidamente a Energia Cinética (E_k) deste corpo. Assim, recordando suas propriedades físicas:

- *Diâmetro Externo da Roda de Propulsão = 0,6096 m;*
- *Diâmetro Interno da Roda de Propulsão = 0,5496 m;*
- *Massa auferida da Roda de Propulsão = 2,4000 kg;*
- *Espessura máxima da construção nervurada da Roda de Propulsão = 0,0300 m;*
- *Volume calculado da Roda de Propulsão = 0,00163878 m³.*

O volume estimado da roda de propulsão não considera os volumes específicos das raia, pinos e rebites de sua montagem. Destarte, o volume calculado é uma aproximação razoável. Contudo, isso não prejudica os cálculos de momento de inércia e da energia cinética, uma vez que estes volumes desconhecidos estão incorporados na massa total auferida da roda. E ainda, de acordo com Norton (2011) o grosso da massa concentrado na circunferência de maior raio, é que exerce maior influência no fenômeno.

Com estes dados, a partir da equação (3.14) pode-se determinar o peso específico aproximado da roda de propulsão, e posteriormente, com a equação (3.15) calcula-se o seu momento de inércia.

$$\gamma_{roda\ de\ propulsão} = \frac{2,4\ kg \cdot 9,80665\ m/s^2}{0,00163878\ m^3} = 14\ 361,88\ N/m^3$$

$$I_{m(roda)} = \frac{\pi}{2} \frac{14\ 361,88\ N/m^3}{9,80665\ m/s^2} (0,3048^4 m - 0,2748^4 m) 0,03\ m = 0,2021\ kg \cdot m^2$$

Definidos os resultados destes cálculos, os valores encontrados assumirão constantes do projeto pré-definido (comercial) da roda de propulsão. A energia cinética de sua propulsão irá variar em função da flutuação de velocidade do impulso manual realizado pelo cadeirante. Por fim, com estas constantes definidas e utilizando os valores estimados na tab. 3.8, tem-se os valores da energia cinética (E_k) típica da roda de propulsão comercial, para cada estágio de velocidade estimado, utilizando a equação (3.31).

$$E_k = I_m C_f \omega_{média}^2 = [J]$$

A tab. 3.9 apresenta os resultados da energia cinética (E_k) calculados para os estágios estimados de velocidade angular. E a fig. 3.28 ilustra o seu gráfico.

A curva típica da energia cinética resultante para diversos estágios de velocidade de rotação da roda de propulsão comercial apresenta um crescimento, com taxas flutuantes de crescimento. Esse comportamento indica que há um fenômeno pulsante tipicamente presente no sistema de rotação, e que um volante de inércia seria necessário para suavizá-lo. Então, a quantidade de energia cinética esboçada pelo gráfico, para cada estágio de velocidade angular, representa a quantidade de energia requerida para o grau desejado de suavidade, que determina o momento de inércia exigível para absorvê-la. Considerando a velocidade máxima desenvolvida por um paratleta durante uma partida de rúgbi igual a 15 km/h (equivalente a 4,17 m/s ou 13,67 rad/s), a energia cinética típica da roda de propulsão correlacionada a

esta velocidade seria um montante ideal de energia cinética para a prescrição do volante de inércia. Deste modo, o volante de inércia eficiente precisa suavizar uma energia de rotação de aproximadamente 17 J.

Tabela 3.9 – Energia Cinética típica da roda de propulsão comercial.

RODA DE PROPULSÃO (raio = 0,3048 m)			RODA DE PROPULSÃO (raio = 0,3048 m)			Coeficiente de Flutuação <i>(C_f)</i>	ENERGIA CINÉTICA [J]	
VELOCIDADE DE ROTAÇÃO [RPM]			FREQUÊNCIA [Hz]				RODA DE PROPULSÃO COMERCIAL	Taxa (%)
Máxima	Mínima	Média	Máxima	Mínima	Média			
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0000000	0,00000	0%
8,70	4,35	6,53	0,15	0,07	0,11	0,6666667	0,06295	1%
17,41	8,70	13,05	0,29	0,15	0,22	0,6666667	0,25178	2%
26,11	17,41	21,76	0,44	0,29	0,36	0,4000000	0,41964	2%
34,81	17,41	26,11	0,58	0,29	0,44	0,6666667	1,00713	4%
43,51	17,41	30,46	0,73	0,29	0,51	0,8571429	1,76248	6%
52,22	26,11	39,16	0,87	0,44	0,65	0,6666667	2,26605	6%
60,92	26,11	43,51	1,02	0,44	0,73	0,8000000	3,35711	8%
69,62	26,11	47,86	1,16	0,44	0,80	0,9090909	4,61602	10%
78,32	26,11	52,22	1,31	0,44	0,87	1,0000000	6,04279	12%
87,03	34,81	60,92	1,45	0,58	1,02	0,8571429	7,04992	12%
95,73	34,81	65,27	1,60	0,58	1,09	0,9333333	8,81241	14%
104,43	34,81	69,62	1,74	0,58	1,16	1,0000000	10,74274	15%
113,14	43,51	78,32	1,89	0,73	1,31	0,8888889	12,08558	15%
121,84	43,51	82,68	2,03	0,73	1,38	0,9473684	14,35163	17%
130,54	43,51	87,03	2,18	0,73	1,45	1,0000000	16,78553	19%

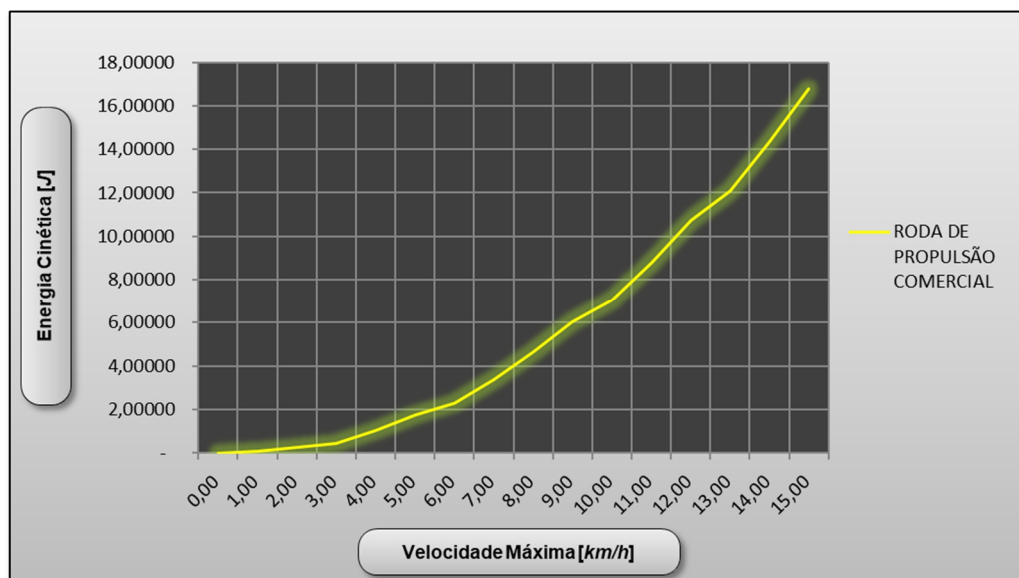


Figura 3.28 – Tendência da liberação de energia cinética da roda de propulsão comercial.

Para Norton (2011) um volante deve ser dimensionado para dar o coeficiente desejado de flutuação de velocidade ao sistema de rotação, de forma segura. As tensões máximas num volante em rotação ocorrem no seu diâmetro interno. Quando um volante de inércia falha, os seus projéteis voam em todas as direções. Ainda para o autor, o coeficiente de flutuação (C_f), ideal para suavizar um sistema rotativo, pode ser estimado em 1% a 5% da flutuação (Fl) da velocidade do eixo estudado, que pode ser encontrada pela eq. (3.25).

$$Fl_{roda\ de\ propulsão} = \omega_{max} - \omega_{min} = 13,67 - 4,56 = 9,11\ rad/s$$

$$C_f\ (roda\ de\ propulsão) = 5\% \ de\ 9,11\ rad/s = 0,4555\ [adimensional]$$

Portanto, o coeficiente de flutuação para suavização do sistema, correspondente à rotação do aro de propulsão de uma cadeira de rodas manual é igual a 0,455. Este é um valor elevado quando comparado às máquinas de baixa rotação ou de martelamento, cujo coeficiente máximo recomendado é de 0,20. Mas como já foi discutido, a flutuação de torque na cadeira de rodas manual é caracterizada por uma força biomecânica, e não corresponde à realidade da frequência de rotação proporcionada por um motor mecânico.

Manipulando a equação (3.31), obtém-se a expressão que determina o momento de inércia necessário para absorver a energia cinética requerida, agora com o coeficiente de flutuação estimado ($C_{f\ roda\ de\ propulsão}$):

$$I_s = \frac{E_k}{C_f \omega_{média}^2} = [kg.m^2] \quad (3.33)$$

Onde I_s é o momento de inércia do coeficiente de flutuação selecionado (Ibidem).

Fazendo os cálculos, com a base de dados extraída da tab. 3.9 e os valores encontrados até então, tem-se:

- $E_k = 17\ J$;
- $C_f = 0,4555$;
- $\omega_{média} = 9,11\ rad/s$ (*velocidade angular média no estágio de 15 km/h*).

$$I_s = \frac{17}{0,4555 (9,11^2)} = 0,449701\ kg.m^2$$

Por fim, o projeto do volante de inércia adequado para a suavização da roda de propulsão manual, deve considerar um momento de inércia estimado em $0,449701 \text{ kg.m}^2$. Para a sua construção será considerado o material aço 1020, com peso específico teórico igual a $77\,178,33 \text{ N/m}^3$ (Adaptado de INDÚSTRIA HOJE, 2019) em chapa de uma polegada de espessura (t). Para se acoplar ao sistema de rotação da roda de propulsão o volante de inércia precisa possuir um furo central de $0,040 \text{ m}$ de diâmetro ($r_i = 0,020 \text{ m}$).

Com o momento de inércia ideal calculado (I_s) e os demais dados do projeto estipulados, é possível identificar a geometria do volante ideal, pela manipulação da equação (3.15), assim:

$$r_e = \sqrt[4]{\frac{I_m}{\frac{\pi}{2} \gamma t}} + r_i^4 = [m] \quad (3.34)$$

$$r_e = \sqrt[4]{\frac{I_m}{\frac{\pi}{2} \gamma t}} + r_i^4 = 0,194535511 \text{ m} \cong 0,20 \text{ m}$$

Foi encontrado o raio externo (r_e) do volante de inércia ideal em aproximadamente $0,20 \text{ m}$ (*arredondando o resultado para cima por representar um valor mais amigável*), o que dá um diâmetro total de $0,40 \text{ m}$. A fig. 3.29 ilustra este projeto de volante dimensionado.

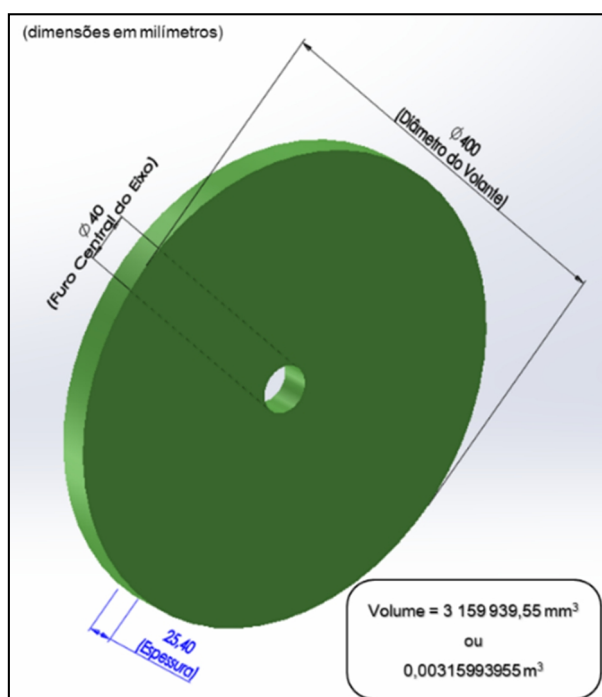


Figura 3.29 – Volante de inércia dimensionado para suavização do sistema de propulsão do SWCE.

O respectivo projeto resultou num volume (*vol*) de 0,00316 m³ em geometria circular sólida com espessura constante. Sabendo-se que o peso específico do material selecionado (Aço 1020) é igual a 77 178,33 N/m³, a sua massa equivalente é de aproximadamente 25 kg; aplicando a equação (3.14) manipulada.

$$m_{\text{volante de inércia}} = \frac{\gamma \cdot \text{vol}}{g} = \frac{77178,33 \frac{\text{N}}{\text{m}^3} \cdot 0,00316 \text{ m}^3}{9,80665 \text{ m/s}^2} = 24,869 \text{ kg}$$

Com o escopo do volante de inércia acoplado ao equipamento de personalização de cadeira de rodas (SWCE) é possível se apreciar algumas condições de projeto que influenciam na montagem, na funcionalidade e na aplicabilidade do respectivo equipamento.

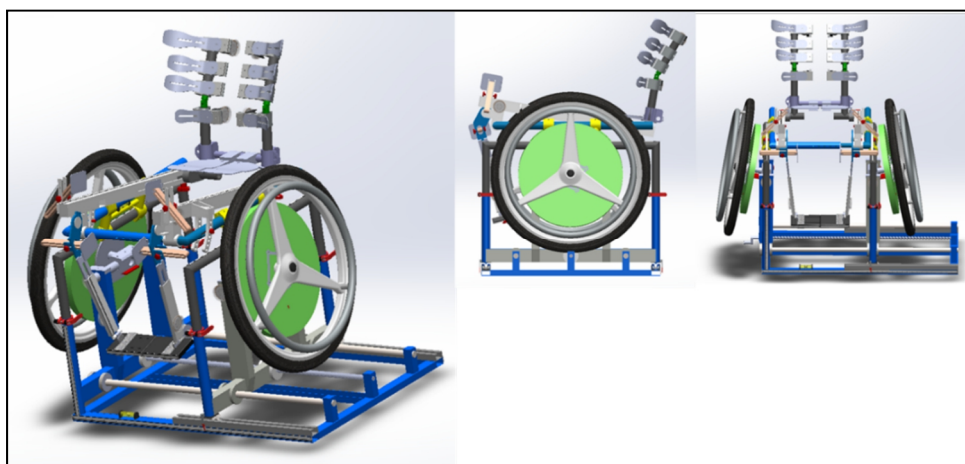


Figura 3.30 – Projeto do volante de inércia acoplado ao SWCE.

Como a massa estimada de cada volante é de aproximadamente 25 kg, mais as massas do rodante, do eixo do rodante e da chapa travante, o peso total distribuído em balanço sobre cada eixo de cambagem ultrapassa os 30 kgf (ver fig. 3.31).

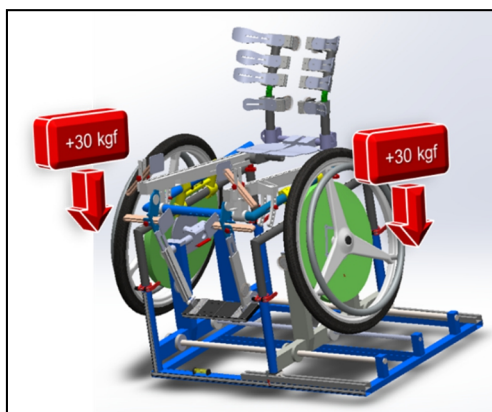


Figura 3.31 – Condições de projeto do volante de inércia acoplado ao SWCE.

Essa condição de projeto mais que dobrou o peso total do equipamento. O SWCE possui massa total de aproximadamente 45 kg (visto na fig. 3.3), e os dois volantes juntos somam mais de 50 kg, fazendo com que o conjunto ultrapasse a massa de 100 kg.

As fig. 3.32 e 3.33 ilustram o projeto do volante de inércia acoplado a um sistema de frenagem idealizado. O sistema é baseado em freio-tambor com pastilha de material flexível acionada por transmissão de força aplicada pelo avanço de um parafuso. Uma mola proporciona o alívio da carga com o desaperto do parafuso de acionamento.

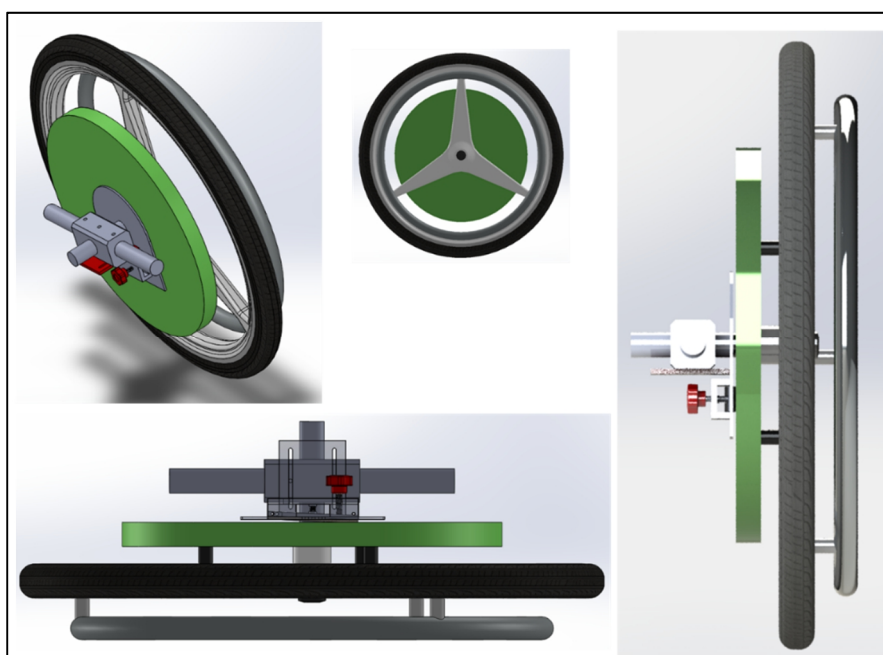


Figura 3.32 – Projeto do volante de inércia acoplado ao seu sistema de frenagem.

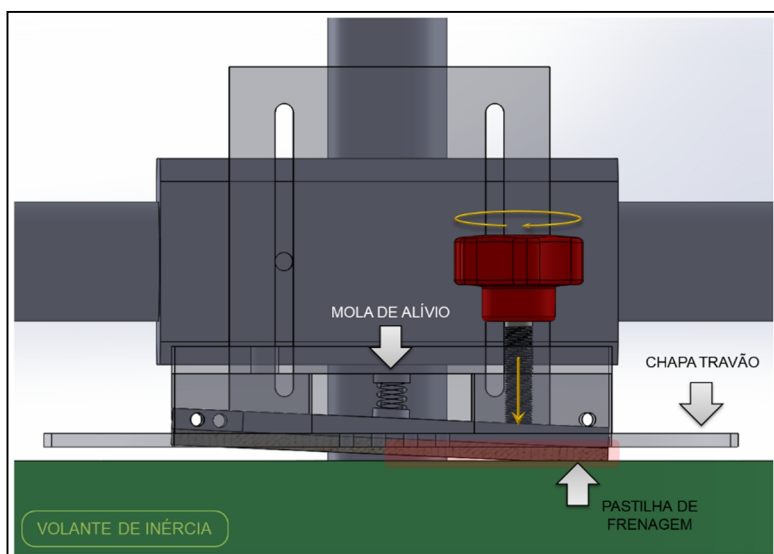


Figura 3.33 – Detalhe do sistema de frenagem para o volante de inércia.

Uma vez que o volante de inércia circular sólido (ou disco de frenagem) e a roda de propulsão estão acoplados, as suas energias cinéticas individuais podem ser dimensionadas pelo método analítico (eq. 3.31), e a soma algébrica destas expressa o conjunto de energias do rodante montado. Então, a equação (3.35) designa a energia cinética total do sistema, envolvendo dois corpos acoplados e conciliados no mesmo ciclo de rotação.

$$E_{k(Total)} = E_{k(RODA)} + E_{k(VOLANTE)} \quad (3.35)$$

O resultado desta Energia Cinética Total é mostrado no gráfico da fig. 3.34.

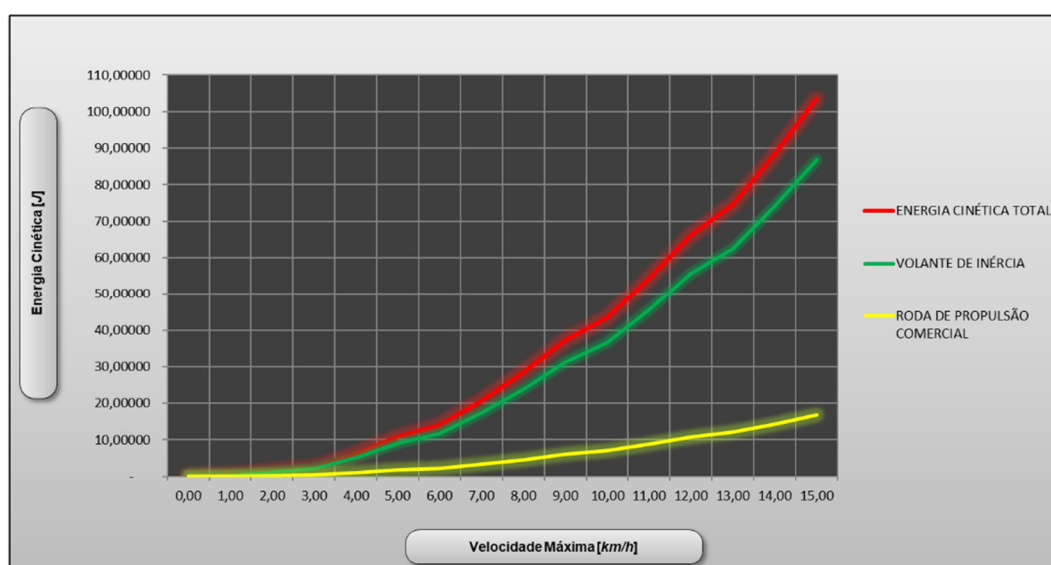


Figura 3.34 – Energia cinética total do sistema roda de propulsão e volante de inércia.

A energia cinética total ($E_{k(Total)}$) típica do conjunto da roda de propulsão comercial com o seu respectivo volante de inércia dimensionado pode chegar a aproximadamente 110 J para uma velocidade máxima de propulsão de 15 km/h; um ganho de energia de mais de 600%, em relação à roda comercial girando isoladamente.

Embora a eficiência energética do volante e a sua capacidade de suavização do torque sejam bastante propícias, as suas dimensões geométricas por ora inviabilizam o projeto, em função da massa que será incorporada. Deste modo, o projeto dimensionado do volante será reservado para pesquisas futuras, uma vez que, algumas adaptações estruturais terão de ser desenvolvidas no SWCE.

Sabendo que a flutuação de velocidade da propulsão manual de uma cadeira de rodas é bastante dispersa, e o seu efeito pulsante é tipicamente caracterizado pela ação biomecânica dos membros superiores do cadeirante, um disco volante de menor diâmetro e

massa poderia proporcionar uma suavização satisfatória e ainda permitiria o incremento da resistência de frenagem do sistema rodante, sem repercutir em grandes alterações estruturais no equipamento SWCE.

Assim, o volante de inércia substituto e satisfazendo a condição de disco de frenagem foi dimensionado para um diâmetro de 0,15 m com espessura constante de 0,025 m (mostrado na fig. 3.18). Essa alternativa, ainda, proporcionou um incremento de mais de 75% na energia cinética típica da roda de propulsão comercial, como mostra o gráfico da energia total do sistema rodante, na fig. 3.35.

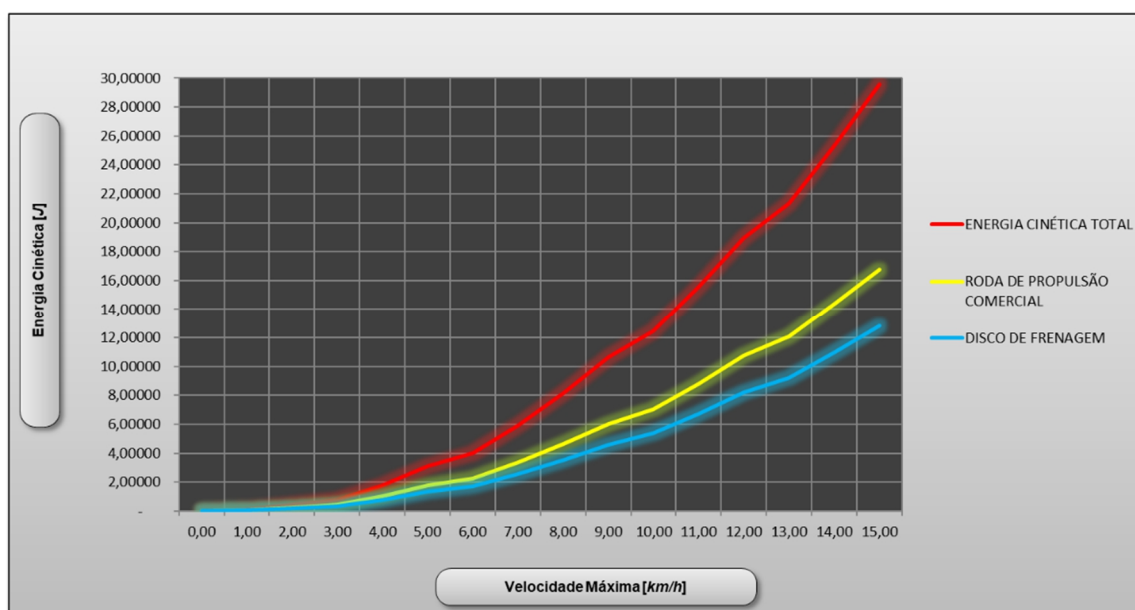


Figura 3.35 – Tendência da liberação de energia cinética do sistema de propulsão do SWCE.

Com esta solução alternativa, o SWCE permaneceu com massa abaixo dos 50 kg consolidando a sua proposta inicial de compreender um equipamento de prescrição de cadeira de rodas ajustável com módulos compactos. Essa característica favorece o seu manejo, bem como, a sua logística operacional.

Para os procedimentos experimentais com os participantes, bem como, para os protocolos operacionais de personalização de cadeiras de rodas, por meio do SWCE, é possível determinar analiticamente as energias rotacionais de propulsão dos rodantes, o trabalho realizado e a potência mecânica desenvolvida. Para tanto, um par de velocímetros digitais foram instalados nos rodantes de propulsão do SWCE. Estes aparelhos são capazes de fornecer a velocidade mínima, máxima e média de rotação dos rodantes, a distância estimada percorrida, o tempo de atividade, entre outras variáveis importantes.

Neste caso, com as velocidades de propulsão fornecidas, a distância percorrida estimada em relação às rotações dos rodantes, o tempo de exercício e os torques de

frenagem e momentos de inércias conhecidos, o trabalho rotacional realizado pode ser encontrado pela expressão (DURÁN, 2003):

$$dW = F \cdot ds = [J] \quad (3.36)$$

Onde F é a força aplicada para produzir o movimento e ds é a distância percorrida.

Sabendo que a força F para fazer um corpo em trabalho se mover é analogamente representada aqui pelos momentos de inércia (I_m) do disco e do rodante, em conjunto com o torque de frenagem (T_f) ajustado, então a expressão da eq. (3.36) pode ser manipulada para:

$$dW_I = I_m \cdot ds = [J] \quad (3.37)$$

$$dW_f = T_f \cdot ds = [J] \quad (3.38)$$

$$dW_T = dW_I + dW_f = [J] \quad (3.39)$$

O trabalho realizado pela rotação dos rodantes sem a influência do sistema de frenagem é tido como dW_I e pode ser determinado pela eq. (3.37). O trabalho rotacional realizado pelos rodantes (massas girantes) incrementados das cargas de resistência (frenagem) é tido como dW_T e é determinado pela eq. (3.39), com trabalho do sistema de frenagem determinado pela eq. (3.38).

Com o trabalho calculado durante os experimentos e o tempo de exercício de propulsão dimensionado, a potência mecânica (P_m) é obtida pela expressão:

$$P_m = \frac{dW_T}{\Delta t} = \frac{J}{s} = [Watt] \quad (3.40)$$

Durante a fase de exercícios de propulsão nos procedimentos experimentais com os participantes, serão catalogadas e utilizadas as seguintes informações, mostradas na fig. 3.36. Por meio desta base de cálculo será possível dimensionar as energias cinéticas individuais dos rodantes impulsionados manualmente pelos paratletas avaliados, bem como, os trabalhos cinéticos e as potências mecânicas resultantes.

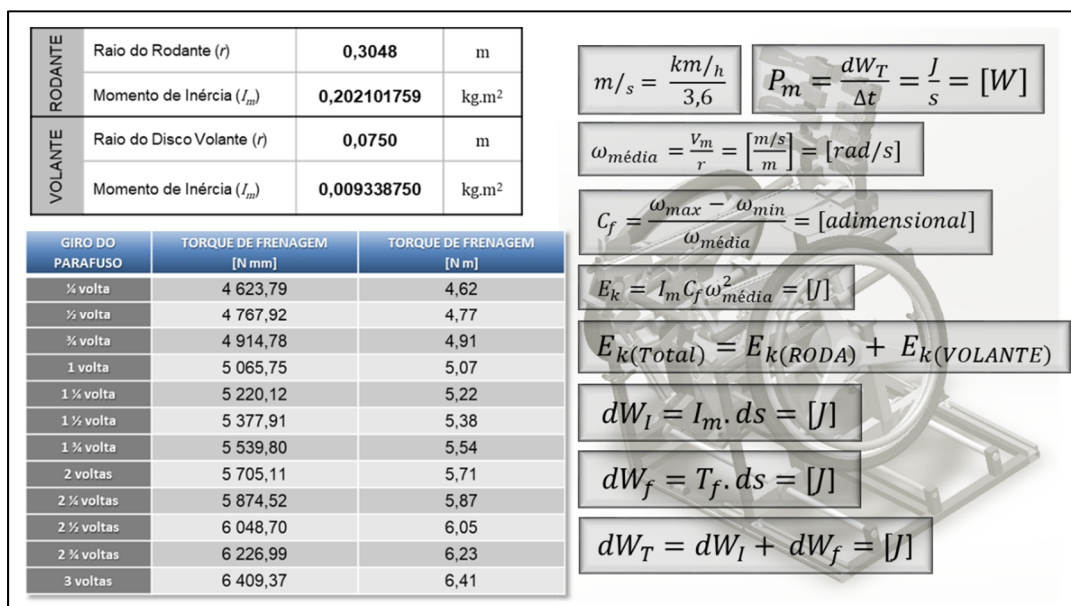


Figura 3.36 – Base de cálculo dos exercícios experimentais de propulsão.

3.2 CALIBRAÇÃO DOS INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO DO SWCE

O SWCE – Equipamento de Personalização de Cadeiras de Rodas é constituído de ajustes parametrizados por instrumentos de medição, que visam garantir a máxima precisão e exatidão das avaliações experimentais. Para satisfazer essa condição é proposta uma série de procedimentos de calibração destes instrumentos. O tempo consumido para realizar todas as calibrações está compreendido entre 30 a 60 minutos.

O SWCE é constituído por aproximadamente 20 ajustes dimensionais com instrumentos de medição próprios, além de um sistema de ciclocomputadores eletrônicos para o seu par de rodantes de propulsão.

Utilizando um nivelador, um inclinômetro de precisão ou goniômetro, e uma trena ou régua graduada realiza-se as aferições dos ajustes parametrizados, aplicando as devidas calibrações.

Aqueles ajustes cujos graus de liberdade descrevem amplitudes lineares podem ser aferidos e calibrados com a régua graduada equiparando as leituras com os seus instrumentos próprios. Os ajustes cujos graus de liberdade descrevem rotações devem ser configurados para rotação ou inclinação nula. Equiparar as medidas do goniômetro com as dos instrumentos dos ajustes, aferindo as medições indicadas. O sistema de ciclocomputador deve ser calibrado em relação à trajetória descrita pela circunferência dos rodantes (ver fig. 3.37). E o sistema de resistência mecânica é calibrado com uma massa padronizada acoplada

ao aro de propulsão do rodante, que recebe incrementos até vencer a força de atrito da pastilha de frenagem, indicando o torque de frenagem (ver fig. 3.38).

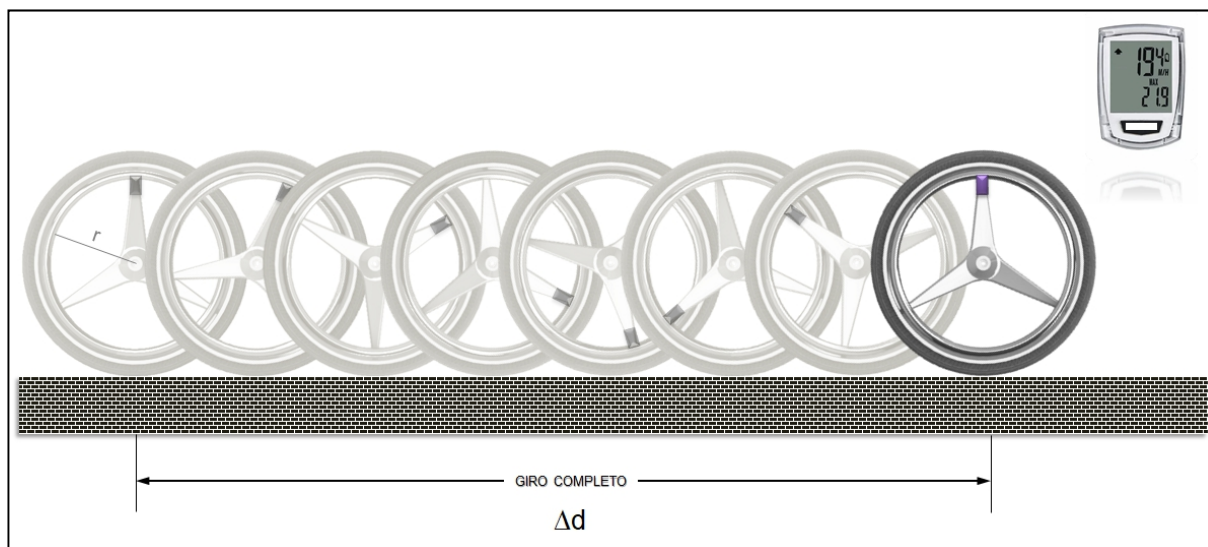


Figura 3.37 – Calibração dos ciclocomputadores dos rodantes de propulsão.

O ciclocomputador possui um sistema de calibração padronizado pelo fabricante. Para aferir a precisão da sua medição de velocidade média, os seus registros devem ser anulados, e contados a partir de um marco zero na posição inicial do rodante. Dá-se um giro completo no aro de propulsão que descreverá a distância linear (Δd) correspondente ao tamanho da circunferência da roda ou do raio de fixação do sensor digital. O tempo cronometrado para percorrer essa distância medida determina a velocidade média de rotação desenvolvida, e deve ser compatibilizada com o ciclocomputador. Cada rodante deve ser aferido individualmente.

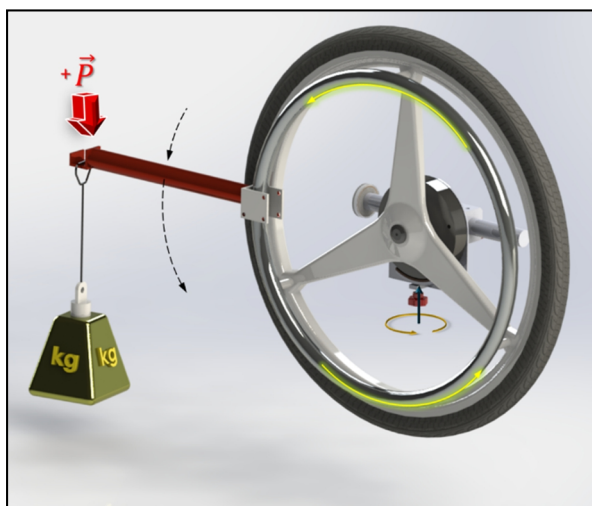


Figura 3.38 – Calibração do sistema de resistência dos rodantes de propulsão.

Para o sistema de frenagem, um braço mecânico é acoplado ao aro de propulsão do rodante, com um gancho na extremidade por onde são depositadas as cargas padronizadas de massa. Estas cargas são incrementadas até que o rodante precipite a rotação, indicando que o torque imposto na extremidade do braço venceu a resistência configurada da pastilha de frenagem. A resistência mecânica de cada rodante deve ser aferida individualmente, para todo ajuste de aperto do parafuso de acionamento.

O *check-list* a seguir orienta os procedimentos de conferência das calibrações (ver tab. 3.10), para os demais ajustes parametrizados do SWCE.

As figuras 3.39, 3.40 e 3.41 destacam os instrumentos de medição elencados pelo *check-list*. Como já citado, os ajustes com grau de liberdade rotacional devem estar configurados para inclinação nula, em relação às suas referências angulares. Entre alguns destes ajustes podem ser citados o parâmetro de inclinação do encosto, o parâmetro de inclinação do assento e o parâmetro de inclinação da cambagem dos rodantes. Um nivelador pode ser utilizado para se determinar essa inclinação nula.

Tabela 3.10 – *Check-list* de apontamento das calibrações dos instrumentos de medição do SWCE.

Check-list de Conferência das Calibrações dos Instrumentos de Medição do SWCE		
ITEM	CHECAGEM	INSTRUMENTO AFERIDO
A	<input type="checkbox"/>	Inclinômetro esférico do <i>tilt</i> direito do assento
B	<input type="checkbox"/>	Inclinômetro esférico do <i>tilt</i> esquerdo do assento
C	<input type="checkbox"/>	Inclinômetro esférico inferior do encosto direito
D	<input type="checkbox"/>	Inclinômetro esférico inferior do encosto esquerdo
E	<input type="checkbox"/>	Inclinômetro esférico superior do encosto direito
F	<input type="checkbox"/>	Inclinômetro esférico superior do encosto esquerdo
G	<input type="checkbox"/>	Inclinômetro esférico da cambagem do rodante direito
H	<input type="checkbox"/>	Inclinômetro esférico da cambagem do rodante esquerdo
I	<input type="checkbox"/>	Inclinômetro esférico do apoio direito da perna
J	<input type="checkbox"/>	Inclinômetro esférico do apoio esquerdo da perna
K	<input type="checkbox"/>	Régua graduada do assento direito
L	<input type="checkbox"/>	Régua graduada do assento esquerdo
M	<input type="checkbox"/>	Régua graduada da barra de abertura da base do equipamento com eixo roscado
N	<input type="checkbox"/>	Régua graduada da coluna da base do equipamento
O	<input type="checkbox"/>	Régua graduada do centro de gravidade do suporte direito do módulo do assento
P	<input type="checkbox"/>	Régua graduada do centro de gravidade do suporte esquerdo do módulo do assento
Q	<input type="checkbox"/>	Régua graduada da altura do suporte direito do módulo do assento
R	<input type="checkbox"/>	Régua graduada da altura do suporte esquerdo do módulo do assento
S	<input type="checkbox"/>	Régua graduada do apoio das pernas direito
T	<input type="checkbox"/>	Régua graduada do apoio das pernas esquerdo
U	<input type="checkbox"/>	Régua graduada do ajuste de largura da base de apoio dos pés
V	<input type="checkbox"/>	Régua graduada avulsa utilizada para medir a altura do encosto e outros ajustes auxiliares

E, novamente, os ajustes com graus de liberdade lineares são aferidos e calibrados por trena e régua graduadas posicionadas de forma sobreposta e equiparada.

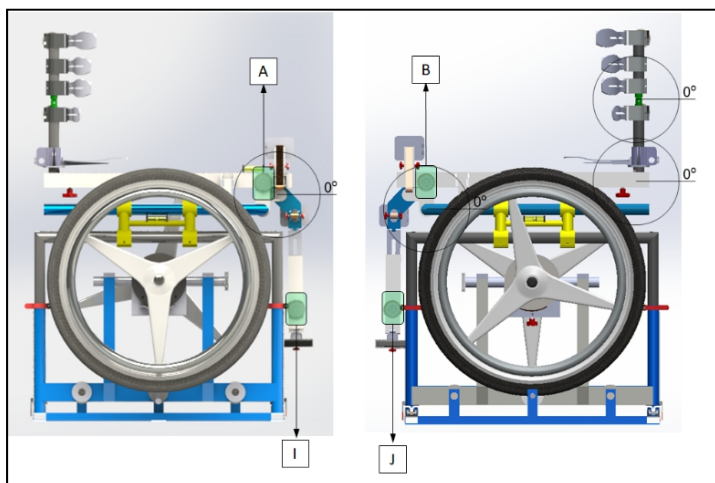


Figura 3.39 – Calibração dos Instrumentos de Medição (A, B, I e J).

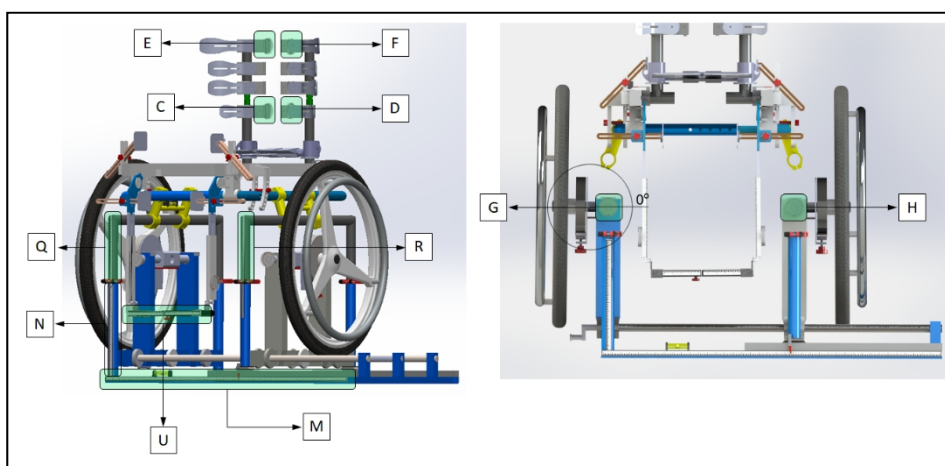


Figura 3.40 – Calibração dos Instrumentos de Medição (C, D, E, F, G, H, M, N, Q, R e U).

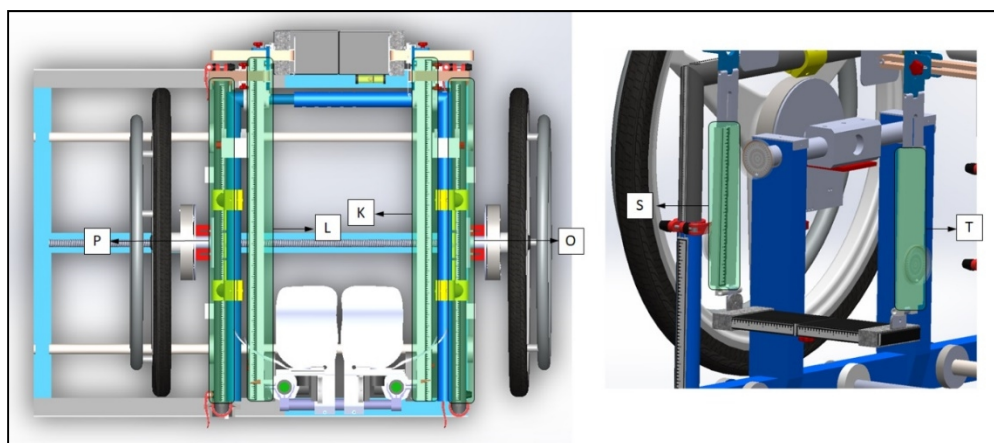


Figura 3.41 – Calibração dos Instrumentos de Medição (K, L, O, P, S e T).

CAPÍTULO IV

METODOLOGIA PROPOSTA PARA A PRESCRIÇÃO DE CADEIRAS DE RODAS PERSONALIZADAS

Este capítulo apresenta uma nova proposta para realizar um processo de prescrição de cadeiras de rodas personalizadas considerando medidas e análises dos protocolos realizados através do equipamento SWCE.

Em observação à Resolução do Conselho Nacional de Saúde (CNS) nº. 466 de 2012, e afim de satisfazer as condições de engajamento ético, inerente ao desenvolvimento científico e tecnológico, esta pesquisa se compromete a respeitar a dignidade, a liberdade e a autonomia do ser humano. A proposta da metodologia de prescrição se baseia em um método qualitativo e quantitativo por meio de um sistema automatizado de prescrição e modelagem de cadeiras de rodas de uso diário ou cadeiras esportivas de alto rendimento. Envolve a percepção intuitiva e orgânica do participante quanto ao conforto e a acomodação, proporcionados pelo modelo parametrizado no SWCE, como também envolve a coleta precisa e exata das medidas físicas do indivíduo.

4.1 PROTOCOLO DE PRESCRIÇÃO PROPOSTO

O processo de prescrição das cadeiras de rodas é estruturado por uma etapa preliminar de configuração do Equipamento SWCE a fim de agilizar globalmente o procedimento, identificar e sanar potenciais riscos. Em seguida, tem-se a etapa de transferência do participante (cliente cadeirante) para a acomodação do assento de forma segura e confortável; onde a partir de então será iniciada a etapa de modelagem dos ajustes personalizando o equipamento para as necessidades da pessoa. Uma vez que estas

necessidades foram efetivamente satisfeitas, e a modelagem configurada foi aprovada pelo participante, segue-se para os testes ergonômicos de propulsão e para a coleta de dados das dimensões ergo-antropométricas ajustadas. Na etapa atual, o participante é submetido à uma experiência psicomotora realística de propulsão de um modelo configurado com o escopo do que seria a sua cadeira de rodas personalizada. O grau de satisfação e aprovação do participante para com esta experiência pessoal é apontado em formulários próprios de coleta de dados.

Encerrada esta fase experimental, o participante é chamado à escolha do seu modelo de cadeira de rodas desejado, em função da sua modalidade esportiva ou da sua aplicação diária. Para um modelo de cadeira de rodas específico existe um sistema de aquisição de dados específico onde as parametrizações da geometria serão alimentadas pelas dimensões coletadas pelo SWCE.

A parametrização do desenho geométrico fará com que o escopo da cadeira de rodas assuma as configurações dimensionais que caracterizam o projeto personalizado. O usuário poderá simular os ajustes de sua cadeira em tempo real, determinando a prescrição automatizada. O aplicativo do sistema de aquisição gera as fichas de prescrição e de fabricação do modelo, como resultado final do processo. Deste modo, o protocolo estará concluído e finalizado. A fig. 4.1 ilustra o fluxograma detalhado do processo.

Na etapa de ajuste ergo-antropométrico do SWCE, em função da fisiologia do participante, é necessário observar os riscos de lesão, queda ou falha do equipamento, uma vez que suas partes móveis se reposicionarão com a pessoa assentada nesta estrutura. Para ponderar e prever estes riscos corretamente foi adotada uma escala de segurança para cada ajuste configurável. Deste modo, foi possível mapear as condições de ajuste considerando as necessidades de segurança e conforto do participante.

Uma vez que o equipamento SWCE esteja configurado idealmente para as condições fisiológicas do participante avaliado – identificado pela efetivação da sua satisfação psicomotora e adequação anatômica – são conduzidos os testes de propulsão com cargas de resistência mecânica ativadas. Nesta etapa do processo protocolar são ajustadas e testadas as diferentes cargas de frenagem dimensionadas no projeto do equipamento. Os efeitos das variações de carga, como por exemplo testes ergométricos formais (*wingate*, resistência e força e potência aeróbia) ou testes incrementais de carga podem ser avaliados. Esta etapa exerce forte influência sobre o projeto da cadeira de rodas, além de contribuir com a expansão do autoconhecimento físico do participante avaliado.

A etapa de avaliação física com os testes de carga compreende um dos momentos mais importantes para a condição de segurança e estabilidade do participante. Para tanto, o avaliador deve observar a fixação correta de todos os ajustes parametrizados.

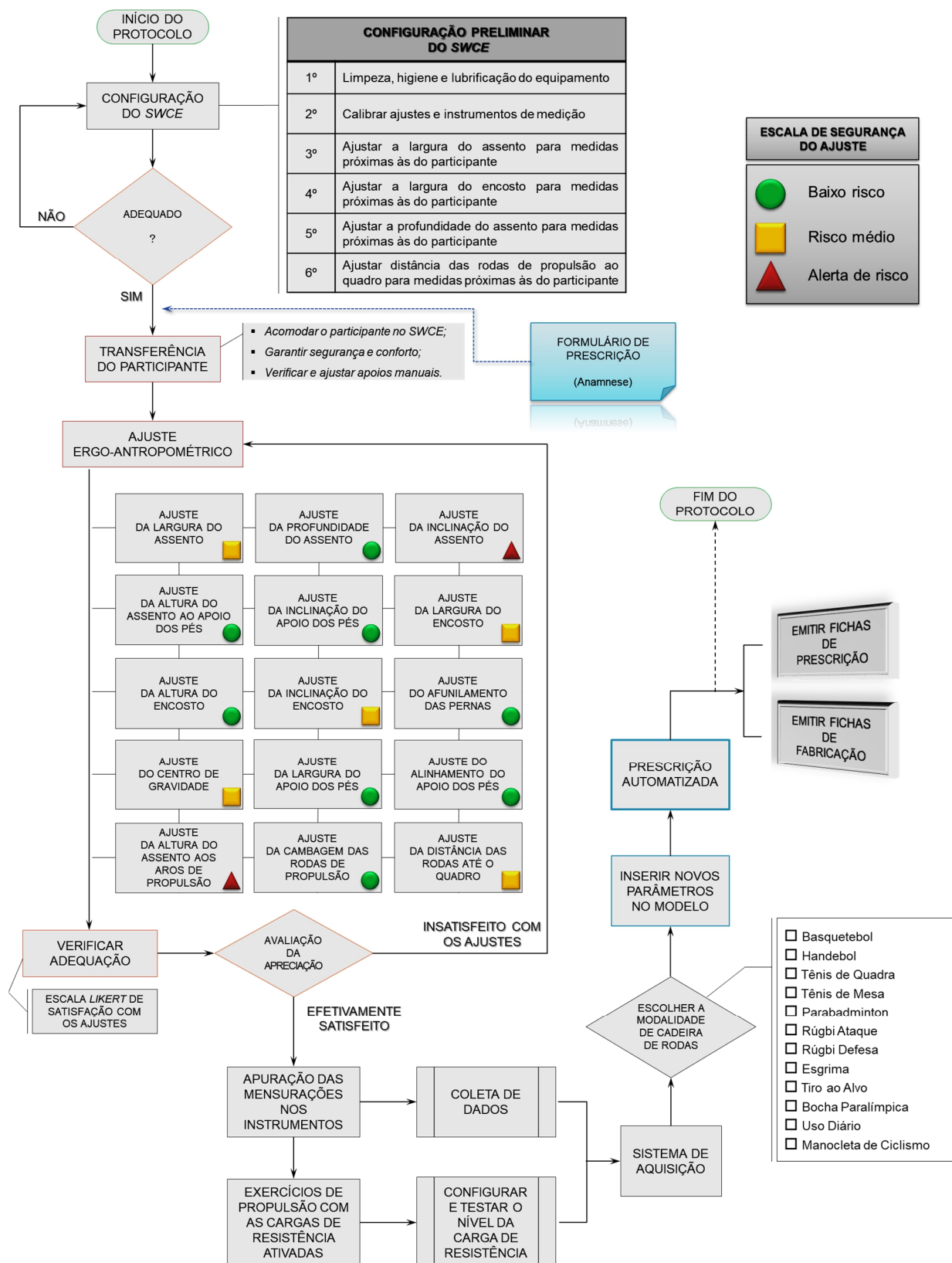


Figura 4.1 – Fluxograma do processo protocolar de prescrição automatizada.

4.2 SISTEMA DE COLETA DE DADOS

O processo de coleta dos dados experimentais se divide em três bases de registro: os registros de anamnese clínica do participante, os registros quantitativos relacionados às medidas ergo-antropométricas e os registros qualitativos relacionados à apreciação psicomotora do participante. E ainda, este processo conduz a metodologia de prescrição pela tríplice proposta no estado da técnica (vista na fig. 2.4) – considerar as características fisiológicas do cadeirante, seu estilo de vida e o ambiente de uso da cadeira de rodas.

A fig. 4.2 mostra a ficha de coleta dos dados fisiológicos do participante que determinam uma anamnese mais detalhada do seu quadro clínico, bem como, a sua realidade de uso da cadeira de rodas. A fig. 4.3 ilustra o formulário de coleta de dados quali-quantitativos em função dos ajustes ideais assumidos pelo equipamento de prescrição SWCE. A fig. 4.4 ilustra o formulário de coleta de dados qualitativos oriundos da *percepção psicomotora e apreciação de conforto global* proporcionado ao participante.

FICHA DE PRESCRIÇÃO DA CADEIRA DE RODAS PERSONALIZADA: Anamnese (Pag. 1 de 2)											
Tipo de Cadeira de Rodas <input type="checkbox"/> USO DIÁRIO <input type="checkbox"/> ESPORTIVA	DATA: ____/____/____										
Modalidade <input type="checkbox"/> Tênis de Quadra <input type="checkbox"/> Tênis de Mesa <input type="checkbox"/> Parabadminton <input type="checkbox"/> Esgrima <input type="checkbox"/> Basquetebol II A-Tip <input type="checkbox"/> Rúgbi Defesa <input type="checkbox"/> Rúgbi Ataque <input type="checkbox"/> Tiro ao Alvo <input type="checkbox"/> Basquetebol II A-Tip <input type="checkbox"/> Handebol <input type="checkbox"/> Bocha Paralímpica <input type="checkbox"/> Manocleta de Ciclismo											
PACIENTE: _____ PESO: ____ (kg) DATA DE NASCIMENTO: ____/____/____ IDADE: ____ (anos) ENDEREÇO: _____ CIDADE: _____ ESTADO: _____ TELEFONE: () _____ E-MAIL: _____ RESPONSÁVEL: _____ GRAU DE PARENTESCO: _____											
DIAGNÓSTICO CLÍNICO: _____ TEMPO DE USO DA CADEIRA DE RODAS: _____											
FUNCIONALIDADE QUANTO AO USO E LOCOMOÇÃO NA CADEIRA DE RODAS <input type="checkbox"/> DEPENDENTE <input type="checkbox"/> PROPULSÃO MANUAL <input type="checkbox"/> SEMI-DEPENDENTE <input type="checkbox"/> PROPULSÃO ASSISTIDA <input type="checkbox"/> INDEPENDENTE <input type="checkbox"/> PROPULSÃO AUTOMÁTICA											
COMPROMETIMENTO MOTOR <input type="checkbox"/> HEMIPLEGIA <input type="checkbox"/> PARAPLEGIA <input type="checkbox"/> DIPLEGIA <input type="checkbox"/> TETRAPLEGIA											
ACOMETIMENTO FISIOLÓGICO <table border="0"> <tr> <td>TÔNUS MUSCULAR</td> <td>MEMBROS</td> </tr> <tr> <td><input type="checkbox"/> DISTONIA</td> <td><input type="checkbox"/> SUPERIORES <input type="checkbox"/> INFERIORES</td> </tr> <tr> <td><input type="checkbox"/> HIPERTONIA</td> <td><input type="checkbox"/> SUPERIORES <input type="checkbox"/> INFERIORES</td> </tr> <tr> <td><input type="checkbox"/> HIPOTONIA</td> <td><input type="checkbox"/> SUPERIORES <input type="checkbox"/> INFERIORES</td> </tr> <tr> <td><input type="checkbox"/> ATETOSE</td> <td></td> </tr> </table>		TÔNUS MUSCULAR	MEMBROS	<input type="checkbox"/> DISTONIA	<input type="checkbox"/> SUPERIORES <input type="checkbox"/> INFERIORES	<input type="checkbox"/> HIPERTONIA	<input type="checkbox"/> SUPERIORES <input type="checkbox"/> INFERIORES	<input type="checkbox"/> HIPOTONIA	<input type="checkbox"/> SUPERIORES <input type="checkbox"/> INFERIORES	<input type="checkbox"/> ATETOSE	
TÔNUS MUSCULAR	MEMBROS										
<input type="checkbox"/> DISTONIA	<input type="checkbox"/> SUPERIORES <input type="checkbox"/> INFERIORES										
<input type="checkbox"/> HIPERTONIA	<input type="checkbox"/> SUPERIORES <input type="checkbox"/> INFERIORES										
<input type="checkbox"/> HIPOTONIA	<input type="checkbox"/> SUPERIORES <input type="checkbox"/> INFERIORES										
<input type="checkbox"/> ATETOSE											

FICHA DE PRESCRIÇÃO DA CADEIRA DE RODAS PERSONALIZADA: Anamnese (Pag. 2 de 2)	
COMPROMETIMENTO DE ESTRUTURAS OSTEO-ARTICULARES <input type="checkbox"/> HIPERLORDOSE <input type="checkbox"/> ESCOLIOSE <input type="checkbox"/> SUB-LUXAÇÃO NO QUADRIL <input type="checkbox"/> CIFOSE <input type="checkbox"/> LUXAÇÃO NO QUADRIL	
CONTROLE CERVICAL <input type="checkbox"/> COMPLETO <input type="checkbox"/> INCOMPLETO CONTROLE DO TRONCO <input type="checkbox"/> COMPLETO <input type="checkbox"/> INCOMPLETO	
TRANSFERÊNCIA PARA/DA CADEIRA DE RODAS <input type="checkbox"/> INDEPENDENTE <input type="checkbox"/> COM APOIOS ASSISTIVOS <input type="checkbox"/> DEPENDENTE <input type="checkbox"/> SEM APOIOS ASSISTIVOS <input type="checkbox"/> ASSISTIDA	
AMBIENTE DE CONVIVÊNCIA E UTILIZAÇÃO DA CADEIRA DE RODAS <input type="checkbox"/> USO MAJORITARIAMENTE DOMICILIAR <input type="checkbox"/> CIRCULAÇÃO RESTRITA DA C.R. <input type="checkbox"/> USO MAJORITÁRIO NO AMBIENTE EXTERIOR <input type="checkbox"/> CIRCULAÇÃO IRRESTRITA DA C.R. <input type="checkbox"/> USO INTENSIVO E EXTENSIVO EQUILIBRADO <input type="checkbox"/> ALTA TAXA DE CIRCULAÇÃO	
DISTÂNCIA PERCORRIDA EM MÉDIA DIARIAMENTE _____ (metros)	
PRIMEIRA CADEIRA DE RODAS PERSONALIZADA <input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO	
OBSERVAÇÕES: _____ _____ _____	
ASSINATURAS _____ ASSINATURA DO PRESCRITOR ASSINATURA DO PACIENTE (ou responsável)	

Figura 4.2 – Ficha de Prescrição com Anamnese do Participante.

A anamnese é um procedimento de entrevista, comum em atendimentos de saúde com a finalidade de se conhecer mais profundamente o quadro clínico do paciente. Durante a anamnese algumas informações importantes podem ser reveladas, até então ignoradas pelo paciente por julgá-las triviais. Estes registros determinam aspectos importantes da fisiologia do paciente que influenciam no modelo da cadeira de rodas.

"FORMULÁRIO DE PESQUISA QUALI-QUANTITATIVA" (SWCE_01)

ITEM	AJUSTE/ unidade de medida	Este é o meu ajuste preferido !!!									
		LEITURA 1	PERCEÇÃO 1	LEITURA 2	PERCEÇÃO 2	LEITURA 3	PERCEÇÃO 3	LEITURA 4	PERCEÇÃO 4	LEITURA 5	PERCEÇÃO 5
A	Largura do assento	cm									
B	Profundidade do assento	cm									
B1	Profundidade dos Glúteos	cm									
B2	Profundidade da Cabeça Longa do Biceps	cm									
B3	Profundidade da Cabeça Curta do Biceps	cm									
C	Tilt gereralizado do assento	grau									
D	Tilt avançado posterior aos glúteos	grau									
E	Altura do assento ao apoio dos pés	cm									
F	Inclinação do apoio dos pés	grau									
G	Largura do encosto	cm									
H	Altura do encosto	cm									
I	Inclinação do encosto anterior à lombar L1	grau									
J	Inclinação do encosto posterior à lombar L1	grau									
K	Extensão do afunilamento das coxas	cm									
L	Extensão do afunilamento das panturrilhas	cm									
M	Centro de gravidade	cm									
N	Largura do apoio dos pés	cm									
O	Alinhamento do apoio dos pés	grau									
P	Altura do assento ao aro de propulsão	cm									
Q	Cambagem das rodas de propulsão	grau									
R	Distância da roda até o quadro	cm									
S	Comprimento da base de apoio dos pés	cm									
T	Altura do anteparo dos pés	cm									
U	Altura do descanso de braços	cm									
V	Comprimento do descanso de braços	cm									
W	Largura da almofada do descanso de braços	cm									
X	Espessura da almofada do descanso de braços	cm									

ADICIONAR TOLERÂNCIA GEOMÉTRICA NA LARGURA DO ASSENTO? ☐ NÃO ☐ SIM ☐ 2 cm ☐ _____centímetros

EXERCÍCIOS DE PROPULSÃO COM SIMULAÇÃO DE RESISTÊNCIA MECÂNICA REGULÁVEL


AJUSTES	GIRO DO PARAFUSO	AVANÇO [mm]	PROPULSÃO ESQUERDA				PROPULSÃO DIREITA				PERCEÇÃO PSICOMOTORA
			VEL (mín.) [km/h]	VEL (máx.) [km/h]	VEL (média) [km/h]	DISTÂNCIA PERCORRIDA [m]	VEL (mín.) [km/h]	VEL (máx.) [km/h]	VEL (média) [km/h]	DISTÂNCIA PERCORRIDA [m]	
0	sem acionamento	0,00									1 2 3 4 5
A1	¼ volta	0,25									1 2 3 4 5
A2	½ volta	0,50									1 2 3 4 5
A3	¾ volta	0,75									1 2 3 4 5
A4	1 volta	1,00									1 2 3 4 5
A5	1 ¼ volta	1,25									1 2 3 4 5
A6	1 ½ volta	1,50									1 2 3 4 5
A7	1 ¾ volta	1,75									1 2 3 4 5
A8	2 voltas	2,00									1 2 3 4 5
A9	2 ¼ voltas	2,25									1 2 3 4 5
A10	2 ½ voltas	2,50									1 2 3 4 5
A11	2 ¾ voltas	2,75									1 2 3 4 5
A12	3 voltas	3,00									1 2 3 4 5

LEGENDA DA PERCEÇÃO PSICOMOTORA:

- 1 Discordo totalmente
- 2 Discordo parcialmente
- 3 Não concordo nem discordo
- 4 Concordo parcialmente
- 5 Concordo plenamente

Figura 4.3 – Formulário de Coleta de Dados Quali-quantitativos Antropométricos e Ergonômicos.

Os formulários de *Coleta de Dados Experimentais*, ilustrados nas figuras 4.2 e 4.3 e 4.4 são preenchidos pelo profissional que realizará a prescrição. Todo o procedimento de coleta de dados e entrevista é realizado com o participante acomodado na estrutura do SWCE, como uma condição de apreciação simultânea à exposição experimental, em tempo real. As apreciações devem levar o participante a concordar ou não com as proposições: este é o meu ajuste preferido para cada ajuste assumido pela configuração e tive uma sensação realística de propulsão de acordo com variações de inclinação no terreno de passeio, simuladas pela resistência mecânica ajustável, constituída no SWCE. E em seguida fazer a mesma reavaliação considerando as condições globais de configuração modelada. Assim, o participante estaria contribuindo com uma avaliação tanto pontual quanto global da efetividade do método de prescrição proposto.



"FORMULÁRIO DE PESQUISA QUALI-QUANTITATIVA" (SWCE_01)						
ITEM	PROPOSIÇÕES DA PERCEPÇÃO PSICOMOTORA GLOBAL DA ESTRUTURA MODELADA	PERCEPÇÃO PSICOMOTORA GLOBAL				
		Eu sempre quis que minha cadeira fosse assim!!!				
1	Eu me sinto seguro nesta acomodação.	1	2	3	4	5
2	Eu me sinto confortável nesta acomodação.	1	2	3	4	5
3	Eu me sinto bem nesta acomodação.	1	2	3	4	5
4	Esta é a acomodação que eu sempre desejei da minha cadeira de rodas.	1	2	3	4	5
5	Eu suportaria permanecer nesta acomodação por um período de até uma hora.	1	2	3	4	5
6	Eu suportaria permanecer nesta acomodação por um período superior a uma hora.	1	2	3	4	5
7	Eu suportaria permanecer nesta acomodação por um período entre uma e cinco horas.	1	2	3	4	5
8	Eu suportaria permanecer nesta acomodação por um período superior a cinco horas.	1	2	3	4	5
9	Eu sinto meu corpo harmonizado à estrutura de acomodação.	1	2	3	4	5
10	Todas as partes estruturais parecem se encaixar muito bem ao meu corpo.	1	2	3	4	5
11	Eu recomendaria essa metodologia para terceiros, sem o menor receio.	1	2	3	4	5

LEGENDA DA PERCEPÇÃO PSICOMOTORA:

- 1 Discordo totalmente
- 2 Discordo parcialmente
- 3 Não concordo nem discordo
- 4 Concordo parcialmente
- 5 Concordo plenamente




Figura 4.4 – Formulário de *Coleta de Dados Qualitativos da Percepção Psicomotora Global*.

Os tópicos da entrevista submetidos ao participante foram construídos em primeira pessoa, de forma que o entrevistado seja colocado numa atitude reflexiva diante das proposições. Durante o experimento, estes tópicos são projetados numa tela diante do participante que poderá dar um sinal de sua resposta cognitiva de apreciação. Termos

técnicos usados no preenchimento dos formulários ou pertinentes à pesquisa devem ser explicados ao participante sempre que este demonstrar interesse por eles.

Por fim, o participante avaliará o desempenho da simulação de cadeira de rodas personalizada pelo equipamento SWCE com o seu atual modelo pessoal. A fig. 4.5 mostra o formulário comparativo de conforto, segurança, adequação ergonômica e sensação de compatibilidade física entre a sua cadeira de rodas pessoal e a cadeira de rodas simulada pelo SWCE.

AJUSTE	CADEIRA DE RODAS PESSOAL				CADEIRA DE RODAS SIMULADA PELO SWCE			
	CONFORTO	SEGURANÇA	ADEQUAÇÃO ERGONÔMICA	SENSAÇÃO DE COMPATIBILIDADE FÍSICA	CONFORTO	SEGURANÇA	ADEQUAÇÃO ERGONÔMICA	SENSAÇÃO DE COMPATIBILIDADE FÍSICA
A Largura do assento								
B Profundidade do assento								
B1 Profundidade dos Glúteos								
B2 Profundidade da Cabeça Longa do Biceps								
B3 Profundidade da Cabeça Curta do Biceps								
C Tilt generalizado do assento								
D Tilt avançado posterior aos glúteos								
E Altura do assento ao apoio dos pés								
F Inclinação do apoio dos pés								
G Largura do encosto								
H Altura do encosto								
I Inclinação do encosto anterior à lombar L1								
J Inclinação do encosto posterior à lombar L1								
K Extensão do afunilamento das coxas								
L Extensão do afunilamento das panturrilhas								
M Centro de gravidade								
N Largura do apoio dos pés								
O Alinhamento do apoio dos pés								
P Altura do assento ao aro de propulsão								
Q Cambagem das rodas de propulsão								
R Distância da roda até o quadro								
S Comprimento da base de apoio dos pés								
T Altura do anteparo dos pés								
U Altura do descanso de braços								
V Comprimento do descanso de braços								
W Largura da almofada do descanso de braços								
X Espessura da almofada do descanso de braços								

LEGENDA DA PERCEPÇÃO PSICOMOTORA:

- 1 Discordo totalmente
- 2 Discordo parcialmente
- 3 Não concordo nem discordo
- 4 Concordo parcialmente
- 5 Concordo plenamente

Figura 4.5 – Formulário *Comparativo entre a Cadeira de Rodas Pessoal e a Simulação do SWCE*.

A obtenção dos aspectos qualitativos dos dados pertinentes à apreciação de conforto e satisfação do participante em relação à acomodação global do SWCE e os seus ajustes, quando configurado para o modelo personalizado foi baseada na *Escala de Likert*.

A **Escala de Likert** é uma técnica desenvolvida pelo psicólogo *Rensis Likert* em 1932, com o objetivo de determinar uma resposta psicométrica mais fiel às atitudes mentais ou apreciações de um indivíduo. O seu procedimento se baseia na apresentação de um conjunto de dimensões de atitudes para o qual os inquiridos têm de indicar um grau de concordância em relação às proposições feitas. É também a técnica mais adotada em pesquisas de opinião. Ao ser inquirido por um questionário dirigido, o participante especifica o seu nível de concordância ou discordância para com determinada proposição.

No caso deste processo de prescrição é viável a adoção de uma entrevista dirigida, embora se trate de uma pesquisa qualitativa para a etapa em questão, devido a gama de

respostas que são esperadas para validar o método de prescrição pesquisado. O que se quer identificar é o nível de conforto, satisfação, segurança e de acomodação proporcionados pelo equipamento SWCE configurado para o modelo personalizado de cadeira de rodas a ser parametrizado. Sendo que essa parametrização é correlacionada às próprias condições anatômicas e fisiológicas do participante.

Deste modo, a meta da prescrição personalizada é fornecer um modelo de cadeira de rodas ergonomicamente ideal e que garanta ao seu usuário final a melhor sensação de acomodação possível. Portanto, se é notório para o pesquisador que tipo de apreciações necessita-se medir, sabem-se claramente os limites da percepção qualitativa que se deseja observar, e daí o questionário dirigido. Questionários dirigidos não são comuns em pesquisas qualitativas, uma vez que, este tipo de pesquisa objetiva coletar a máxima amplitude de correlações intuitivas realizadas pelo entrevistado em relação ao objeto da pesquisa.

O formulário único e completo da pesquisa está presente no apêndice.

4.3 ANÁLISE DAS CONDIÇÕES DE TESTES E DE SEUS RISCOS POTENCIAIS OU IMPLICAÇÕES

Pesquisas qualitativas visam obter respostas mais profundas que revelam as motivações da insatisfação e as intenções por trás da insatisfação dos entrevistados. Mas geralmente, isso se aplica em pesquisas com contextos mais subjetivos. Na presente pesquisa o contexto da satisfação pode ser totalmente objetivado pela estrutura modelada envolvida (SWCE). Essa condição real facilita e delimita bastante a abordagem a ser adotada.

Por outro lado, podem acontecer dissonâncias cognitivas da parte do participante que tornem a modelagem, a priori objetiva, num processo subjetivado. A percepção cognitiva do participante sobre o grau de conforto e acomodação proporcionados pode não estar em conformidade com as condições anatômicas e fisiológicas modeladas no SWCE, impostas pelo seu próprio corpo. A cognição é o processo ou faculdade do sujeito em adquirir conhecimento ou perceber algo. Quando o equipamento SWCE assume a configuração de ajustes que modela a anatomia do participante, em fidelidade às suas especificações antropométricas e ergonômicas esse processo possui elevado grau de objetividade. Mas quando o participante por meio de sua percepção entra em desacordo com a sua própria anatomia, o grau de objetividade do experimento é rebaixado em detrimento de um grau de subjetividade aumentado. Essa dissonância ou inconsistência entre a percepção e a fisiologia é provocada por certo desconhecimento do indivíduo em relação às necessidades do seu

próprio corpo e pode gerar transtornos, tensões e ansiedades no participante. A fig. 4.6 ilustra a condição experimental onde esse fenômeno pode ocorrer.

O formulário "FORMULÁRIO DE PESQUISA QUALI-QUANTITATIVA" (SWCE_01) é dividido em duas partes principais. A primeira parte, intitulada "Este é o meu ajuste preferido!!!", contém uma tabela com 10 itens de ajuste (A a J) e 5 leituras de percepção (LEITURA 1 a LEITURA 5). A segunda parte, intitulada "EXERCÍCIOS DE PROPULSÃO COM SIMULAÇÃO DE RESISTÊNCIA MECÂNICA REGULÁVEL", contém uma tabela com 12 ajustes (A1 a A12) e 5 leituras de percepção (LEITURA 1 a LEITURA 5). Ambas as tabelas possuem colunas para "AJUSTE/unidade de medida" e "PERCEPÇÃO".

Os resultados dessa modelagem são produto das condições reais fisiológicas do participante.

Os resultados dessa percepção são produto da apreciação cognitiva, objetiva e/ou subjetiva do participante.

PERCEPÇÃO PSICOMOTORA
"TIVE UMA SENSÇÃO REALÍSTICA DE PROPULSÃO?"

1. Discordo totalmente
2. Discordo parcialmente
3. Não concordo nem discordo
4. Concordo parcialmente
5. Concordo plenamente

Figura 4.6 – Correlação entre a modelagem anatômica do participante e a sua percepção cognitiva.

Os ajustes assumidos pelo equipamento são resultados das necessidades antropométricas e ergonômicas do participante. Portanto, são imposições anatômicas exercidas pelo biótipo do participante para com a modelagem. Enquanto que o nível de conforto e acomodação percebidos pelo participante são resultados dos seus próprios processos cognitivos. Na eventualidade de uma correlação entre a percepção e a modelagem, ocorrer de forma divergente, dependendo do grau de discordância sinalizado pelo participante, é necessário averiguar as causas dessa inconformidade, bem como, disponibilizar ações educativas e reabilitações. A reabilitação física do cadeirante é um processo gradual e evolutivo, que depende de conscientização contínua. Muitas vezes, o próprio cadeirante desconhece suas necessidades ergonômico-antropométricas. Ou ainda, carece de uma autopercepção mais ampla e/ou profunda.

É importante ressaltar que o equipamento SWCE é constituído de estofados e tapeçarias projetados de forma a proteger a superfície do corpo do participante contra

proeminências estruturais cortantes, perfurantes e lesionantes; assim como uma cadeira de rodas é dotada de revestimentos acolchoados e protetores ideais. Portanto, qualquer percepção de desconforto sinalizada pelo participante não pode ser proporcionada por falhas de projeto do equipamento, mas sim por inconsistência dos ajustes ora configurados. Da mesma forma ocorre com as cadeiras de rodas. Não é por falta de acolchoamento ideal que o usuário é prejudicado pela cadeira, mas sim por inconsistência das medidas projetadas.

Um possível efeito posterior da pesquisa sobre o participante é a ativação de uma percepção física de desconforto em relação à sua cadeira de rodas pessoal, uma vez que o indivíduo participante pode tornar-se mais consciente de suas necessidades e qualidade de vida, provocando-lhe angústias e ansiedades sobre sua situação atual. Para tanto, os próprios relatórios e formulários de prescrição protocolar, produzidos pela pesquisa lhe serão garantidos, como um meio de compensá-lo com um reforço motivacional sobre as exigências que deverá fazer a partir de então, nas encomendas de suas cadeiras de rodas.

Em contrapartida, ainda como efeitos posteriores da pesquisa sobre o participante tem-se o conhecimento mais amplo e profundo de suas próprias necessidades e condições ergonômico-antropométricas, levando-o irreversivelmente a maiores critérios de encomenda de cadeiras de rodas no futuro.

A identidade do participante deve ser preservada no relatório ou laudas de discussão de resultados. Os métodos empregados na pesquisa não poderão implicar em malefícios psicoemocionais, morais, sociais, intelectuais, espirituais e fisiológicos ao participante. E por isso, a respectiva pesquisa experimental será conduzida em ambiente controlado e privativo, protegendo o participante contra constrangimentos e exposições degradantes. O método deve garantir Repetibilidade e Reprodutibilidade, de forma precisa e exata sem expor o participante a inúmeras tentativas de ajuste levando-o à exaustão, cansaço e fadiga.

- a) Transferência do participante para o SWCE: o participante deverá ser transferido de sua cadeira de rodas usual para o equipamento de prescrição automatizada SWCE. Para isso, a equipe pesquisadora conta com um assistente que fornecerá apoios manuais para que a transferência seja realizada com segurança e conforto. A estrutura do SWCE, bem como, o ambiente controlado de pesquisa fornece condições de apoio e suporte a locomoção e transferências seguras do participante.

Será solicitado ao participante o uso de roupas confortáveis e com menor exposição da pele e outras partes do corpo, pois, em alguns momentos do procedimento podem ocorrer toques interpessoais ou manipulação física devido ao processo de posicionamento dos

instrumentos de medição, coleta de dados e transferência do participante da cadeira para o equipamento SWCE.

O equipamento SWCE foi concebido e projetado para ter os seus ajustes acionados e posicionados com certa facilidade, sem imputar riscos ao participante assentado em sua estrutura modular. Uma vez posicionados os ajustes são travados, mantendo as condições de contorno fixadas, permitindo a leitura precisa das medidas antropométricas obtidas.

A configuração dos módulos ajustáveis do SWCE é feita de forma ordenada, sem que mais de um ajuste esteja sendo colocado em ativação. Portanto, não existe a condição experimental de diversos ajustes sendo realizados simultaneamente. Isso garante que o participante assentado não esteja exposto a riscos físicos, como também previne a atividade contra erros operacionais da equipe pesquisadora. Os mecanismos de acionamento dos ajustes foram constituídos dentro de uma noção à prova de falhas operacionais, inspirada pelos sistemas *Poka Yoke* da filosofia *Lean Manufacturing* da Toyota.

Os ajustes do equipamento possuem escalas contínuas de posicionamento, dentro de uma faixa discreta de amplitude.

No caso de o participante desejar experimentar outras posições, ele deverá ser transferido para sua cadeira de rodas usual, até que o ajuste solicitado seja inserido, e posteriormente ser transferido novamente para a estrutura modular do SWCE. Deste modo, o participante ainda poderá avaliar diversas combinações de configurações de modelagem aprofundando melhor sua autopercepção, sob diversas perspectivas.

- b) Medidas de segurança contra vibrações e falhas na estrutura: para evitar falhas estruturais, rompimentos e quedas, foram realizadas análises de comportamento mecânico e distribuição de tensões/deformações servindo como critério de segurança do projeto. Nestas análises foram impostas sobre a estrutura cargas de força peso de até 1800 N. A estrutura foi projetada para um desempenho satisfatório nestas faixas de carga, com rigidez e estabilidade de forma segura.
- c) Análise de riscos físicos ao participante: o participante pode sofrer lesões ou quedas devido à perda de equilíbrio durante a transferência, ou devido a partes estruturais expostas do equipamento. Embora o projeto tenha sido idealizado dentro de uma perspectiva de segurança, que avaliou o máximo de riscos pertinentes, ou de influências entre peças e componentes, principalmente se considerar que a ajustabilidade modular entre as partes mecânicas implica em mudanças de posicionamentos e contatos com a estrutura, a probabilidade de ocorrer acidentes ainda existe. Por isso, os profissionais envolvidos na prescrição devem observar

rigorosamente os procedimentos experimentais, minimizando falhas potenciais e transtornos ao participante. Por fim, ainda há o risco de cansaço e fadiga física durante a condução dos experimentos. Os experimentos devem ser organizados, pré-planejados, mantendo o monitoramento constante do estado físico do participante. O sistema SWCE possibilita a realização de testes ergométricos protocolares, submetendo o participante a cargas mais intensas de trabalho de propulsão muscular, a fim de se determinar mais claramente seu desempenho biomecânico e seus limites físicos. Esta prática poderia ser conduzida de acordo com o desejo do participante, e não influenciaria nos propósitos da pesquisa, nem nos resultados científicos almejados. O propósito desta pesquisa é desenvolver um sistema de prescrição de cadeiras de rodas e não de avaliação ergométrica. Neste caso, a exposição a riscos de taquicardia, ou colapso fisiológico inviabiliza a prática e alerta para os rigores a serem observados, como atendimento médico disponível e monitoração de um profissional da saúde. Portanto, testes ergométricos não serão realizados nos experimentos. Qualquer encaminhamento médico do participante, durante o experimento, será garantido gratuitamente pela equipe pesquisadora.

- d) Análise de riscos psicológicos ao participante: entre os riscos psicológicos mais prováveis podem ser citados algum tipo de receio durante a transferência para o equipamento e na sua acomodação, anseios de queda ou lesões durante os posicionamentos dos ajustes. Além da própria experiência em si, poder incitar alguns temores e desconfortos mentais, há também os riscos de insatisfação e frustração durante os experimentos. O participante pode se sentir angustiado devido ao reconhecimento de suas características fisiológicas mais completas, que até então poderiam ser desconhecidas, colocando-o diante de uma autorreflexão condicional, acerca de limitações das quais não estaria consciente. Alguns hábitos comportamentais negativos de postura no assento na cadeira de rodas podem ser revelados durante os experimentos, submetendo o participante a auto-indignação. E ainda, há riscos de cansaço mental e fadiga psicológica durante a condução dos experimentos. Os experimentos devem ser organizados, pré-planejados e mantendo o monitoramento constante do estado psicológico do participante. O sistema de coleta de dados pela técnica de *Likert*, com as proposições direcionadas, ameniza as chances de indignação pessoal na entrevista, choque cultural, exposição da intimidade, questionamentos e comentários invasivos, oportunidades de violação xenofóbica, sexista, social ou espiritual. Durante o experimento, o pesquisador deve estabelecer uma relação de *rapport* para com o participante. O *rapport* é uma técnica

induzida pelo entrevistador para desenvolver uma ligação de empatia entre as partes. O desenvolvimento de um quadro satisfatório de relacionamento entre o pesquisador e o participante também favorece a minimização de tensões psicológicas no participante, que ainda podem provocar tensões musculares que pela contração dos músculos podem alterar as medidas do corpo, e prejudicar a metodologia proposta. E por fim, os riscos de identificação do participante serão minimizados pelo descarte e destruição de gravações durante os experimentos. No caso, de os resultados da pesquisa demandar alguma ilustração experimental, a identidade do participante será protegida por edições gráficas que ocultem totalmente os seus traços identitários (características faciais, tatuagens, marcas específicas, etc.).

O processo de prescrição emitirá um banco de dados com dimensões otimizadas em função de sua deficiência, antropometria e características da modalidade esportiva praticada. Este banco de dados vai alimentar as geometrias das cadeiras desenhadas de forma parametrizada em ambiente *CADSolidworks* que, por sua vez, já foram devidamente projetadas segundo uma determinada modalidade esportiva. Este procedimento também faz parte da metodologia de prescrição e será apresentada no capítulo V, onde foram implementados 9 diferentes tipos de cadeiras de rodas para alto rendimento e vida diária.

CAPÍTULO V




AUTOMATIZAÇÃO DO PROCESSO DE MODELAGEM DE CADEIRAS DE RODAS

Neste capítulo serão apresentados os modelos de cadeiras de rodas otimizadas e parametrizadas que completam a metodologia de personalização desta tecnologia assistiva segundo o processo de prescrição proposto neste trabalho.

5.1 CONFIGURAÇÃO GERAL DAS CADEIRAS DE RODAS PARAMETRIZADAS

Com o SWCE totalmente configurado com as dimensões físicas do participante e pronto para fornecer as medições pré-estabelecidas no processo de prescrição, as leituras dos dados adquiridos são inseridas no modelo parametrizado. O SWCE pode fornecer medidas para a parametrização de qualquer modalidade esportiva de cadeira de rodas. Para tanto, o sistema de prescrição foi organizado conta com novos modelos preliminares de cadeiras de rodas parametrizadas de diversas modalidades.

Cada modelo será apresentado separadamente, incluindo detalhes de projeto e de parametrização. Todos os modelos foram construídos tendo como base geométrica uma tubulação trefilada triangular, curvilínea, com desenho anatômico. Este desenho proporciona maior conforto, rigidez e segurança. Portanto, as estruturas das cadeiras de rodas são sensíveis à anatomia das mãos do usuário que as seguram. A fig. 5.1 ilustra esse perfil tubular. Foram desenvolvidos 9 tipos de cadeiras de rodas neste trabalho que atendem as seguintes modalidades:

-  Cadeira de Rodas de Uso Diário
-  Basquetebol
-  Bocha Paralímpica
-  Esgrima
-  Handebol
-  Parabadminton
-  Rúgbi Ataque e Defesa
-  Tênis de Mesa
-  Tênis de Quadra e Campo
-  Tiro ao Alvo
-  Tiro com Arco
-  Ciclismo em Manocletas

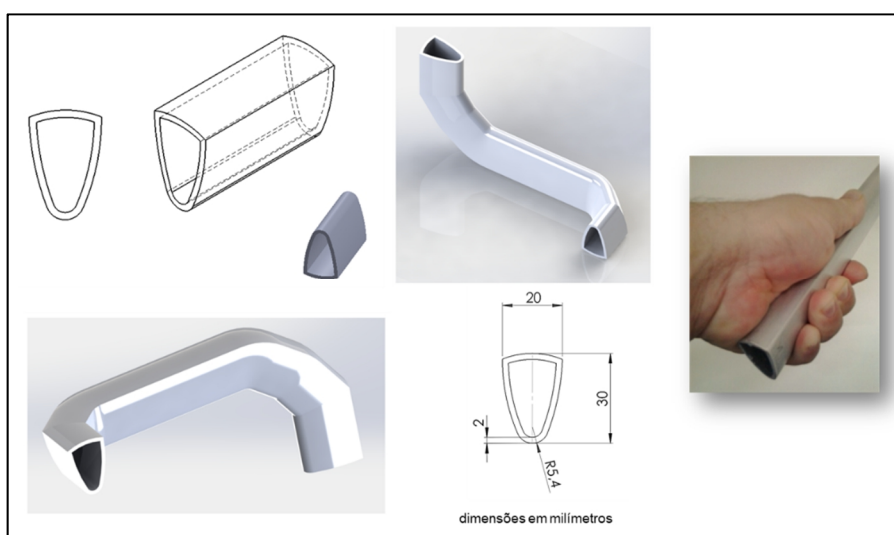


Figura 5.1 – Desenho esquemático do perfil de trefilado tubular anatômico projetado para o desenvolvimento dos modelos de cadeira de rodas.

O modelo de perfil tubular apresenta boa aderência aos contornos dos quadros estruturais das cadeiras de rodas, permitindo conformações, torções, cortes e soldagens adequados, além de proporcionar rigidez mecânica desejável.

O material prescrito para a fabricação de todos os modelos parametrizados é a Liga de Alumínio 6061 T-6F, muito utilizada na indústria aeronáutica devido à sua resistência, usinabilidade e leveza. Após os processos de fabricação as estruturas devem passar por tratamento térmico controlado para se obter a recuperação das características primitivas da liga metálica. Os acabamentos propostos são o polimento das rebarbas e superfícies, seguido de pintura eletrostática.

Ainda, de acordo com a preferência do usuário, o quadro estrutural dos modelos pode ser preservado sem pintura, com a superfície nua e polida. Ultimamente, alguns paratletas têm preferido esse acabamento ao invés da pintura.

5.2 CADEIRA DE RODAS ANATÔMICA OTIMIZADA E PARAMETRIZADA DE USO DIÁRIO, BOCHA PARALÍMPICA, TIRO AO ALVO E TIRO COM ARCO



Adaptado de <http://www.cpb.org.br/>

Este modelo parametrizado contempla a categoria de Cadeiras de Roda destinadas ao uso diário, na vida cotidiana (ver fig. 5.2). Também pode ser empregada nas modalidades esportivas de Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco.

O modelo de Cadeira de Rodas para uso diário proposto é constituído de um quadro ergonomicamente desenhado de forma a favorecer a estabilidade e a propulsão do cadeirante. Deste modo, é compreendido por um projeto otimizado que se baseia em estudos de anatomia, ergonomia e cineantropometria humana, desenvolvendo a melhor composição de acomodação do usuário na estrutura da cadeira, que favoreça a sua correção postural e o melhor desempenho durante o manejo e nas atividades biomecânicas.

Estes contornos geométricos anatômicos propõem garantir que as propriedades fisiológicas prescritas de cada cliente final estejam intrinsecamente compreendidas no projeto preliminar.

O projeto apresenta uma massa estimada em 5,80 kg, com todos os componentes exceto o par de rodas. No mercado, estão disponíveis rodas para cadeiras nos mais diversos materiais com até 1,5 kg por unidade. Deste modo, pode-se ter a cadeira fabricada com massa otimizada, entre 8,80 kg a 10,13 kg nos casos em que a roda for mais densa.



Figura 5.2 – Cadeira de Rodas de Uso Diário.

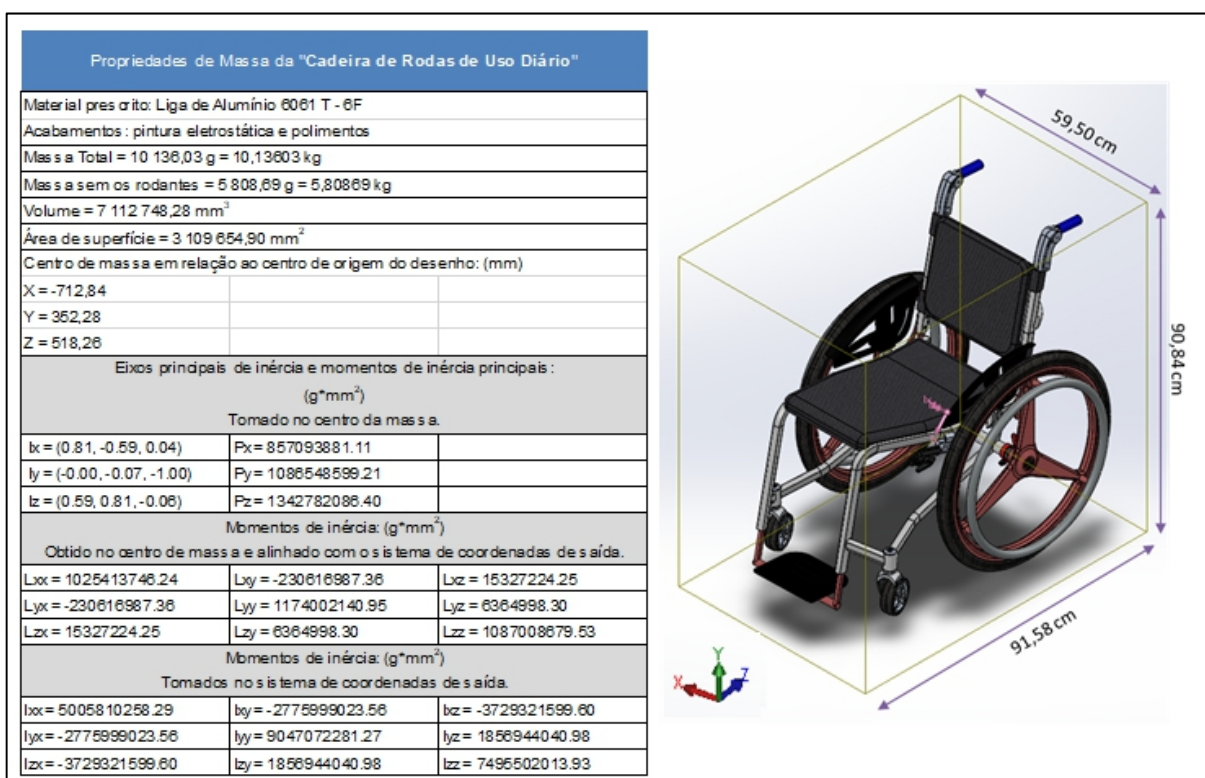


Figura 5.3 – Propriedades geométricas da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

O escopo da cadeira de rodas é composto pelo quadro estrutural ergonômico e mais outros dezoito componentes. Ao todo, vinte e sete peças constituem o seu modelo, conforme mostra a fig. 5.4. O quadro estrutural ergonômico é detalhado pela fig. 5.5.

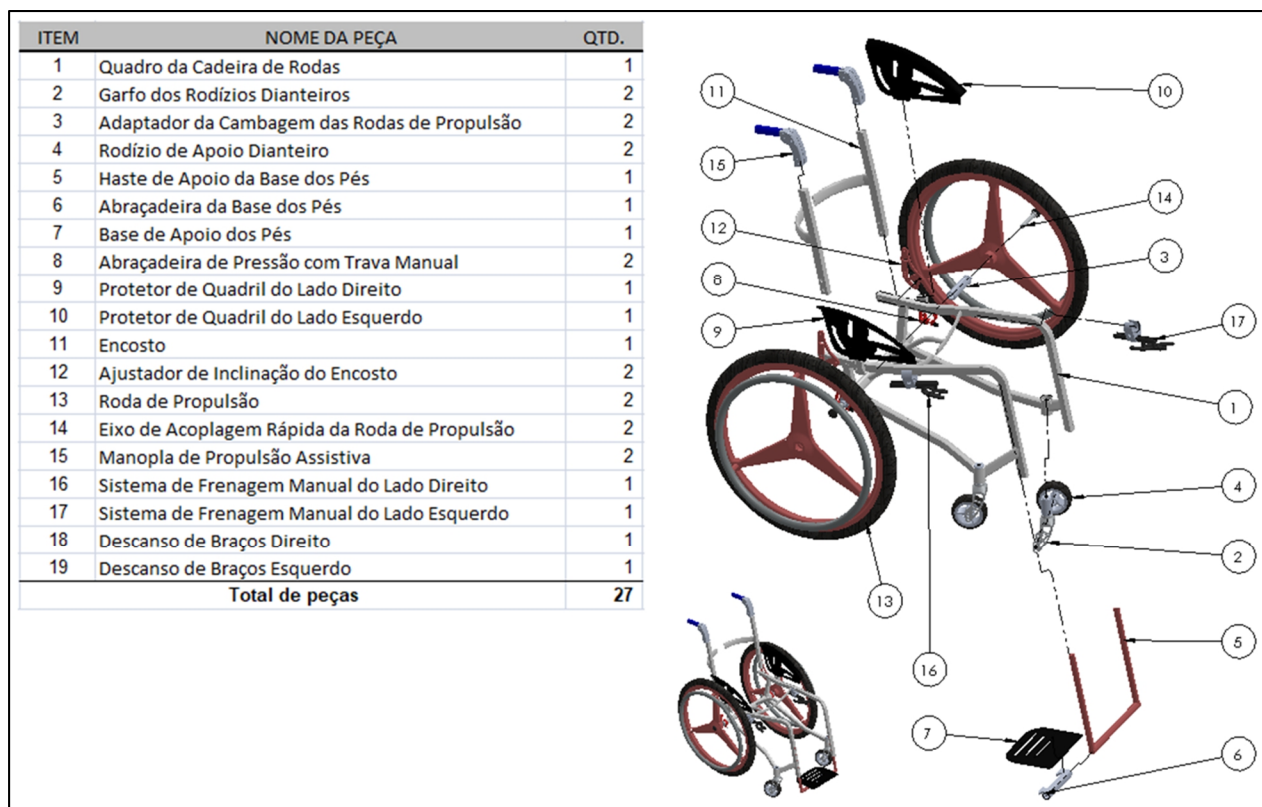


Figura 5.4 – Desenho esquemático da montagem da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

A “Cadeira de Rodas Anatômica Otimizada e Parametrizada de Uso Diário” é composta de um quadro estrutural (1) que compreende o assento (1.1), seguido do apoio das pernas (1.2), interpostos pela acoplagem do Protetor de Quadril ou do Descanso de Braços (1.3), a barra acoplagem do encosto (1.4), a acoplagem dos garfos dianteiros (1.5), o eixo das rodas de propulsão (1.6), a barra de reforço estrutural do eixo (1.7) e duas barras de reforço estrutural e porta-bolsas (1.8). A Cadeira também é composta por um garfo de rodízios (2), um adaptador de cambagem (3) duas rodas de propulsão (13), rodízios de apoio dianteiro (4), uma haste de apoio dos pés (5) uma abraçadeira da base dos pés (6) e uma chapa que faz a base de apoio dos pés (7). O eixo (1.6) se acopla aos rodantes de propulsão (13) por meio de abraçadeiras de pressão com travamento manual (8) e um eixo de acoplamento rápido (14). A cadeira, ainda, é constituída por protetores laterais de quadril (9 e 10) que podem ser substituídos por descansos de braços (18 e 19), por duas manoplas de propulsão assistiva (15), por um par de sistemas de frenagem manual (16 e 17), por um encosto (11) auxiliado

por um ajustador de inclinação (12). Este encosto (11), por sua vez, é constituído de duas colunas reclináveis (11.1) e um dispositivo de propulsão assistiva (11.2). O garfo dianteiro (2), por sua vez, é composto pelo garfo perfilado (2.1), por rolamentos (2.2), pelo eixo dos rolamentos (2.3), pelas tampas inferior (2.4) e superior (2.6), pelo cilindro de revestimento dos rolamentos (2.5), por um parafuso (2.7) e uma porca sextavada (2.8) e pelo rodízio para uso diário (2.9). O sistema de frenagem (16 e 17) manual é composto por uma haste de suporte no quadro estrutural (16.1), um cilindro da alavanca (16.2), duas chapas de guia de curso da alavanca (16.3), uma alavanca de acionamento (16.4), um atuador da frenagem (16.5) e um conjunto de abraçadeira (16.6) para instalação no quadro estrutural (1).

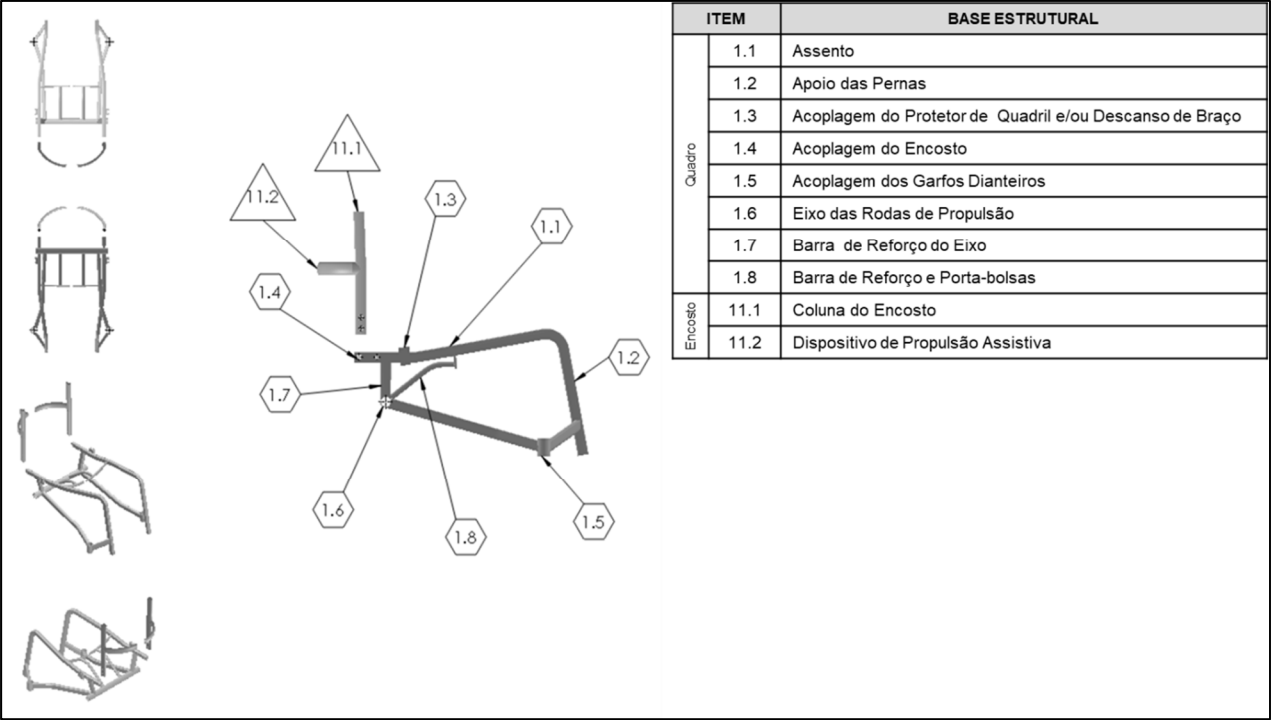


Figura 5.5 – Desenho detalhado do quadro estrutural da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

O quadro estrutural (1) apresenta contornos no assento (1.1) que delineiam os contornos externos das pernas do cadeirante até o ponto dos joelhos e seguindo pela tíbia, onde o apoio das pernas (1.2) mantém estes membros sob um posicionamento adjunto que promove maior eficiência biomecânica de centro de equilíbrio. A coluna do encosto (1.11) possui inclinação ajustável com curvatura suave à acomodação das costas. O assento possui uma inclinação suave para as pernas do cadeirante, mantendo-o numa postura mais ativa para a propulsão e manobras rápidas. Também proporciona adequação ergonômica na postura de assentada do usuário.

A fig. 5.6 ilustra o desenho esquemático das vistas projetadas pela cadeira de rodas de uso diário.

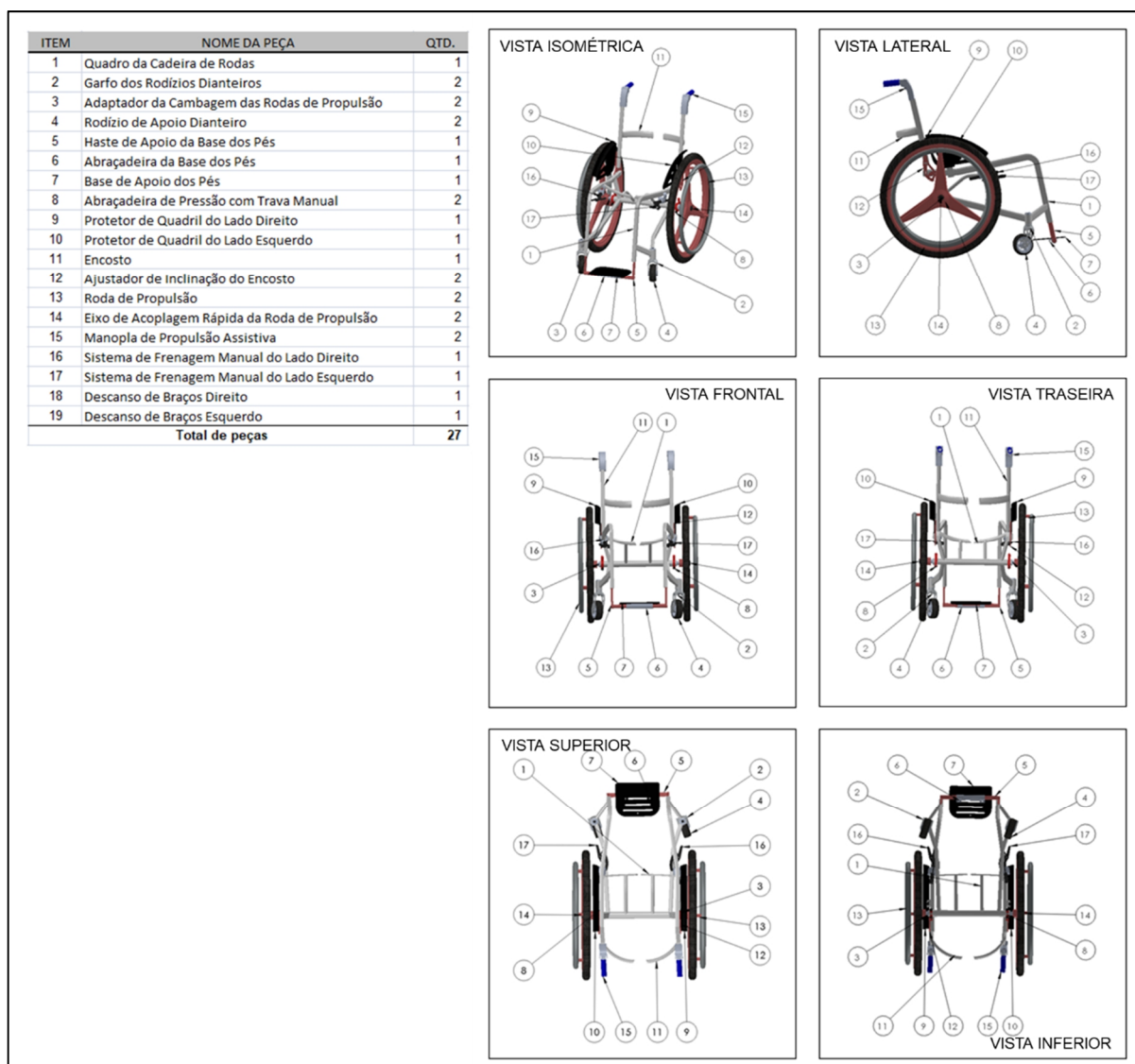


Figura 5.6 – Desenho esquemático das vistas projetadas da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

O modelo ergonômico da Cadeira de Rodas de Uso Diário projeta o cadeirante acomodado numa postura mais ativa, desinibindo suas aptidões biomecânicas de forma eficiente. Trata-se de uma proposta mais esportiva para essa categoria de cadeira de rodas, que sugira uma atitude proativa de propulsão e manejo, e consequente, uma experiência psicomotora estimulante. O posicionamento proativo do cadeirante sobre a cadeira de rodas também pode exercer uma influência emocional positiva, com melhores estados de ânimo e engajamento para a reabilitação da saúde.

O *tilt* do assento é um dos recursos mais aprovados pelos usuários de cadeiras de rodas. A inclinação do assento garante estabilidade na acomodação de pessoas com

sequelas de pólio, dismotria cerebral ontogenética espástica, atetóide, atáxica, mista ou com tremores, amputados nos membros inferiores, portadores de disrafismo espinhal, distrofias musculares, escleroses múltiplas, más-formações, hidrocefalias, anencefalias, lesões medulares com topografia alta, entre outras doenças.

No caso de usuários mais debilitados, que apresentam maior comprometimento do equilíbrio do tronco, como por exemplo, no caso de lesões mais severas da coluna cervical, é necessário garantir apoios estruturais que acomodem o tórax e os membros superiores. Pessoas com deficiências físicas mais severas acomodam-se na cadeira de rodas de forma mais acamada, como se a cadeira fosse um prolongamento do seu leito de descanso. Por isso, nas cadeiras de rodas de uso diário convencionais há sempre uma barra fixa ao quadro estrutural para o descanso dos braços. Com os braços apoiados neste dispositivo de descanso, o cadeirante desenvolve maior capacidade de manter o tronco em equilíbrio. O apoio dos braços é um recurso estrutural que permite o alinhamento de todo o tronco, como também favorece a compensação postural que alivia as tensões oriundas de posicionamentos fixados por longos períodos. Portanto, o descanso de braço propicia o ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC) para cadeirantes com capacidade ativa dos membros superiores.

Por isso, a “Cadeira de Rodas Anatômica Otimizada e Parametrizada de Uso diário” possui um sistema adicional de adaptação de apoio dos braços, que possibilita tornar a cadeira de rodas – a priori mais esportiva – num leito mais acomodável. A fig. 5.7 detalha essa alternativa do projeto.

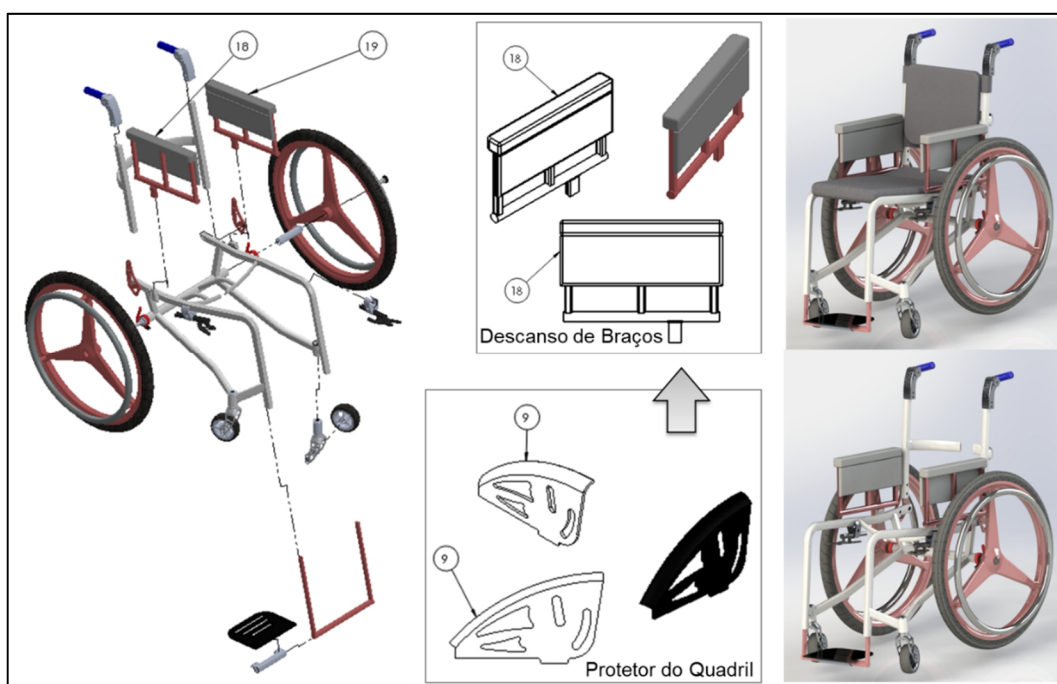


Figura 5.7 – Alternativa do Descanso de Braços substituindo o Protetor de Quadril.

O dispositivo de Descanso de Braços (itens 18 e 19 do projeto) é revestido com almofadas de alta densidade, e um aporte prolongado por toda a extensão da altura do quadril, que tornam o apoio mais confortável, além de garantir a função de proteção de quadril correspondente à peça que este substituiu (itens 9 e 10 do projeto).

Cadeiras de Rodas de Uso Diário devem possuir uma estrutura compatível com as exigências da locomoção cotidiana, onde condições diversas estão presentes. Na vida diária, o cadeirante se desloca por locais regulares como o ambiente domiciliar, e territórios irregulares como os ambientes externos. São situações bastante antagônicas entre si, no que tange às solicitações sobre a cadeira de rodas. Enquanto nos ambientes internos as solicitações sobre a cadeira serão de espaço, nos ambientes externos serão de resistência estrutural.

No domicílio o cadeirante necessita que a sua cadeira passe pelos recintos apertados disputando ocupação com mobílias e outros diversos obstáculos, da forma mais confortável e precisa o possível. Nos ambientes exteriores, o cadeirante necessita que sua cadeira seja propulsionada da forma mais segura e estável possível, sobre terrenos extremamente irregulares.

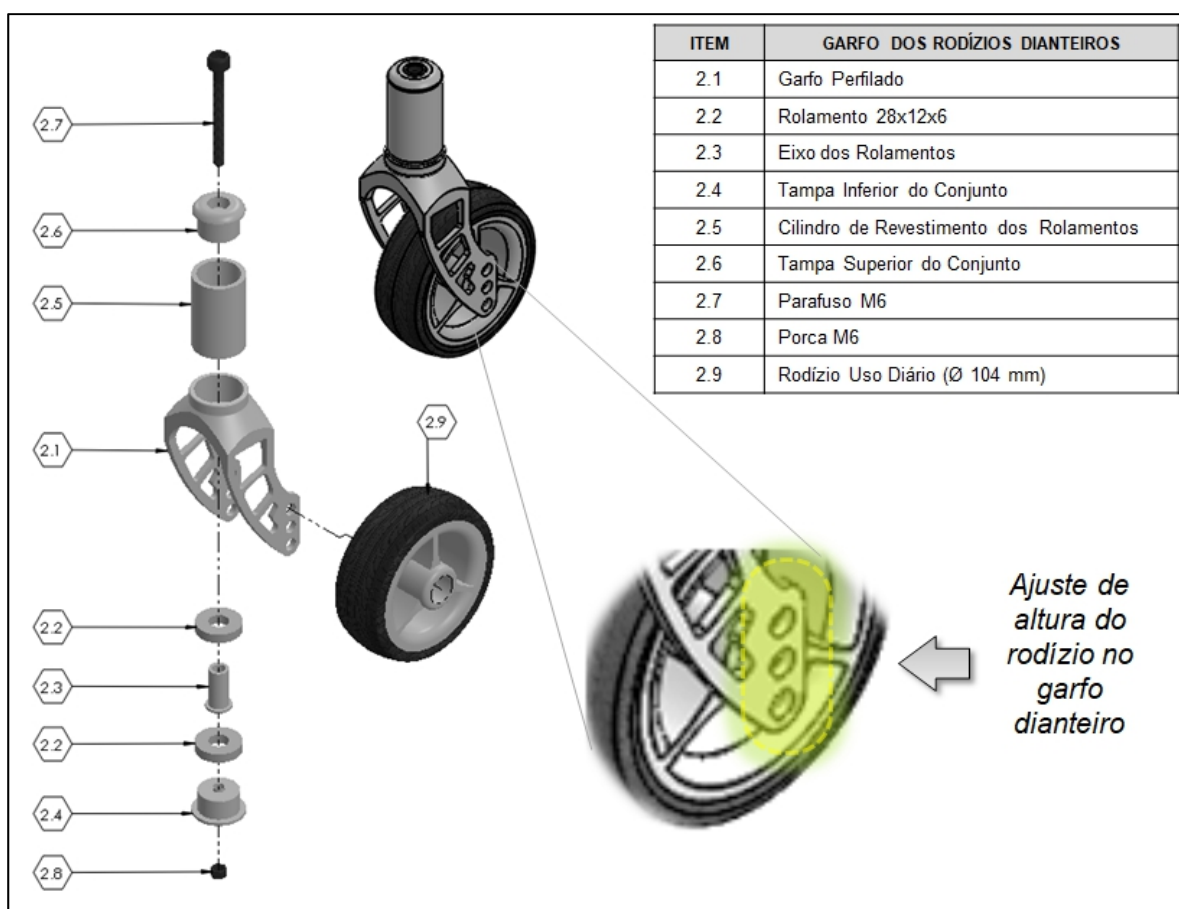


Figura 5.8 – Garfo dianteiro com rodante de uso diário.

Assim, o modelo proposto é constituído por um sistema de garfos dianteiros (ver fig. 5.8) com rodantes de 104 mm, que permitem transcender desníveis de terreno irregulares, e proporcionam conforto e estabilidade. O sistema de rolamentos internos duplos mantém a rotação do rodízio, em torno do eixo do garfo, mais lisa. O garfo possui um acabamento estilizado, com linhas arrojadadas que dão um aspecto formoso e esportivo, além de possuir a resistência mecânica necessária. Nele há três furos alinhados verticalmente, por onde se pode acoplar o eixo do rodízio, permitindo um ajuste de altura do mesmo.

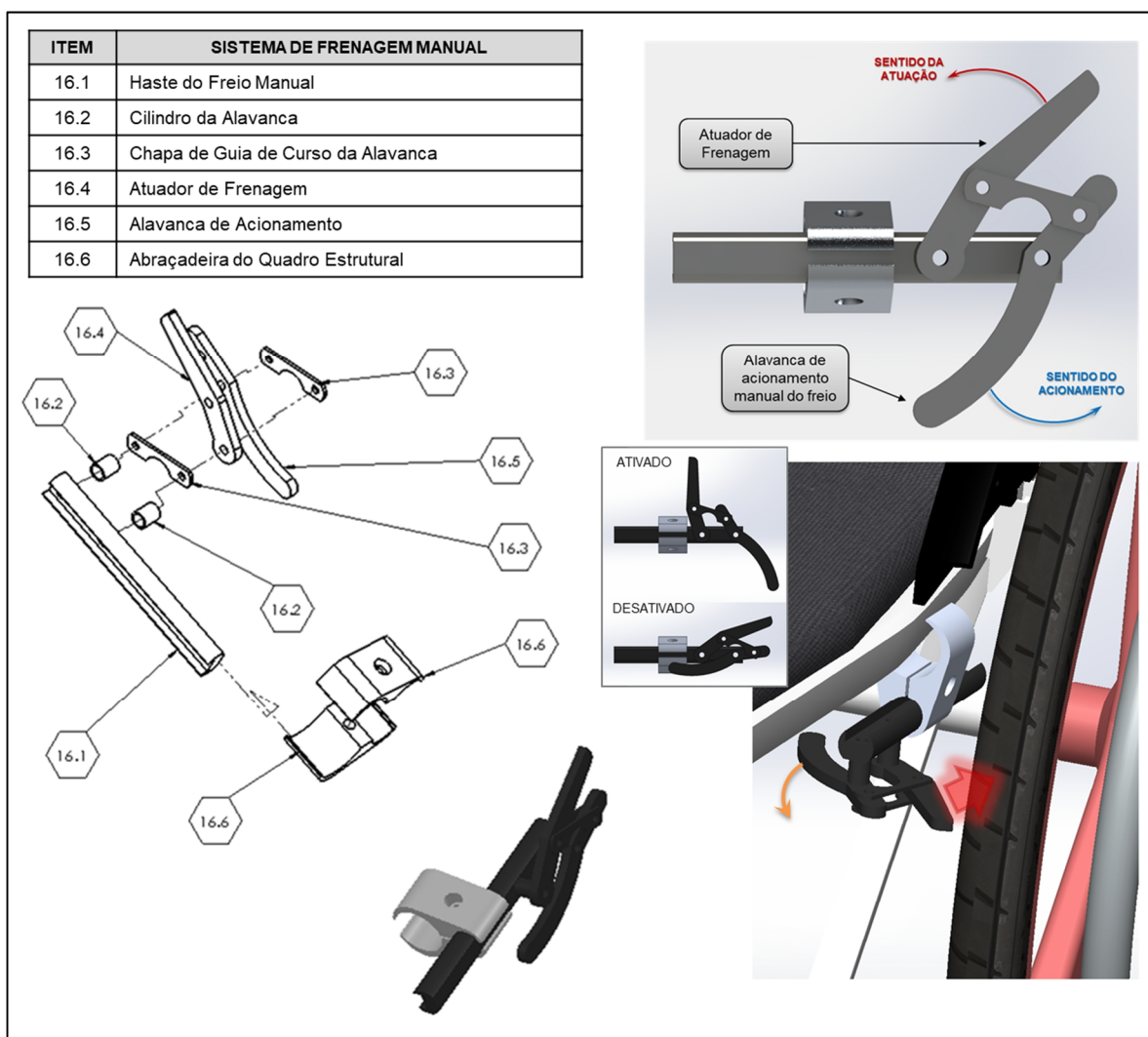


Figura 5.9 – Sistema de frenagem dos rodantes da cadeira de rodas.

A “Cadeira de Rodas Anatômica Otimizada e Parametrizada de Uso diário” é dotada de um sistema de frenagem e estacionamento (ver fig. 5.9), independente para cada rodante, acionado por alavanca manual de fácil acesso ao cadeirante. Um conjunto de atuadores articulados por hastes mecânicas transmitem a aplicação de uma força resistente contra a superfície do pneu do rodante. Este sistema é preferencialmente utilizado para o

estacionamento da cadeira. Para amenizar danos superficiais à textura dos pneus devido à atuação do freio, o acabamento do atuador de frenagem é chanfrado nos cantos em uma face de secção polida.

A propulsão da cadeira de rodas é realizada pela impulsão dos aros nos rodantes traseiros. A roda é acoplada ao quadro estrutural por meio de um adaptador e um eixo de rápido acionamento manual. O adaptador é inserido no eixo tubular do quadro estrutural da cadeira de rodas e fixado por uma abraçadeira de pressão manual. A fig. 5.10 ilustra estes componentes.

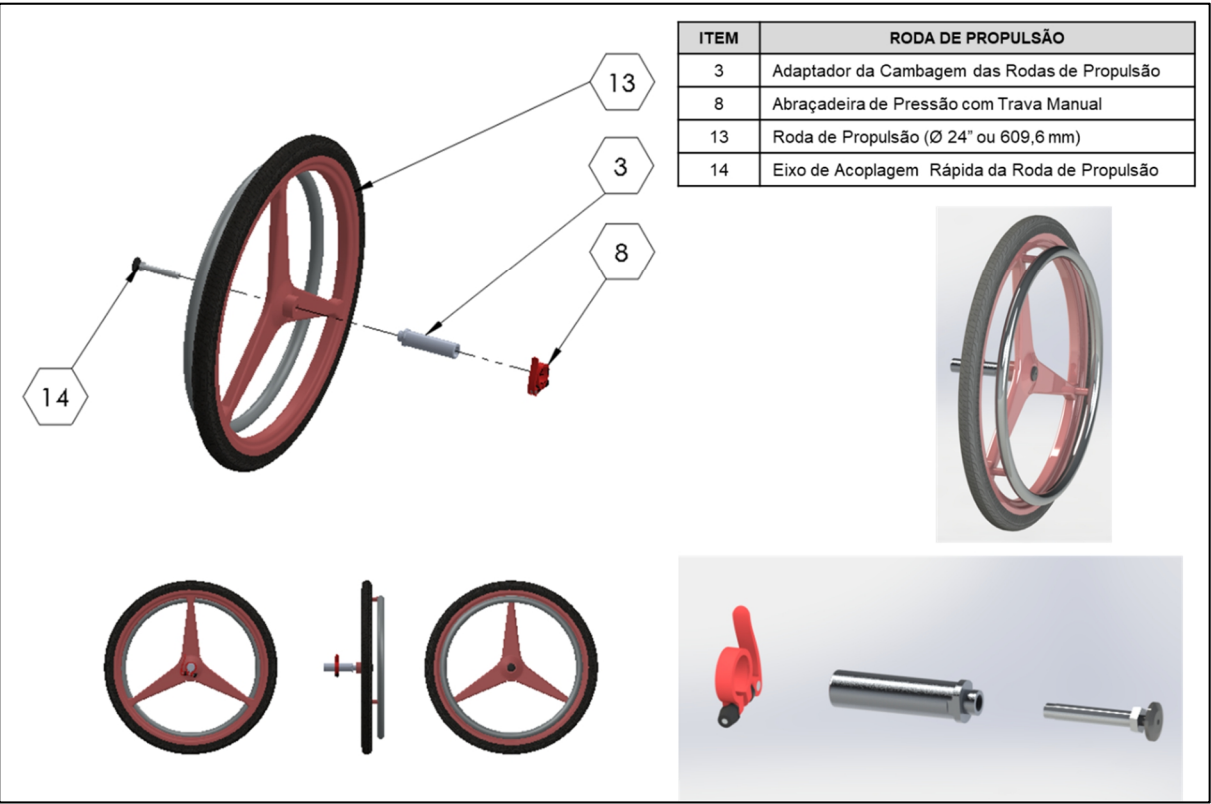


Figura 5.10 – Roda de propulsão com os componentes de acoplamento.

O adaptador, onde a roda se acopla, tem a função de determinar a cambagem desejada da roda sem que seja necessário inclinar o eixo tubular no quadro estrutural. O adaptador representa uma solução de engenharia que viabiliza a parametrização da função de cambagem das rodas da cadeira. Sem o adaptador, cada cadeira de rodas projetada com uma cambagem dos rodantes desejada representaria um escopo totalmente específico, inviabilizando um projeto otimizado e parametrizado. A roda de propulsão mostrada pode ser meramente ilustrativa, uma vez que, qualquer rodante encontrado no mercado é intercambiável a este modelo.

O apoio dos pés na cadeira de rodas é fornecido por uma base estilizada fixada com abraçadeira de pressão em uma haste característica que se acopla aos tubos de apoio das pernas no quadro estrutural. A fig. 5.11 ilustra estas peças.

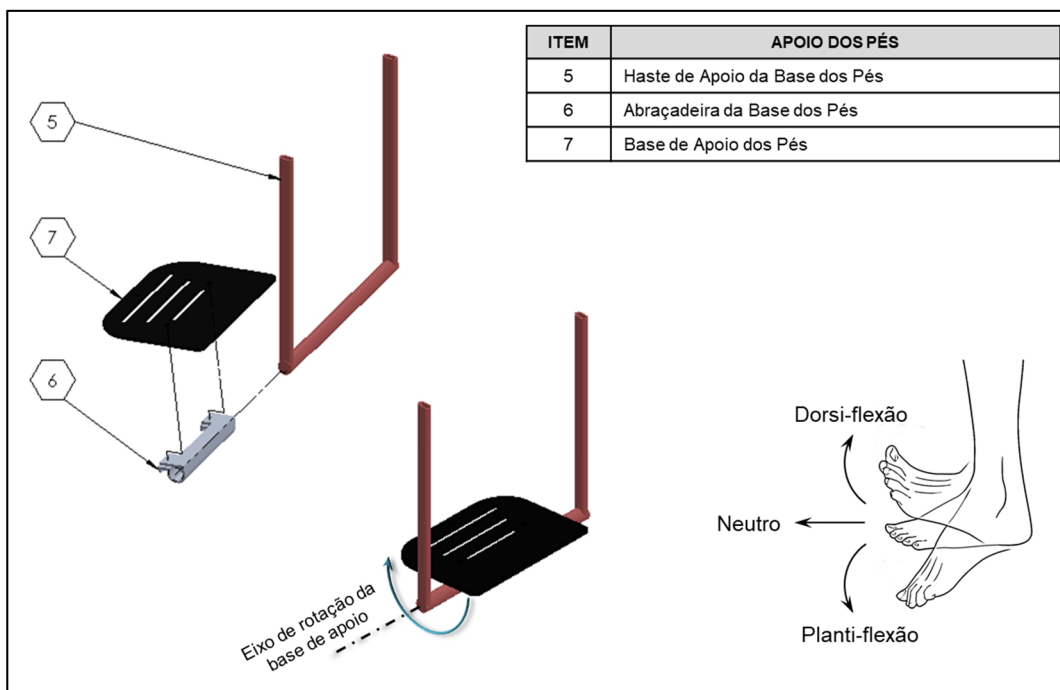


Figura 5.11 – Apoio dos pés da cadeira de rodas de uso diário

A base de apoio é parafusada na abraçadeira que se prende à haste. Esse sistema de acoplamento permite que a base rotacione em torno do eixo transversal da haste, possibilitando o ajuste de inclinação dos pés na altura dos tornozelos com flexão planar, neutro ou dorsiflexão, conforme a necessidade do usuário.

O encosto da cadeira de rodas pode ser ajustado com inclinação preferencial do usuário, para melhor aderência às costas. Esta função é possibilitada por um ajustador de inclinação próprio (ver fig. 5.12). Este recurso também colabora para dar à cadeira um aspecto mais esportivo ou mais acamado, de acordo com as condições fisiopatológicas do cadeirante.

Além da propulsão manual, as cadeiras de rodas de modo geral, possuem um dispositivo de propulsão assistiva. Este recurso fornece a condição para que pessoas terceiras auxiliem o cadeirante.

No modelo proposto, há dois dispositivos para atender essa condição de assistência ao cadeirante. Há um dispositivo de propulsão assistiva na própria estrutura do encosto, e há um segundo dispositivo na forma de manoplas de serviço instaladas no topo das colunas do encosto, conforme mostra a fig. 5.13.

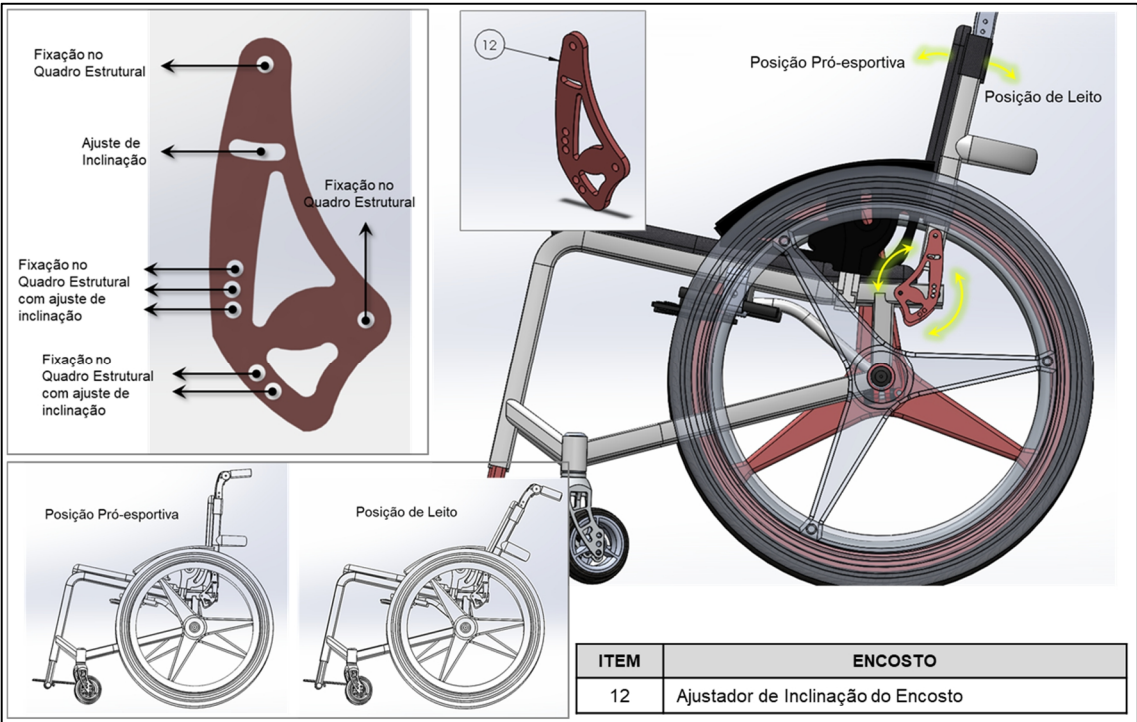


Figura 5.12 – Ajustador de inclinação do encosto da cadeira de rodas de uso diário.

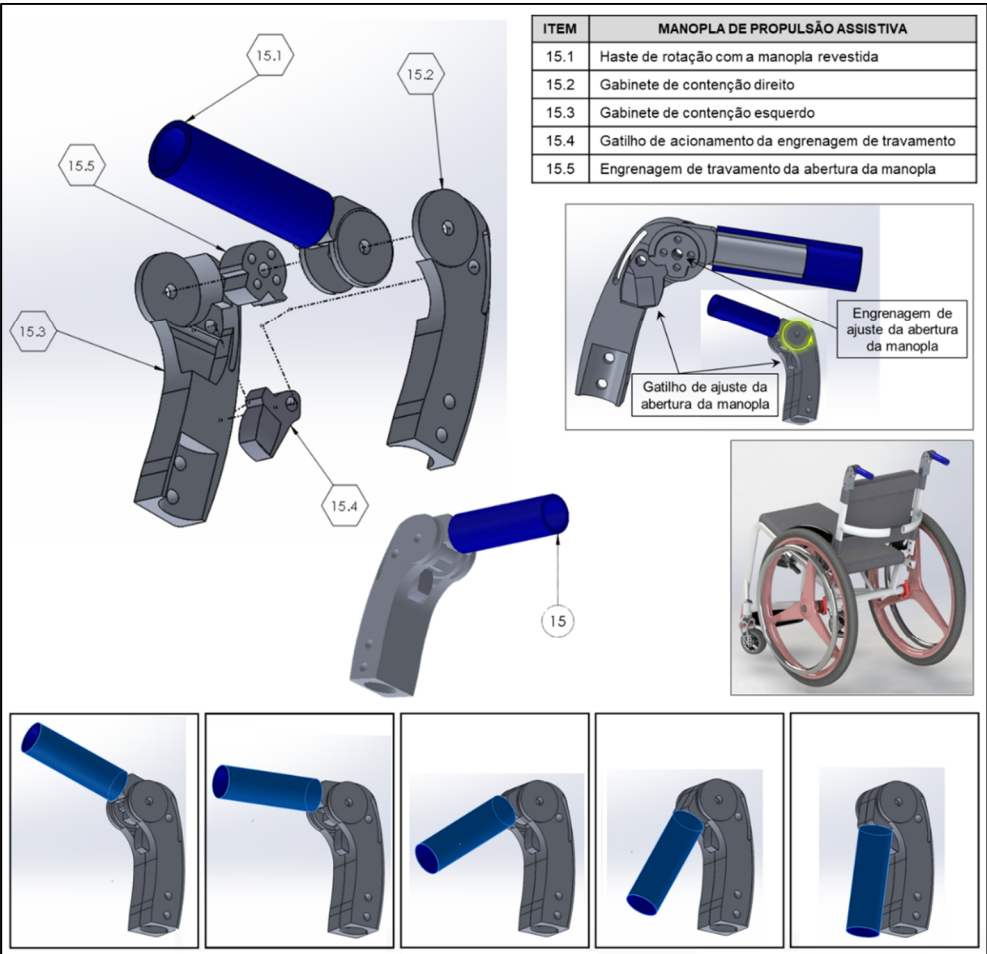


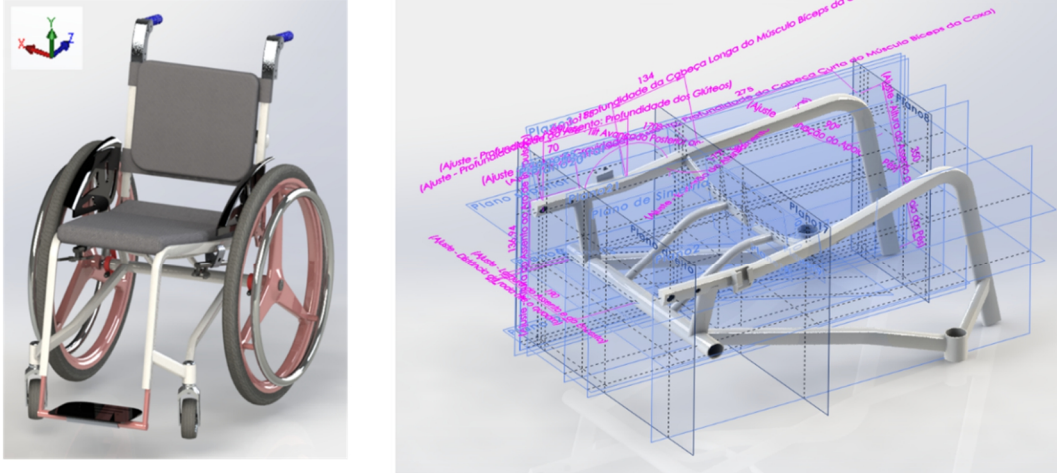
Figura 5.13 – Sistema de propulsão assistiva da cadeira de rodas de uso diário.

A manopla de propulsão assistiva é dotada de um sistema interno de engrenagem de travamento que permite que a haste de pegadura seja recolhida ou estendida. A engrenagem é destravada por um gatilho com efeito de mola.

5.2.1 Parametrização da Cadeira de Rodas de Uso Diário

A cadeira de rodas é desenvolvida em uma modelagem parametrizada que permite ajustes precisos em seu escopo, incorporando as dimensões antropométricas do cliente aos seus contornos estruturais, reproduzindo um modelo personalizado correspondente às expectativas e leituras de cada usuário.

Tabela 5.1 – Parametrização da Cadeira de Rodas de Uso Diário.



PARAMETRIZAÇÃO DO PROJETO: Cadeiras de Rodas de Uso Diário Anatómica							
ESCOPO	ITEM	DIMENSÃO PARAMETRIZADA	UND	LI	LS	Amplitude Δ	GDL's (Eixo)
QUADRO ESTRUTURAL DA CADEIRA DE RODAS	A	Parâmetro da Largura do Assento	cm	25,000	70,000	45,000	Linear ao Eixo X
	B1	Parâmetro da Profundidade dos Glúteos	cm	10,000	30,000	20,000	Linear ao Eixo Z
	B2	Parâmetro da Profundidade da Cabeça Longa do Músculo Bíceps da Coxa	cm	5,000	30,000	25,000	Transversal aos Eixos YZ
	B3	Parâmetro da Profundidade da Cabeça Curta do Músculo Bíceps da Coxa	cm	5,000	30,000	25,000	Transversal aos Eixos XZ
	C	Parâmetro da Inclinação Avançada Posterior aos Glúteos	grau	5,000	75,000	70,000	Em torno do Eixo X
	D	Parâmetro da Altura do Assento ao Apoio dos Pés	cm	30,000	70,000	40,000	Transversal aos Eixos YZ
	E	Parâmetro da Inclinação do Apoio dos Pés	grau	45,000	180,000	135,000	Em torno do Eixo X
	F	Parâmetro da Extensão do Afunilamento das Coxas	grau	20,000	50,000	30,000	Em torno do Eixo Y
	G	Parâmetro do Centro de Gravidade	cm	0,000	20,000	20,000	Linear ao Eixo Z
ACESSÓRIOS INDEPENDENTES	H	Parâmetro da Altura do Assento ao Aro de Propulsão	cm	5,000	30,000	25,000	Linear ao Eixo Y
	I	Parâmetro da Distância das Rodas de Propulsão até o Quadro	cm	5,000	15,000	10,000	Linear ao Eixo X
	J	Parâmetro da Largura do Encosto	cm	25,000	70,000	45,000	Linear ao Eixo X
	K	Parâmetro da Altura do Encosto	cm	15,000	60,000	45,000	Linear ao Eixo Y
	L	Parâmetro da Inclinação da Coluna do Encosto	grau	15,000	60,000	45,000	Em torno do Eixo X
	M	Parâmetro da Cambagem das Rodas de Propulsão	grau	0,000	30,000	30,000	Em torno do Eixo Z
	N	Parâmetro da Largura do Apoio dos Pés	cm	10,000	60,000	50,000	Linear ao Eixo X
	O	Parâmetro do Comprimento do Apoio dos Pés	cm	10,000	60,000	50,000	Linear ao Eixo Y
	P	Parâmetro do Alinhamento do Apoio dos Pés	grau	- 45,000	45,000	90,000	Em torno do Eixo X
	Q	Parâmetro do Comprimento do Descanso de Braços	cm	10,000	70,000	60,000	Linear ao Eixo Z
	R	Parâmetro da Largura do Descanso de Braços	cm	4,000	10,000	6,000	Linear ao Eixo X
	S	Parâmetro da Altura do Descanso de Braços	cm	10,000	50,000	40,000	Linear ao Eixo Y
	T	Parâmetro da Espessura da Almofada do Descanso de Braços	cm	2,000	6,000	4,000	Linear ao Eixo Y

O presente modelo fornece uma experiência de personalização intricada no projeto de Cadeiras de Rodas otimizadas para o *Uso Diário*, de forma inovadora, precisa e sistematizada (ver tab. 5.1 e fig. 5.14).

A parametrização e a modelagem do projeto devem estar intrinsecamente relacionadas, de forma que permita que os esboços, os planos geométricos, as referências ortogonais, as extrusões, os furos e os acabamentos desenvolvam uma interdependência entre si, durante a entrada das variáveis globais vinculadas. Deste modo, toda a geometria se ajustará às novas dimensões de um componente que tenha sido redimensionado isoladamente. Portanto, os contornos modelados na cadeira de rodas têm a função de favorecer a cinesiologia típica desta modalidade, caracterizando um projeto anatomicamente otimizado.

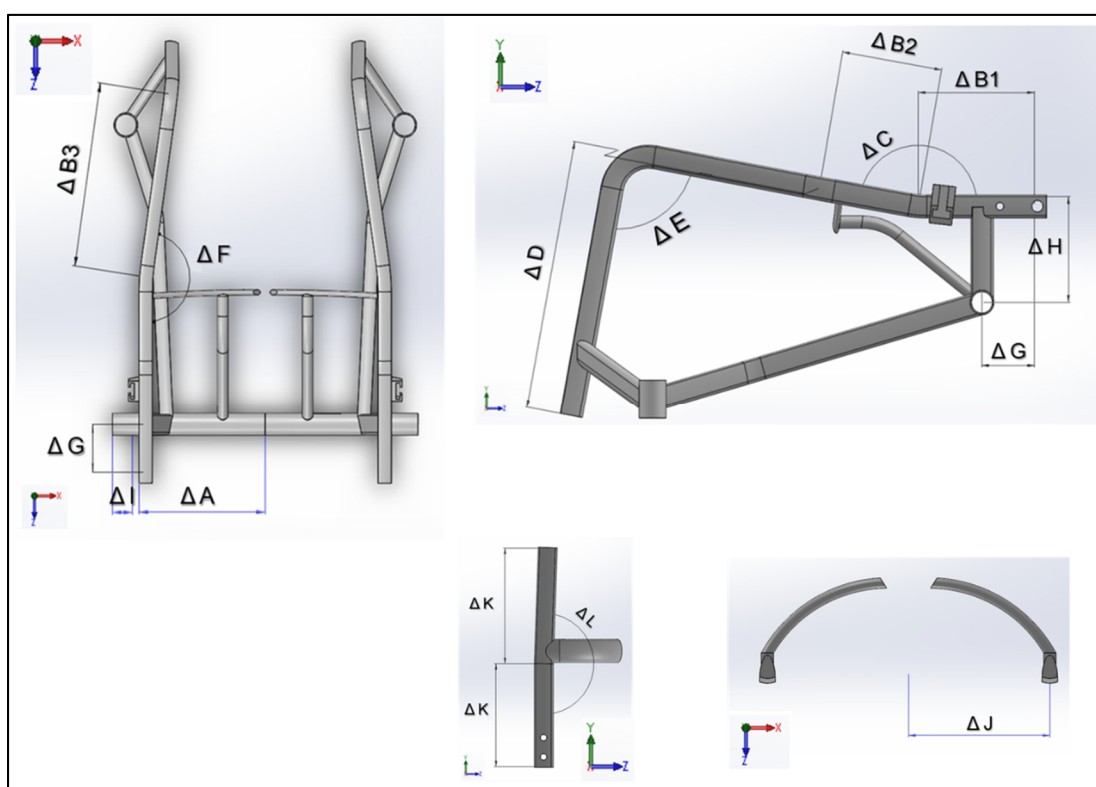


Figura 5.14 – Parametrização do Quadro Estrutural e Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

Na fig. 5.14, os parâmetros de ajuste dimensional da cadeira de rodas de uso diário podem ser vistos de acordo com o seu plano de variação. São ilustradas as parametrizações aplicadas ao quadro estrutural e ao encosto das costas. O modelo é constituído com parâmetros de ajuste de:

- Largura do assento (A) compreendendo uma variação de 45 cm;
- Profundidade do assento dos glúteos (B1) compreendendo uma variação de 20 cm, responsável pela acomodação confortável e estável do cadeirante;

- Profundidade do assento da cabeça longa do músculo bíceps da coxa (B2) compreendendo uma variação de 25 cm;
- Profundidade do assento da cabeça curta do músculo bíceps da coxa (B3) compreendendo uma variação de 25 cm;
- Inclinação avançada do assento posterior aos glúteos (C) compreendendo uma variação de 70 graus, sendo este responsável pela melhor acomodação no assento, favorecendo o equilíbrio do troco;
- Altura do assento até o apoio dos pés (D) compreendendo uma variação de 40 cm, sendo este responsável pela melhor acomodação das pernas depois dos joelhos, considerando diferentes comprimentos de tíbia dos usuários, dentro desta faixa;
- Inclinação do apoio dos pés (E), compreendendo uma variação de 135 graus, permitindo a adução e abdução das pernas após os joelhos, onde os pés se posicionem adiante da linha do corpo ou abaixo da linha do assento;
- Extensão do afunilamento das coxas (F), compreendendo uma variação de 30 graus, que colabora com o equilíbrio do corpo e a sua melhor aderência à estrutura da cadeira de rodas;
- Centro de gravidade do assento em relação aos eixos das rodas de propulsão (G), compreendendo uma variação de 20 cm, que proporciona melhor configuração do apoio das mãos nos aros de propulsão aliviando os esforços de adução e abdução dos membros superiores;
- Altura do assento em relação ao aro de propulsão (H), compreendendo uma variação de 25 cm, de modo a garantir mais flexibilidade de alcance das mãos até os aros de propulsão;
- Distância de afastamento das rodas de propulsão em relação ao quadro (I), compreendendo uma variação de 10 cm, proporcionando melhor balanceamento da adução e abdução dos braços durante o esforço mecânica de propulsão dos aros;
- Largura do encosto (J) da coluna cervical, compreendendo uma variação de 45 cm de modo a acomodar diversos usuários com a largura do tronco dentro desta faixa de variação;
- Altura das colunas do encosto (K), compreendendo uma variação de 45 cm, atendendo diversas topografias de danos ou lesões cervicais em pessoas com deficiências;
- Inclinação das colunas do encosto (L), compreendendo uma variação de 45 graus, atendendo diversas topografias de danos ou lesões cervicais em pessoas com deficiências;

- Cambagem das rodas de propulsão (M), compreendendo uma variação de 30 graus, proporcionando melhor desempenho biomecânico dos grupos musculares dos braços durante a propulsão;
- Largura do apoio dos pés (N), compreendendo uma variação de 50 cm, dando melhor comodidade às plantas dos pés;
- Comprimento do apoio dos pés (O), compreendendo uma variação de 50 cm, proporciona maior área de contato e melhor acomodação das plantas dos pés do cadeirante, evitando os seus deslizamentos indesejáveis sobre a plataforma de apoio;
- Alinhamento do apoio dos pés (P) em relação ao módulo de acomodação das pernas, compreendendo uma variação de 90 graus, com a função de proporcionar o movimento no plano sagital dos pés, com possíveis flexões planar, neutra ou dorsiflexão;
- Comprimento do descanso de braços (Q), compreendendo uma variação de 60 cm, com a função de proporcionar maior conforto longitudinal ao apoio dos braços;
- Largura do descanso de braços (R), compreendendo uma variação de 6 cm, com a função de proporcionar melhor aderência e conforto espacial ao apoio dos braços;
- Altura do descanso de braços (S), compreendendo uma variação de 40 cm, com a função de proporcionar maior alcance ao apoio dos braços;
- E de espessura da almofada do descanso de braços (T), compreendendo uma variação de 4 cm, com a função de proporcionar o acolchoamento desejado ao descanso dos braços do cadeirante.

Na fig. 5.15 são mostradas as parametrizações dos componentes montáveis da cadeira de rodas, na estrutura de apoio dos pés. E a fig. 5.16 ilustra as parametrizações do descanso de braços e do adaptador de cambagem dos rodantes.

As parametrizações associadas ao eixo “x” (largura do assento, largura do encosto, etc.) são dimensionadas em função do eixo de simetria, onde os valores dos ajustes correspondem à metade das dimensões coletadas pelo *SWCE*. Isso se deve à estratégia de modelagem de espelhamento do quadro estrutural.

Devido à parametrização no CAD considerar a largura do assento (ΔA) a partir da face externa dos tubos que representam as colunas do encosto, é necessário somar 20 milímetros (equivale à largura do tubo) à medida desse ajuste do cadeirante avaliado quando for implementá-lo no modelo. Essa condição se manterá para todos os modelos apresentados em diante.

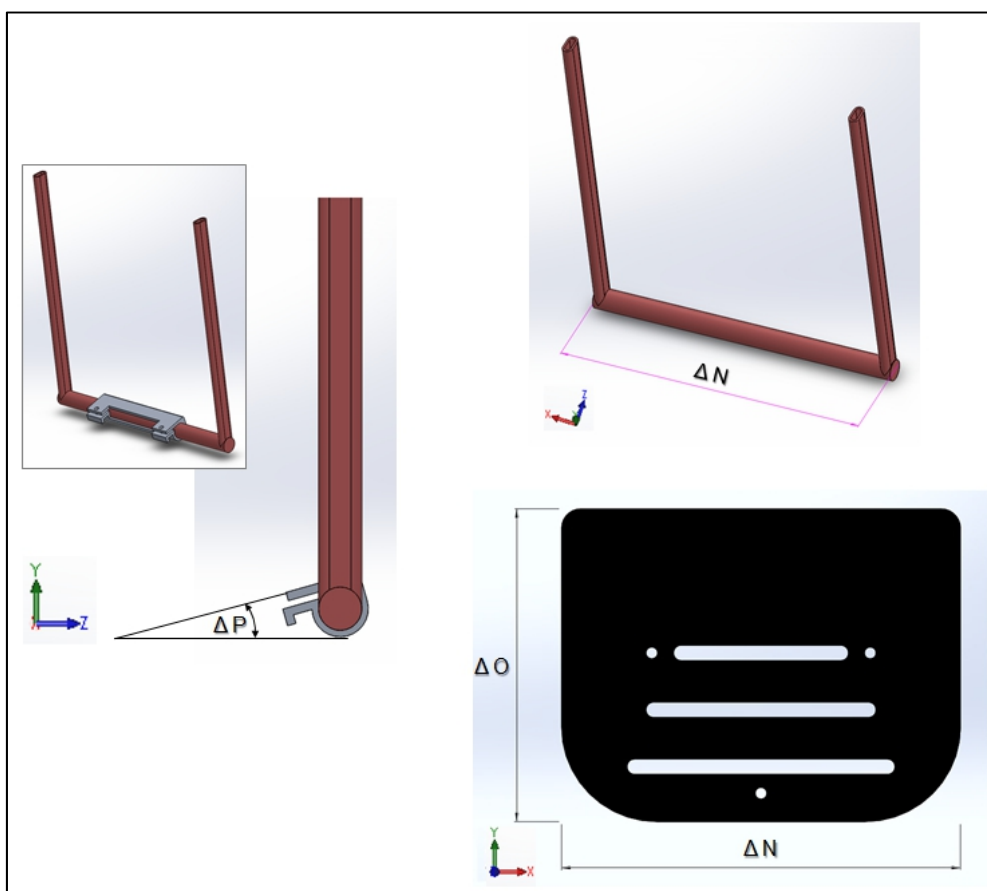


Figura 5.15 – Parametrização do apoio dos pés da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

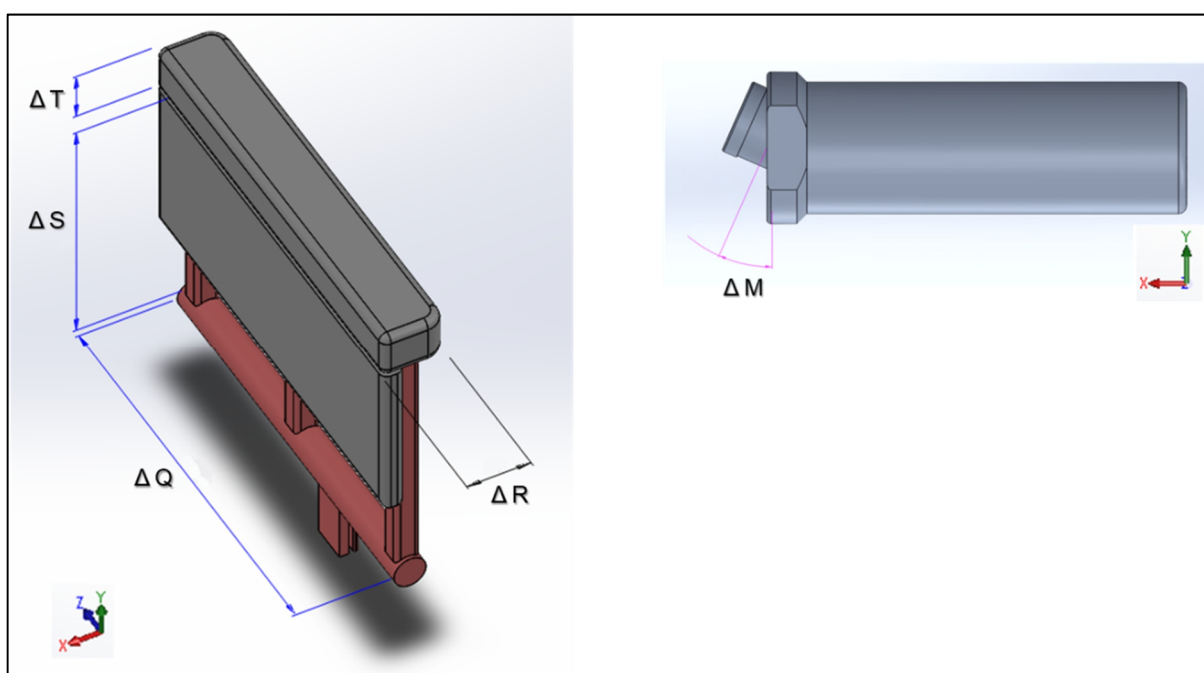


Figura 5.16 – Parametrização do descanso de braços e do adaptador de cambagem dos rodantes da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

Comumente, nas prescrições convencionais de cadeiras de rodas, os profissionais avaliadores adicionam 1 cm à medida da leitura de cada lado da largura dos quadris do cadeirante avaliado. Deste modo, na prescrição da largura do assento está compreendida a medida do quadril do cadeirante mais 2 cm de tolerância, conforme ilustra a fig. 5.17. Na metodologia de prescrição – aqui proposta – esse comportamento será admitido quando for necessário ou pertinente. O cadeirante avaliado deverá indicar a sua preferência (pela adição da tolerância ou não) no momento da coleta de dados no SWCE.

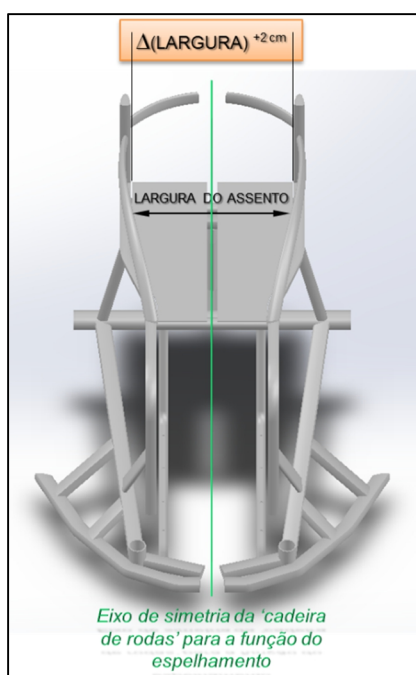


Figura 5.17 – Ajuste da largura do assento com tolerância adicional de dois cm.

5.3 CADEIRA DE RODAS DE USO DIÁRIO COM ENCOSTO ERGONÔMICO ESPECIAL



Adaptado de <http://www.cpb.org.br/>

Este modelo parametrizado contempla a categoria de Cadeiras de Roda destinadas ao uso diário, na vida cotidiana (ver fig. 5.18). Como também pode ser empregada nas modalidades esportivas de Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco. Representa uma solução alternativa ao modelo do item anterior, possuindo um encosto ergonômico especial, que objetiva melhorar o conforto e a aderência cervical do usuário.

Assim, como no modelo de Cadeira de Rodas para uso diário proposto anteriormente, este modelo é constituído de um quadro ergonomicamente desenhado que propõe favorecer a estabilidade e a propulsão do cadeirante.



Figura 5.18 – Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.

O projeto apresenta uma massa estimada em 6,20 kg, com todos os componentes exceto o par de rodas. O escopo da cadeira de rodas é composto por um quadro estrutural ergonômico e mais outros dezenove componentes. Ao todo, vinte e sete peças constituem o seu modelo, conforme mostra a fig. 5.20. O seu quadro estrutural ergonômico é detalhado pela fig. 5.21.

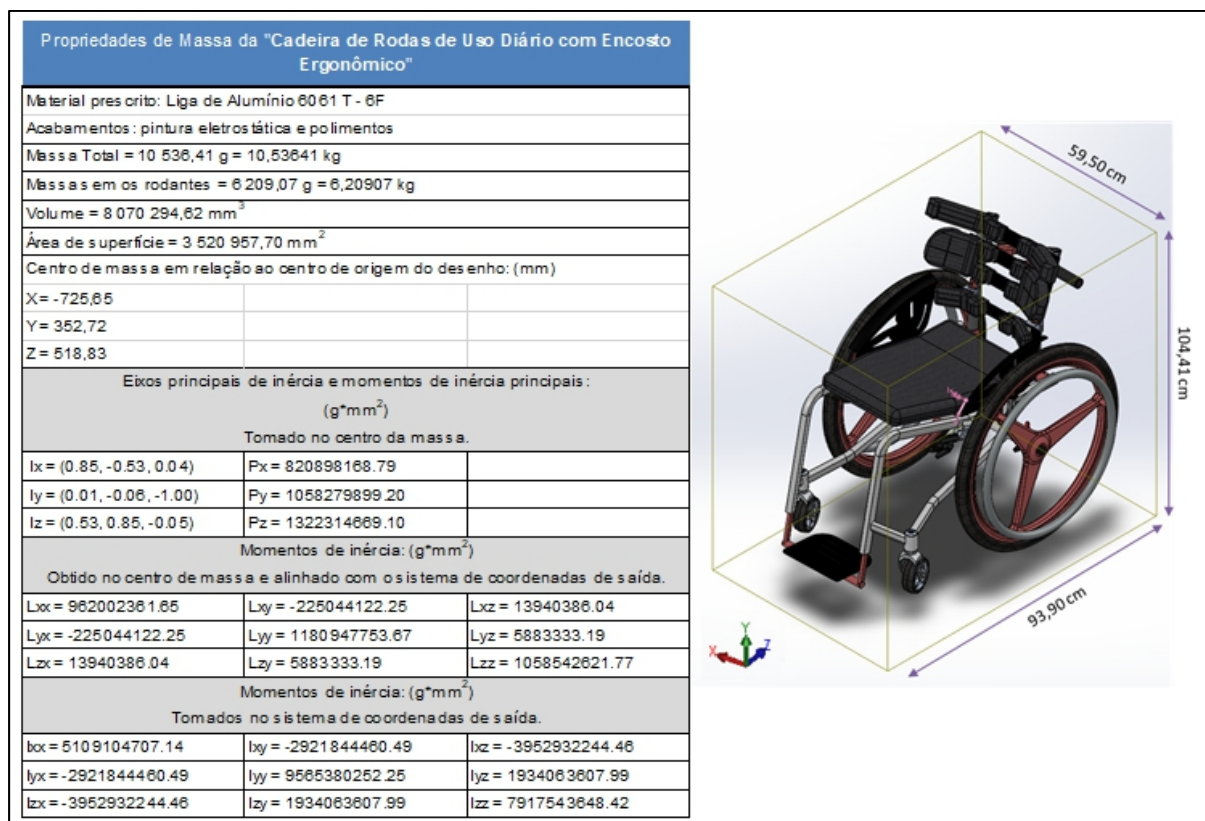


Figura 5.19 – Propriedades geométricas da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.

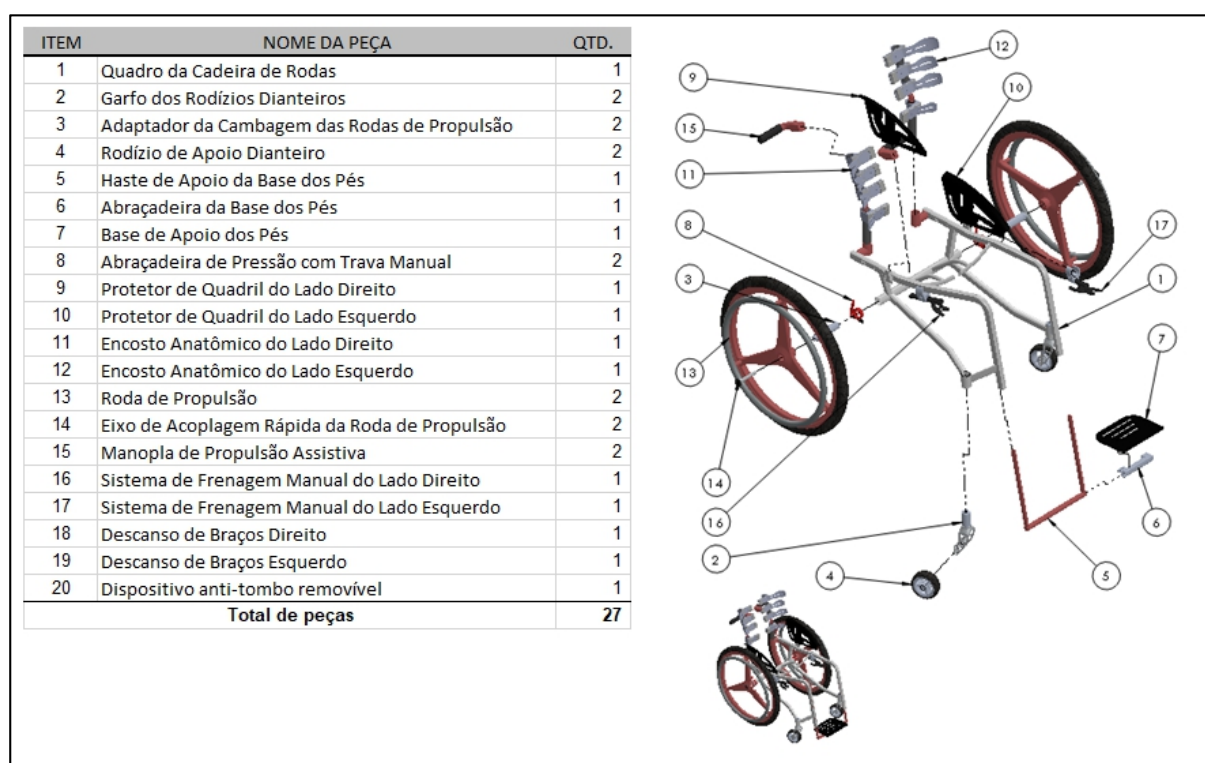


Figura 5.20 – Desenho esquemático da montagem da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.

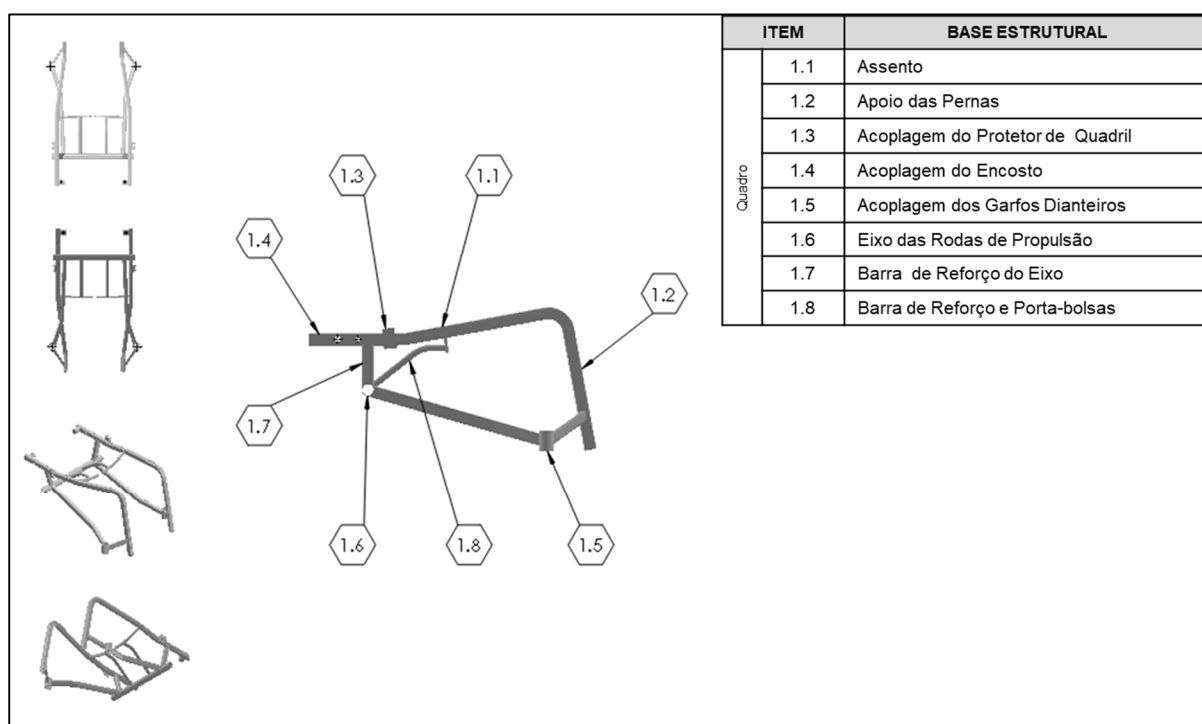


Figura 5.21 – Desenho detalhado do quadro estrutural da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.

A “Cadeira de Rodas Anatômica Otimizada e Parametrizada de Uso Diário com Encosto Ergonômico” é composta de um quadro estrutural (1) que compreende o assento (1.1), seguido do apoio das pernas (1.2), interpostos pela acoplamento do Protetor de Quadril ou do Descanso de Braços (1.3), a barra acoplamento do encosto (1.4), a acoplamento dos garfos dianteiros (1.5), o eixo das rodas de propulsão (1.6), a barra de reforço estrutural do eixo (1.7) e duas barras de reforço estrutural e porta-bolsas (1.8). A Cadeira também é composta por garfos de rodízios (2), adaptadores de cambagem dos rodantes (3) duas rodas de propulsão (13), rodízios de apoio dianteiro (4), uma haste de apoio dos pés (5) uma abraçadeira da base dos pés (6) e uma chapa que faz a base de apoio dos pés (7). O eixo (1.6) se acopla aos rodantes de propulsão (13) por meio de abraçadeiras de pressão com travamento manual (8) e um eixo de acoplamento rápida (14). A cadeira, ainda, é constituída por protetores laterais de quadril (9 e 10) que podem ser substituídos por descansos de braços (18 e 19), por duas manoplas de propulsão assistiva (15), por um par de sistemas de frenagem manual (16 e 17), por um encosto ergonômico com uma coluna direita (11) e uma coluna esquerda (12). Este encosto (11 e 12), por sua vez, é constituído de duas hastes de acomodação da coluna cervical na topografia L1 (11.1 e 12.1), duas hastes de acomodação da coluna cervical na topografia L2 (11.2 e 12.2), duas hastes de acomodação da coluna cervical na topografia L3

(11.3 e 12.3), duas hastes de acomodação da coluna cervical na topografia L4 (11.4 e 12.4), oito bases das hastes da coluna (11.5 e 12.5), oito abraçadeiras de suporte das bases das hastes (11.6 e 12.6), quatro tubos telescópicos de alongamento do encosto (11.7 e 12.7), dois segmentos tubulares A de ajuste do alongamento do encosto (11.8 e 12.8) e dois segmentos tubulares B de ajuste do alongamento do encosto (11.9 e 12.9). O garfo dianteiro (2), por sua vez, é composto pelo garfo perfilado (2.1), por rolamentos (2.2), pelo eixo dos rolamentos (2.3), pelas tampas inferior (2.4) e superior (2.6), pelo cilindro de revestimento dos rolamentos (2.5), por um parafuso (2.7) e uma porca sextavada (2.8) e pelo rodízio para uso diário (2.9). O sistema de frenagem (16 e 17) manual é composto por uma haste de suporte no quadro estrutural (16.1), um cilindro da alavanca (16.2), duas chapas de guia de curso da alavanca (16.3), uma alavanca de acionamento (16.4), um atuador da frenagem (16.5) e um conjunto de abraçadeira (16.6) para instalação no quadro estrutural (1). O modelo possui um dispositivo anti-tombo removível (20) que dá à cadeira de rodas uma funcionalidade desportiva para esportes paralímpicos como tênis de quadra, parabadminton, tênis de mesa, entre outros. Este dispositivo é compreendido por uma barra de alcance (20.1) que determina a amplitude de segurança contra empinos da cadeira, uma abraçadeira de acoplamento à cadeira (20.2), um garfo esportivo anti-tombo (20.3) e um rodízio esportivo (20.4).

Como no modelo anterior, neste modelo o quadro estrutural (1) apresenta contornos no assento (1.1) que delineiam os contornos externos das pernas do cadeirante até o ponto dos joelhos e seguindo pela tíbia, onde o apoio das pernas (1.2) mantém estes membros sob um posicionamento adjunto que promove maior eficiência biomecânica do centro de equilíbrio. A coluna do encosto (1.11) possui inclinação ajustável com curvatura suave à acomodação das costas. O assento possui uma inclinação suave para as pernas do cadeirante, mantendo-o numa postura mais ativa para a propulsão e manobras rápidas. Também proporciona adequação ergonômica na postura de assentada do usuário.

O encosto ergonômico da cadeira de rodas representa uma proposta de solução para cadeirantes que necessitam de apoios especiais para as costas. Em alguns casos, o cadeirante pode desenvolver acentuados desalinhamentos da coluna cervical, em função da acomodação cotidiana numa cadeira de rodas inadequada, ou do próprio comportamento postural admitido ao longo do período de cadeirante.

Deste modo, o encosto ergonômico propõe uma melhor aderência da coluna cervical favorecendo o seu realinhamento e a redistribuição adequada de peso das costas. Em seu escopo são possíveis algumas regulagens adequando os contornos para tipos diferentes de dorsos.

A fig. 5.22 ilustra o desenho esquemático das vistas projetadas pela cadeira de rodas de uso diário com encosto ergonômico.

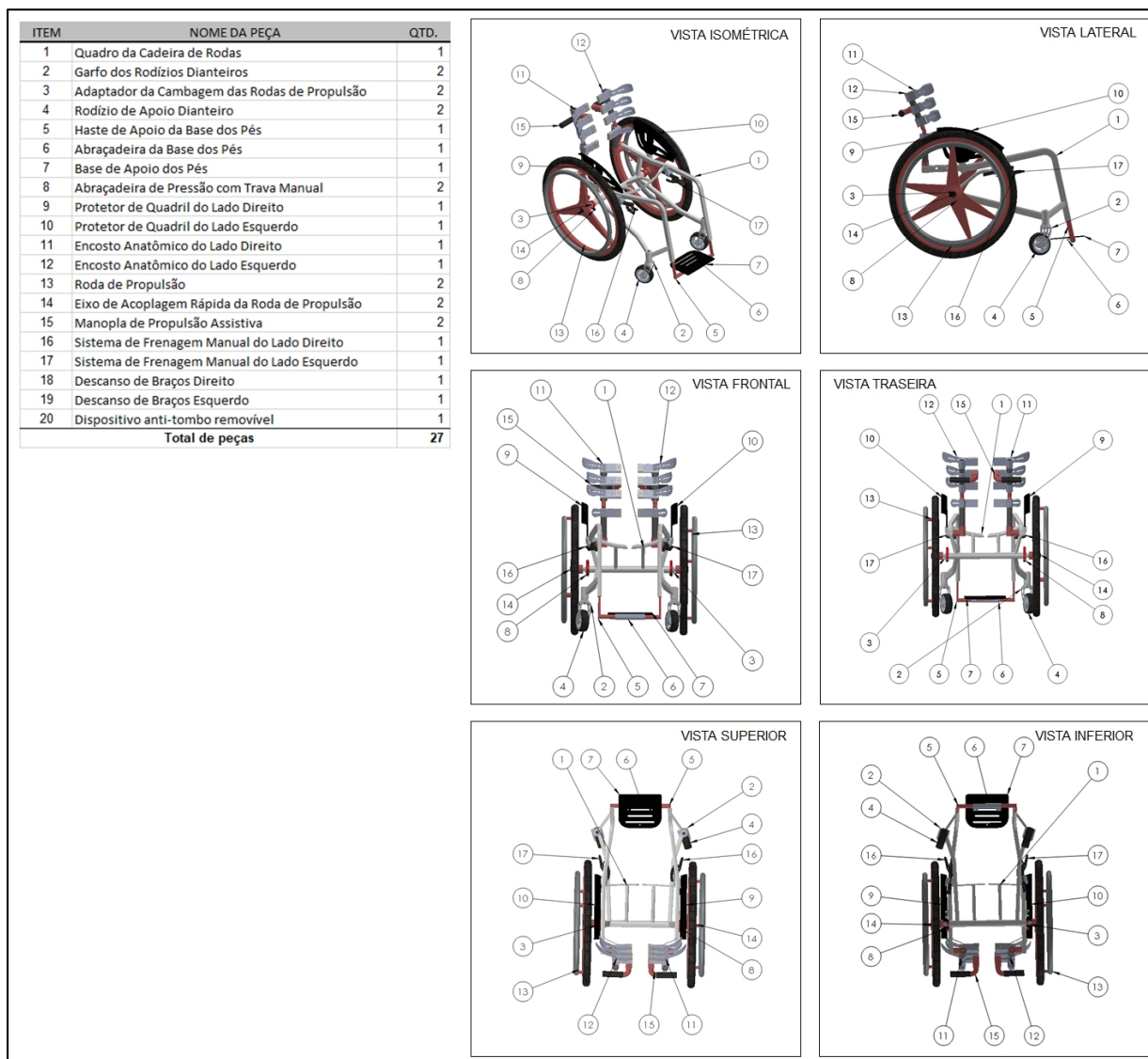


Figura 5.22 – Desenho esquemático das vistas projetadas da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.

As hastes cervicais remetem aos contornos das costas e podem ser reconfiguradas de acordo com a sensação de conforto do usuário. A fig. 5.23 ilustra sua composição e a fig. 5.24 mostra algumas de suas diversas configurações de uso.

Alguns cadeirantes podem desenvolver quadros severos de hipercifose torácica, lordoses, escolioses ou outros males na coluna cervical. O surgimento destes quadros ocorre devido a diversas causas, entre elas, dimensionamentos incompatíveis da cadeira de rodas utilizada. Trata-se de uma patologia progressiva, e em alguns casos, reversível.

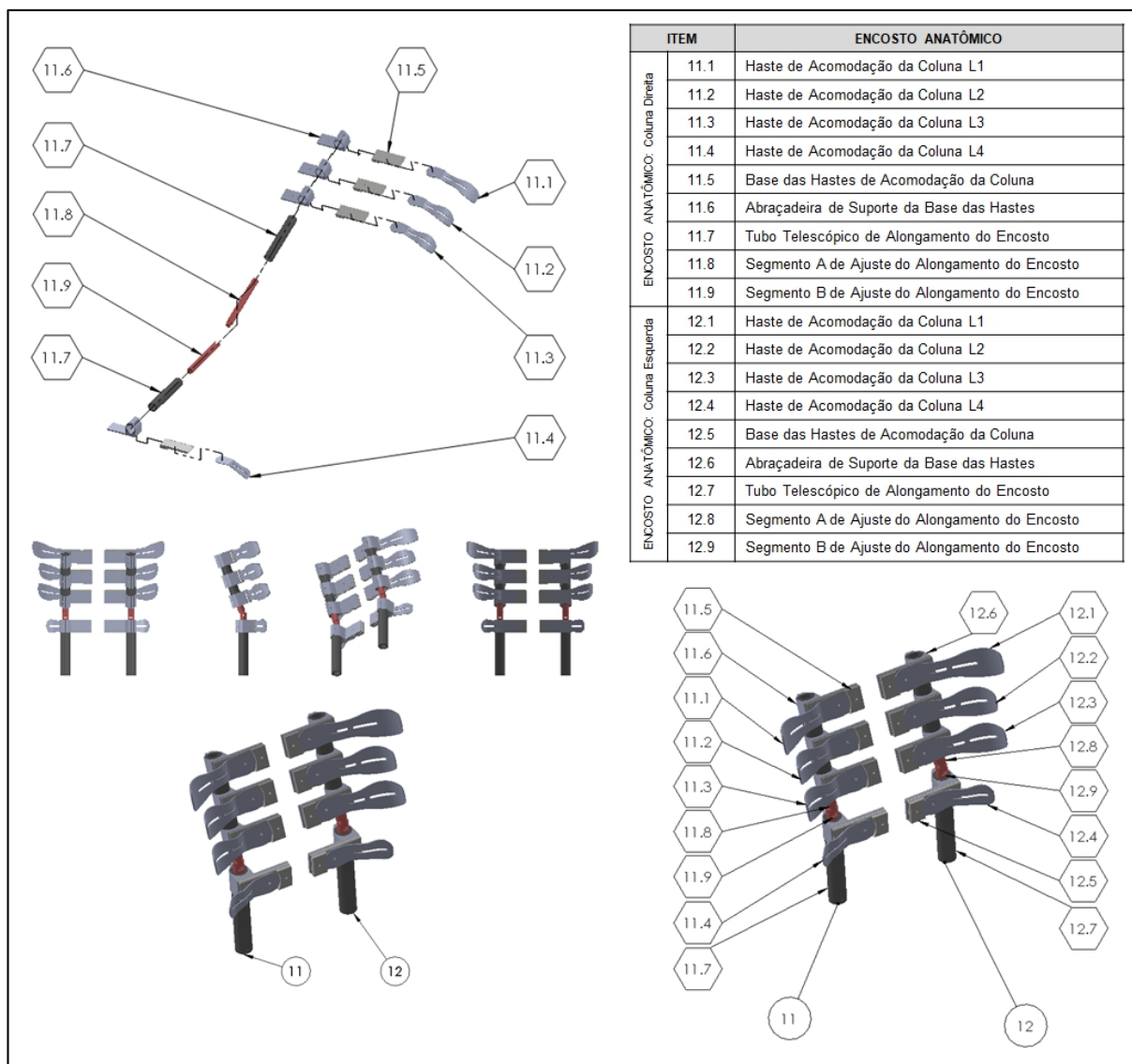


Figura 5.23 – Detalhes da montagem do encosto ergonômico.

Para atender essas demandas ergonômicas, o encosto especial da cadeira de rodas otimizada e parametrizada de uso diário possui alguns ajustes permanentes que podem ser regulados conforme particularidades do usuário. Estes ajustes permitem a inclinação total ou parcial das colunas do encosto, a regulação da altura e da rotação das hastes de apoio cervical de forma a acomodar luxações específicas, bem como, o ajuste de abertura central ou da largura do encosto para facear adequadamente as costas do usuário. Estas propriedades dão ao encosto ergonômico uma maior capacidade de aderência e satisfação do apoio das costas.

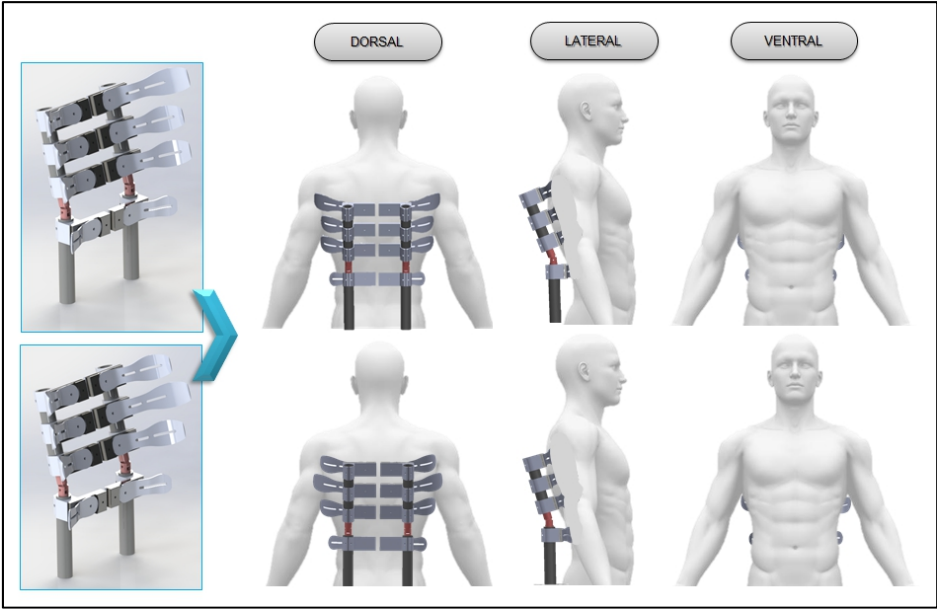


Figura 5.24 – Configurações do encosto ergonômico.

Assim como no modelo anterior, este modelo observa as condições de uso da cadeira de rodas no modo leito e no modo pró-esportivo. E para isto, também é dotado da alternativa de substituição dos protetores de quadril por descansos de braços. As fig. 5.25, 5.26 e 5.27 ilustram estes recursos de projeto.

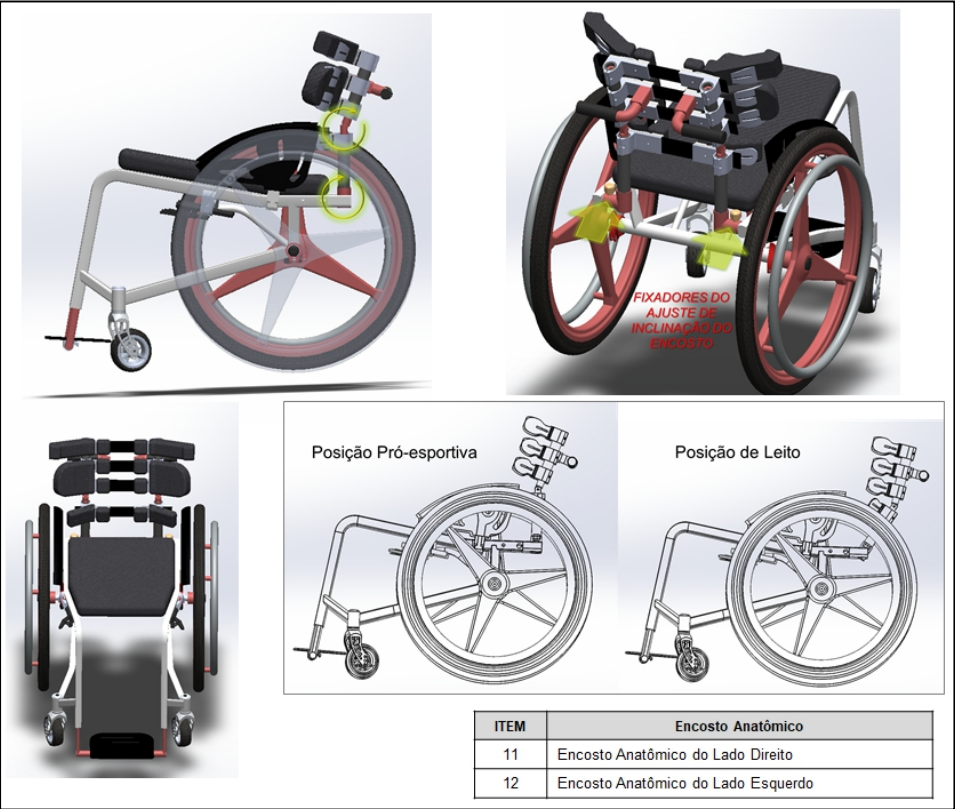


Figura 5.25 – Configuração dos modos leito e pró-esportivo.

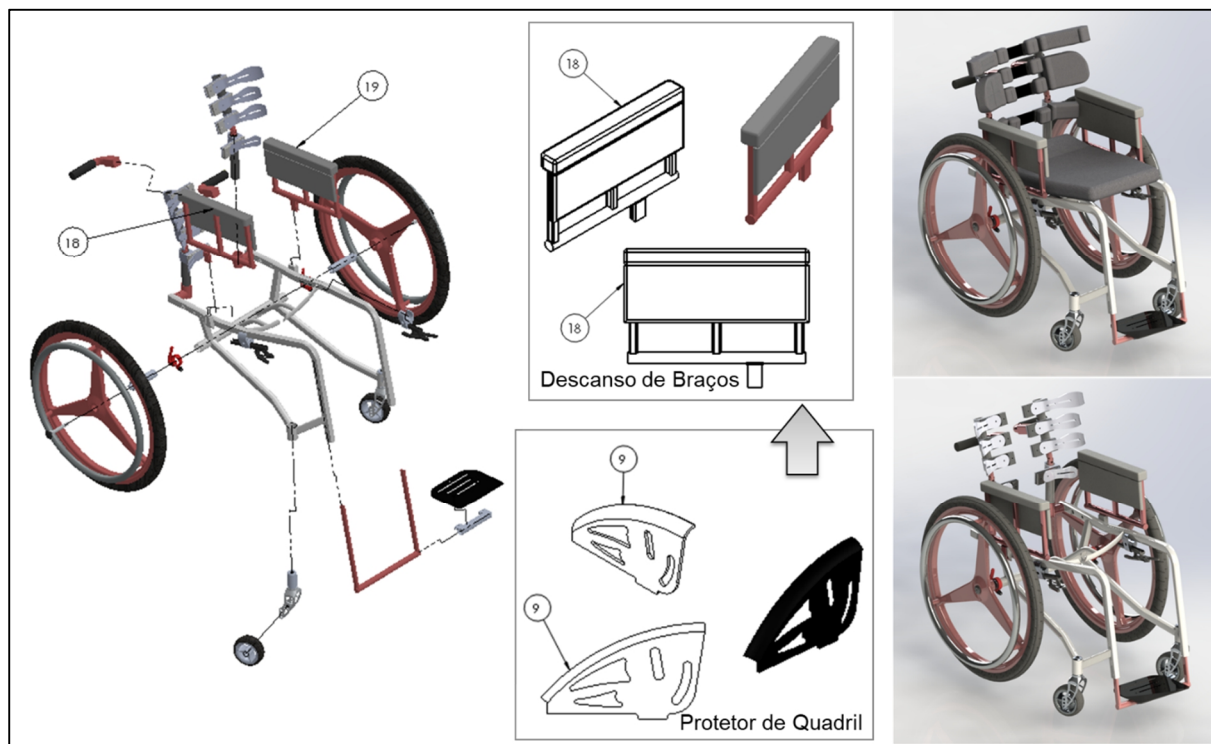


Figura 5.26 – Alternativa do Descanso de Braços substituindo o Protetor de Quadril.



Figura 5.27 – Alternativa de remoção do encosto ergonômico da cadeira de rodas de uso diário.

O encosto ergonômico pode ser removido facilmente, dando à cadeira de rodas de uso diário funções mais esportivas. Nestas condições pode ser acoplado à cadeira de rodas o dispositivo anti-tombo removível, detalhado na fig. 5.28.

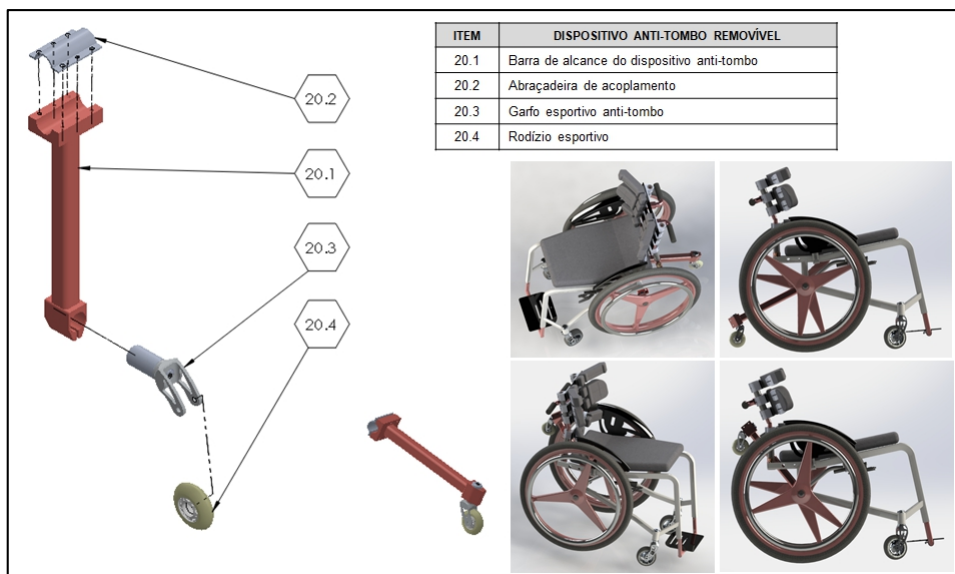


Figura 5.28 – Montagem do dispositivo anti-tombo removível da cadeira de rodas de uso diário.

Com estes recursos de montagem o cadeirante pode utilizar sua cadeira de rodas de vida cotidiana em atividades de esporte amador e lazer, sem custos extras de adaptação, promovendo sua saúde e bem-estar social.

No mais, o modelo de “Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico” é constituído dos mesmos elementos do modelo anteriormente abordado, como: apoio dos pés, garfos dos rodízios, rodantes, abraçadeiras, sistema de frenagem, entre outros; por isso não serão novamente aqui demonstrados. Este modelo possui manoplas próprias de propulsão assistiva, conforme ilustra a fig. 5.29.

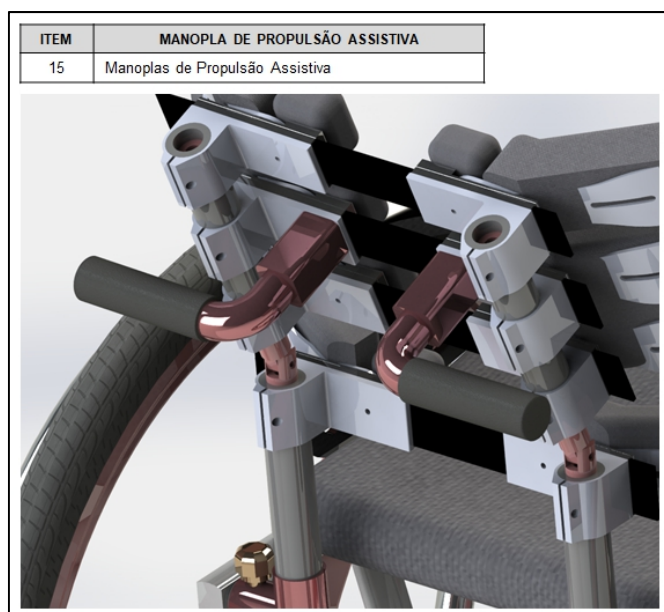


Figura 5.29 – Manoplas de propulsão assistiva da cadeira de rodas de uso diário com encosto ergonômico.

A “*Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico*” é uma proposta alternativa às cadeiras de rodas de vida cotidiana, com algumas características especiais e inovadoras – desde o seu modelo anatômico até o seu encosto ergonômico multirregulável.

5.3.1 Parametrização da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico

Este modelo também é caracterizado por uma modelagem parametrizada possibilitando ajustes precisos em seu escopo que incorporam as dimensões antropométricas do cliente aos seus contornos estruturais, reproduzindo um modelo personalizado correspondente às expectativas e leituras de cada usuário. Portanto, o modelo também fornece uma experiência de personalização intrínseca no projeto de Cadeiras de Rodas otimizadas para o *Uso Diário*, de forma inovadora, precisa e sistematizada (ver tab. 5.2 e fig. 5.30).

Como já citado anteriormente, a parametrização e a modelagem do projeto devem estar intrinsecamente relacionadas, isto é, representam processos distintos, mas com forte interdependência entre si. A modelagem do projeto é construída para satisfazer os contornos ergonômicos do cliente, ao mesmo tempo em que é concebida para atender as condições de parametrização.

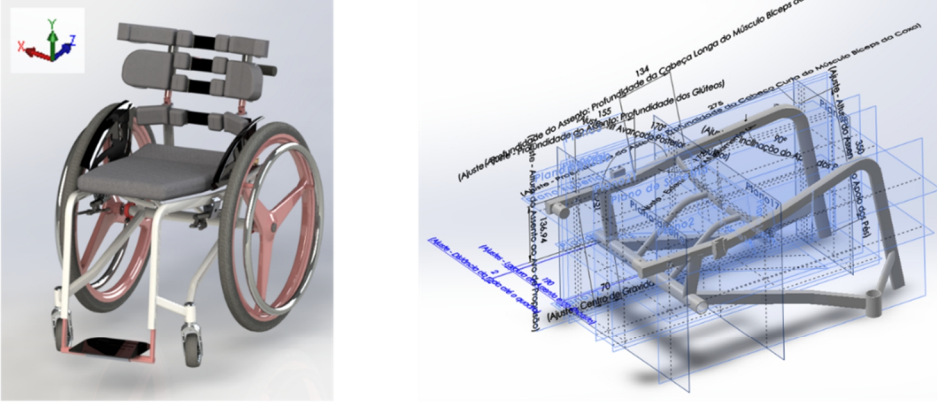
Na fig. 5.30, os parâmetros de ajuste dimensional da cadeira de rodas de uso diário com encosto ergonômico podem ser vistos de acordo com o seu plano de variação. São ilustradas as parametrizações aplicadas ao seu quadro estrutural. A cadeira de rodas é caracterizada por parametrizações estrategicamente concebidas em seu escopo de projeto, com amplas faixas de ajuste, de forma a permitir a sua remodelagem personalizada com simplicidade e rapidez sem perder a integridade de seu desenho.

Devido às regulagens presentes no encosto ergonômico, possibilitando a sua ajustabilidade permanente, conforme acomodação desejável pelo usuário o seu projeto não é necessariamente parametrizado, dispensando este recurso.

Neste caso, são configuráveis a sua altura, por meio de tubulações e conexões telescópicas, a angulação da sua articulação que proporciona diversas inclinações anterior e posterior à topografia da Lombar L1, a posição de suas hastes de contorno cervical admitindo ajustes de altura e angulação tangente às curvaturas das costas.

Também podem ser reconfiguradas as almofadas de apoio do encosto, permitindo alternâncias entre as hastes posicionadas. Estes recursos, citados a respeito do encosto ergonômico, são propostas de soluções interessantes para usuários com luxações uni ou bilaterais na coluna cervical.

Tabela 5.2 – Parametrização da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.



PARAMETRIZAÇÃO DO PROJETO: Cadeiras de Rodas de Uso Diário Anatômica com Encosto Ergonômico

ESCOPO	ITEM	DIMENSÃO PARAMETRIZADA	UND	LI	LS	Amplitude Δ	GDL's (Eixo)
QUADRO ESTRUTURAL DA CADEIRA DE RODAS	A	Parâmetro da Largura do Assento	cm	25,000	70,000	45,000	Linear ao Eixo X
	B1	Parâmetro da Profundidade dos Glúteos	cm	10,000	30,000	20,000	Linear ao Eixo Z
	B2	Parâmetro da Profundidade da Cabeça Longa do Músculo Biceps da Coxa	cm	5,000	30,000	25,000	Transversal aos Eixos YZ
	B3	Parâmetro da Profundidade da Cabeça Curta do Músculo Biceps da Coxa	cm	5,000	30,000	25,000	Transversal aos Eixos XZ
	C	Parâmetro da Inclinação Avançada Posterior aos Glúteos	grau	5,000	75,000	70,000	Em torno do Eixo X
	D	Parâmetro da Altura do Assento ao Apoio dos Pés	cm	30,000	70,000	40,000	Transversal aos Eixos YZ
	E	Parâmetro da Inclinação do Apoio dos Pés	grau	45,000	180,000	135,000	Em torno do Eixo X
	F	Parâmetro da Extensão do Afundamento das Coxas	grau	20,000	50,000	30,000	Em torno do Eixo Y
	G	Parâmetro do Centro de Gravidade	cm	0,000	20,000	20,000	Linear ao Eixo Z
	H	Parâmetro da Altura do Assento ao Aro de Propulsão	cm	5,000	30,000	25,000	Linear ao Eixo Y
ACESSÓRIOS INDEPENDENTES	I	Parâmetro da Distância das Rodas de Propulsão até o Quadro	cm	5,000	15,000	10,000	Linear ao Eixo X
	J	Parâmetro da Largura do Encosto	cm	25,000	70,000	45,000	Linear ao Eixo X
	K	Parâmetro da Altura do Encosto	cm	15,000	60,000	45,000	Linear ao Eixo Y
	L	Parâmetro da Inclinação da Coluna do Encosto	grau	100,000	220,000	120,000	Em torno do Eixo X
	M	Parâmetro da Cambagem das Rodas de Propulsão	grau	0,000	30,000	30,000	Em torno do Eixo Z
	N	Parâmetro da Largura do Apoio dos Pés	cm	10,000	60,000	50,000	Linear ao Eixo X
	O	Parâmetro do Comprimento do Apoio dos Pés	cm	10,000	60,000	50,000	Linear ao Eixo Y
	P	Parâmetro do Alinhamento do Apoio dos Pés	grau	- 45,000	45,000	90,000	Em torno do Eixo X
	Q	Parâmetro do Comprimento do Descanso de Braços	cm	10,000	70,000	60,000	Linear ao Eixo Z
	R	Parâmetro da Largura do Descanso de Braços	cm	4,000	10,000	6,000	Linear ao Eixo X
	S	Parâmetro da Altura do Descanso de Braços	cm	10,000	50,000	40,000	Linear ao Eixo Y
	T	Parâmetro da Espessura da Almofada do Descanso de Braços	cm	2,000	6,000	4,000	Linear ao Eixo Y

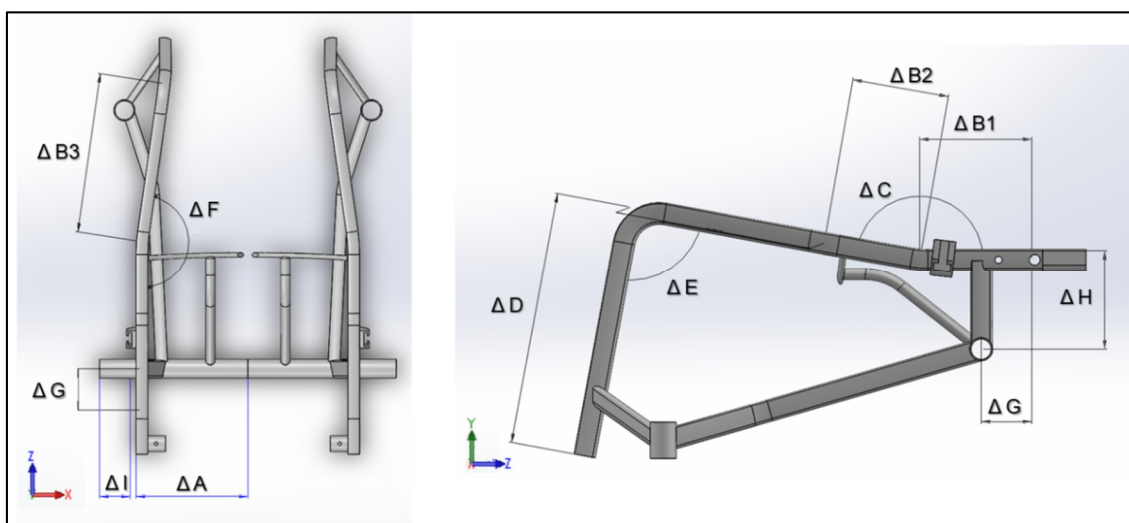


Figura 5.30 – Parametrização do Quadro Estrutural e Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.

Por meio deste modelo é possível personalizar cadeiras de rodas de uso diário para qualquer tipo de usuário, com suas especificidades fisiológicas. Os seus contornos ergonômicos idealizados para a anatomia humana, são modeláveis para as necessidades específicas de cada usuário, por parametrização. A cadeira de rodas anatômica de uso diário é parametrizada com ajuste de:

- Largura do assento (A) compreendendo uma variação de 45 cm;
- Profundidade do assento dos glúteos (B1) compreendendo uma variação de 20 cm;
- Profundidade do assento da cabeça longa do músculo bíceps da coxa (B2) compreendendo uma variação de 25 cm;
- Profundidade do assento da cabeça curta do músculo bíceps da coxa (B3) compreendendo uma variação de 25 cm;
- Inclinação avançada do assento posterior aos glúteos (C) compreendendo uma variação de 70 graus, sendo este responsável pela melhor acomodação no assento, favorecendo o equilíbrio do troco;
- Altura do assento até o apoio dos pés (D) compreendendo uma variação de 40 cm, sendo este responsável pela melhor acomodação das pernas depois dos joelhos, considerando diferentes comprimentos de tíbia dos usuários, dentro desta faixa;
- Inclinação do apoio dos pés (E), compreendendo uma variação de 135 graus, permitindo a adução e abdução das pernas após os joelhos, onde os pés se posicionem adiante da linha do corpo ou abaixo da linha do assento;
- Extensão do afunilamento das coxas (F), compreendendo uma variação de 30 graus, que colabora com o equilíbrio do corpo e a sua melhor aderência à estrutura da cadeira de rodas;
- Centro de gravidade do assento em relação aos eixos das rodas de propulsão (G), compreendendo uma variação de 20 cm, que proporciona melhor configuração do apoio das mãos nos aros de propulsão aliviando os esforços de adução e abdução dos membros superiores;
- Altura do assento em relação ao aro de propulsão (H), compreendendo uma variação de 25 cm, de modo a garantir mais flexibilidade de alcance das mãos até os aros de propulsão;
- Distância de afastamento das rodas de propulsão em relação ao quadro (I), compreendendo uma variação de 10 cm, proporcionando melhor balanceamento da adução e abdução dos braços durante o esforço mecânica de propulsão dos aros;
- Largura do encosto (J) da coluna cervical, compreendendo uma variação de 45 cm de modo a acomodar diversos usuários com a largura do tronco dentro desta faixa de variação;

- Altura das colunas do encosto (K), compreendendo uma variação de 45 cm, atendendo diversas topografias de danos ou lesões cervicais em pessoas com deficiências;
- Inclinação das colunas do encosto (L), compreendendo uma variação de 45 graus, atendendo diversas topografias de danos ou lesões cervicais em pessoas com deficiências;
- Cambagem das rodas de propulsão (M), compreendendo uma variação de 30 graus, proporcionando melhor desempenho biomecânico dos grupos musculares dos braços durante a propulsão;
- Largura do apoio dos pés (N), compreendendo uma variação de 50 cm, dando melhor comodidade às plantas dos pés.
- Comprimento do apoio dos pés (O), compreendendo uma variação de 50 cm, proporciona maior área de contato e melhor acomodação das plantas dos pés do cadeirante, evitando os seus deslizamentos indesejáveis sobre a plataforma de apoio;
- Alinhamento do apoio dos pés (P) em relação ao módulo de acomodação das pernas, compreendendo uma variação de 90 graus, com a função de proporcionar o movimento no plano sagital dos pés, com possíveis flexões planar, neutra ou dorsiflexão;
- Comprimento do descanso de braços (Q), compreendendo uma variação de 60 cm, com a função de proporcionar maior conforto longitudinal ao apoio dos braços;
- Largura do descanso de braços (R), compreendendo uma variação de 6 cm, com a função de proporcionar melhor aderência e conforto espacial ao apoio dos braços;
- Altura do descanso de braços (S), compreendendo uma variação de 40 cm, com a função de proporcionar maior alcance ao apoio dos braços.
- E de espessura da almofada do descanso de braços (T), compreendendo uma variação de 4 cm, com a função de proporcionar o acolchoamento desejado ao descanso dos braços do cadeirante.

Na fig. 5.31 é mostrada a parametrização do encosto ergonômico. Como o encosto possui multi-regulagens permanentes que satisfazem todas as necessidades de ajuste antropométrico não é necessária à sua remodelagem em desenho parametrizado.

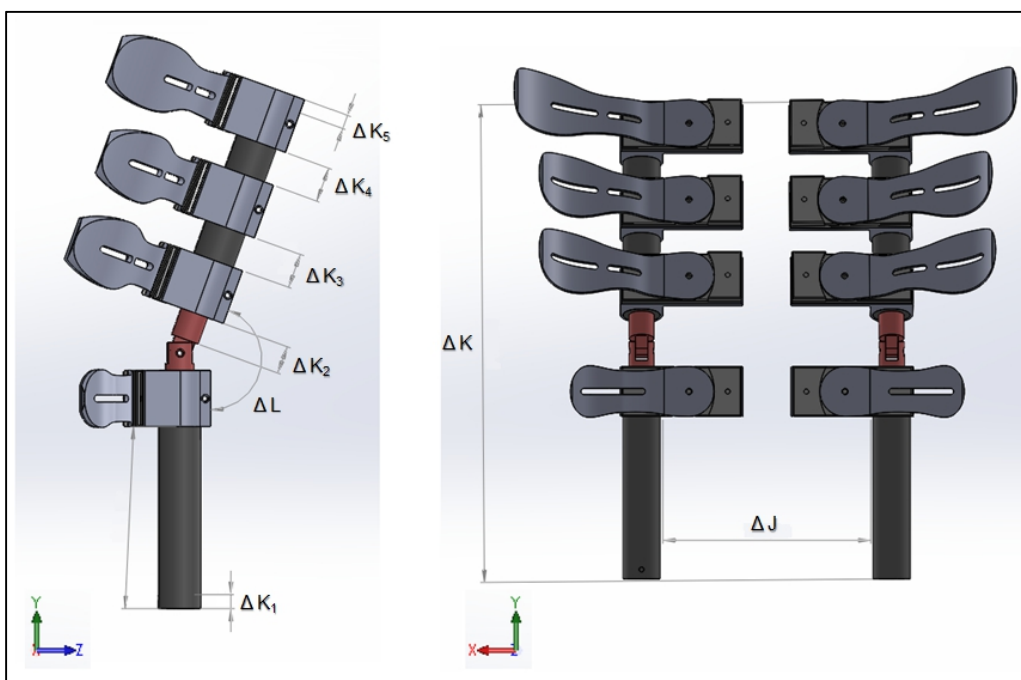


Figura 5.31 – Parametrização do Encosto Ergonômico.

Nas fig. 5.32 e 5.33 são mostradas as parametrizações dos demais componentes de montagem, sendo o apoio dos pés, o adaptador da cambagem dos rodantes e o descanso de braços.

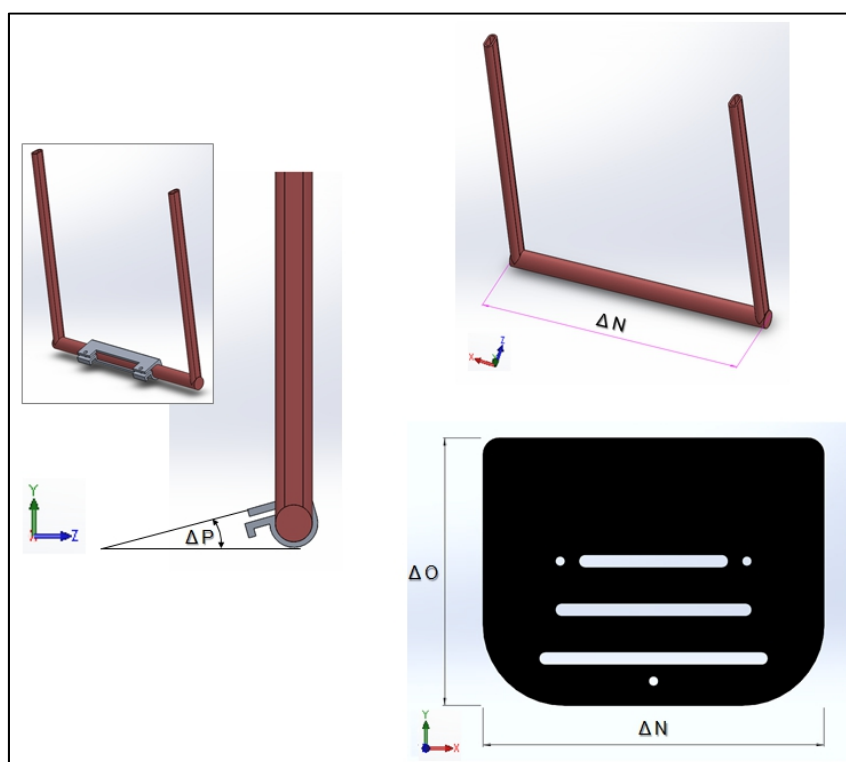


Figura 5.32 – Parametrização do Apoio dos Pés.

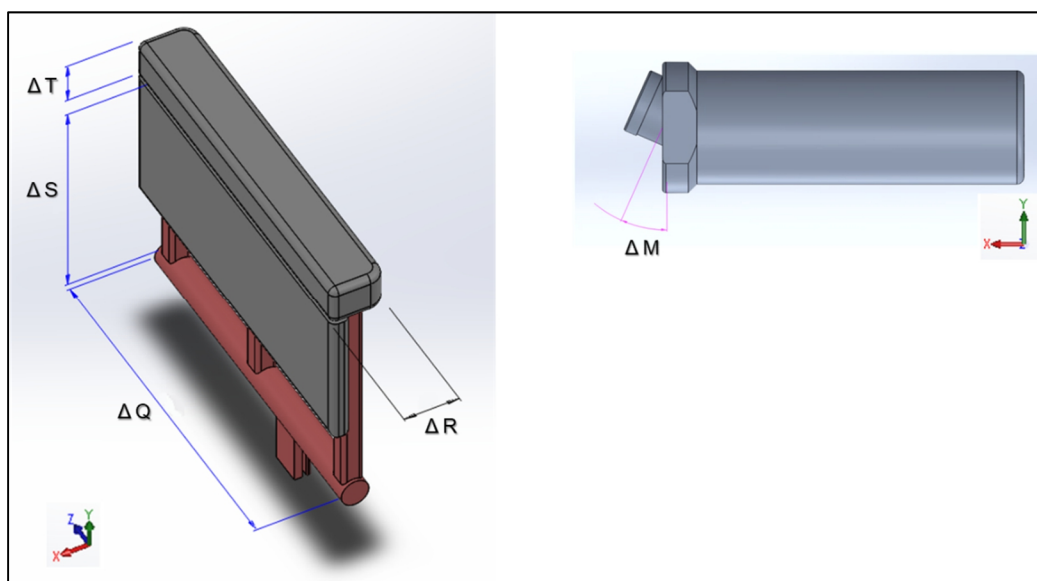


Figura 5.33 – Parametrização do Descanso de Braço e do Adaptador de Cambagem.

Como já citado, devido à parametrização no CAD considerar a largura do assento (ΔA) a partir da face externa dos tubos que representam as colunas do encosto, é necessário somar 20 milímetros (equivalente à largura do tubo) à medida desse ajuste do cadeirante avaliado quando for implementá-lo no modelo. Essa condição se manterá para todos os modelos apresentados a seguir.

5.4 CADEIRA DE RODAS ANATÔMICA OTIMIZADA E PARAMETRIZADA DE BASQUETEBOL E HANDEBOL



Adaptado de <http://www.cpb.org.br/>

Este modelo parametrizado contempla as categorias paralímpicas de basquetebol e de handebol em cadeiras de rodas (ver fig. 5.34 e 5.35).

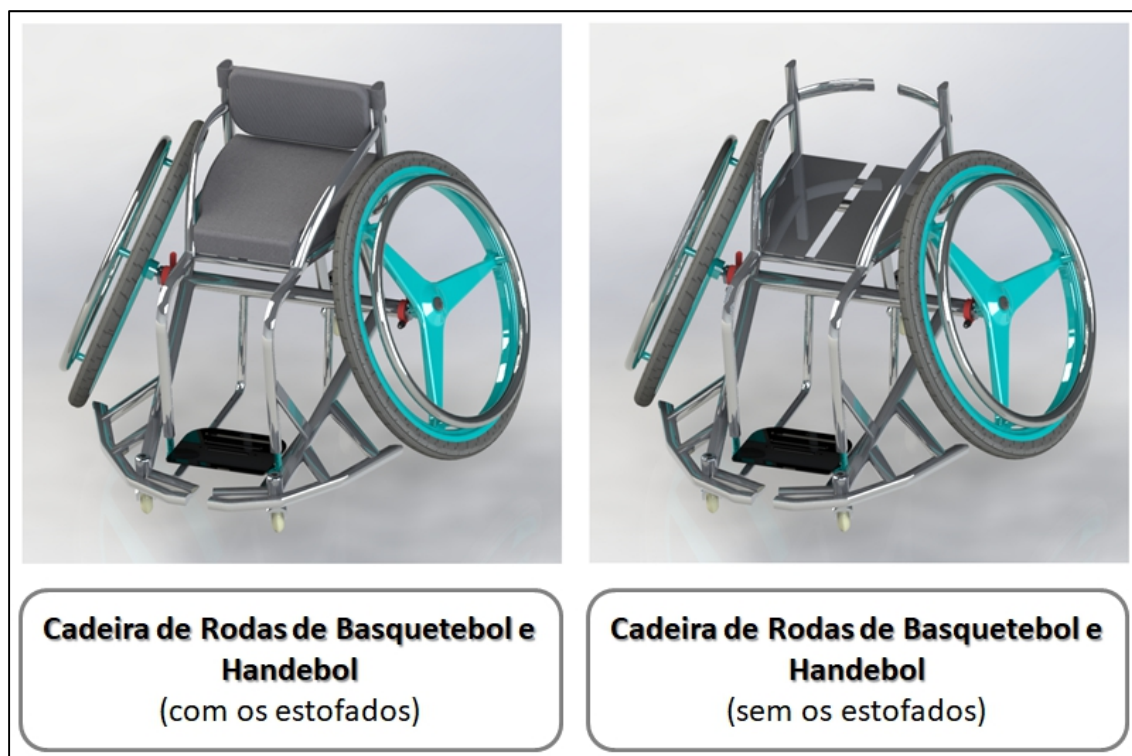


Figura 5.34 – Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.

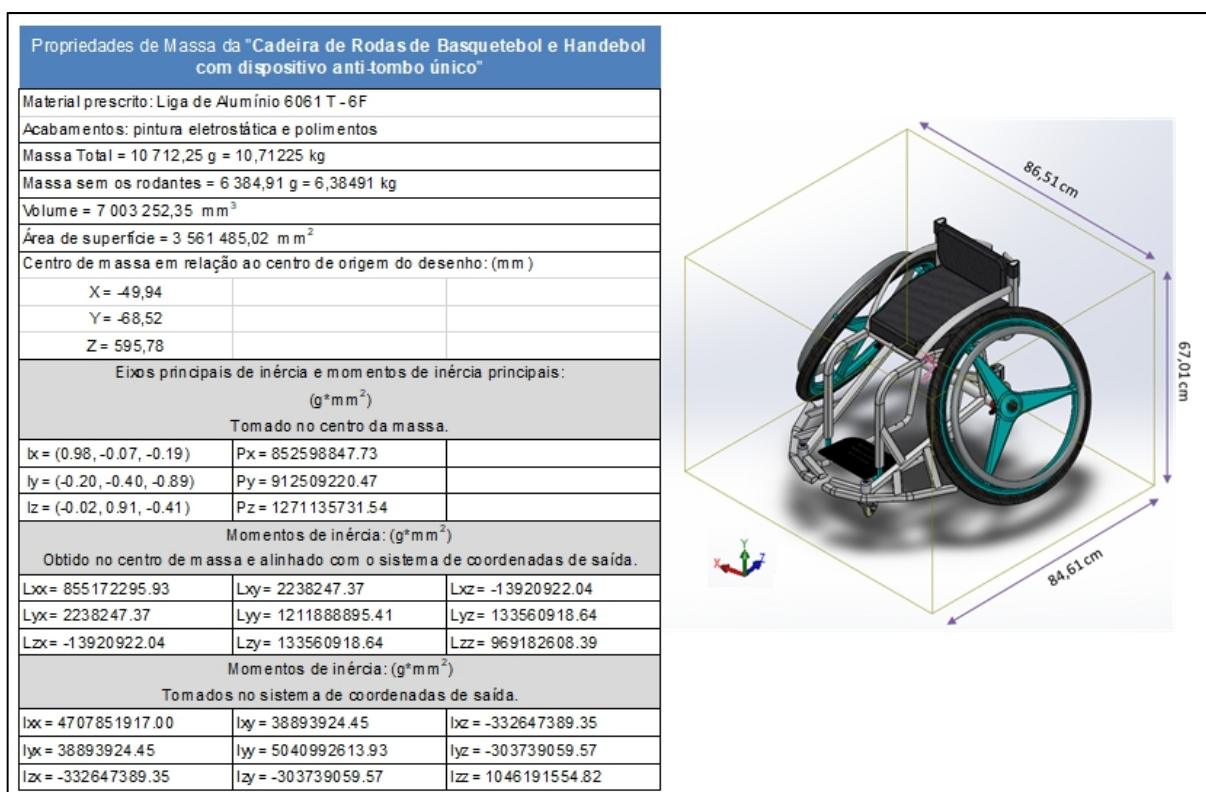


Figura 5.35 – Propriedades geométricas da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.

O modelo de Cadeira de Rodas esportiva, compatível com o Basquetebol e o Handebol é constituído de um quadro ergonomicamente desenhado que visa melhorar a estabilidade e a propulsão do cadeirante durante as partidas profissionais. É compreendido por um projeto otimizado que se baseia em estudos de anatomia, ergonomia e cineantropometria humana, desenvolvendo a melhor composição de acomodação do usuário na estrutura da cadeira, que favoreça a sua correção postural e o melhor desempenho durante o manejo e nas atividades biomecânicas. Estes contornos geométricos anatômicos propõem garantir que as propriedades fisiológicas prescritas de cada cliente final estejam intrinsecamente compreendidas no projeto preliminar.

Durante as partidas desportivas os paratletas desenvolvem manobras mais radicais e intensas do que na vida cotidiana. Estas manobras são influenciadas pela dinâmica do jogo que envolve gestos motores de arremesso, bloqueio, giros, arrancadas, corridas, entre outros. Nestas condições a cadeira de rodas fica suscetível a tombamentos e empinos com cabotagem. Por isso, nas modalidades esportivas as cadeiras de rodas apresentam uma extensão do quadro estrutural na parte traseira que se projeta como um dispositivo anti-tombo. Este recurso geométrico é efetivamente utilizado pelos cadeirantes durante as manobras radicais que provocam empinos, recuos bruscos, ou giros rápidos durante a translação na quadra. Os paratletas mais habilidosos costumam apoiar a massa do conjunto (cadeira/cadeirante) neste dispositivo durante o efeito da força centrípeta nos giros abruptos.

Ao longo dos anos, os paratletas reabilitados desenvolveram manobras impressionantes utilizando a cadeira de rodas, como o *carving* (curvas muito acentuadas), o *power-sliding* (deslizamento induzido), os giros aéreos, o *spinning* (rodopio rápido ou autogiro), o *backflip* (saltos com cambalhotas e giros invertidos), o *handplant* (rodopio no ar com uma das mãos apoiadas no chão), as derrapagens, as explosões de velocidade, as arrancadas, etc. Estas manobras potencializam a competitividade e a capacidade de jogo dos paratletas, e certamente, representam competências físicas para o esporte paralímpico. O surgimento e o desenvolvimento de manobras radicais em cadeiras de rodas desencadearam a modalidade desportiva do *hardcore sitting*, que é uma atividade solo de execução de saltos e manobras ornamentais, em rampas e pistas de corrida.

Destarte, a cadeira de rodas pode desempenhar um papel favorável ao desenvolvimento destas competências para seu usuário. Cadeiras de rodas de alto rendimento precisam ser leves e compactas, mas altamente resistentes aos impactos. Necessitam apresentar uma geometria que se correlacione com as características anatômicas do paratleta e que proporcionem segurança e conforto durante as manobras.

Para tanto, o projeto apresenta uma massa estimada em 6,40 kg, com todos os componentes exceto o par de rodas. É uma cadeira mais leve do que a maioria dos modelos

encontrados no mercado, onde alguns deles ultrapassam os 10,0 kg. O escopo da cadeira de rodas é composto pelo quadro estrutural ergonômico e mais outros nove componentes. Ao todo, dezoito peças constituem o seu modelo, conforme mostra a fig. 5.36. O quadro estrutural ergonômico é detalhado pela fig. 5.37.

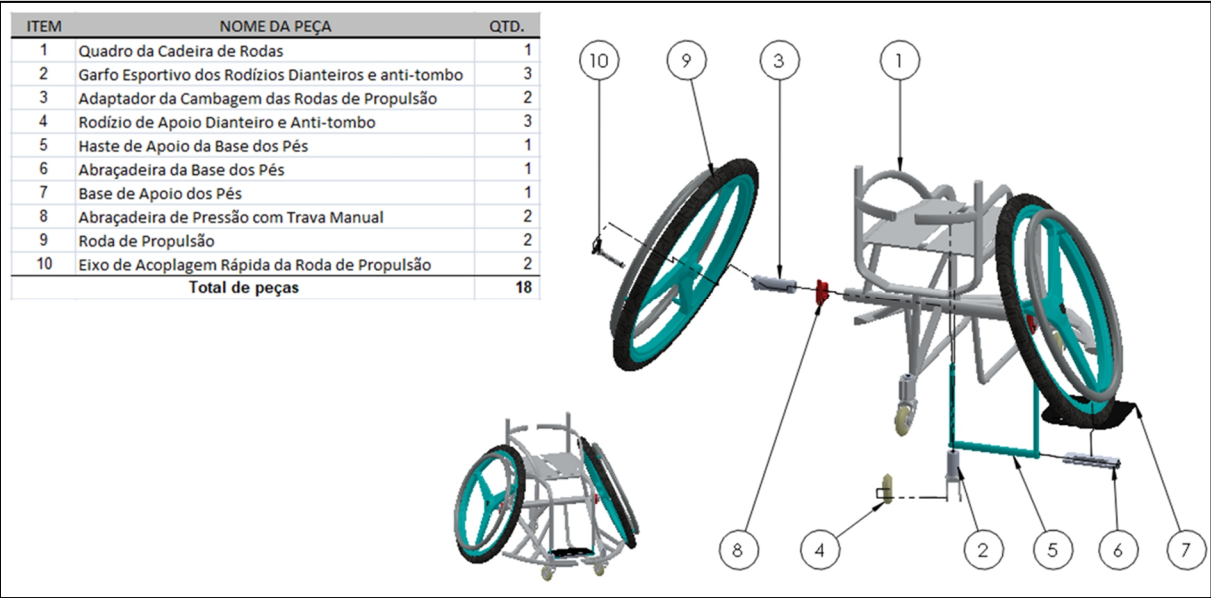


Figura 5.36 – Desenho esquemático da montagem da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.

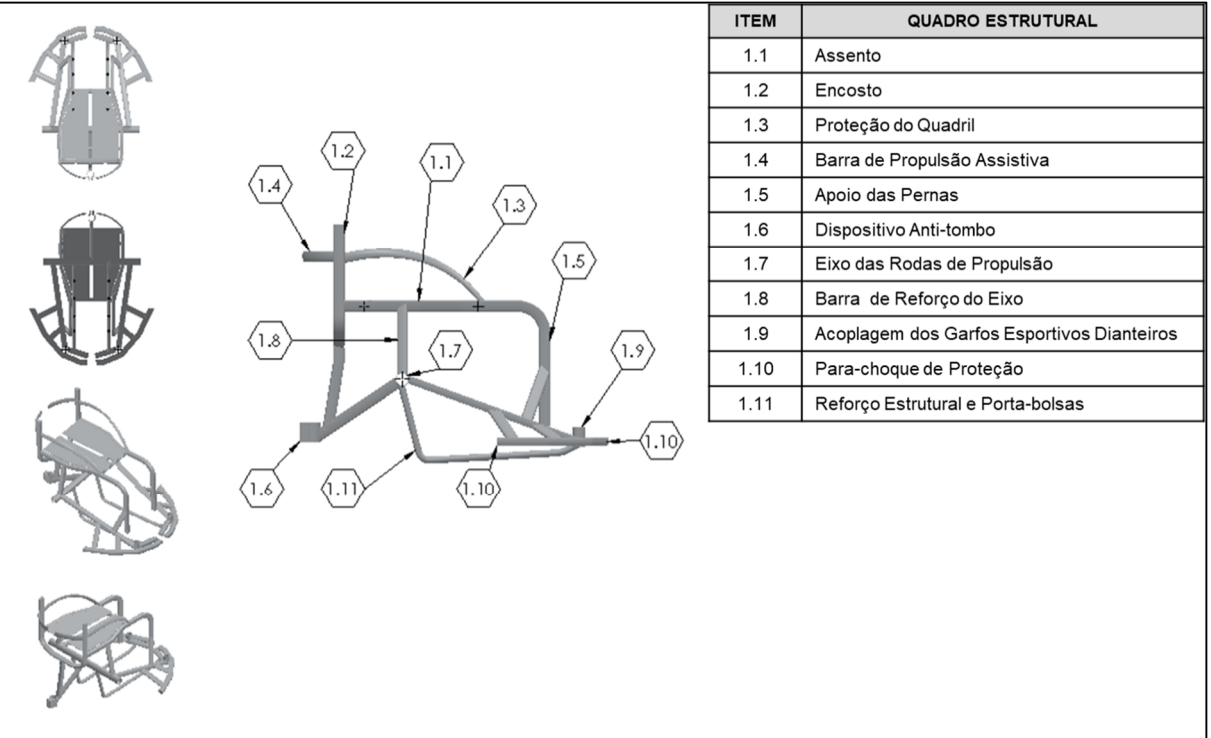


Figura 5.37 – Desenho detalhado do quadro estrutural da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.

“A Cadeira de Rodas Anatômica Otimizada e Parametrizada de Basquetebol e Handebol” é composta de um quadro estrutural (1) que compreende o assento (1.1), interposto ao encosto (1.2) por onde se conecta a proteção do quadril (1.3) e a barra de propulsão assistiva (1.4), com a estrutura se alongando até o apoio de pernas (1.5). O quadro (1) ainda possui um dispositivo de segurança anti-tombo (1.6), um eixo perpendicular responsável pela acoplagem dos rodantes de propulsão (1.7) reforçado por uma barra (1.8) que determina o centro de gravidade da cadeira, uma acoplagem dos garfos esportivos dianteiros (1.9), um para-choque de proteção estilizado com barras de maior face frontal retangular que amplia as superfícies de contato durante as batidas agressivas comuns nas partidas desportivas, de forma a absorverem maior quantidade de energia de impacto proporcionando mais conforto ao paratleta (1.10) e um reforço estrutural que serve como porta-bolsa (1.11). A Cadeira também é composta por um garfo esportivo (2), um adaptador de cambagem (3) das rodas de propulsão (9), rodízios de apoio dianteiro e anti-tombo (4), uma haste de apoio da base dos pés (5), uma abraçadeira da base dos pés (6) e uma chapa que faz a base de apoio dos pés (7). O eixo (1.7) se acopla aos rodantes de propulsão (9) por meio de abraçadeiras de pressão com travamento manual (8) e um eixo de acoplagem rápida (10). O garfo esportivo (2), por sua vez, é composto pelo garfo perfilado (2.1), por rolamentos (2.2), pelo eixo dos rolamentos (2.3), pelas tampas inferior (2.4) e superior (2.6), pelo cilindro de revestimento dos rolamentos (2.5), por um parafuso (2.7) e uma porca sextavada (2.8) e pelo rodízio esportivo (2.9).

O modelo propõe proporcionar melhor rendimento para o paratleta de basquetebol em cadeira de rodas, devido às suas características geométricas cuja área de ocupação não chega a um metro quadrado. Com uma circunferência menor, as suas partes se mantêm mais convergentes permitindo maior desenvolvimento de velocidade de rotação e translação pela quadra esportiva. A estrutura do quadro conduz as pernas do usuário adjuntas para baixo do assento deixando a área sobre os joelhos livre, além de melhorar a eficiência dos grupos musculares de propulsão.

O modelo é constituído por um sistema de garfos dianteiros (ver fig. 5.39) com rodantes de 74,80 mm, ideais para atividades esportivas. O sistema de rolamentos internos duplos mantém a rotação do rodízio, em torno do eixo do garfo, mais lisa. O garfo possui um acabamento estilizado, com linhas arrojadadas que dão um aspecto formoso e esportivo, além de possuir a resistência mecânica necessária.

A fig. 5.38 ilustra o desenho esquemático das vistas projetadas pela cadeira de rodas de basquetebol e handebol.

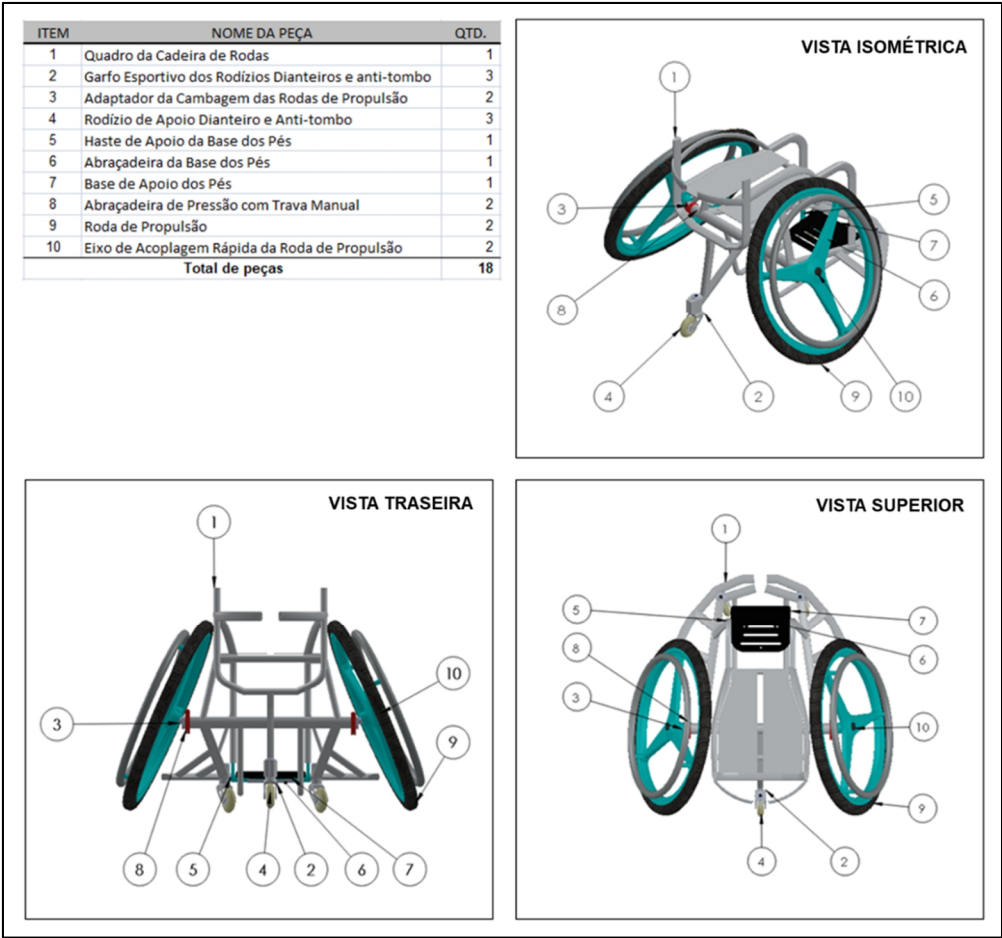


Figura 5.38 – Desenho esquemático das vistas projetadas da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.

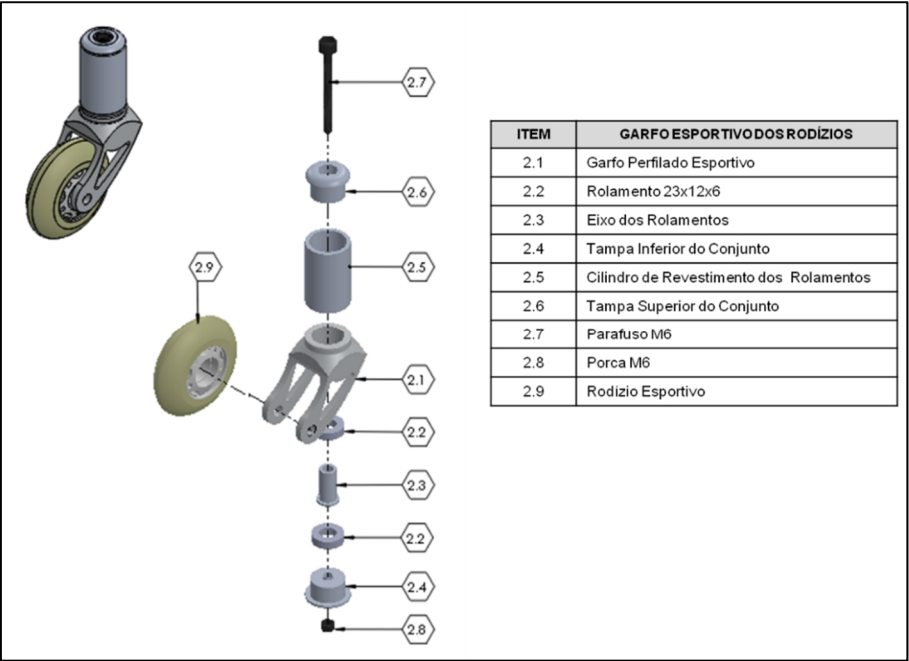


Figura 5.39 – Garfo dianteiro esportivo com rodízio.

As rodas de propulsão utilizadas nas cadeiras de rodas esportivas (tênis, basquetebol, rúgbi, etc.) geralmente possuem diâmetros superiores às 24 polegadas. Alguns paratletas estrangeiros já têm experimentado rodantes com mais de 28 polegadas. A fig. 5.40 ilustra um rodante de propulsão ilustrativo para os modelos esportivos, com os seus respectivos componentes de acoplamento. No mercado podem ser encontrados diversos modelos de rodantes de propulsão para cadeiras de rodas, e todos eles possuem intercambialidade com este projeto.

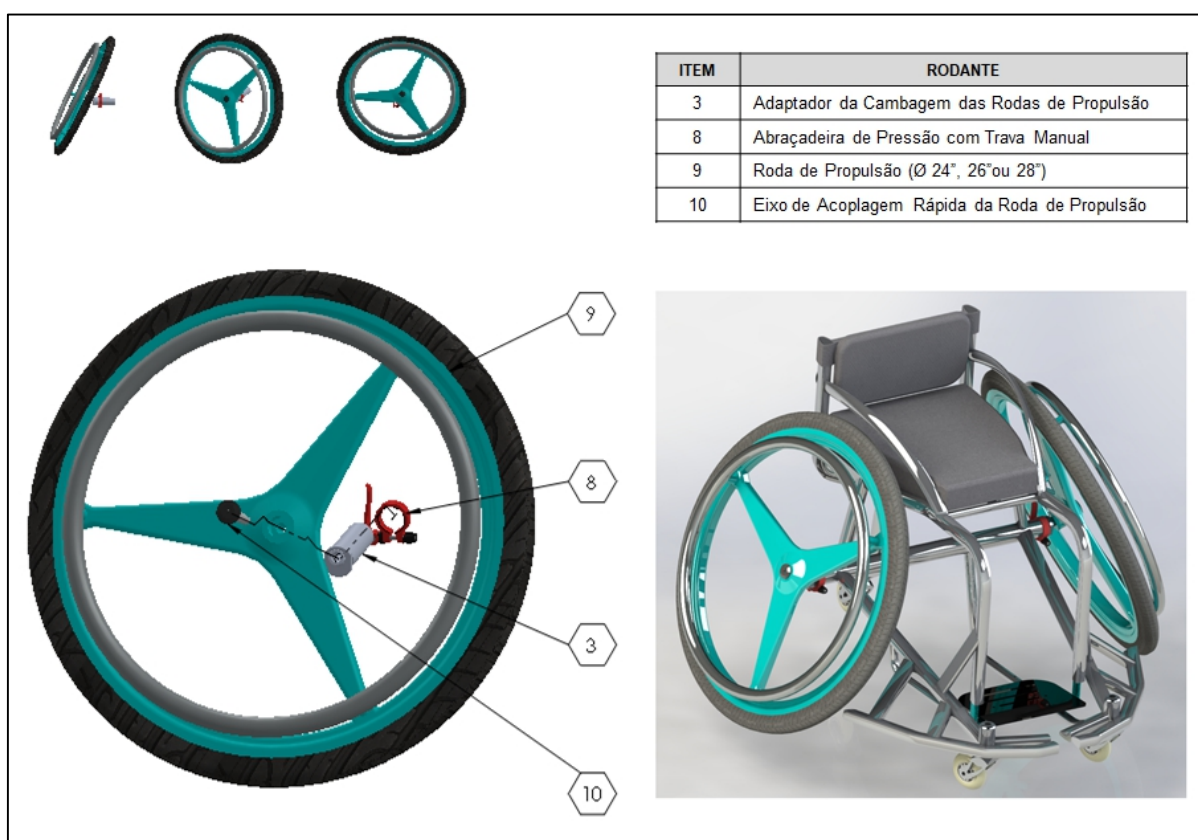


Figura 5.40 – Roda de propulsão esportiva com os componentes de acoplamento.

O apoio dos pés é caracterizado por uma base uniforme com desenho estilizado que colabora em manter as pernas adjuntas. A base de apoio, ainda, pode ser complementada de um dispositivo de anteparo dos pés, mantendo-os fixados na plataforma. Este tipo de dispositivo é bastante comum em cadeiras de rodas esportivas.

A plataforma de apoio dos pés pode rotacionar em torno do eixo da haste de acoplamento à cadeira (ver fig. 5.41). Este recurso satisfaz as necessidades de flexão plantar e dorsiflexão dos pés, em função das fisiopatologias dos usuários prescritos.

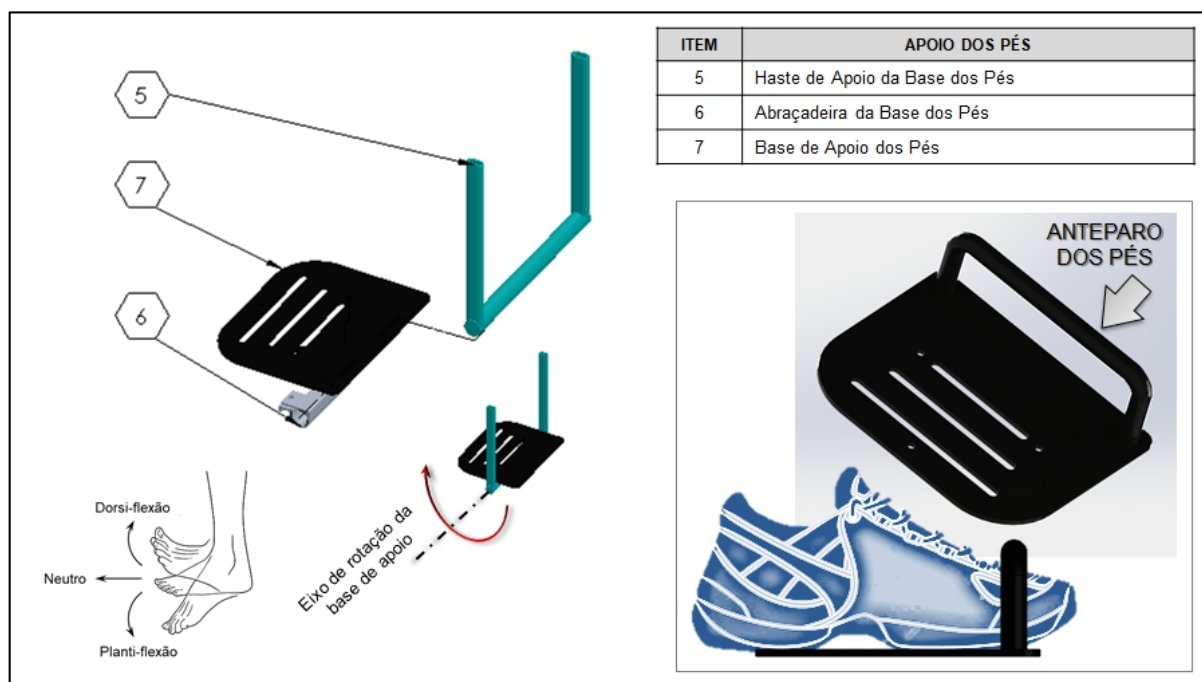


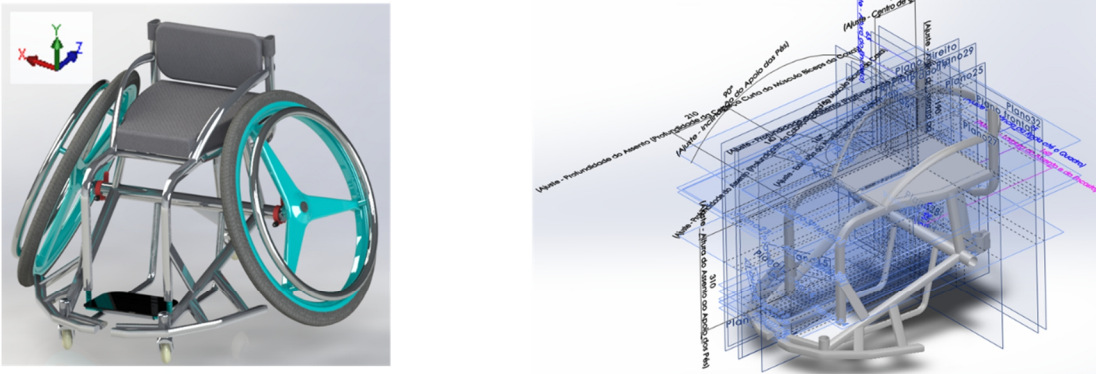
Figura 5.41 – Apoio dos pés da cadeira de rodas esportiva de basquetebol e handebol.

5.4.1 Parametrização da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol

O modelo de *Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol* também é caracterizado por uma modelagem parametrizada possibilitando ajustes precisos em seu escopo que incorporam as dimensões antropométricas do cliente aos seus contornos estruturais, reproduzindo um modelo personalizado correspondente às expectativas e leituras de cada usuário. Então, este modelo também fornece uma experiência de personalização intrínseca no projeto de Cadeiras de Rodas otimizadas, de forma inovadora, precisa e sistematizada (ver tab. 5.3 e fig. 5.42).

A parametrização e a modelagem do projeto estão intrinsecamente relacionadas, permitindo que os esboços, os planos geométricos, as referências ortogonais, as extrusões, os furos e os acabamentos desenvolvam uma interdependência entre si, durante a entrada das variáveis globais vinculadas. Deste modo, toda a geometria se ajustará às novas dimensões de um componente que tenha sido redimensionado isoladamente. Assim, os contornos modelados na cadeira de rodas de basquetebol e handebol têm a função de favorecer as cinesiologias típicas destas modalidades, caracterizando um projeto anatomicamente otimizado.

Tabela 5.3 – Parametrização da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.



PARAMETRIZAÇÃO DO PROJETO: Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol (dispositivo anti-tombo único)

ESCOPO	ITEM	DIMENSÃO PARAMETRIZADA	UND	LI	LS	Amplitude Δ	GDL's (Eixo)
QUADRO ESTRUTURAL DA CADEIRA DE RODAS	A	Parâmetro da Largura do Assento	cm	25,000	70,000	45,000	Linear ao Eixo X
	B1	Parâmetro da Profundidade dos Glúteos	cm	10,000	30,000	20,000	Linear ao Eixo Z
	B2	Parâmetro da Profundidade da Cabeça Longa do Músculo Biceps da Coxa	cm	5,000	30,000	25,000	Transversal aos Eixos XZ
	B3	Parâmetro da Profundidade da Cabeça Curta do Músculo Biceps da Coxa	cm	5,000	30,000	25,000	Linear ao Eixo Z
	C	Parâmetro da Altura do Assento ao Apoio dos Pés	cm	30,000	70,000	40,000	Linear ao Eixo Y
	D	Parâmetro da Inclinação do Apoio dos Pés	grau	45,000	180,000	135,000	Em torno do Eixo X
	E	Parâmetro da Largura do Encosto	cm	25,000	70,000	45,000	Linear ao Eixo X
	F	Parâmetro da Altura do Encosto	cm	15,000	60,000	45,000	Linear ao Eixo Y
	G	Parâmetro da Extensão do Afunilamento das Coxas	grau	20,000	50,000	30,000	Em torno do Eixo Y
	H	Parâmetro do Centro de Gravidade	cm	0,000	20,000	20,000	Linear ao Eixo Z
ACESSÓRIOS INDEPENDENTES	I	Parâmetro da Altura do Assento ao Aro de Propulsão	cm	5,000	30,000	25,000	Linear ao Eixo Y
	J	Parâmetro da Distância das Rodas de Propulsão até o Quadro	cm	5,000	15,000	10,000	Linear ao Eixo X
	K	Parâmetro da Cambagem das Rodas de Propulsão	grau	0,000	30,000	30,000	Em torno do Eixo Z
	L	Parâmetro da Largura do Apoio dos Pés	cm	10,000	60,000	50,000	Linear ao Eixo X
	M	Parâmetro do Comprimento do Apoio dos Pés	cm	10,000	60,000	50,000	Linear ao Eixo Y
	N	Parâmetro do Alinhamento do Apoio dos Pés	grau	- 45,000	45,000	90,000	Em torno do Eixo X

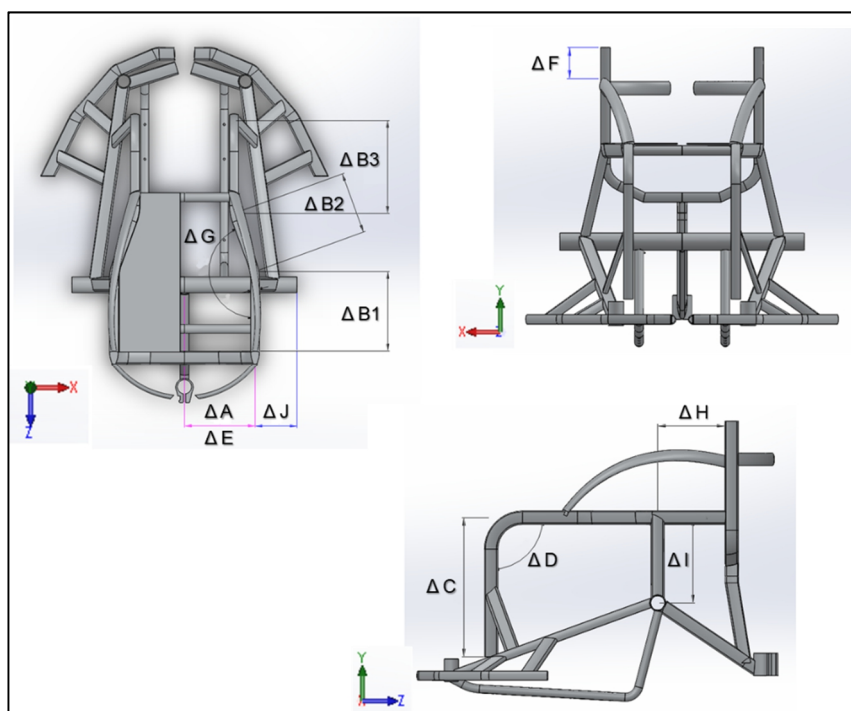


Figura 5.42 – Parametrização do Quadro Estrutural da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.

A cadeira de rodas de basquetebol e handebol é constituída de parâmetros de ajustes de:

- Largura do assento (A) compreendendo uma variação de 45 cm, ajuste de profundidade do assento dos glúteos (B1) compreendendo uma variação de 20 cm;
- Profundidade do assento da cabeça longa do músculo bíceps da coxa (B2) compreendendo uma variação de 25 cm;
- Profundidade do assento da cabeça curta do músculo bíceps da coxa (B3) compreendendo uma variação de 25 cm;
- Altura do assento até o apoio dos pés (C) compreendendo uma variação de 40 cm, sendo este responsável pela melhor acomodação das pernas depois dos joelhos, considerando diferentes comprimentos de tíbia dos usuários, dentro desta faixa;
- Inclinação do apoio das pernas (D), compreendendo uma variação de 135 graus, permitindo a adução e abdução das pernas após os joelhos, onde os pés se posicionem adiante da linha do corpo ou abaixo da linha do assento;
- Largura do encosto (E) da coluna cervical, compreendendo uma variação de 45 cm de modo a acomodar diversos usuários com a largura do tronco dentro desta faixa de variação;
- Altura das colunas do encosto (F), compreendendo uma variação de 45 cm, atendendo diversas topografias de danos ou lesões cervicais em pessoas com deficiências;
- Afunilamento das coxas até os joelhos (G), compreendendo uma variação de 30 graus. Este ajuste garante melhor equilíbrio e acomodação do usuário no assento, principalmente durante esforços intensos de propulsão das rodas, incluindo movimentos de rotação e translação das cadeiras de rodas na quadra;
- Centro de gravidade do assento em relação aos eixos das rodas de propulsão (H), compreendendo uma variação de 20 cm, que proporciona melhor configuração do apoio das mãos nos aros de propulsão aliviando os esforços de adução e abdução dos membros superiores.
- Altura do assento em relação ao aro de propulsão (I), compreendendo uma variação de 25 cm, de modo a garantir mais flexibilidade de alcance das mãos até os aros de propulsão;
- Distância de afastamento das rodas de propulsão em relação ao quadro (J), compreendendo uma variação de 10 cm, proporcionando melhor balanceamento da adução e abdução dos braços durante o esforço mecânica de propulsão dos aros;

- Cambagem das rodas de propulsão (K), compreendendo uma variação de 30 graus, proporcionando melhor desempenho biomecânico dos grupos musculares dos braços durante a propulsão;
- Largura do apoio dos pés (L), compreendendo uma variação de 50 cm, dando melhor comodidade às plantas dos pés;
- Comprimento do apoio dos pés (M), compreendendo uma variação de 50 cm, proporciona maior área de contato e melhor acomodação das plantas dos pés do cadeirante, evitando os seus deslizamentos indesejáveis sobre a plataforma de apoio;
- E por último, alinhamento do apoio dos pés (N) em relação ao módulo de acomodação das pernas, compreendendo uma variação de 90 graus, com a função de proporcionar o movimento no plano sagital dos pés, com possíveis flexões planar, neutra ou dorsiflexão.

O intervalo ajustável de altura do encosto (ΔF) inicia-se acima da condição fixa do projeto, que é a altura da peça de contorno do quadril (peça 1.3 do quadro estrutural). Não haverá encostos com dimensão abaixo dessa condição de projeto. A peça que contorna o quadril, protegendo-o de contatos externos abrange a topografia óssea do ílio, abarcando o púbis, o sacro, o ísquio e a sínfise púbica, e se estende verticalmente por aproximadamente quatorze cm. Na fabricação da cadeira de rodas sugere-se a implementação de uma chapa contínua adornando o contorno, recobrimdo a região vazada. Essa condição de projeto será determinante para todos os modelos de cadeiras de rodas esportivas seguintes (*parabadminton, tênis, rúgbi, esgrima* etc.).

Essa parte estrutural da cadeira possui simetria para ambos os lados do quadril do cadeirante. Para tanto, pessoas com dismetria (possuem um membro mais curto do que o outro) não serão prejudicadas pelo projeto, pois estes casos são aliviados e equilibrados pelas espumas de alta densidade dos estofados. Em algumas situações o cadeirante pode apresentar lesões ipsilaterais de fêmur e pelve (também designadas como quadril flutuante), ou ainda, obliquidade pélvica (desalinhamento de quadril) devido à dismetria, onde a peça de proteção de quadril do projeto pode apresentar uma amplitude inadequada. O projeto não parametrizará essa peça para condições personalizadas, uma vez que, normalmente essas especificidades fisiopatológicas são incomuns e compensadas por amarrações e almofadas incrementadas à cadeira de rodas, apresentando resultados muito satisfatórios.

Na fig. 5.43 são mostradas as parametrizações dos demais componentes de montagem, sendo o apoio dos pés e o adaptador da cambagem dos rodantes.

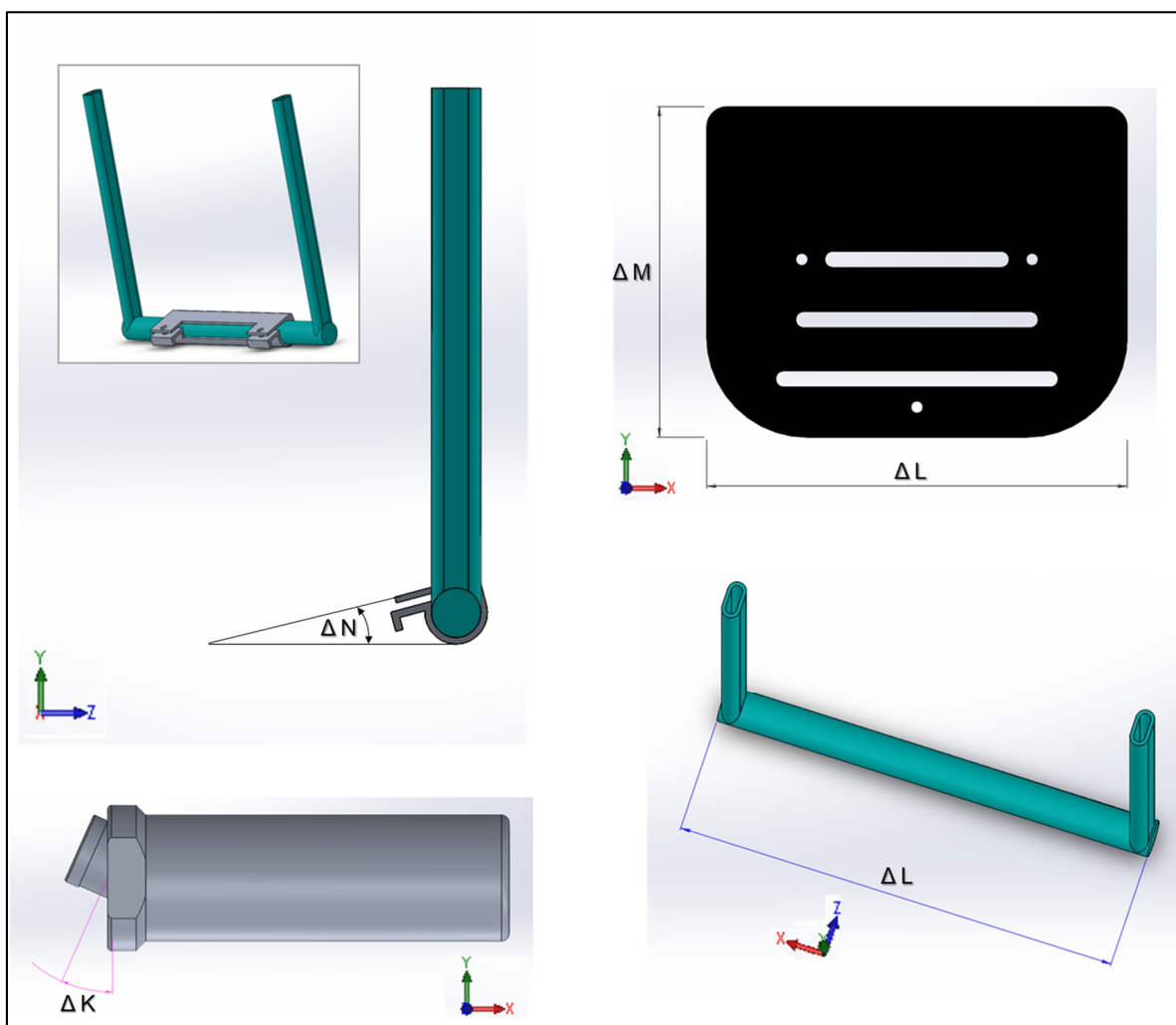


Figura 5.43 – Parametrização do Apoio dos Pés e do Adaptador de Cambagem da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.

Devido à parametrização no CAD considerar a largura do assento (ΔA) a partir da face externa dos tubos que representam as colunas do encosto, é necessário somar 20 milímetros (equivalente à largura do tubo) à medida desse ajuste do cadeirante avaliado quando for implementá-lo no modelo. Essa condição se manterá para todos os modelos apresentados a seguir.

5.5 CADEIRA DE RODAS PARAMETRIZADA DE BASQUETEBOL E HANDEBOL COM DISPOSITIVO ANTI-TOMBO DUPLO



Adaptado de <http://www.cpb.org.br/>

No basquetebol, e em outras modalidades podem aparecer cadeiras com um dispositivo anti-tombo duplicado. Este recurso melhora a segurança contra empinos tombantes, na medida em que as manobras se tornam mais radicais, em arremessos e bloqueios (ver fig. 5.44). Este modelo parametrizado contempla as categorias paralímpicas de basquetebol e de handebol em cadeiras de rodas (ver fig. 5.45 e 5.46), e representa uma versão modificada do projeto anterior destas mesmas modalidades.



Figura 5.44 – Manobra na competição de basquetebol que solicita o dispositivo anti-tombo duplo. Fonte: Adaptado de FN & Shimosakai, [201-].

Durante uma manobra de empino transversal o paratleta maximiza o seu alcance manual de bloqueio, da bola arremessada pelo adversário. O gesto descreve uma força de impulso no eixo látero-lateral do paratleta, apoiando o grosso da massa sobre um dos dispositivos anti-tombo.

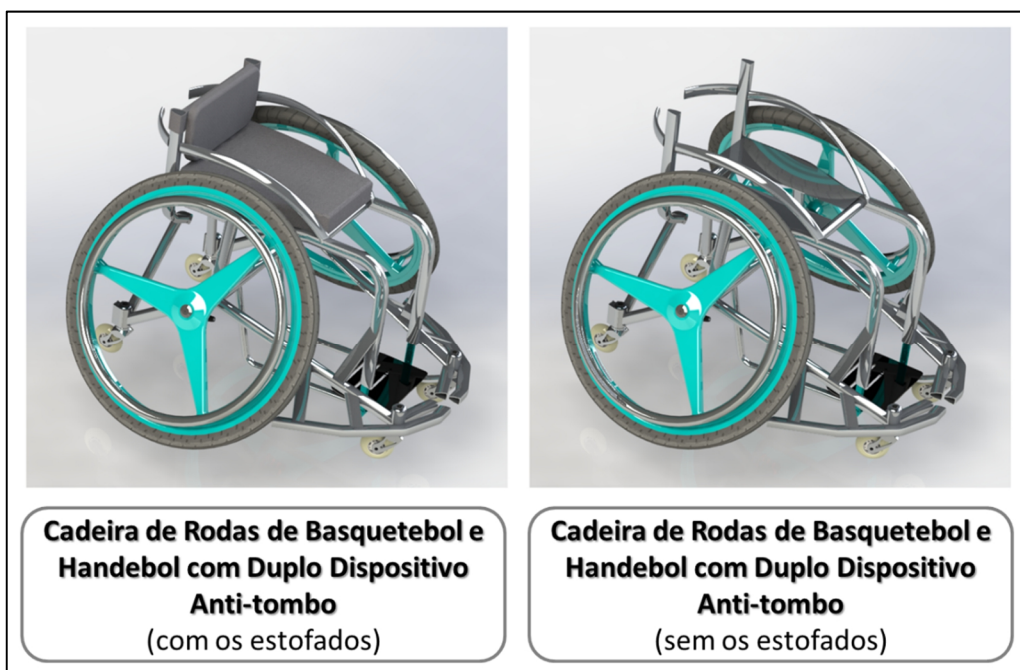


Figura 5.45 –Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com dispositivo anti-tombo duplo.

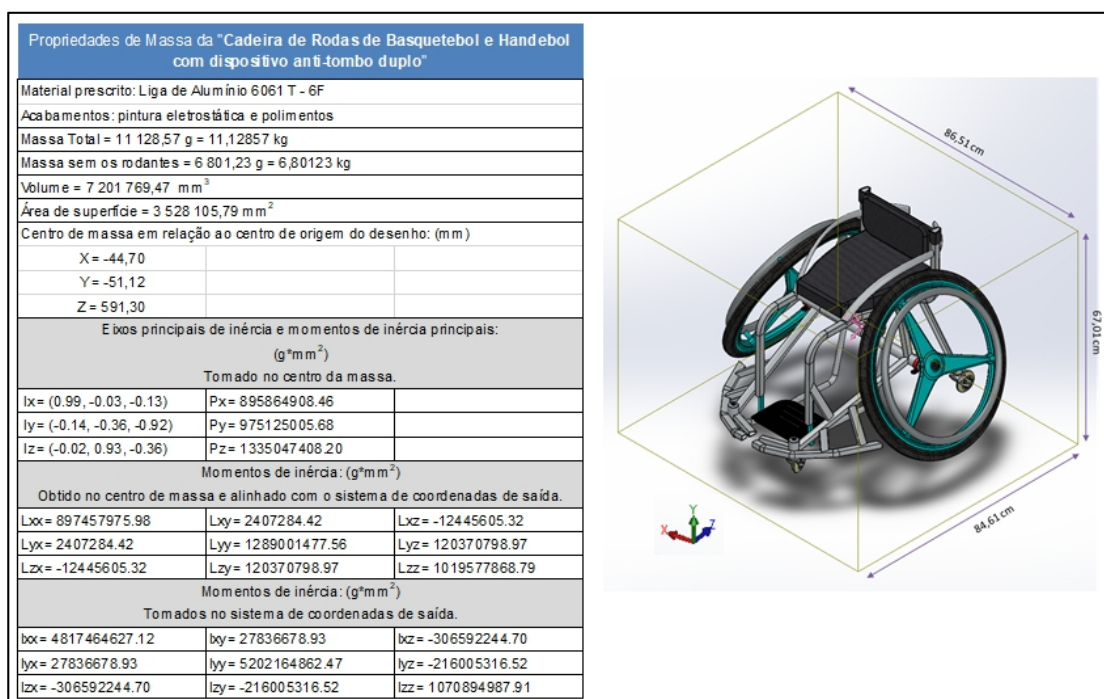


Figura 5.46 – Propriedades geométricas da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com dispositivo anti-tombo duplo.

Este projeto apresenta uma massa estimada em 6,80 kg, com todos os componentes exceto o par de rodas. O escopo da cadeira de rodas é composto por um quadro estrutural ergonômico e mais outros nove componentes. Ao todo, vinte peças constituem o seu modelo, conforme mostra a fig. 5.47. O seu quadro estrutural ergonômico é detalhado pela fig. 5.48.

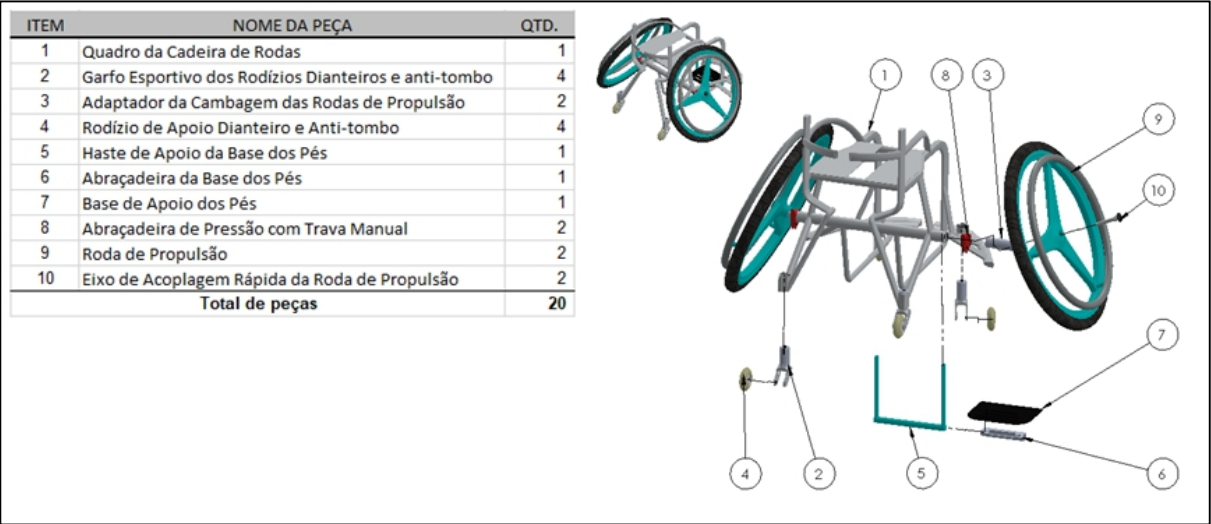


Figura 5.47 – Desenho esquemático da montagem da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com dispositivo anti-tombo duplo.

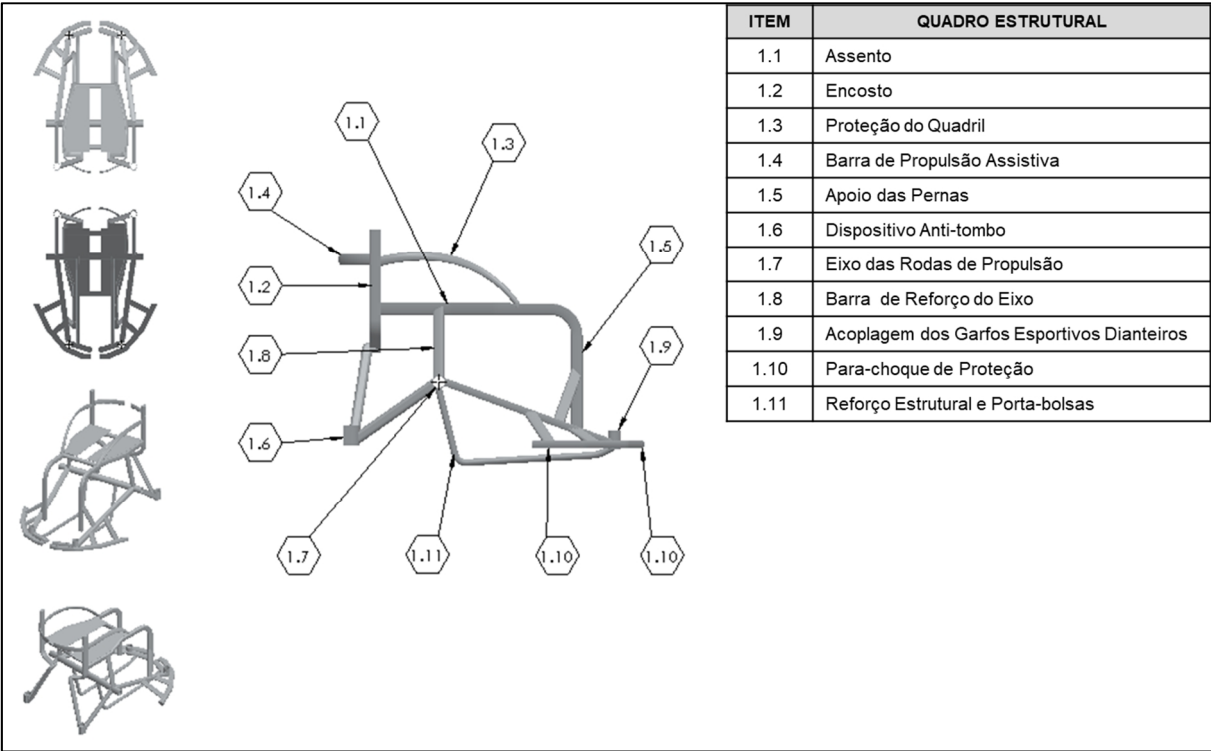


Figura 5.48 – Desenho detalhado do quadro estrutural da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com dispositivo anti-tombo duplo.

A fig. 5.49 ilustra o desenho esquemático das vistas projetadas pela cadeira de rodas de basquetebol e handebol com dispositivo anti-tombo duplo.

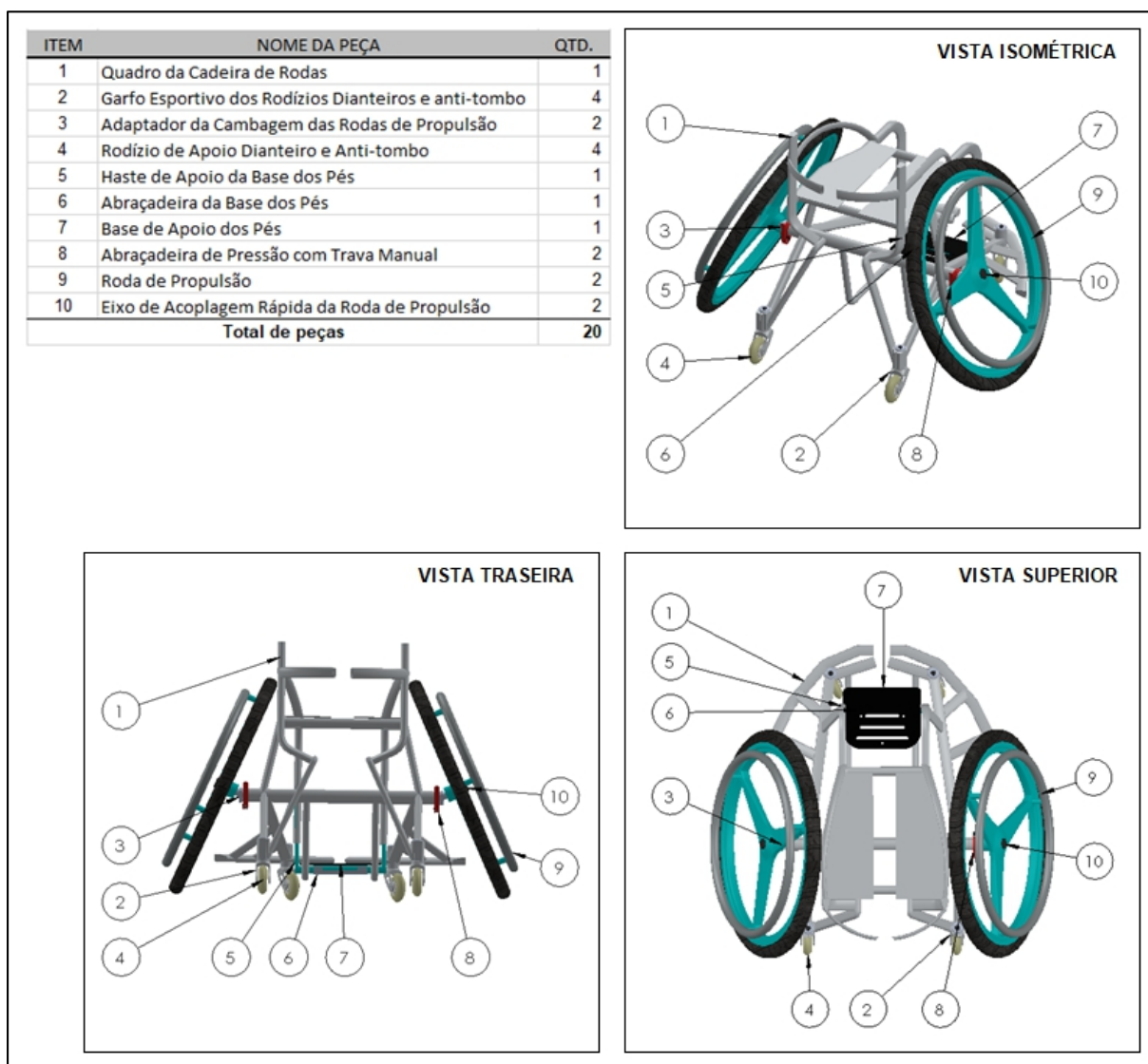


Figura 5.49 – Desenho esquemático das vistas projetadas da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com dispositivo anti-tombo duplo.

“A Cadeira de Rodas Anatômica Otimizada e Parametrizada de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo” é composta de um quadro estrutural (1) que compreende o assento (1.1), interposto ao encosto (1.2) por onde se conecta a proteção do quadril (1.3) e a barra de propulsão assistiva (1.4), com a estrutura se alongando até o apoio de pernas (1.5). O quadro (1) ainda possui dispositivos de segurança anti-tombo (1.6) em suas lateralidades anteriores, um eixo perpendicular responsável pela acoplamento dos rodantes de propulsão (1.7) reforçado por uma barra (1.8) que determina o centro de gravidade da cadeira, uma acoplamento dos garfos esportivos dianteiros (1.9), um para-choque de proteção estilizado com

barras de maior face frontal retangular que amplia as superfícies de contato durante as batidas agressivas comuns nas partidas desportivas, de forma a absorverem maior quantidade de energia de impacto proporcionando mais conforto ao paratleta (1.10) e um reforço estrutural que serve como porta-bolsa (1.11). A Cadeira também é composta por um garfo esportivo (2), um adaptador de cambagem (3) das rodas de propulsão (9), rodízios de apoio dianteiro e anti-tombo (4), uma haste de apoio da base dos pés (5), uma abraçadeira da base dos pés (6) e uma chapa que faz a base de apoio dos pés (7). O eixo (1.7) se acopla aos rodantes de propulsão (9) por meio de abraçadeiras de pressão com travamento manual (8) e um eixo de acoplagem rápida (10). O garfo esportivo (2), por sua vez, é composto pelo garfo perfilado (2.1), por rolamentos (2.2), pelo eixo dos rolamentos (2.3), pelas tampas inferior (2.4) e superior (2.6), pelo cilindro de revestimento dos rolamentos (2.5), por um parafuso (2.7) e uma porca sextavada (2.8) e pelo rodízio esportivo (2.9).

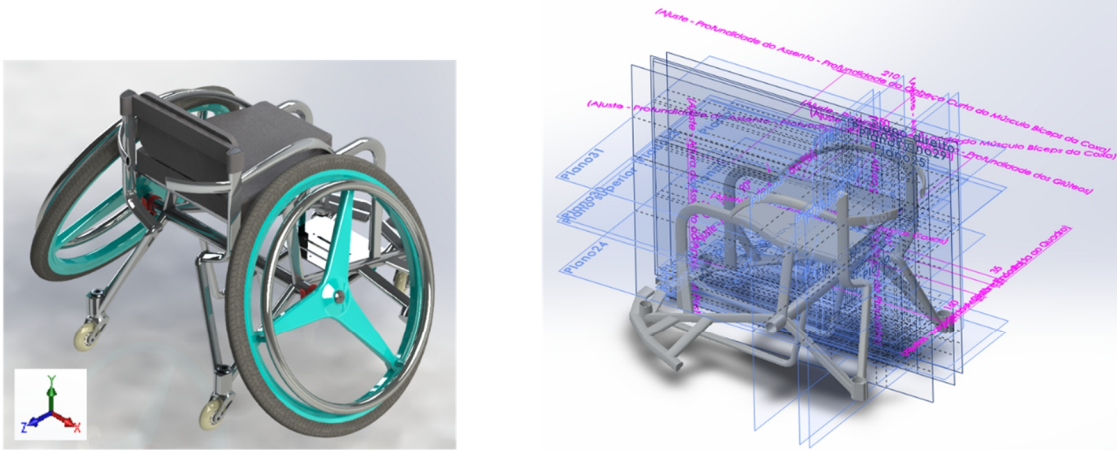
Os demais componentes da cadeira de rodas, tais como os garfos esportivos, os rodízios, e o sistema de apoio dos pés seguem como no modelo anterior e por isso não serão repetidos aqui.

5.5.1 Parametrização da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo

O modelo de *Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo* também é caracterizado por uma modelagem parametrizada possibilitando ajustes precisos em seu escopo que incorporam as dimensões antropométricas do cliente aos seus contornos estruturais, reproduzindo um modelo personalizado correspondente às expectativas e leituras de cada usuário. Então, este modelo também fornece uma experiência de personalização intrínseca no projeto de Cadeiras de Rodas otimizadas, de forma inovadora, precisa e sistematizada (ver tab. 5.4 e fig. 5.50).

A parametrização e a modelagem do projeto estão intrinsecamente relacionadas. Os contornos modelados na cadeira de rodas de basquetebol e handebol têm a função de favorecer as cinesiologias típicas destas modalidades, caracterizando um projeto anatomicamente otimizado.

Tabela 5.4 – Parametrização da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo.



PARAMETRIZAÇÃO DO PROJETO: Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol (dispositivo anti-tombo duplo)

ESCOPO	ITEM	DIMENSÃO PARAMETRIZADA	UND	LI	LS	Amplitude Δ	GDL's (Eixo)
QUADRO ESTRUTURAL DA CADEIRA DE RODAS	A	Parâmetro da Largura do Assento	cm	25,000	70,000	45,000	Linear ao Eixo X
	B1	Parâmetro da Profundidade dos Glúteos	cm	10,000	30,000	20,000	Linear ao Eixo Z
	B2	Parâmetro da Profundidade da Cabeça Longa do Músculo Biceps da Coxa	cm	5,000	30,000	25,000	Transversal aos Eixos XZ
	B3	Parâmetro da Profundidade da Cabeça Curta do Músculo Biceps da Coxa	cm	5,000	30,000	25,000	Linear ao Eixo Z
	C	Parâmetro da Altura do Assento ao Apoio dos Pés	cm	30,000	70,000	40,000	Linear ao Eixo Y
	D	Parâmetro da Inclinação do Apoio dos Pés	grau	45,000	180,000	135,000	Em torno do Eixo X
	E	Parâmetro da Largura do Encosto	cm	25,000	70,000	45,000	Linear ao Eixo X
	F	Parâmetro da Altura do Encosto	cm	15,000	60,000	45,000	Linear ao Eixo Y
	G	Parâmetro da Extensão do Afundamento das Coxas	grau	20,000	50,000	30,000	Em torno do Eixo Y
	H	Parâmetro do Centro de Gravidade	cm	0,000	20,000	20,000	Linear ao Eixo Z
	I	Parâmetro da Altura do Assento ao Aro de Propulsão	cm	5,000	30,000	25,000	Linear ao Eixo Y
ACESSÓRIOS INDEPENDENTES	J	Parâmetro da Distância das Rodas de Propulsão até o Quadro	cm	5,000	15,000	10,000	Linear ao Eixo X
	K	Parâmetro da Cambagem das Rodas de Propulsão	grau	0,000	30,000	30,000	Em torno do Eixo Z
	L	Parâmetro da Largura do Apoio dos Pés	cm	10,000	60,000	50,000	Linear ao Eixo X
	M	Parâmetro do Comprimento do Apoio dos Pés	cm	10,000	60,000	50,000	Linear ao Eixo Y
	N	Parâmetro do Alinhamento do Apoio dos Pés	grau	- 45,000	45,000	90,000	Em torno do Eixo X

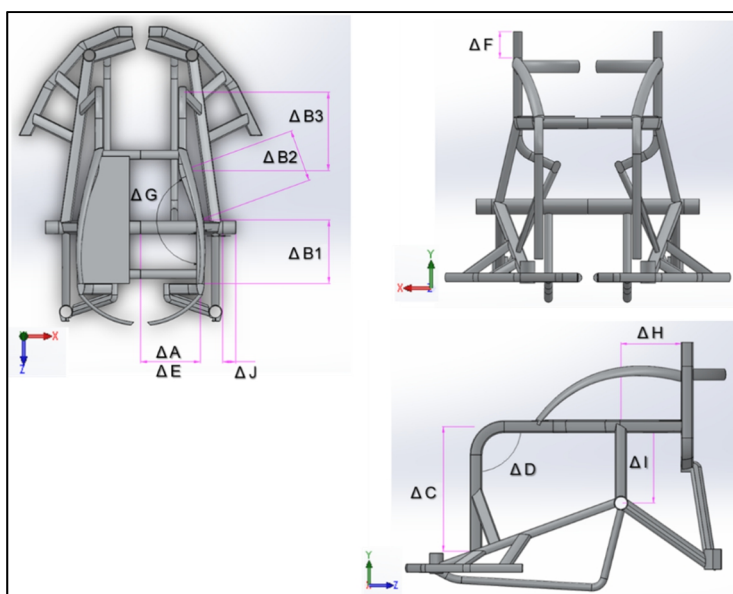


Figura 5.50 – Parametrização do Quadro Estrutural da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo.

A cadeira de rodas de basquetebol e handebol com dispositivo anti-tombo duplo é constituída de parâmetros de ajustes de:

- Largura do assento (A) compreendendo uma variação de 45 cm;
- Profundidade do assento dos glúteos (B1) compreendendo uma variação de 20 cm;
- Profundidade do assento da cabeça longa do músculo bíceps da coxa (B2) compreendendo uma variação de 25 cm;
- Profundidade do assento da cabeça curta do músculo bíceps da coxa (B3) compreendendo uma variação de 25 cm;
- Altura do assento até o apoio dos pés (C) compreendendo uma variação de 40 cm, sendo este responsável pela melhor acomodação das pernas depois dos joelhos, considerando diferentes comprimentos de tíbia dos usuários, dentro desta faixa de 40 cm;
- Inclinação do apoio das pernas (D), compreendendo uma variação de 135 graus, permitindo a adução e abdução das pernas após os joelhos, onde os pés se posicionem adiante da linha do corpo ou abaixo da linha do assento;
- Largura do encosto (E) da coluna cervical, compreendendo uma variação de 45 cm de modo a acomodar diversos usuários com a largura do tronco dentro desta faixa de variação;
- Altura das colunas do encosto (F), compreendendo uma variação de 45 cm, atendendo diversas topografias de danos ou lesões cervicais em pessoas com deficiências;
- Afunilamento das coxas até os joelhos (G), compreendendo uma variação de 30 graus. Este ajuste garante melhor equilíbrio e acomodação do usuário no assento, principalmente durante esforços intensos de propulsão das rodas, incluindo movimentos de rotação e translação das cadeiras de rodas na quadra;
- Centro de gravidade do assento em relação aos eixos das rodas de propulsão (H), compreendendo uma variação de 20 cm, que proporciona melhor configuração do apoio das mãos nos aros de propulsão aliviando os esforços de adução e abdução dos membros superiores;
- Altura do assento em relação ao aro de propulsão (I), compreendendo uma variação de 25 cm, de modo a garantir mais flexibilidade de alcance das mãos até os aros de propulsão;
- Distância de afastamento das rodas de propulsão em relação ao quadro (J), compreendendo uma variação de 10 cm, proporcionando melhor balanceamento da adução e abdução dos braços durante o esforço mecânica de propulsão dos aros;

- Cambagem das rodas de propulsão (K), compreendendo uma variação de 30 graus, proporcionando melhor desempenho biomecânico dos grupos musculares dos braços durante a propulsão;
- Largura do apoio dos pés (L), compreendendo uma variação de 50 cm, dando melhor comodidade das plantas dos pés;
- Comprimento do apoio dos pés (M), compreendendo uma variação de 50 cm, proporciona maior área de contato e melhor acomodação das plantas dos pés do cadeirante, evitando os seus deslizamentos indesejáveis sobre a plataforma de apoio;
- Alinhamento do apoio dos pés (N) em relação ao módulo de acomodação das pernas, compreendendo uma variação de 90 graus, com a função de proporcionar o movimento no plano sagital dos pés, com possíveis flexões planar, neutra ou dorsiflexão.

Na fig. 5.51 são mostradas as parametrizações dos demais componentes de montagem, sendo o apoio dos pés e o adaptador da cambagem dos rodantes.

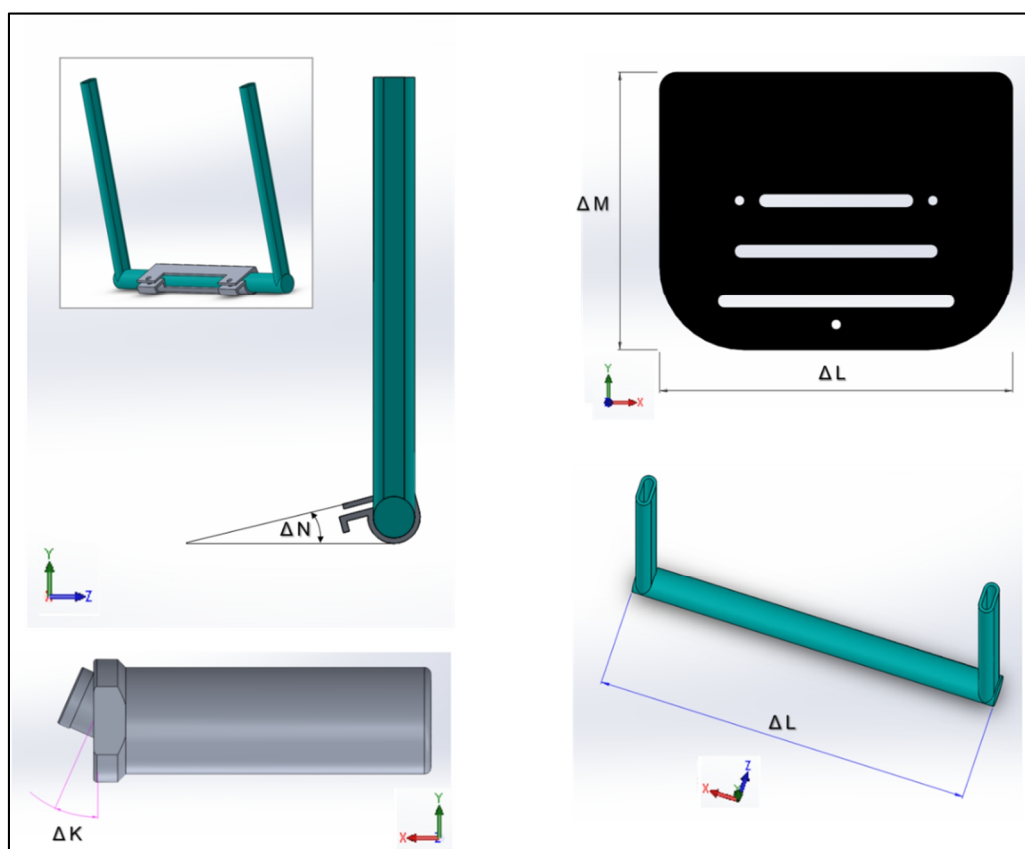


Figura 5.51 – Parametrização do Apoio dos Pés e do Adaptador de Cambagem da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo.

Devido à parametrização no CAD considerar a largura do assento (ΔA) a partir da face externa dos tubos que representam as colunas do encosto, é necessário somar 20 milímetros (equivalente à largura do tubo) à medida desse ajuste do cadeirante avaliado quando for implementá-lo no modelo. Essa condição se manterá para todos os modelos apresentados a seguir.

5.6 CADEIRA DE RODAS PARAMETRIZADA DE PARABADMINTON



Adaptado de <http://www.cpb.org.br/>

Este modelo parametrizado contempla a categoria paralímpica de parabadminton em cadeiras de rodas (ver fig. 5.52 e 5.53).

O modelo propõe proporcionar melhor rendimento para o paratleta de badminton em cadeira de rodas, devido às suas características geométricas cuja área de ocupação não chega a um metro quadrado. Com uma circunferência menor, as suas partes se mantêm mais convergentes permitindo maior desenvolvimento de velocidade de rotação e translação pela quadra esportiva. A estrutura do quadro conduz as pernas do usuário adjuntas para baixo do assento deixando a área sobre os joelhos livre, além de melhorar a eficiência dos grupos musculares de propulsão.

Este projeto apresenta uma massa estimada em 5,80 kg, com todos os componentes exceto o par de rodas. O escopo da cadeira de rodas é composto por um quadro estrutural ergonômico e mais outros nove componentes. Ao todo, vinte peças constituem o seu modelo, conforme mostra a fig. 5.54. O seu quadro estrutural ergonômico é detalhado pela fig. 5.55.



Figura 5.52 – Cadeira de Rodas de Parabadminton.

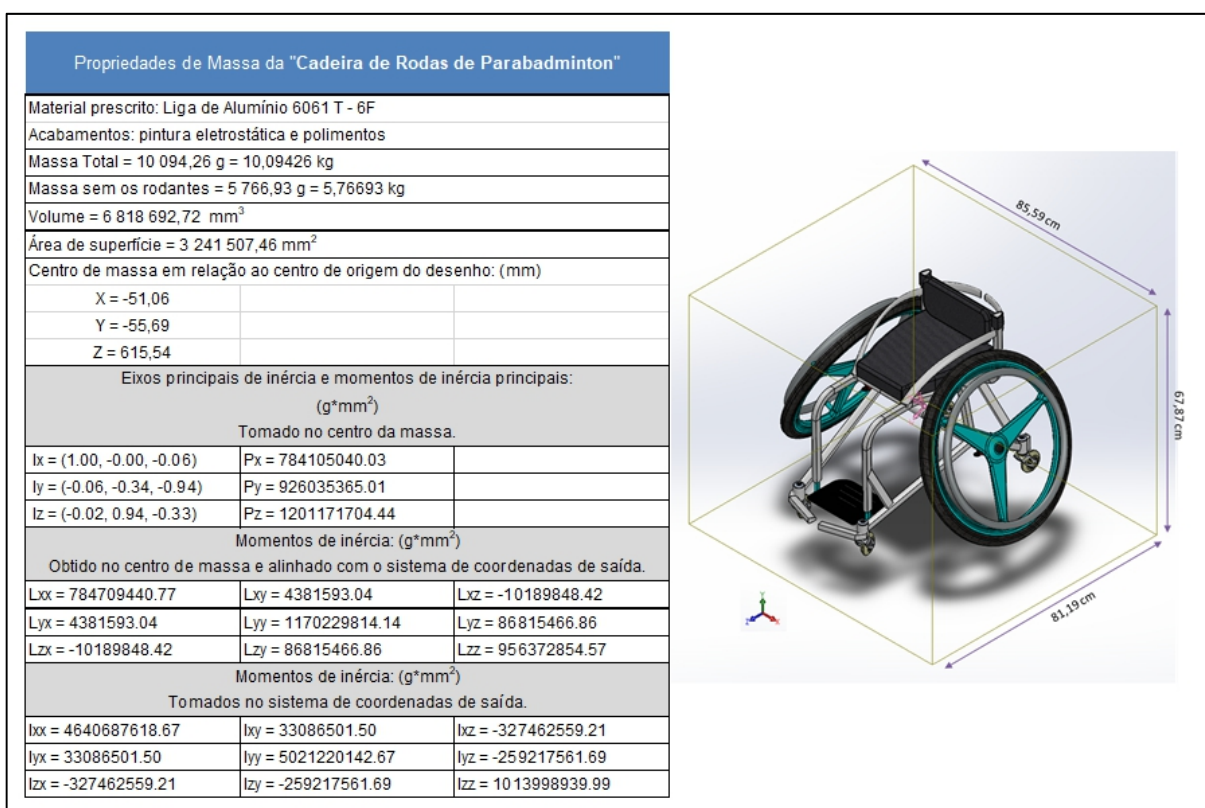


Figura 5.53 – Propriedades geométricas da Cadeira de Rodas de Parabadminton.

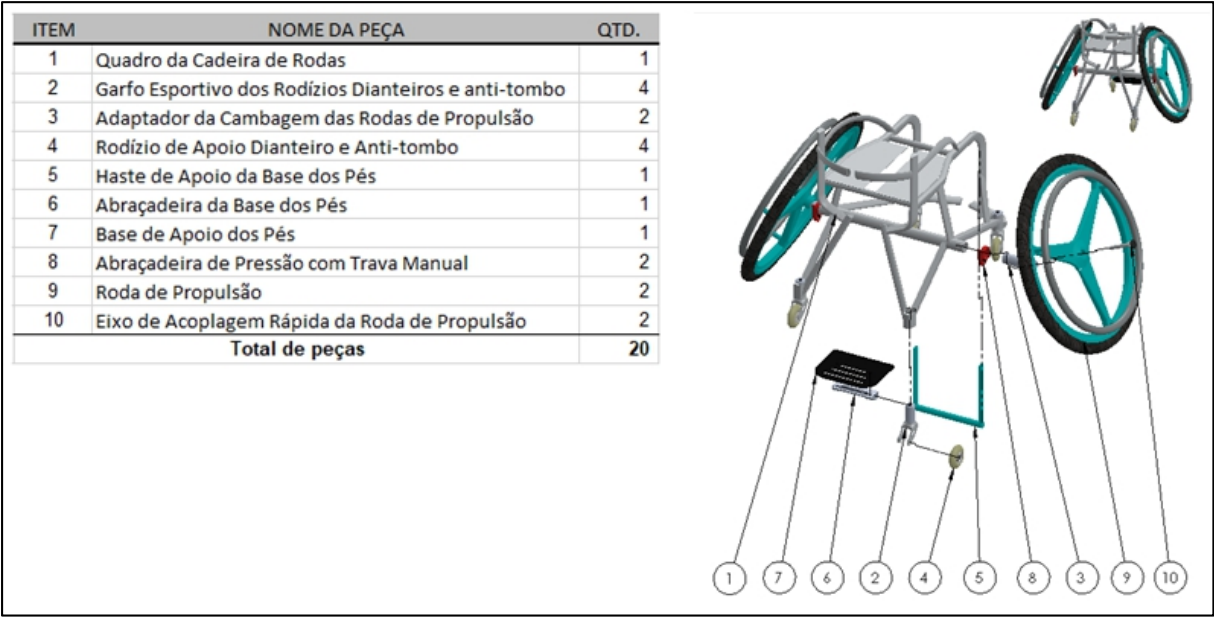


Figura 5.54 – Desenho esquemático da montagem da Cadeira de Rodas de Parabadminton.

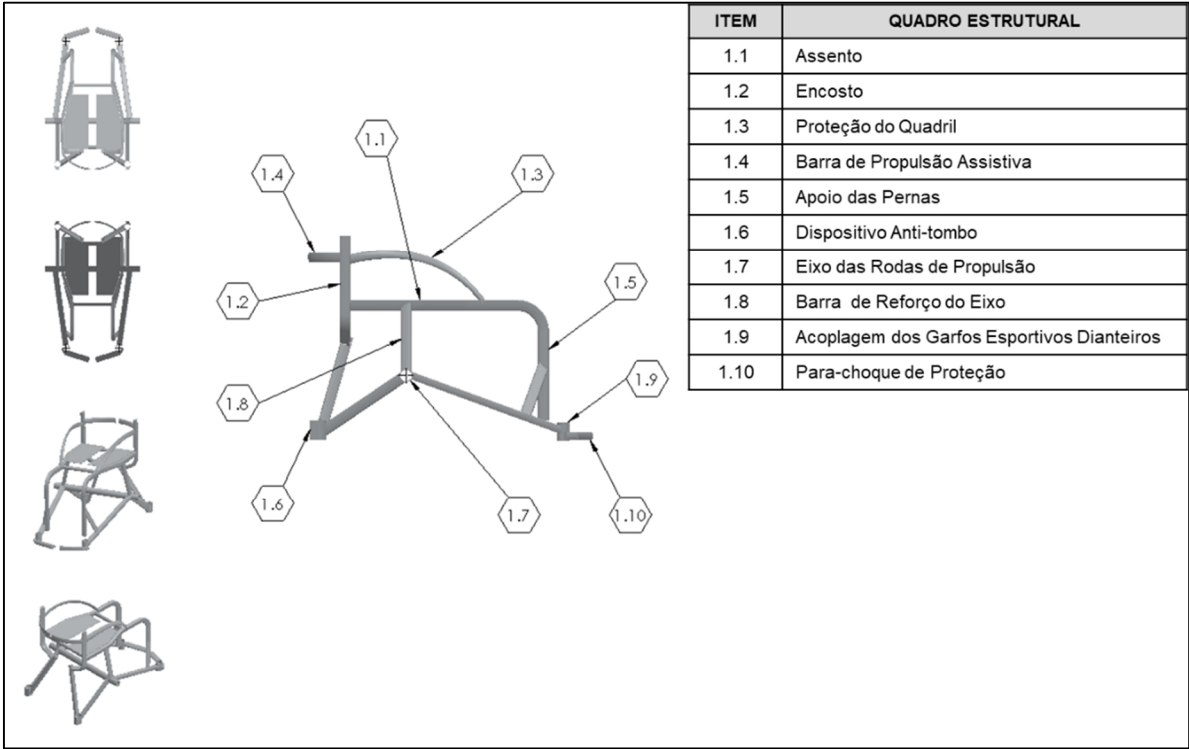


Figura 5.55 – Desenho detalhado do quadro estrutural da Cadeira de Rodas de Parabadminton.

A “Cadeira de Rodas Anatômica Otimizada e Parametrizada de Parabadminton” é composta de um quadro estrutural (1) que compreende o assento (1.1), interposto ao encosto (1.2) por onde se conecta a proteção do quadril (1.3) e a barra de propulsão assistiva (1.4), com a estrutura se alongando até o apoio de pernas (1.5). O quadro (1) ainda possui um

dispositivo de segurança anti-tombo (1.6), um eixo perpendicular responsável pela acoplagem dos rodantes de propulsão (1.7) reforçado por uma barra (1.8) que determina o centro de gravidade da cadeira, uma acoplagem dos garfos esportivos dianteiros (1.9) e um para-choque de proteção (1.10). A Cadeira também é composta por um garfo esportivo (2), um adaptador de cambagem (3) das rodas de propulsão (9), rodízios de apoio dianteiro e anti-tombo (4), uma haste de apoio da base dos pés (5), uma abraçadeira da base dos pés (6) e uma chapa que faz a base de apoio dos pés (7). O eixo (1.7) se acopla aos rodantes de propulsão (9) por meio de abraçadeiras de pressão com travamento manual (8) e um eixo de acoplagem rápida (10). O garfo esportivo (2), por sua vez, é composto pelo garfo perfilado (2.1), por rolamentos (2.2), pelo eixo dos rolamentos (2.3), pelas tampas inferior (2.4) e superior (2.6), pelo cilindro de revestimento dos rolamentos (2.5), por um parafuso (2.7) e uma porca sextavada (2.8) e pelo rodízio esportivo (2.9).

A fig. 5.56 ilustra o desenho esquemático das vistas projetadas pela cadeira de rodas de parabadminton.

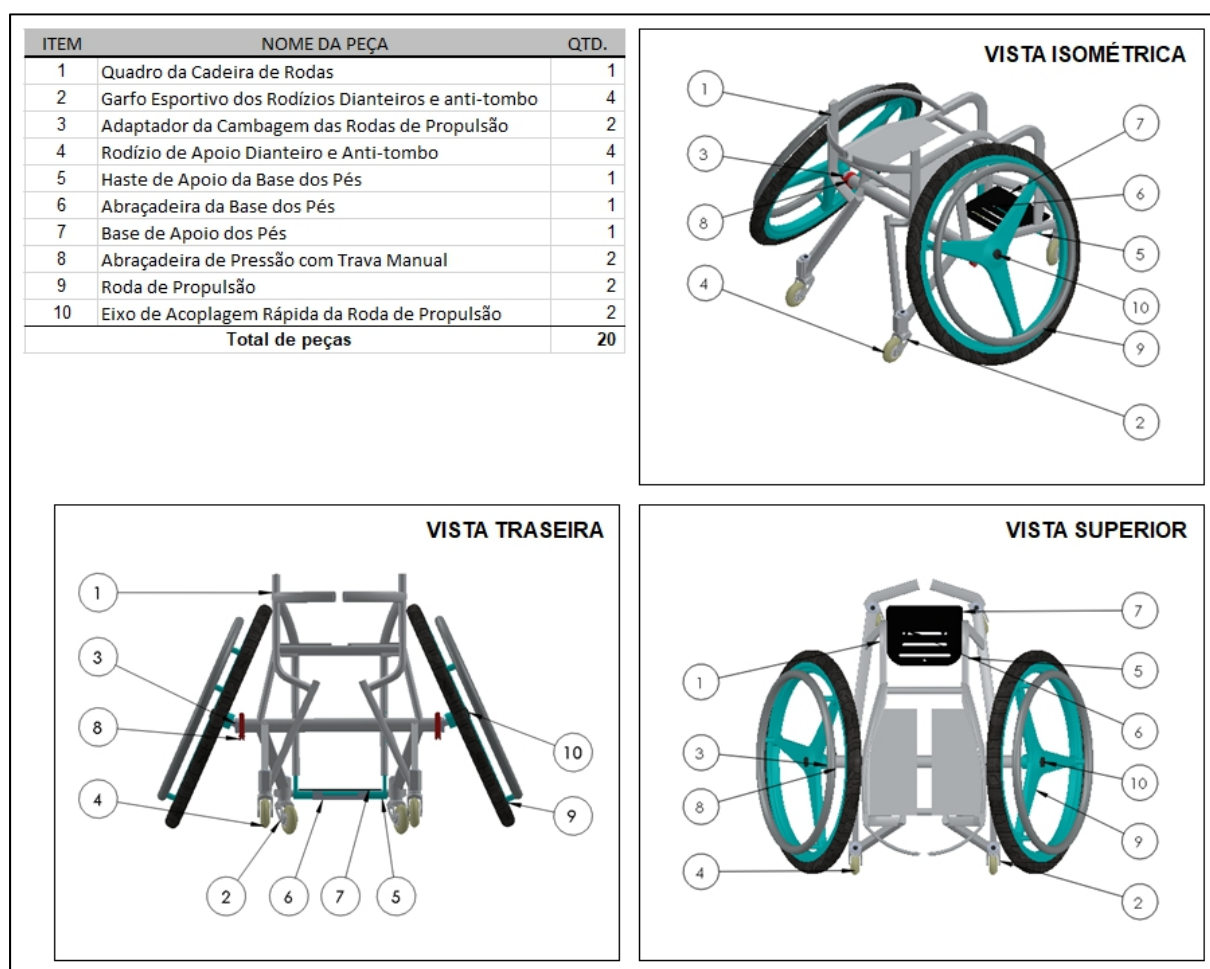


Figura 5.56 – Desenho esquemático das vistas projetadas da Cadeira de Rodas de Parabadminton.

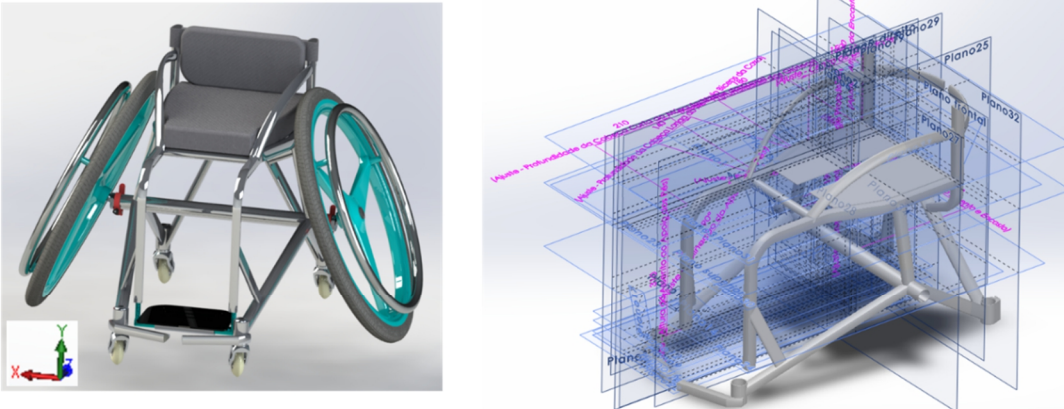
O modelo é também constituído dos componentes de montagem já demonstrados no modelo de basquetebol, como, garfos dianteiros e anti-tombo, rodízios esportivos, adaptador de cambagem dos rodantes, rodas de propulsão e o sistema de apoio dos pés.

5.6.1 Parametrização da Cadeira de Rodas de Parabadminton

O modelo de *Cadeira de Rodas de Parabadminton* também é caracterizado por uma modelagem parametrizada possibilitando ajustes precisos em seu escopo que incorporam as dimensões antropométricas do cliente aos seus contornos estruturais, reproduzindo um modelo personalizado correspondente às expectativas e leituras de cada usuário. Então, este modelo também fornece uma experiência de personalização intrincada no projeto de Cadeiras de Rodas otimizadas, de forma inovadora, precisa e sistematizada (ver tab. 4.5 e fig. 4.57).

A parametrização e a modelagem do projeto estão intrinsecamente relacionadas. Os contornos modelados na cadeira de rodas de parabadminton têm a função de favorecer a cinesiologia típica da modalidade, caracterizando um projeto anatomicamente otimizado.

Tabela 5.5 – Parametrização da Cadeira de Rodas de Parabadminton.



PARAMETRIZAÇÃO DO PROJETO: Cadeira de Rodas de Badminton							
ESCOPO	ITEM	DIMENSÃO PARAMETRIZADA	UND	LI	LS	Amplitude Δ	GDL's (Eixo)
QUADRO ESTRUTURAL DA CADEIRA DE RODAS	A	Parâmetro da Largura do Assento	cm	25,000	70,000	45,000	Linear ao Eixo X
	B1	Parâmetro da Profundidade dos Glúteos	cm	10,000	30,000	20,000	Linear ao Eixo Z
	B2	Parâmetro da Profundidade da Cabeça Longa do Músculo Biceps da Coxa	cm	5,000	30,000	25,000	Transversal aos Eixos XZ
	B3	Parâmetro da Profundidade da Cabeça Curta do Músculo Biceps da Coxa	cm	5,000	30,000	25,000	Linear ao Eixo Z
	C	Parâmetro da Altura do Assento ao Apoio dos Pés	cm	30,000	70,000	40,000	Linear ao Eixo Y
	D	Parâmetro da Inclinação do Apoio dos Pés	grau	45,000	180,000	135,000	Em torno do Eixo X
	E	Parâmetro da Largura do Encosto	cm	25,000	70,000	45,000	Linear ao Eixo X
	F	Parâmetro da Altura do Encosto	cm	15,000	60,000	45,000	Linear ao Eixo Y
	G	Parâmetro da Extensão do Afunilamento das Coxas	grau	20,000	50,000	30,000	Em torno do Eixo Y
	H	Parâmetro do Centro de Gravidade	cm	0,000	20,000	20,000	Linear ao Eixo Z
ACESSÓRIOS INDEPENDENTES	I	Parâmetro da Altura do Assento ao Aro de Propulsão	cm	5,000	30,000	25,000	Linear ao Eixo Y
	J	Parâmetro da Distância das Rodas de Propulsão até o Quadro	cm	5,000	15,000	10,000	Linear ao Eixo X
	K	Parâmetro da Cambagem das Rodas de Propulsão	grau	0,000	30,000	30,000	Em torno do Eixo Z
	L	Parâmetro da Largura do Apoio dos Pés	cm	10,000	60,000	50,000	Linear ao Eixo X
	M	Parâmetro do Comprimento do Apoio dos Pés	cm	10,000	60,000	50,000	Linear ao Eixo Y
	N	Parâmetro do Alinhamento do Apoio dos Pés	grau	- 45,000	45,000	90,000	Em torno do Eixo X

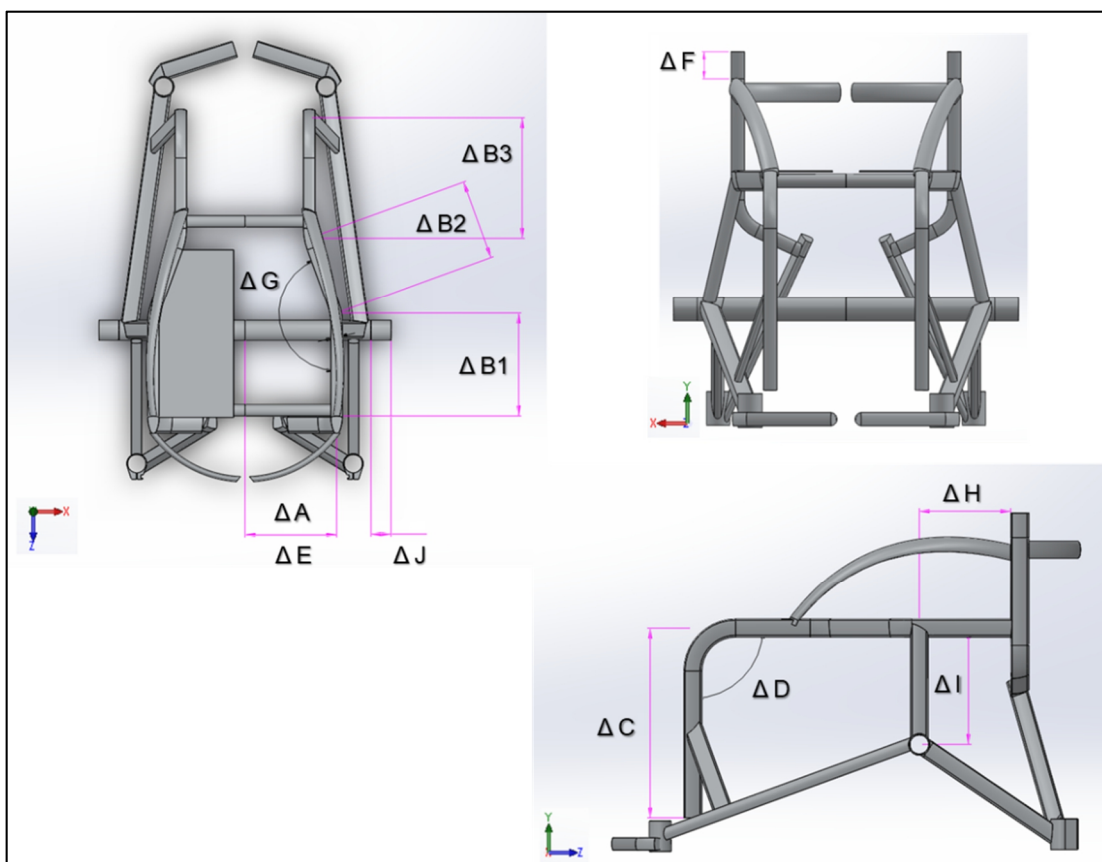


Figura 5.57 – Parametrização do Quadro Estrutural da Cadeira de Rodas de Parabadminton.

A cadeira de rodas de parabadminton é constituída de parâmetros de ajustes de:

- Largura do assento (A) compreendendo uma variação de 45 cm, ajuste de profundidade do assento dos glúteos (B1) compreendendo uma variação de 20 cm;
- Profundidade do assento da cabeça longa do músculo bíceps da coxa (B2) compreendendo uma variação de 25 cm;
- Profundidade do assento da cabeça curta do músculo bíceps da coxa (B3) compreendendo uma variação de 25 cm;
- Altura do assento até o apoio dos pés (C) compreendendo uma variação de 40 cm, sendo este responsável pela melhor acomodação das pernas depois dos joelhos, considerando diferentes comprimentos de tíbia dos usuários, dentro desta faixa de 40 cm;
- Inclinação do apoio das pernas (D), compreendendo uma variação de 135 graus, permitindo a adução e abdução das pernas após os joelhos, onde os pés se posicionem adiante da linha do corpo ou abaixo da linha do assento;

- Largura do encosto (E) da coluna cervical, compreendendo uma variação de 45 cm de modo a acomodar diversos usuários com a largura do tronco dentro desta faixa de variação;
- Altura das colunas do encosto (F), compreendendo uma variação de 45 cm, atendendo diversas topografias de danos ou lesões cervicais em pessoas com deficiências;
- Afunilamento das coxas até os joelhos (G), compreendendo uma variação de 30 graus. Este ajuste garante melhor equilíbrio e acomodação do usuário no assento, principalmente durante esforços intensos de propulsão das rodas, incluindo movimentos de rotação e translação das cadeiras de rodas na quadra;
- Centro de gravidade do assento em relação aos eixos das rodas de propulsão (H), compreendendo uma variação de 20 cm, que proporciona melhor configuração do apoio das mãos nos aros de propulsão aliviando os esforços de adução e abdução dos membros superiores;
- Altura do assento em relação ao aro de propulsão (I), compreendendo uma variação de 25 cm, de modo a garantir mais flexibilidade de alcance das mãos até os aros de propulsão;
- Distância de afastamento das rodas de propulsão em relação ao quadro (J), compreendendo uma variação de 10 cm, proporcionando melhor balanceamento da adução e abdução dos braços durante o esforço mecânica de propulsão dos aros;
- Cambagem das rodas de propulsão (K), compreendendo uma variação de 30 graus, proporcionando melhor desempenho biomecânico dos grupos musculares dos braços durante a propulsão;
- Largura do apoio dos pés (L), compreendendo uma variação de 50 cm, dando melhor comodidade das plantas dos pés;
- Comprimento do apoio dos pés (M), compreendendo uma variação de 50 cm, proporciona maior área de contato e melhor acomodação das plantas dos pés do cadeirante, evitando os seus deslizamentos indesejáveis sobre a plataforma de apoio;
- Alinhamento do apoio dos pés (N) em relação ao módulo de acomodação das pernas, compreendendo uma variação de 90 graus, com a função de proporcionar o movimento no plano sagital dos pés, com possíveis flexões planar, neutra ou dorsiflexão.

Na fig. 5.58 são mostradas as parametrizações dos demais componentes de montagem, sendo o apoio dos pés e o adaptador da cambagem dos rodantes.

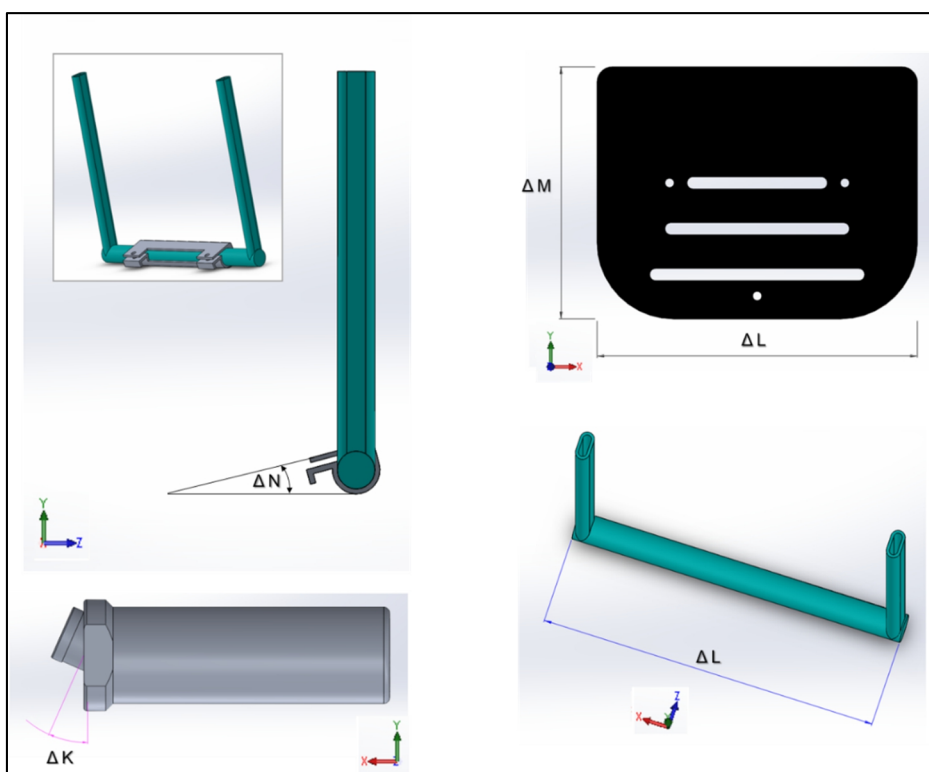


Figura 5.58 – Parametrização do Apoio dos Pés e do Adaptador de Cambagem da Cadeira de Rodas de Parabadminton.

Devido à parametrização no CAD considerar a largura do assento (ΔA) a partir da face externa dos tubos que representam as colunas do encosto, é necessário somar 20 milímetros (equivalente à largura do tubo) à medida desse ajuste do cadeirante avaliado quando for implementá-lo no modelo. Essa condição se manterá para todos os modelos apresentados a seguir.

5.7 CADEIRA DE RODAS PARAMETRIZADA DE RÚGBI ATAQUE



Adaptado de <http://www.cpb.org.br/>

Este modelo parametrizado contempla a categoria paralímpica de rúgbi em cadeiras de rodas (ver fig. 5.59 e 5.60) para a posição de jogo de ataque.



Figura 5.59 – Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.



Figura 5.60 – Propriedades geométricas da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.

Este projeto apresenta uma massa estimada em 8,30 kg, com todos os componentes exceto o par de rodas. O escopo da cadeira de rodas é composto por um quadro estrutural ergonômico e mais outros oito componentes. Ao todo, dezenove peças constituem o seu modelo, conforme mostra a fig. 5.61. O seu quadro estrutural ergonômico é detalhado pela fig. 5.62.

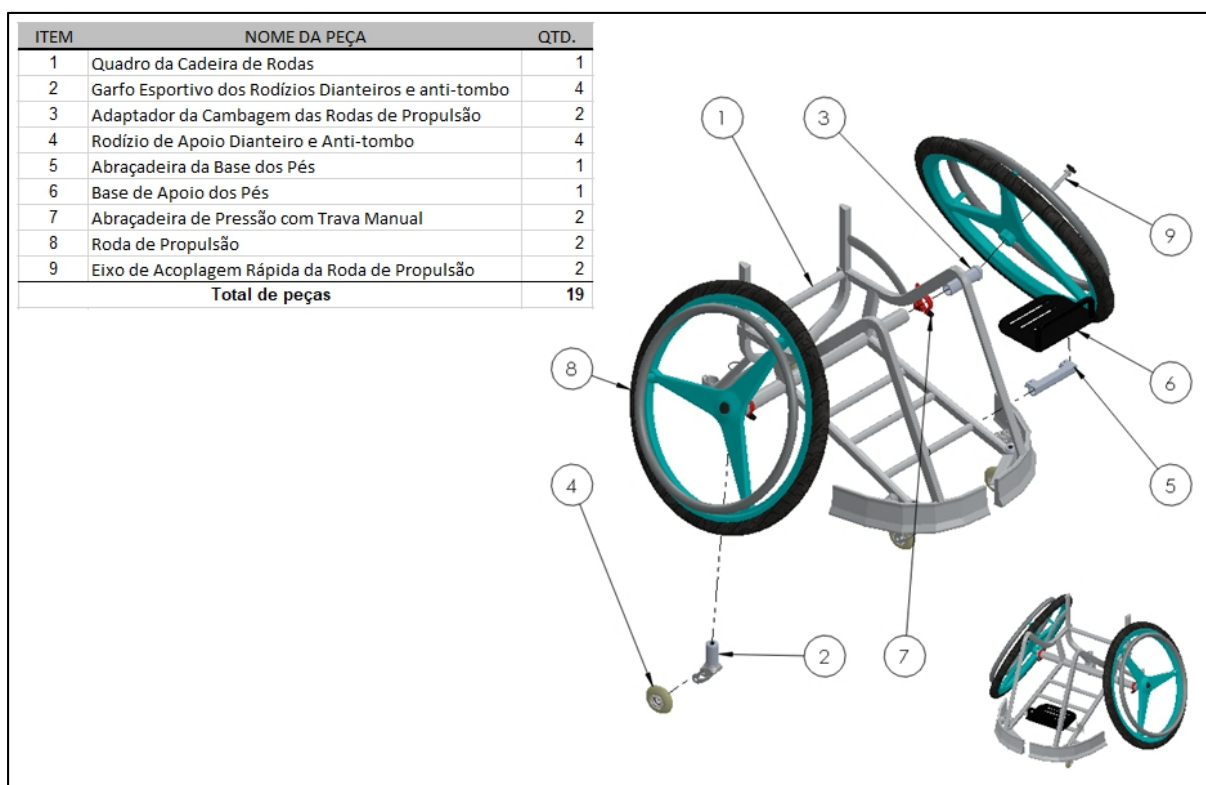


Figura 5.61 – Desenho esquemático da montagem da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.

O modelo propõe proporcionar melhor rendimento para o paratleta de rúgbi em cadeira de rodas, devido às suas características geométricas cuja área de ocupação não chega a um metro quadrado. Com uma circunferência menor, as suas partes se mantêm mais convergentes permitindo maior desenvolvimento de velocidade de rotação e translação pela quadra esportiva. A estrutura do quadro conduz o cadeirante para uma postura de agachamento com os pés adjuntos e as pernas contraídas, recolhidas para baixo do assento. O tronco é projetado para frente com a coluna ereta.

Esta é a posição postural típica do corpo do paratleta de rúgbi. As partidas de rúgbi são as que mais proporcionam embates físicos interpessoais entre os paratletas, entre todas as modalidades paralímpicas.

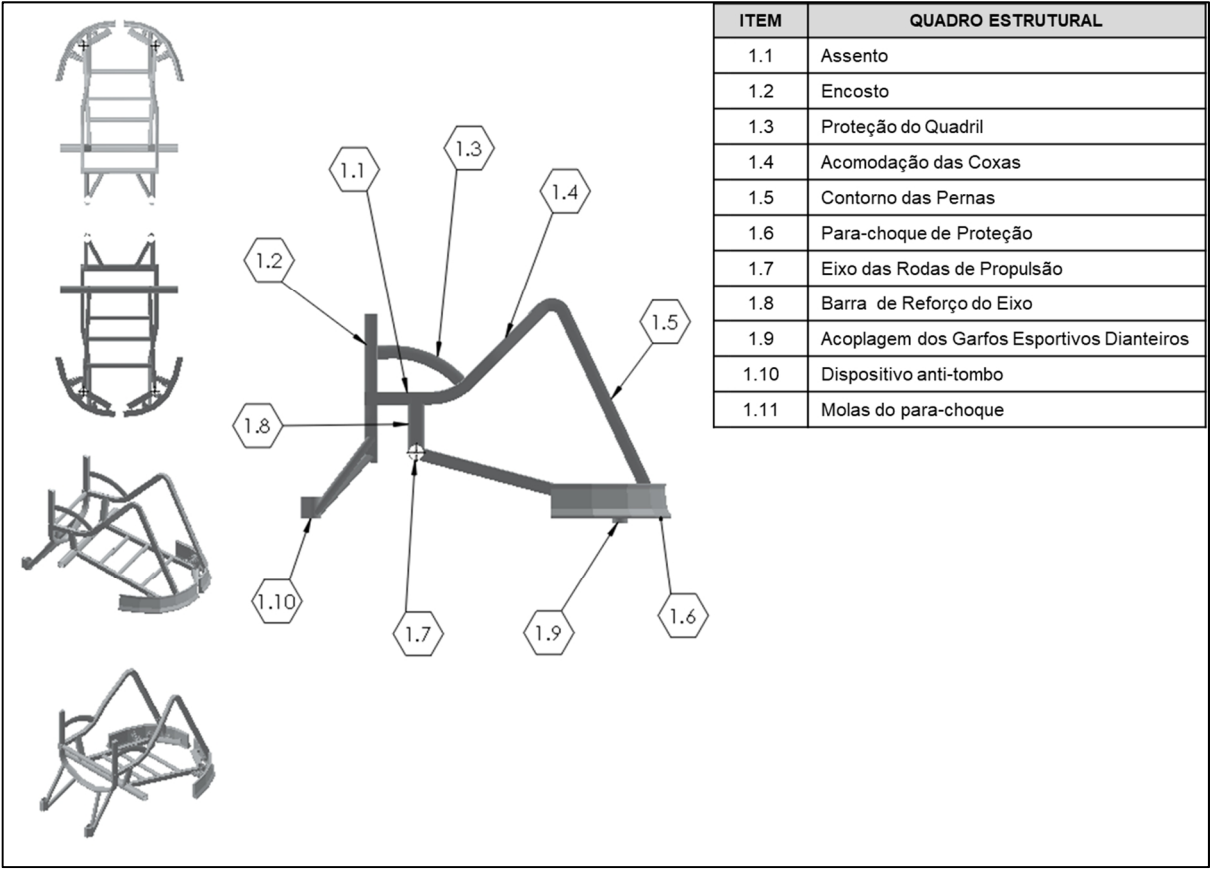


Figura 5.62 – Desenho detalhado do quadro estrutural da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.

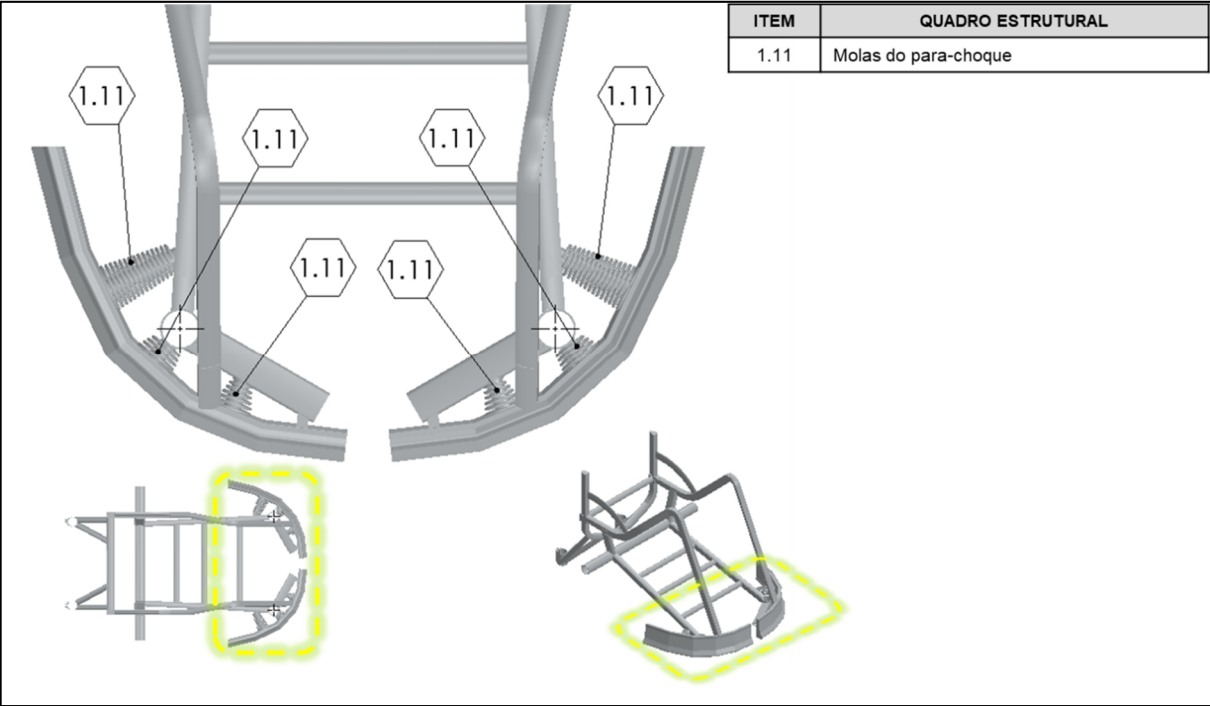


Figura 5.63 – Desenho detalhado das molas do para-choque da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.

A “Cadeira de Rodas Anatômica Otimizada e Parametrizada de Rúgbi Ataque” é composta de um quadro estrutural (1) que compreende o assento (1.1), interposto ao encosto (1.2) por onde se conecta a proteção do quadril (1.3) e a barra de acomodação das coxas (1.4), com a estrutura se alongando até o contorno de pernas (1.5). O quadro (1) ainda possui um dispositivo de segurança anti-tombo (1.10), um eixo perpendicular responsável pela acoplagem dos rodantes de propulsão (1.7) reforçado por uma barra (1.8) que determina o centro de gravidade da cadeira, uma acoplagem dos garfos esportivos dianteiros (1.9), um para-choque de proteção (1.6) estilizado com barras de maior face frontal retangular que amplia as superfícies de contato durante as batidas agressivas comuns nas partidas desportivas, de forma a absorverem maior quantidade de energia de impacto, com o auxílio de um sistema de molas cônicas (1.11) proporcionando maior conforto e segurança ao paratleta (ver fig. 4.63). A Cadeira também é composta por um garfo esportivo (2), um adaptador de cambagem (3) das rodas de propulsão (8), rodízios de apoio dianteiro e anti-tombo (4), uma abraçadeira da base dos pés (5) e uma chapa que faz a base de apoio dos pés (6). O eixo (1.7) se acopla aos rodantes de propulsão (8) por meio de abraçadeiras de pressão com travamento manual (7) e um eixo de acoplagem rápida (9). O garfo esportivo (2), por sua vez, é composto pelo garfo perfilado (2.1), por rolamentos (2.2), pelo eixo dos rolamentos (2.3), pelas tampas inferior (2.4) e superior (2.6), pelo cilindro de revestimento dos rolamentos (2.5), por um parafuso (2.7) e uma porca sextavada (2.8) e pelo rodízio esportivo (2.9).

O rúgbi em cadeira de rodas é uma modalidade adaptada baseada no tradicional jogo inglês coletivo, preservando o intenso contato físico entre os jogadores. Trata-se de uma modalidade paralímpica alternativa aos paratletas não classificados para o jogo de basquetebol em cadeira de rodas. Portanto, os jogadores de rúgbi em cadeiras de rodas possuem deficiências mais acometidas do que os jogadores de basquetebol, com pelo menos três membros deficientes. Em alguns casos até quatro membros com deficiências são funcionais no rúgbi. E por isso, a posição agachada sobre a cadeira de rodas é usual para acomodar o cadeirante com maior estabilidade e segurança.

No rúgbi em cadeira de rodas (ou *quad-rugby*) há duas posições de jogo distintas – o ataque e a defesa. Cada uma destas posições apresenta especificidades no modelo da cadeira de rodas. Enquanto na posição de ataque a cadeira de rodas possui um para-choque mais denso, na cadeira de rodas para a posição de defesa o para-choque frontal possui uma armação que tem a função de bloquear as bolas arremessadas e as cadeiras de rodas atacantes.

A fig. 5.64 ilustra o desenho esquemático das vistas projetadas pela cadeira de rodas de rúgbi ataque.

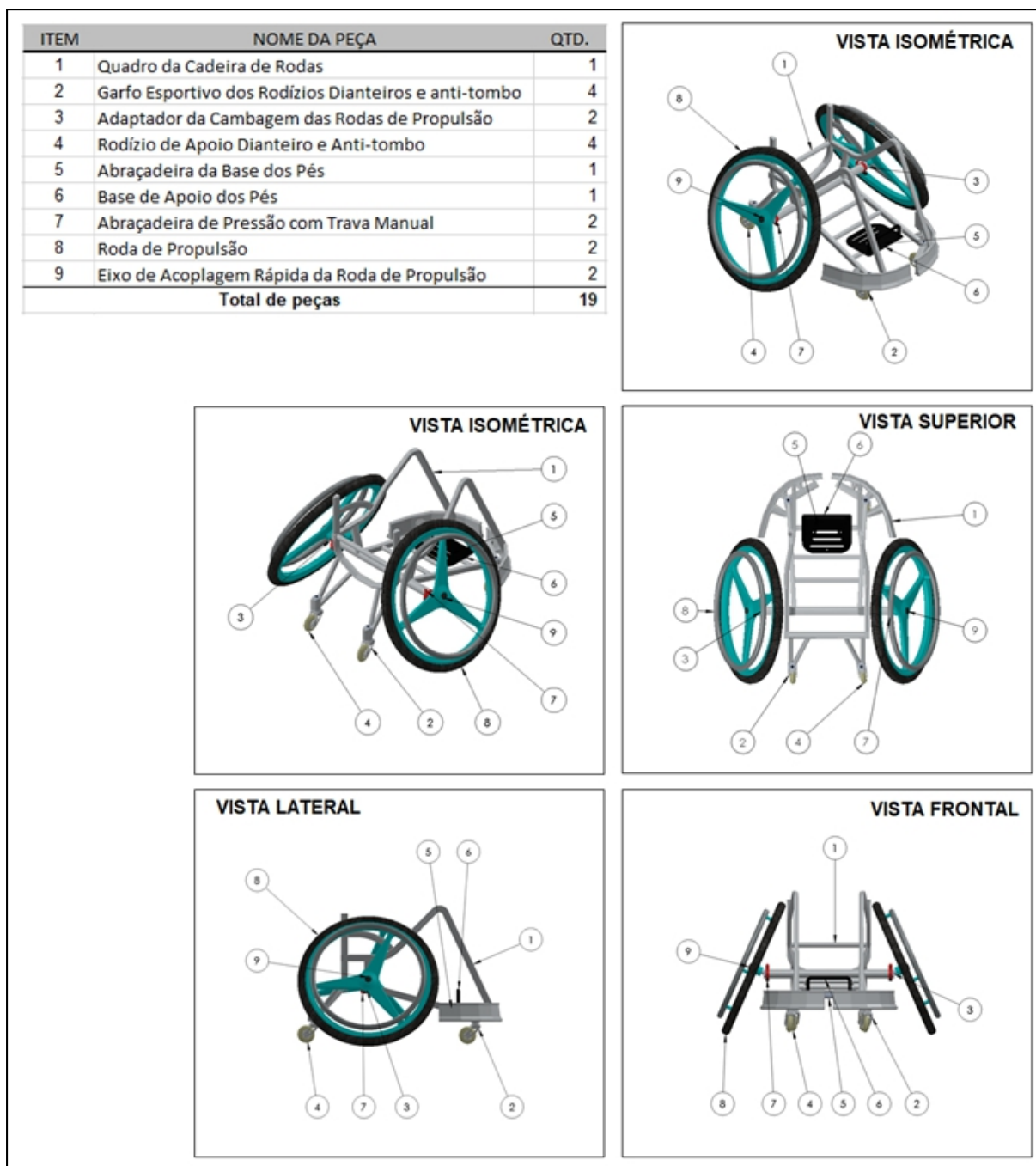


Figura 5.64 – Desenho esquemático das vistas projetadas da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.

Assim como nos modelos esportivos anteriores, a cadeira de rodas de rúgbi é constituída de um conjunto de garfos esportivos com rodízios, um par de rodantes de propulsão e um sistema de apoio dos pés. As fig. 5.65, 5.66 e 5.67

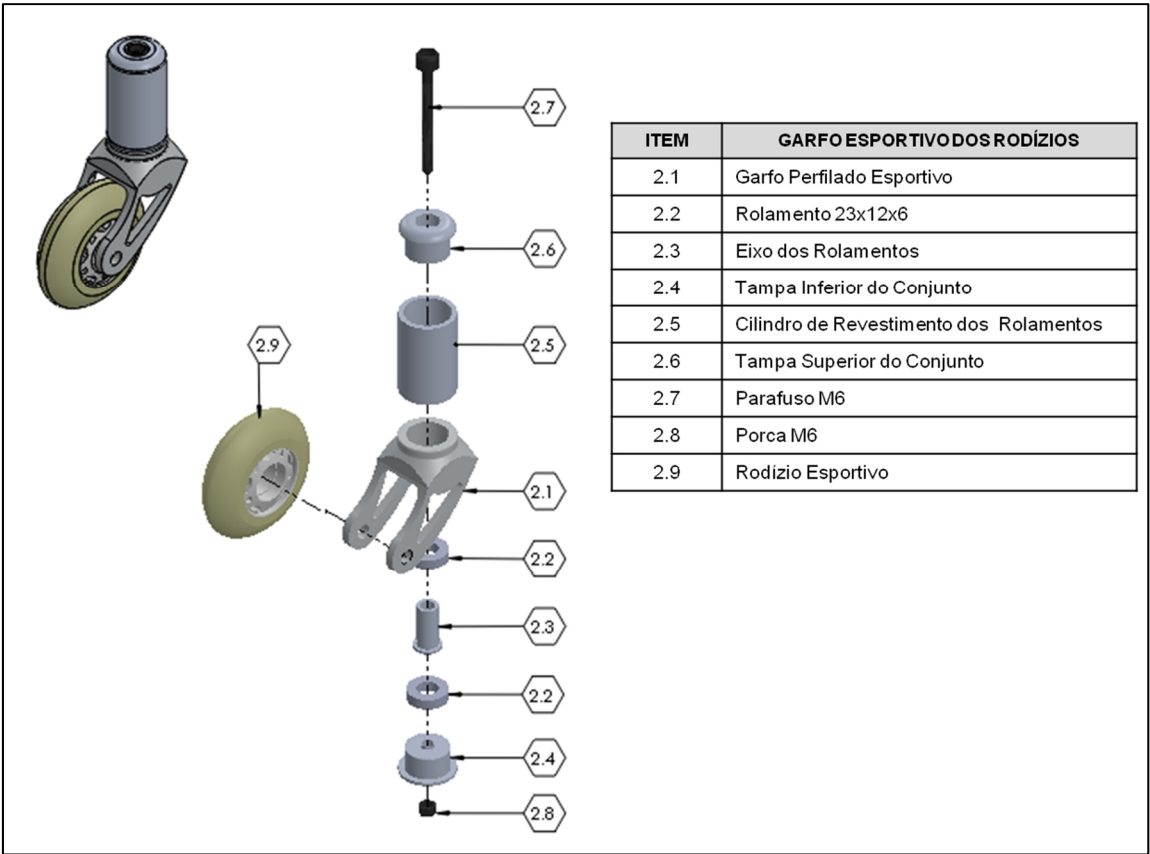


Figura 5.65 – Garfo dianteiro esportivo com rodízio.

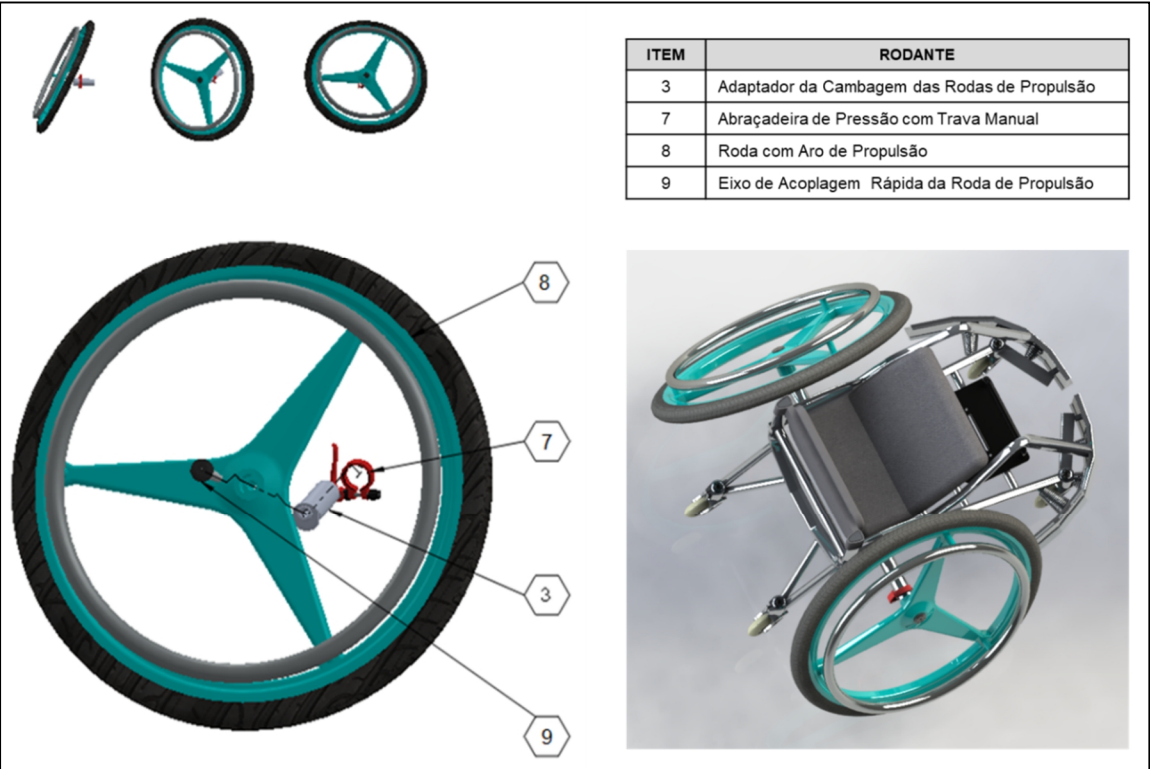


Figura 5.66 – Roda de propulsão esportiva com os componentes de acoplamento.

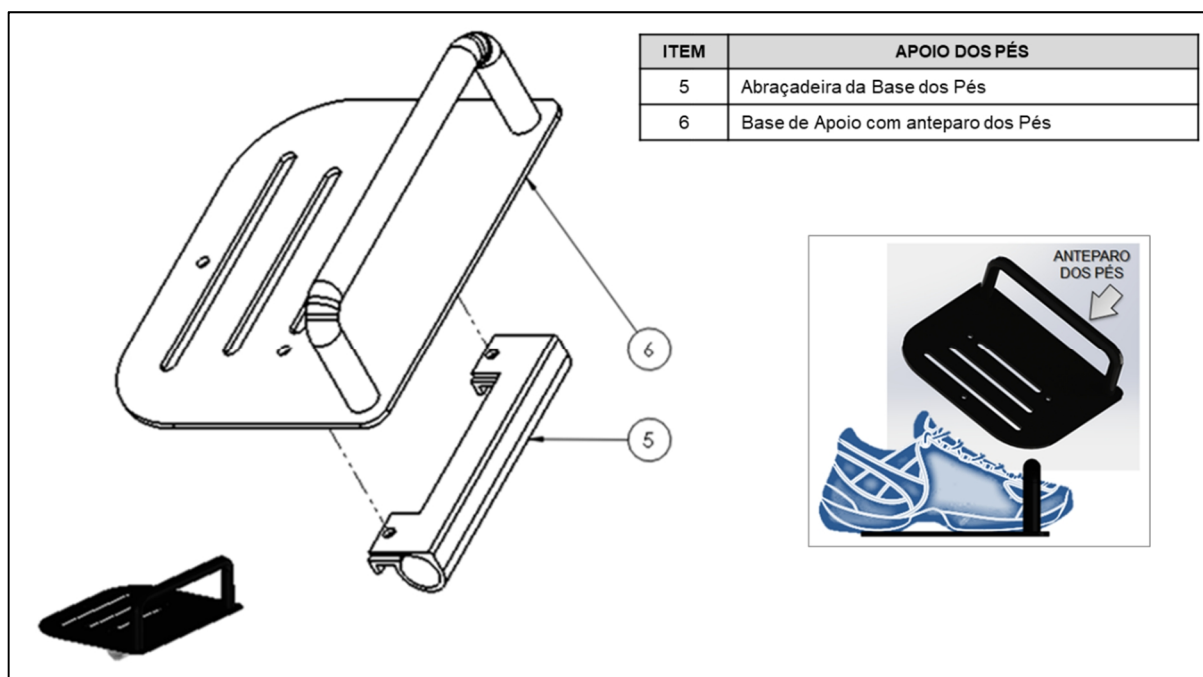


Figura 5.67 – Apoio dos pés da cadeira de rodas esportiva de rúgbi.

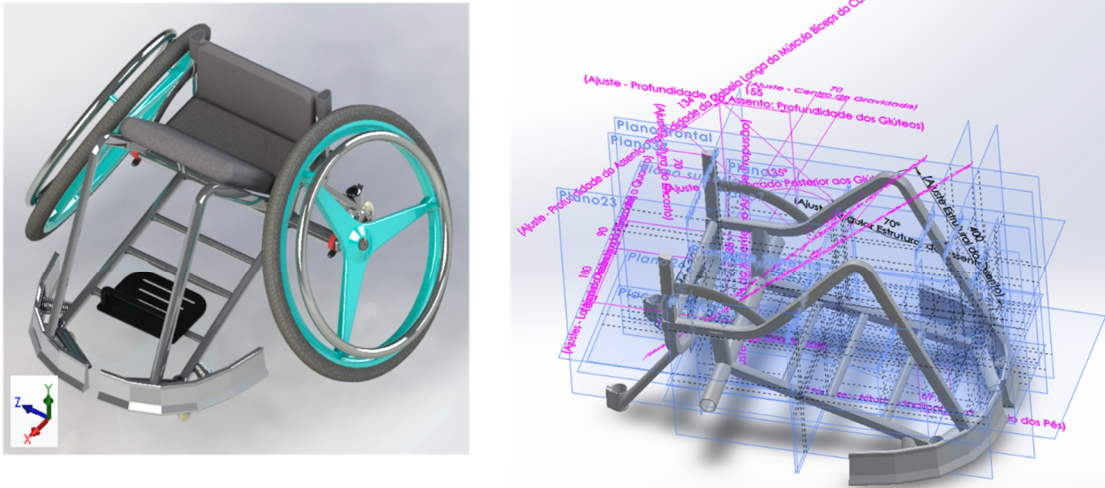
A posição típica de jogo do cadeirante de rúgbi requer que os seus pés estejam fixados sobre a plataforma de apoio por meio de um anteparo, a fim de impedir que as pernas se projetem para frente devido à ação natural de extensão dos músculos das pernas. Esta posição é bastante versátil durante as competições, pois favorecem a propulsão da cadeira de rodas e a resistência do corpo humano contra as batidas, além de favorecer a pegada e o arremesso da bola.

5.7.1 Parametrização da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque

O modelo de *Cadeira de Rodas de Rúgbi de Ataque* também é caracterizado por uma modelagem parametrizada possibilitando ajustes precisos em seu escopo que incorporam as dimensões antropométricas do cliente aos seus contornos estruturais, reproduzindo um modelo personalizado correspondente às expectativas e leituras de cada usuário. Então, este modelo também fornece uma experiência de personalização intrincada no projeto de Cadeiras de Rodas otimizadas, de forma inovadora, precisa e sistematizada (ver tab. 5.6 e fig. 5.68).

A parametrização e a modelagem do projeto estão intrinsecamente relacionadas. Os contornos modelados na cadeira de rodas de rúgbi têm a função de favorecer a cinesiologia típica desta modalidade, caracterizando um projeto anatomicamente otimizado.

Tabela 5.6 – Parametrização da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.



PARAMETRIZAÇÃO DO PROJETO: Cadeiras de Rodas de Rúgbi "Ataque"							
ESCOPO	ITEM	DIMENSÃO PARAMETRIZADA	UND	LI	LS	Amplitude Δ	GDL's (Eixo)
QUADRO ESTRUTURAL DA CADEIRA DE RODAS	A	Parâmetro da Largura do Assento	cm	25,000	70,000	45,000	Linear ao Eixo X
	B1	Parâmetro da Profundidade dos Glúteos	cm	10,000	30,000	20,000	Linear ao Eixo Z
	B2	Parâmetro da Profundidade da Cabeça Longa do Músculo Biceps da Coxa	cm	5,000	30,000	25,000	Transversal aos Eixos YZ
	B3	Parâmetro da Profundidade da Cabeça Curta do Músculo Biceps da Coxa	cm	5,000	30,000	25,000	Transversal aos Eixos XY
	C	Parâmetro da Inclinação Avançada Posterior aos Glúteos	grau	5,000	75,000	70,000	Em torno do Eixo X
	D	Parâmetro da Altura do Assento ao Apoio dos Pés	cm	30,000	70,000	40,000	Transversal aos Eixos YZ
	E	Parâmetro da Inclinação do Apoio dos Pés	grau	45,000	180,000	135,000	Em torno do Eixo X
	F	Parâmetro da Largura do Encosto	cm	25,000	70,000	45,000	Linear ao Eixo X
	G	Parâmetro da Altura do Encosto	cm	15,000	60,000	45,000	Linear ao Eixo Y
	H	Parâmetro da Extensão do Afunilamento das Panturrilhas	grau	20,000	50,000	30,000	Em torno do Eixo Y
	I	Parâmetro do Centro de Gravidade	cm	0,000	20,000	20,000	Linear ao Eixo Z
	J	Parâmetro da Altura do Assento ao Aro de Propulsão	cm	5,000	30,000	25,000	Linear ao Eixo Y
	K	Parâmetro da Distância das Rodas de Propulsão até o Quadro	cm	5,000	15,000	10,000	Linear ao Eixo X
	Φ	Parâmetro do Comprimento da Barra de Proteção das Pernas	cm	5,000	50,000	45,000	Transversal aos Eixos YZ
	Ω	Parâmetro da Inclinação da Barra de Proteção das Pernas	grau	5,000	145,000	140,000	Em torno do Eixo X
ACESSÓRIOS INDEPENDENTES	L	Parâmetro da Cambagem das Rodas de Propulsão	grau	0,000	30,000	30,000	Em torno do Eixo Z
	M	Parâmetro da Largura do Apoio dos Pés	cm	10,000	60,000	50,000	Linear ao Eixo X
	N	Parâmetro do Comprimento do Apoio dos Pés	cm	10,000	60,000	50,000	Linear ao Eixo X
	O	Parâmetro da Altura do Anteparo dos Pés	cm	4,000	12,000	8,000	Linear ao Eixo Z
	P	Parâmetro do Alinhamento do Apoio dos Pés	grau	- 45,000	45,000	90,000	Em torno do Eixo X

A cadeira de rodas de rúgbi, para a posição de ataque, é constituída de parâmetros de ajustes de:

- Largura do assento (A) compreendendo uma variação de 45 cm;
- Profundidade do assento dos glúteos (B1) compreendendo uma variação de 20 cm;
- Profundidade do assento da cabeça longa do músculo bíceps da coxa (B2) compreendendo uma variação de 25 cm;

- Profundidade do assento da cabeça curta do músculo bíceps da coxa (B3) compreendendo uma variação de 25 cm;
- Inclinação avançada do assento posterior aos glúteos (C) compreendendo uma variação de 70 graus, sendo este responsável pela melhor acomodação no assento, favorecendo o equilíbrio do troco;
- Altura do assento até o apoio dos pés (D) compreendendo uma variação de 40 cm, sendo este responsável pela melhor acomodação das pernas depois dos joelhos, considerando diferentes comprimentos de tíbia dos usuários, dentro desta faixa;
- Inclinação do apoio das pernas (E), compreendendo uma variação de 135 graus, permitindo a adução e abdução das pernas após os joelhos, onde os pés se posicionem adiante da linha do corpo ou abaixo da linha do assento;
- Largura do encosto (F) da coluna cervical, compreendendo uma variação de 45 cm de modo a acomodar diversos usuários com a largura do tronco dentro desta faixa de variação;
- Altura das colunas do encosto (G), compreendendo uma variação de 45 cm, atendendo diversas topografias de danos ou lesões cervicais em pessoas com deficiências;
- Afunilamento das panturrilhas (H), compreendendo uma variação de 30 graus. Este ajuste garante melhor equilíbrio e acomodação do usuário no assento, principalmente durante esforços intensos de propulsão das rodas, incluindo movimentos de rotação e translação das cadeiras de rodas na quadra;
- Centro de gravidade do assento em relação aos eixos das rodas de propulsão (I), compreendendo uma variação de 20 cm, que proporciona melhor configuração do apoio das mãos nos aros de propulsão aliviando os esforços de adução e abdução dos membros superiores;
- Altura do assento em relação ao aro de propulsão (J), compreendendo uma variação de 25 cm, de modo a garantir mais flexibilidade de alcance das mãos até os aros de propulsão;
- Distância de afastamento das rodas de propulsão em relação ao quadro (K), compreendendo uma variação de 10 cm, proporcionando melhor balanceamento da adução e abdução dos braços durante o esforço mecânica de propulsão dos aros;
- Comprimento da barra de proteção das pernas (Φ), compreendendo uma variação de 45 cm, proporcionando melhor segurança das pernas;
- Inclinação da barra de proteção das pernas (Ω), compreendendo uma variação de 140 graus, proporcionando melhor alinhamento das pernas;

- Cambagem das rodas de propulsão (L), compreendendo uma variação de 30 graus, proporcionando melhor desempenho biomecânico dos grupos musculares dos braços durante a propulsão;
- Largura do apoio dos pés (M), compreendendo uma variação de 50 cm, dando melhor comodidade às plantas dos pés;
- Comprimento do apoio dos pés (N), compreendendo uma variação de 50 cm, proporciona maior área de contato e melhor acomodação das plantas dos pés do cadeirante, evitando os seus deslizamentos indesejáveis sobre a plataforma de apoio;
- Altura do anteparo dos pés (O), compreendendo uma variação de 8 cm, dando melhor fixação das plantas dos pés;
- Alinhamento do apoio dos pés (P) em relação ao módulo de acomodação das pernas, compreendendo uma variação de 90 graus, com a função de proporcionar o movimento no plano sagital dos pés, com possíveis flexões planar, neutra ou dorsiflexão.

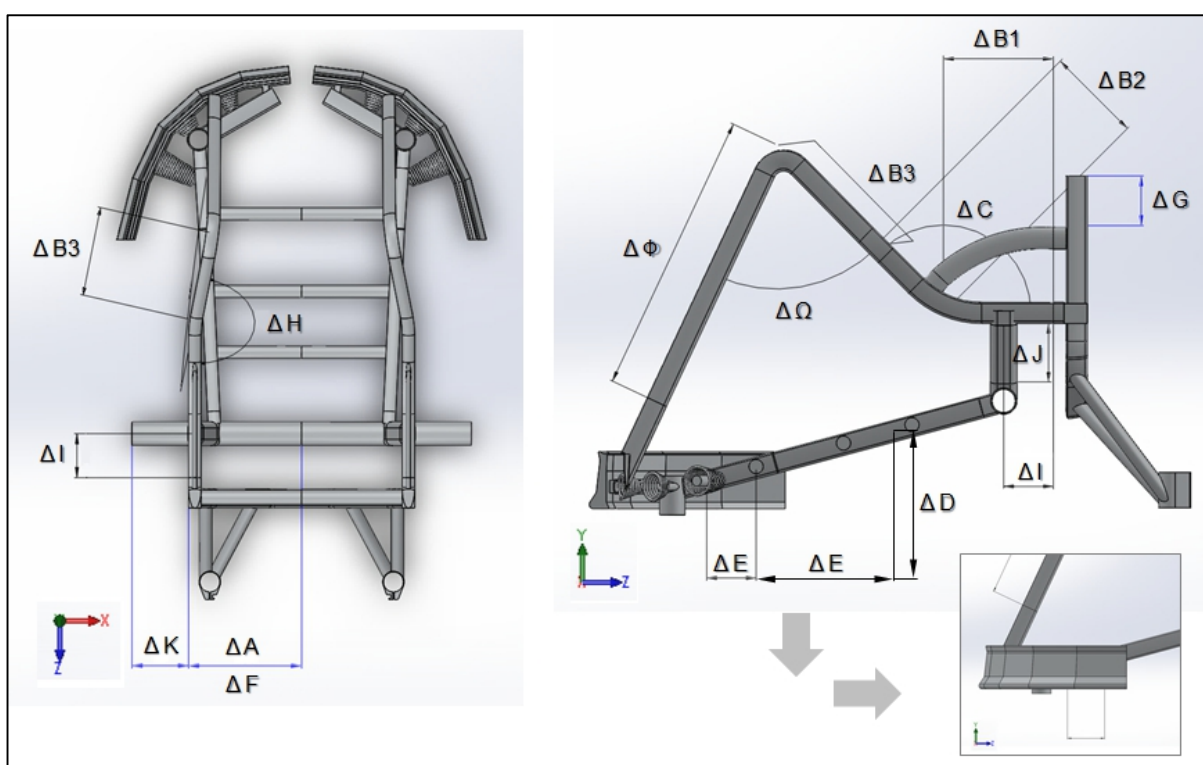


Figura 5.68 – Parametrização do Quadro Estrutural da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.

Nas fig. 5.69 e 5.70 são mostradas as parametrizações dos demais componentes de montagem, sendo o apoio dos pés e o adaptador da cambagem dos rodantes.

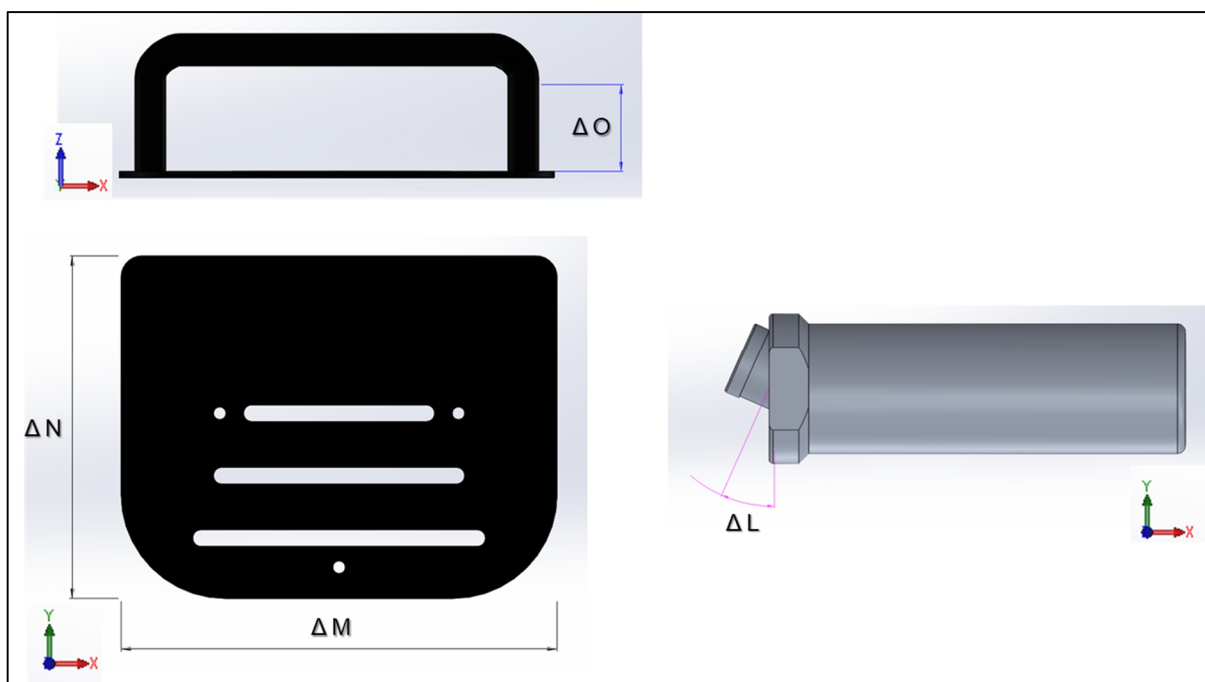


Figura 5.69 – Parametrização do Apoio dos Pés e do Adaptador de Cambagem da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.

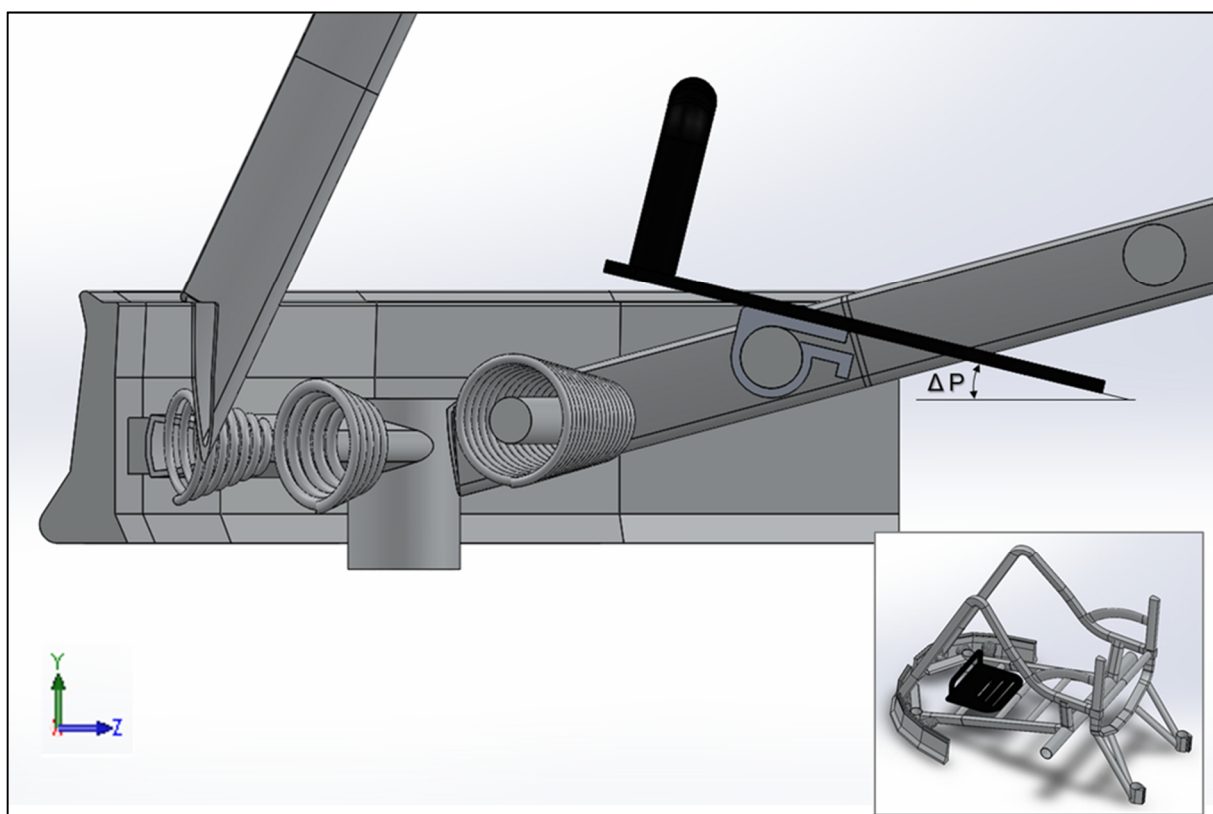


Figura 5.70 – Parametrização do Apoio dos Pés da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.

Devido à parametrização no CAD considerar a largura do assento (ΔA) a partir da face externa dos tubos que representam as colunas do encosto, é necessário somar 20 milímetros (equivalente à largura do tubo) à medida desse ajuste do cadeirante avaliado quando for implementá-lo no modelo. Essa condição se manterá para todos os modelos apresentados a seguir.

5.8 CADEIRA DE RODAS PARAMETRIZADA DE RÚGBI DEFESA



Adaptado de <http://www.cpb.org.br/>

Este modelo parametrizado contempla a categoria paralímpica de rúgbi em cadeiras de rodas (ver fig. 5.71 e 5.72) para a posição de jogo de defesa.

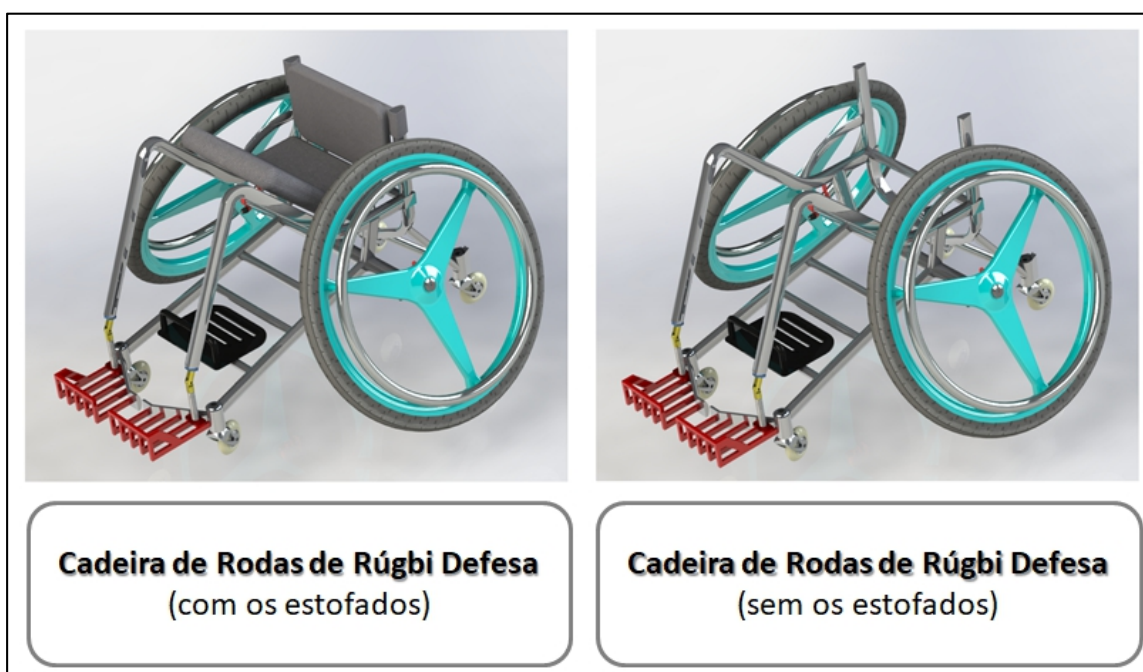


Figura 5.71 – Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.

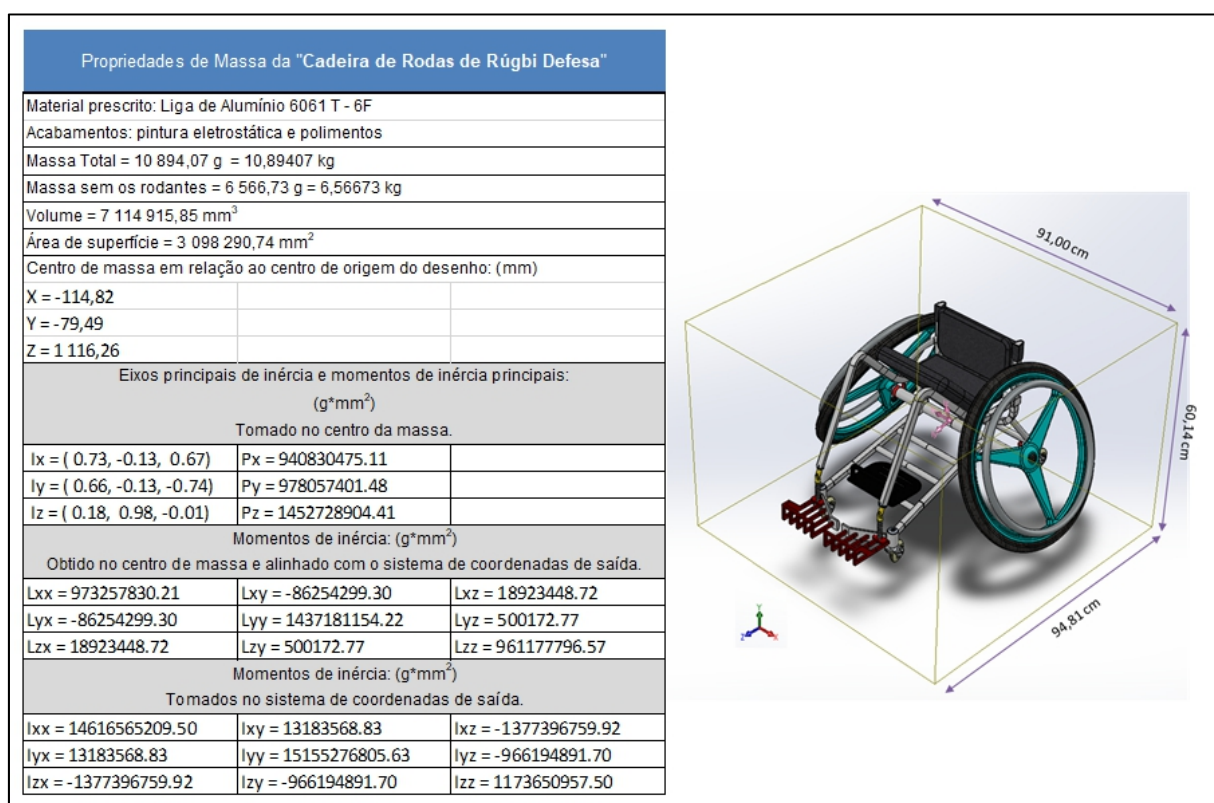


Figura 5.72 – Propriedades geométricas da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.

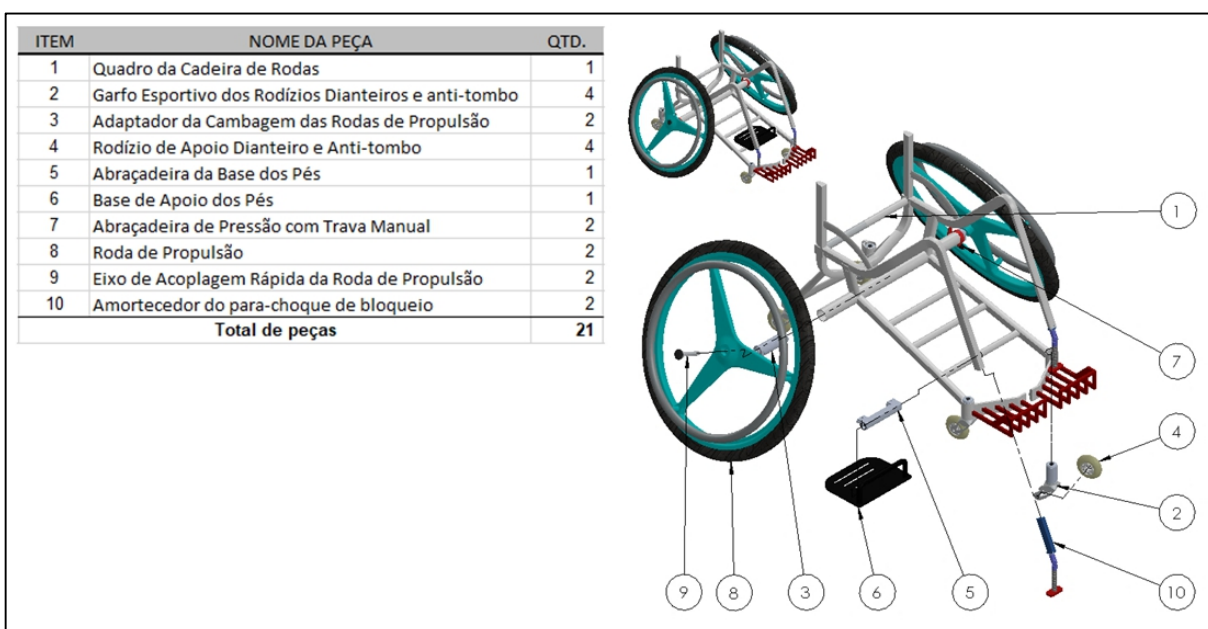


Figura 5.73 – Desenho esquemático da montagem da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.

Este projeto apresenta uma massa estimada em 6,60 kg, com todos os componentes exceto o par de rodas. O escopo da cadeira de rodas é composto por um quadro estrutural ergonômico e mais outros nove componentes. Ao todo, vinte e uma peças constituem o seu

modelo, conforme mostra a fig. 5.73. O seu quadro estrutural ergonômico é detalhado pela fig. 5.74.

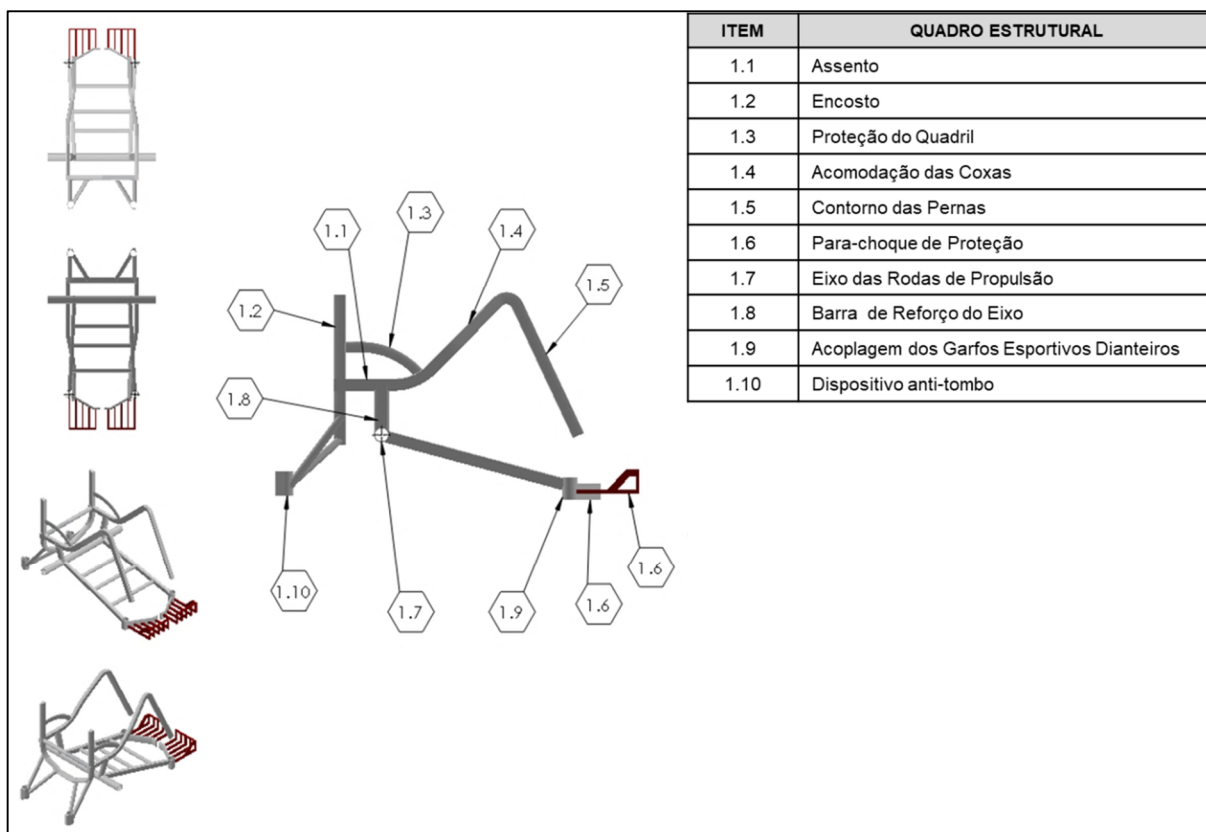


Figura 5.74 – Desenho detalhado do quadro estrutural da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.

A “Cadeira de Rodas Anatômica Otimizada e Parametrizada de Rúgbi Defesa” é composta de um quadro estrutural (1) que compreende o assento (1.1), interposto ao encosto (1.2) por onde se conecta a proteção do quadril (1.3) e a barra de acomodação das coxas (1.4), com a estrutura se alongando até o contorno de pernas (1.5). O quadro (1) ainda possui um dispositivo de segurança anti-tombo (1.10), um eixo perpendicular responsável pela acoplagem dos rodantes de propulsão (1.7) reforçado por uma barra (1.8) que determina o centro de gravidade da cadeira, uma acoplagem dos garfos esportivos dianteiros (1.9), um para-choque de proteção estilizado que tem a função de impedir o avanço dos rivais atacantes (1.6). A Cadeira também é composta por um garfo esportivo (2), um adaptador de cambagem (3) das rodas de propulsão (8), rodízios de apoio dianteiro e anti-tombo (4), uma abraçadeira da base dos pés (5), uma chapa que faz a base de apoio dos pés (6) e um sistema de amortecedores (10) com mola e pistão responsável pelo alívio de impactos frontais no para-choque e verticais em relação ao centro de massa do usuário na cadeira. O eixo (1.7) se acopla aos rodantes de propulsão (8) por meio de abraçadeiras de pressão com travamento

manual (7) e um eixo de acoplamento rápida (9). O garfo esportivo (2), por sua vez, é composto pelo garfo perfilado (2.1), por rolamentos (2.2), pelo eixo dos rolamentos (2.3), pelas tampas inferior (2.4) e superior (2.6), pelo cilindro de revestimento dos rolamentos (2.5), por um parafuso (2.7) e uma porca sextavada (2.8) e pelo rodízio esportivo (2.9).

A fig. 5.75 ilustra o desenho esquemático das vistas projetadas pela cadeira de rodas de rúgbi defesa.

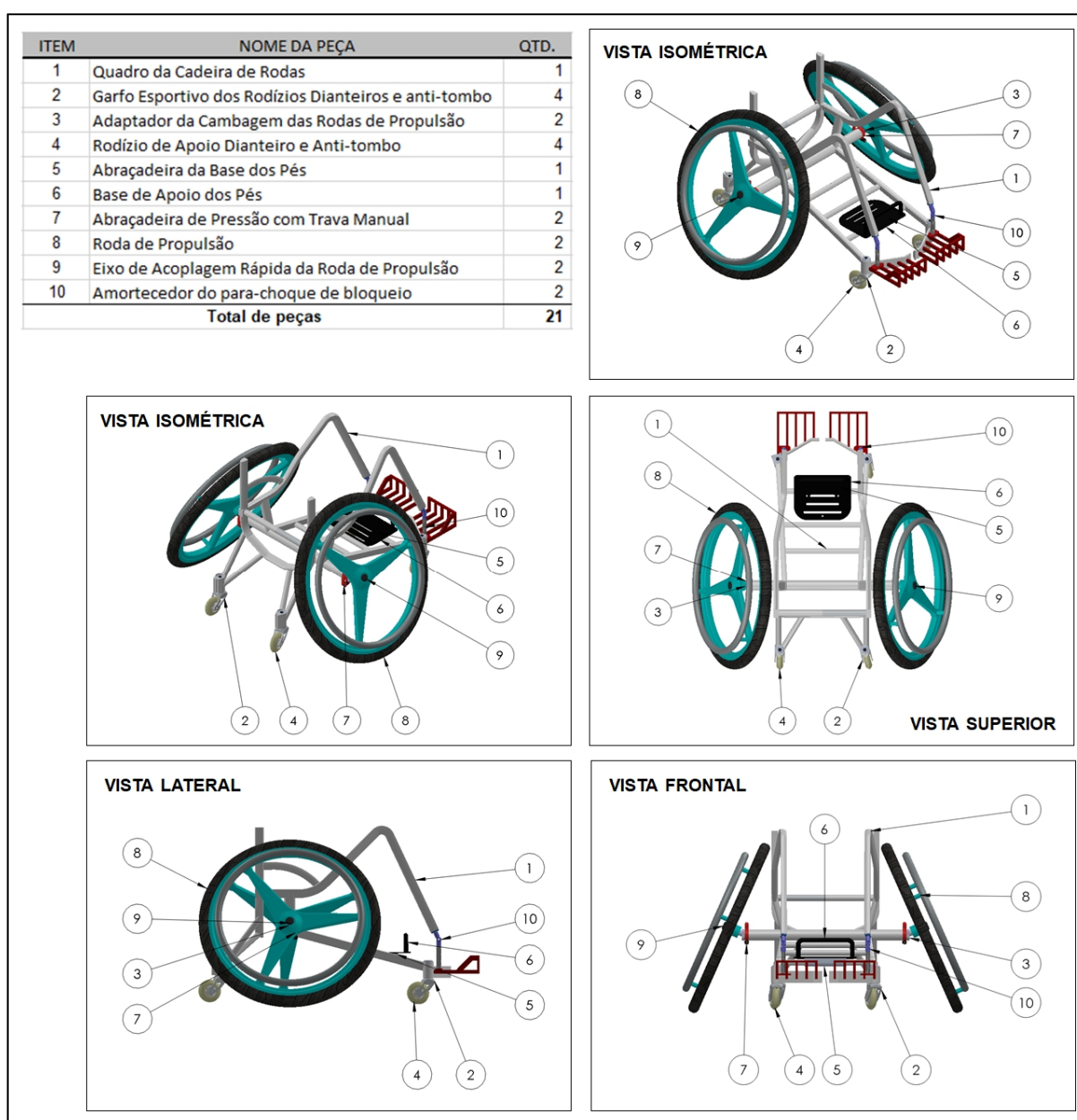


Figura 5.75 – Desenho esquemático das vistas projetadas da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.

O modelo propõe proporcionar melhor rendimento para o paratleta de rúgbi em cadeira de rodas, devido às suas características geométricas cuja área de ocupação não chega a um

metro quadrado. Com uma circunferência menor, as suas partes se mantêm mais convergentes permitindo maior desenvolvimento de velocidade de rotação e translação pela quadra esportiva. A estrutura do quadro conduz o cadeirante para uma postura de agachamento com os pés adjuntos e as pernas contraídas, recolhidas para baixo do assento. O tronco é projetado para frente com a coluna ereta.

Assim como no modelo esportivo anterior, a cadeira de rodas de rúgbi é constituída de um conjunto de garfos esportivos com rodízios, um par de rodantes de propulsão e um sistema de apoio dos pés, que não serão repetidos aqui. E ainda, a cadeira de rodas de rúgbi defesa possui um sistema de amortecimento – baseado em mola e pistão – no para-choque de bloqueio, que por sua vez, é típico nesta posição de jogo (ver fig. 5.76).

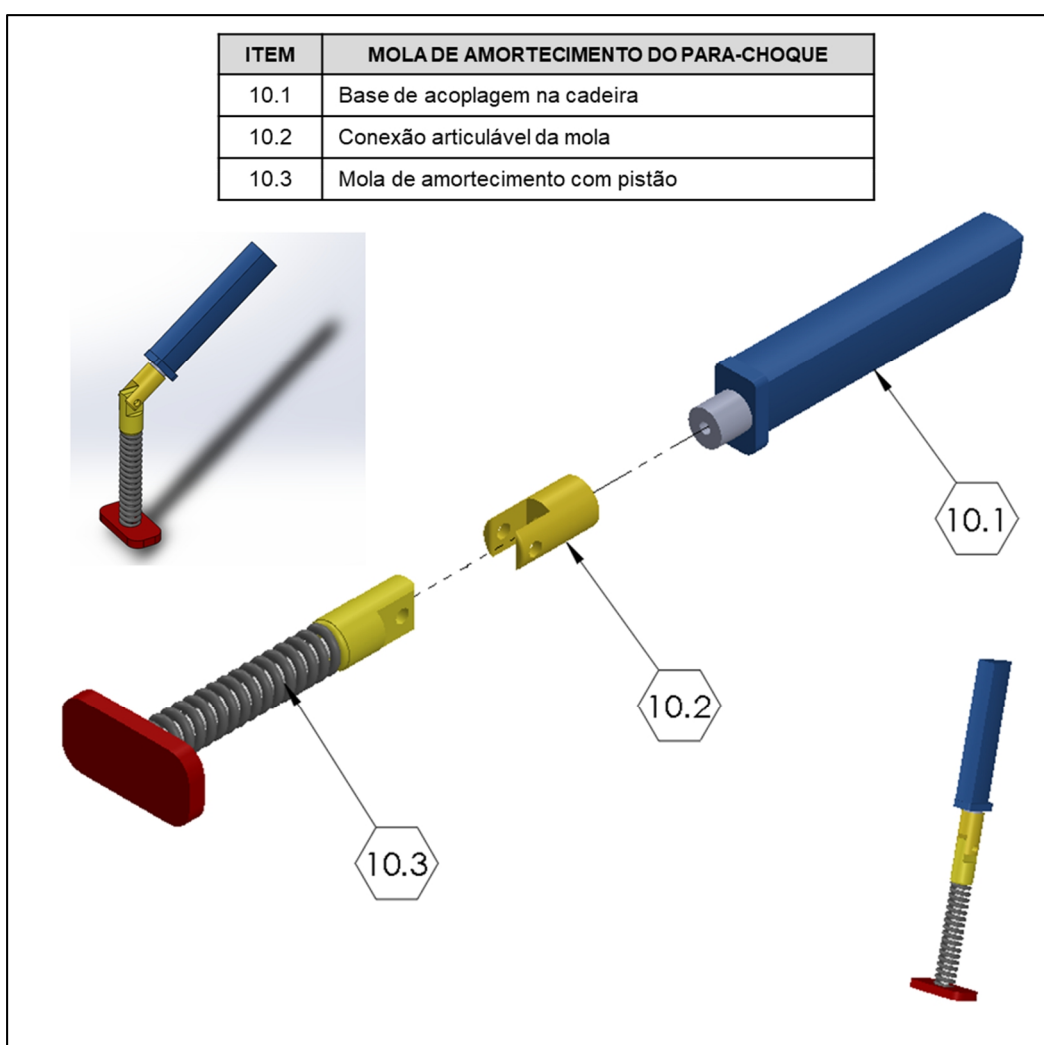


Figura 5.76 – Mola de amortecimento do para-choque de bloqueio da cadeira de rodas de rúgbi defesa.

Este sistema de amortecimento propõe suavizar a transmissão de vibrações e movimento de pêndulo da cadeira durante os bloqueios da competição. Para tanto, o sistema

pode ser ajustado para posições preferenciais do usuário. De acordo com a configuração escolhida, a base do amortecedor deve ser fixada no para-choque de bloqueio da cadeira, conforme mostra a fig. 5.77.

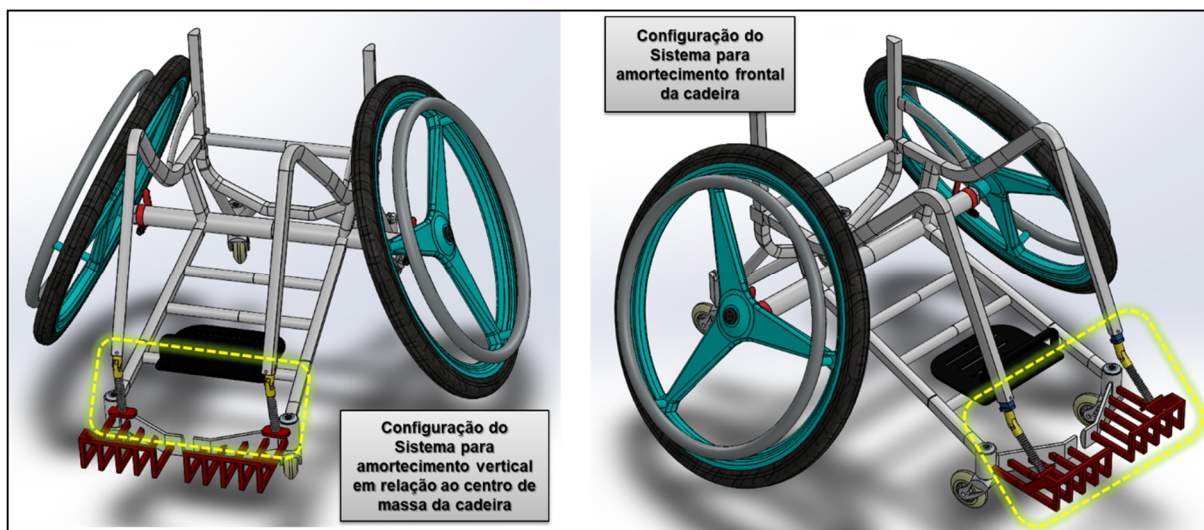


Figura 5.77 – Configurações de acoplamento da mola de amortecimento no para-choque de bloqueio.

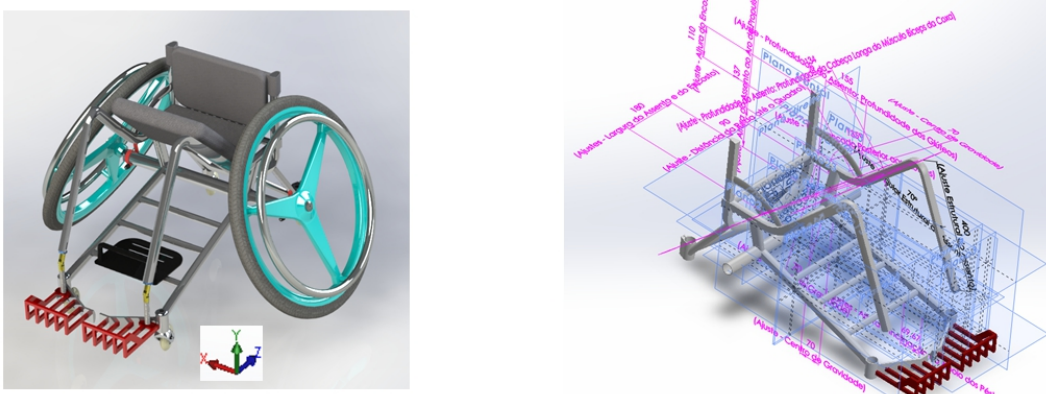
Na medida em que o amortecedor é articulado, a sua dinâmica de suspensão passa a ser direcionada para impactos frontais ou para vibrações pendulares.

5.8.1 Parametrização da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa

O modelo de *Cadeira de Rodas de Rúgbi de Defesa* também é caracterizado por uma modelagem parametrizada possibilitando ajustes precisos em seu escopo que incorporam as dimensões antropométricas do cliente aos seus contornos estruturais, reproduzindo um modelo personalizado correspondente às expectativas e leituras de cada usuário. Então, este modelo também fornece uma experiência de personalização intrínseca no projeto de Cadeiras de Rodas otimizadas, de forma inovadora, precisa e sistematizada (ver tab. 5.7 e fig. 5.78).

A parametrização e a modelagem do projeto estão intrinsecamente relacionadas. Os contornos modelados na cadeira de rodas de rúgbi têm a função de favorecer a cinesiologia típica desta modalidade, caracterizando um projeto anatomicamente otimizado.

Tabela 5.7 – Parametrização da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.



PARAMETRIZAÇÃO DO PROJETO: Cadeiras de Rodas de Rúgbi "Defesa"							
ESCOPO	ITEM	DIMENSÃO PARAMETRIZADA	UND	LI	LS	Amplitude Δ	GDL's (Eixo)
QUADRO ESTRUTURAL DA CADEIRA DE RODAS	A	Parâmetro da Largura do Assento	cm	25,000	70,000	45,000	Linear ao Eixo X
	B1	Parâmetro da Profundidade dos Glúteos	cm	10,000	30,000	20,000	Linear ao Eixo Z
	B2	Parâmetro da Profundidade da Cabeça Longa do Músculo Bíceps da Coxa	cm	5,000	30,000	25,000	Transversal aos Eixos YZ
	B3	Parâmetro da Profundidade da Cabeça Curta do Músculo Bíceps da Coxa	cm	5,000	30,000	25,000	Transversal aos Eixos XY
	C	Parâmetro da Inclinação Avançada Posterior aos Glúteos	grau	5,000	75,000	70,000	Em torno do Eixo X
	D	Parâmetro da Altura do Assento ao Apoio dos Pés	cm	30,000	70,000	40,000	Transversal aos Eixos YZ
	E	Parâmetro da Inclinação do Apoio dos Pés	grau	45,000	180,000	135,000	Em torno do Eixo X
	F	Parâmetro da Largura do Encosto	cm	25,000	70,000	45,000	Linear ao Eixo X
	G	Parâmetro da Altura do Encosto	cm	15,000	60,000	45,000	Linear ao Eixo Y
	H	Parâmetro da Extensão do Afunilamento das Panturrilhas	grau	20,000	50,000	30,000	Em torno do Eixo Y
	I	Parâmetro do Centro de Gravidade	cm	0,000	20,000	20,000	Linear ao Eixo Z
	J	Parâmetro da Altura do Assento ao Aro de Propulsão	cm	5,000	30,000	25,000	Linear ao Eixo Y
	K	Parâmetro da Distância das Rodas de Propulsão até o Quadro	cm	5,000	15,000	10,000	Linear ao Eixo X
	Φ	Parâmetro do Comprimento da Barra de Proteção das Pernas	cm	5,000	50,000	45,000	Transversal aos Eixos YZ
	Ω	Parâmetro da Inclinação da Barra de Proteção das Pernas	grau	5,000	145,000	140,000	Em torno do Eixo X
ACESSÓRIOS INDEPENDENTES	L	Parâmetro da Cambagem das Rodas de Propulsão	grau	0,000	30,000	30,000	Em torno do Eixo Z
	M	Parâmetro da Largura do Apoio dos Pés	cm	10,000	60,000	50,000	Linear ao Eixo X
	N	Parâmetro do Comprimento do Apoio dos Pés	cm	10,000	60,000	50,000	Linear ao Eixo Y
	O	Parâmetro da Altura do Anteparo dos Pés	cm	4,000	12,000	8,000	Linear ao Eixo Z
	P	Parâmetro do Alinhamento do Apoio dos Pés	grau	- 45,000	45,000	90,000	Em torno do Eixo X

A cadeira de rodas de rúgbi, para a posição de defesa, é constituída de parâmetros de ajustes de:

- Largura do assento (A) compreendendo uma variação de 45 cm;
- Profundidade do assento dos glúteos (B1) compreendendo uma variação de 20 cm;
- Profundidade do assento da cabeça longa do músculo bíceps da coxa (B2) compreendendo uma variação de 25 cm;
- Profundidade do assento da cabeça curta do músculo bíceps da coxa (B3) compreendendo uma variação de 25 cm;
- Inclinação avançada do assento posterior aos glúteos (C) compreendendo uma variação de 70 graus, sendo este responsável pela melhor acomodação no assento, favorecendo o equilíbrio do troco;

- Altura do assento até o apoio dos pés (D) compreendendo uma variação de 40 cm, sendo este responsável pela melhor acomodação das pernas depois dos joelhos, considerando diferentes comprimentos de tíbia dos usuários, dentro desta faixa;
- Inclinação do apoio das pernas (E), compreendendo uma variação de 135 graus, permitindo a adução e abdução das pernas após os joelhos, onde os pés se posicionem adiante da linha do corpo ou abaixo da linha do assento;
- Largura do encosto (F) da coluna cervical, compreendendo uma variação de 45 cm de modo a acomodar diversos usuários com a largura do tronco dentro desta faixa de variação.
- Altura das colunas do encosto (G), compreendendo uma variação de 45 cm, atendendo diversas topografias de danos ou lesões cervicais em pessoas com deficiências;
- Afunilamento das panturrilhas (H), compreendendo uma variação de 30 graus. Este ajuste garante melhor equilíbrio e acomodação do usuário no assento, principalmente durante esforços intensos de propulsão das rodas, incluindo movimentos de rotação e translação das cadeiras de rodas na quadra;
- Centro de gravidade do assento em relação aos eixos das rodas de propulsão (I), compreendendo uma variação de 20 cm, que proporciona melhor configuração do apoio das mãos nos aros de propulsão aliviando os esforços de adução e abdução dos membros superiores;
- Altura do assento em relação ao aro de propulsão (J), compreendendo uma variação de 25 cm, de modo a garantir mais flexibilidade de alcance das mãos até os aros de propulsão;
- Distância de afastamento das rodas de propulsão em relação ao quadro (K), compreendendo uma variação de 10 cm, proporcionando melhor balanceamento da adução e abdução dos braços durante o esforço mecânica de propulsão dos aros;
- Comprimento da barra de proteção das pernas (Φ), compreendendo uma variação de 45 cm, proporcionando melhor segurança das pernas;
- Inclinação da barra de proteção das pernas (Ω), compreendendo uma variação de 140 graus (figura 10), proporcionando melhor alinhamento das pernas;
- Cambagem das rodas de propulsão (L), compreendendo uma variação de 30 graus, proporcionando melhor desempenho biomecânico dos grupos musculares dos braços durante a propulsão;
- Largura do apoio dos pés (M), compreendendo uma variação de 50 cm, dando melhor comodidade às plantas dos pés;

- Comprimento do apoio dos pés (N), compreendendo uma variação de 50 cm, proporciona maior área de contato e melhor acomodação das plantas dos pés do cadeirante, evitando os seus deslizamentos indesejáveis sobre a plataforma de apoio;
- Altura do anteparo dos pés (O), compreendendo uma variação de 8 cm, dando melhor fixação das plantas dos pés;
- Alinhamento do apoio dos pés (P) em relação ao módulo de acomodação das pernas, compreendendo uma variação de 90 graus, com a função de proporcionar o movimento no plano sagital dos pés, com possíveis flexões planar, neutra ou dorsiflexão.

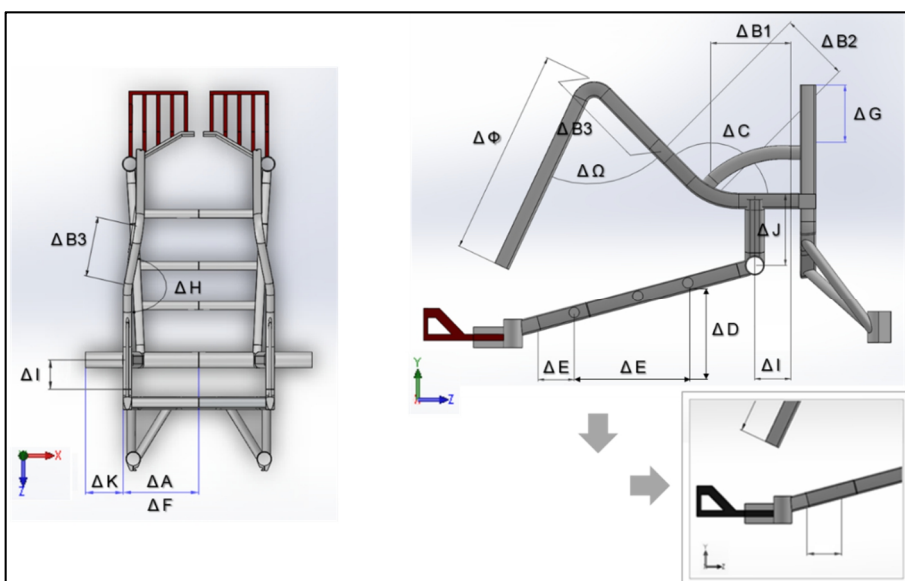


Figura 5.78 – Parametrização do Quadro Estrutural da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.

Nas fig. 5.79 e 5.80 são mostradas as parametrizações dos demais componentes de montagem, sendo o apoio dos pés e o adaptador da cambagem dos rodantes.

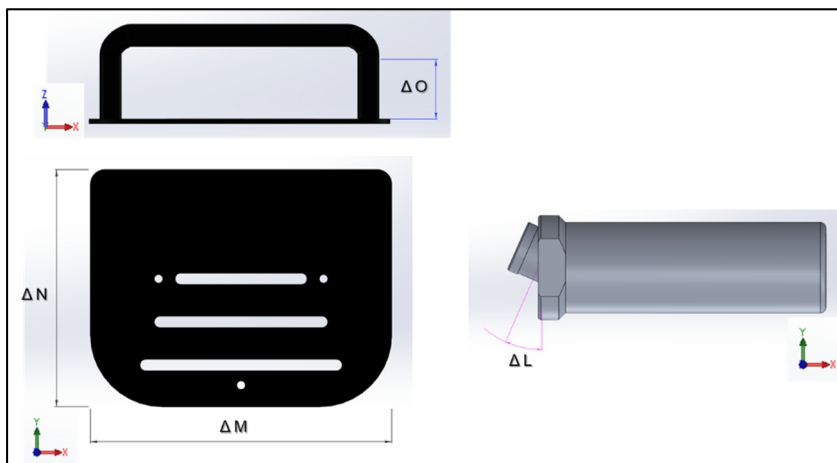


Figura 5.79 – Parametrização do Apoio dos Pés e do Adaptador de Cambagem da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.

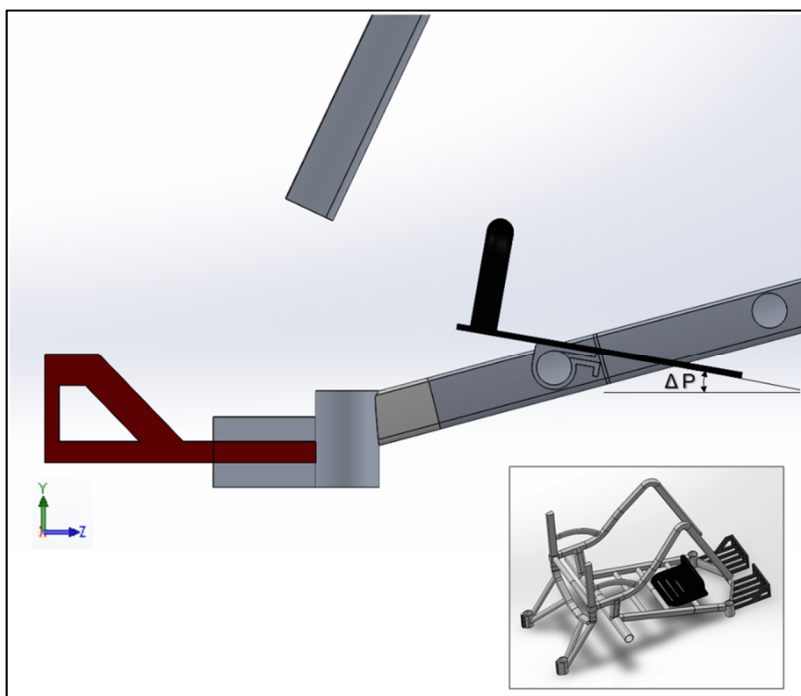


Figura 5.80 – Parametrização do Apoio dos Pés da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.

Devido à parametrização no CAD considerar a largura do assento (ΔA) a partir da face externa dos tubos que representam as colunas do encosto, é necessário somar 20 milímetros (equivalente à largura do tubo) à medida desse ajuste do cadeirante avaliado quando for implementá-lo no modelo. Essa condição se manterá para o modelo apresentado a seguir.

5.9 CADEIRA DE RODAS PARAMETRIZADA DE TÊNIS DE QUADRA, TÊNIS DE MESA E ESGRIMA



Adaptado de <http://www.cpb.org.br/>

Este modelo parametrizado contempla as categorias paralímpicas de tênis em cadeiras de rodas, tênis de mesa e esgrima (ver fig. 5.81 e 5.82).



Figura 5.81 – Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.

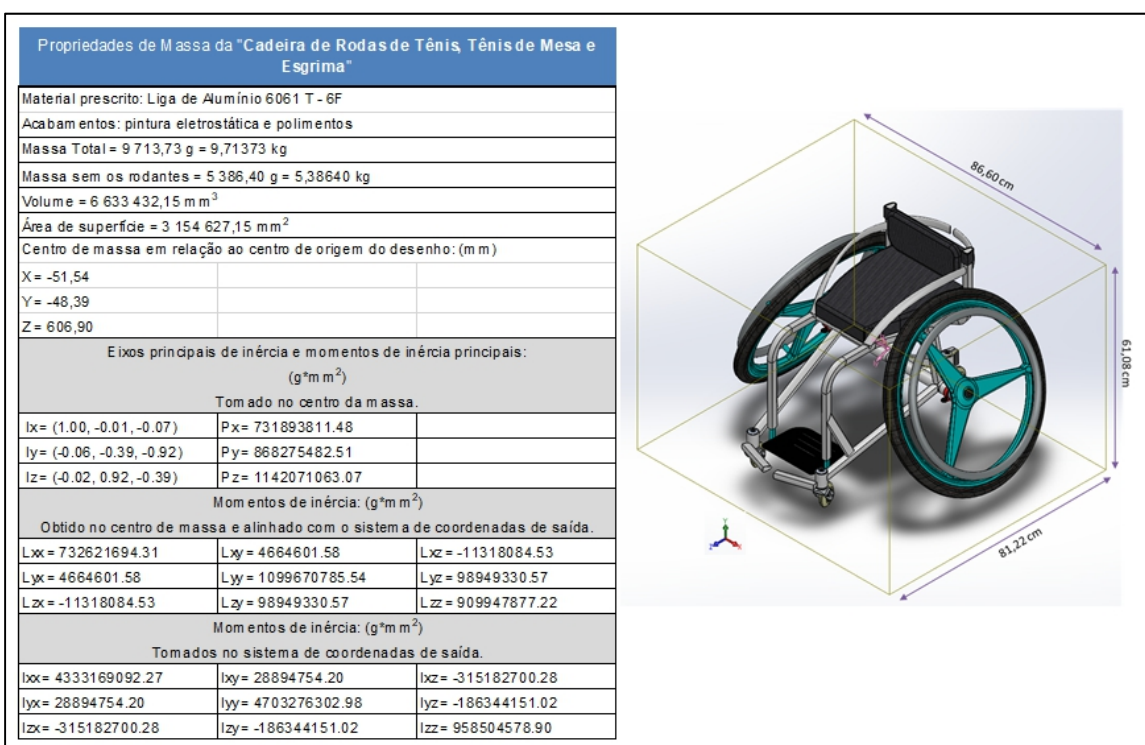


Figura 5.82 – Propriedades geométricas da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.

Este projeto apresenta uma massa estimada em 5,40 kg, com todos os componentes exceto o par de rodas. O escopo da cadeira de rodas é composto por um quadro estrutural ergonômico e mais outros nove componentes. Ao todo, dezoito peças constituem o seu modelo, conforme mostra a fig. 5.83. O seu quadro estrutural ergonômico é detalhado pela fig. 5.84.

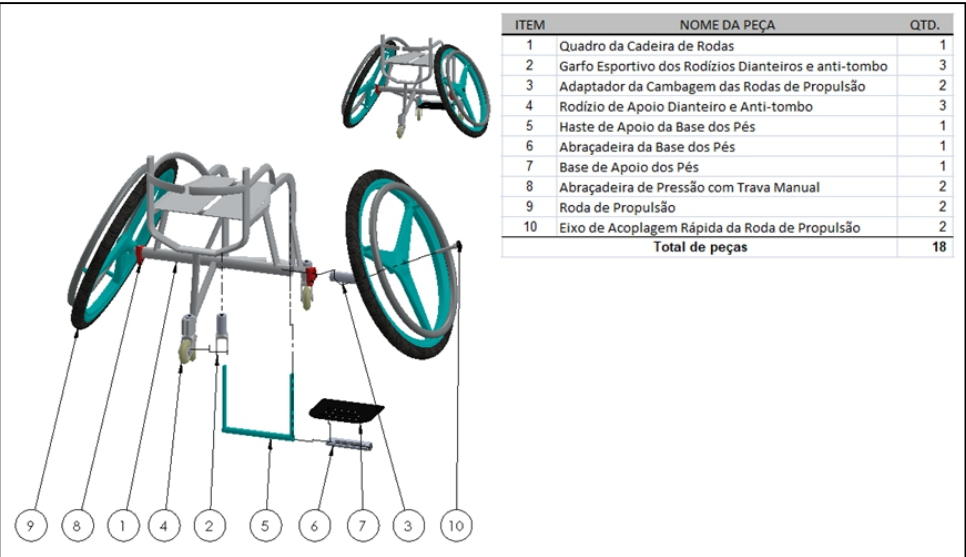


Figura 5.83 – Desenho esquemático da montagem da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.

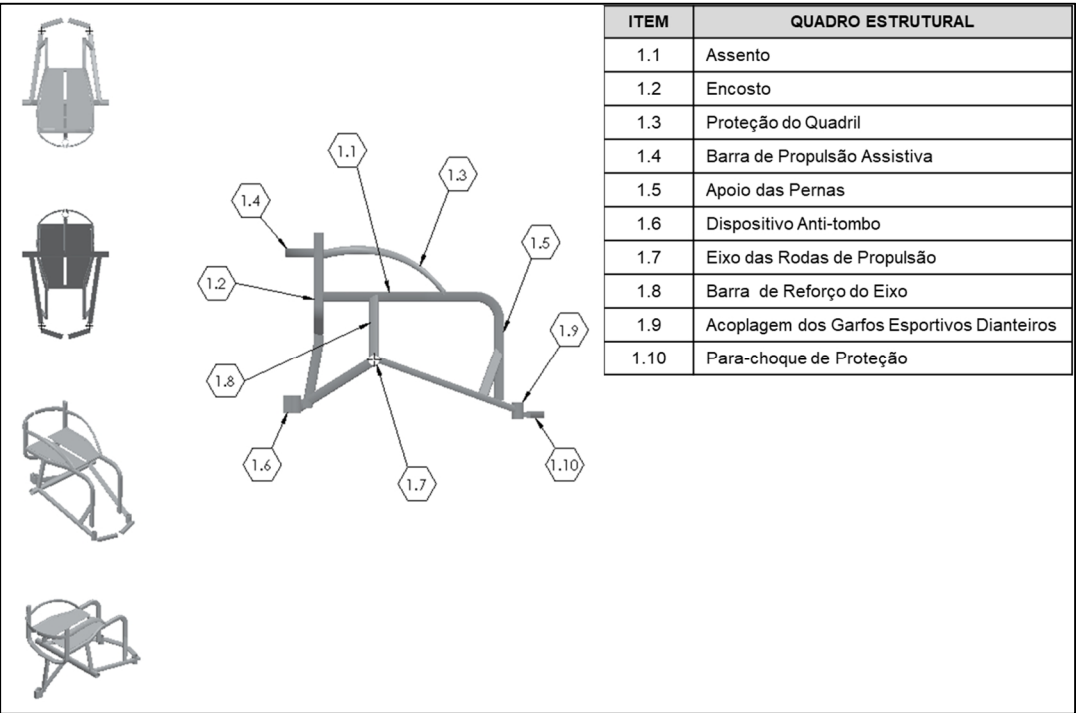


Figura 5.84 – Desenho detalhado do quadro estrutural da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.

A “Cadeira de Rodas Anatômica Otimizada e Parametrizada de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima” é composta de um quadro estrutural (1) que compreende o assento (1.1), interposto ao encosto (1.2) por onde se conecta a proteção do quadril (1.3) e a barra de propulsão assistiva (1.4), com a estrutura se alongando até o apoio de pernas (1.5). O quadro (1) ainda possui um dispositivo de segurança anti-tombo (1.6), um eixo perpendicular responsável pela acoplagem dos rodantes de propulsão (1.7) reforçado por uma barra (1.8) que determina o centro de gravidade da cadeira, uma acoplagem dos garfos esportivos dianteiros (1.9) e um para-choque de proteção (1.10). A Cadeira também é composta por um garfo esportivo (2), um adaptador de cambagem (3) das rodas de propulsão (9), rodízios de apoio dianteiro e anti-tombo (4), uma haste de apoio da base dos pés (5), uma abraçadeira da base dos pés (6) e uma chapa que faz a base de apoio dos pés (7). O eixo (1.7) se acopla aos rodantes de propulsão (9) por meio de abraçadeiras de pressão com travamento manual (8) e um eixo de acoplagem rápida (10). O garfo esportivo (2), por sua vez, é composto pelo garfo perfilado (2.1), por rolamentos (2.2), pelo eixo dos rolamentos (2.3), pelas tampas inferior (2.4) e superior (2.6), pelo cilindro de revestimento dos rolamentos (2.5), por um parafuso (2.7) e uma porca sextavada (2.8) e pelo rodízio esportivo (2.9).

A fig. 5.85 ilustra o desenho esquemático das vistas projetadas pela cadeira de rodas de tênis, tênis de mesa e esgrima.

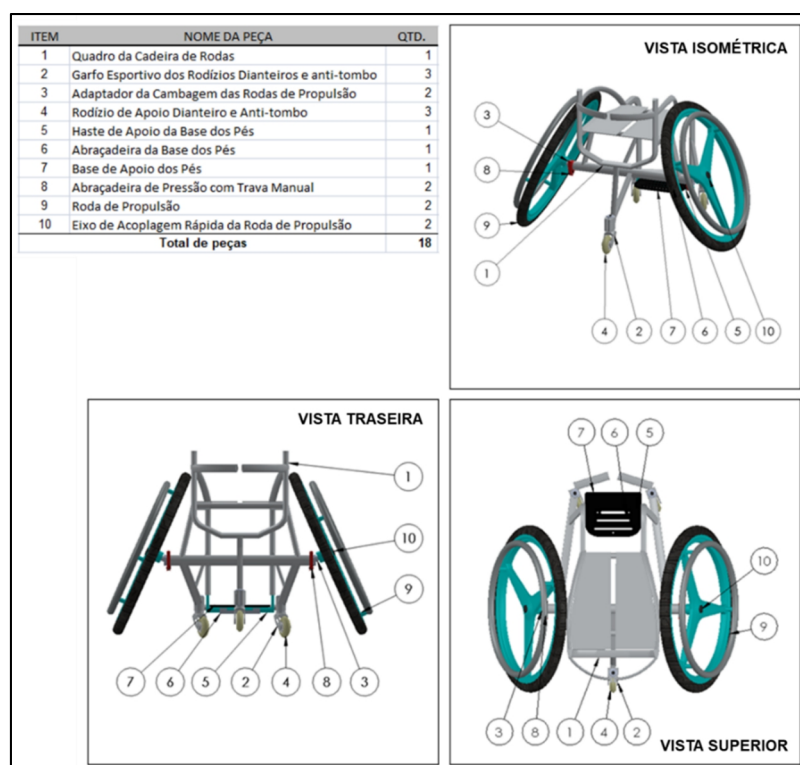


Figura 5.85 – Desenho esquemático das vistas projetadas da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.

O modelo propõe proporcionar melhor rendimento para o paratleta de tênis e esgrima em cadeira de rodas, devido às suas características geométricas cuja área de ocupação não chega a um metro quadrado. Com uma circunferência menor, as suas partes se mantêm mais convergentes permitindo maior desenvolvimento de velocidade de rotação e translação pela quadra esportiva. A estrutura do quadro conduz o cadeirante para uma postura de versátil com as pernas adjuntas e recolhidas para baixo do assento. O tronco é projetado para frente com a coluna ereta.

Assim como nos modelos esportivos anteriores, a cadeira de rodas de tênis, tênis de mesa e esgrima é constituída de um conjunto de garfos esportivos com rodízios, um par de rodantes de propulsão e um sistema de apoio dos pés, que não serão repetidos aqui. Do mesmo modo, o sistema de apoio dos pés pode conter um dispositivo de anteparo dos pés.

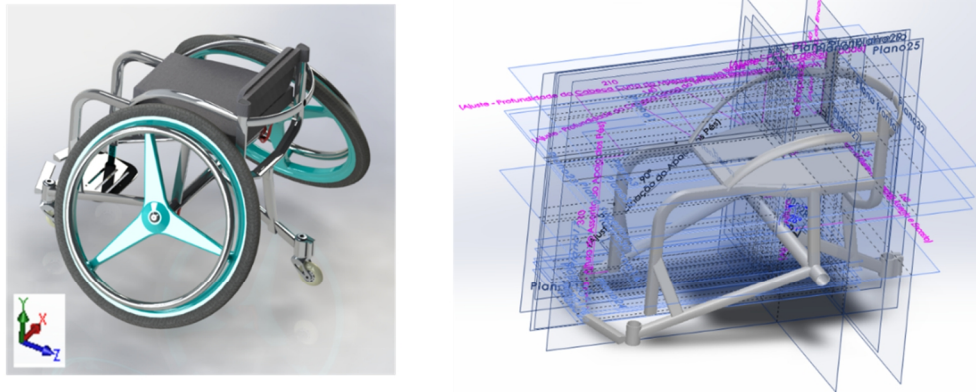
5.9.1 Parametrização da Cadeira de Rodas de Tênis de Quadra, Tênis de Mesa e Esgrima

O modelo de *Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima* também é caracterizado por uma modelagem parametrizada possibilitando ajustes precisos em seu escopo que incorporam as dimensões antropométricas do cliente aos seus contornos estruturais, reproduzindo um modelo personalizado correspondente às expectativas e leituras de cada usuário. Então, este modelo também fornece uma experiência de personalização intrínseca no projeto de Cadeiras de Rodas otimizadas, de forma inovadora, precisa e sistematizada (ver tab. 5.8 e fig. 5.86).

A parametrização e a modelagem do projeto estão intrinsecamente relacionadas. Os contornos modelados na cadeira de rodas de tênis, tênis de mesa e esgrima têm a função de favorecer as cinesiologias típicas destas modalidades, caracterizando um projeto anatomicamente otimizado.

A parametrização, ou atualização automatizada das dimensões do desenho, é aplicada às partes da cadeira de rodas que se relaciona à acomodação do cadeirante paratleta. Aquelas partes da cadeira que não se relacionam à ergo-antropometria do cadeirante permanecem estáticas para todos os projetos, a não ser que, o cliente solicite alguma alteração. Entre os exemplos, de como isso pode ocorrer, é o caso de o cliente solicitar o avanço ou recuo do dispositivo anti-tombo, ou a remoção ou adição de para-choques frontais.

Tabela 5.8 – Parametrização da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.



PARAMETRIZAÇÃO DO PROJETO: Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima

ESCOPO	ITEM	DIMENSÃO PARAMETRIZADA	UND	LI	LS	Amplitude Δ	GDL's (Eixo)
QUADRO ESTRUTURAL DA CADEIRA DE RODAS	A	Parâmetro da Largura do Assento	cm	25,000	70,000	45,000	Linear ao Eixo X
	B1	Parâmetro da Profundidade dos Glúteos	cm	10,000	30,000	20,000	Linear ao Eixo Z
	B2	Parâmetro da Profundidade da Cabeça Longa do Músculo Biceps da Coxa	cm	5,000	30,000	25,000	Transversal aos Eixos XZ
	B3	Parâmetro da Profundidade da Cabeça Curta do Músculo Biceps da Coxa	cm	5,000	30,000	25,000	Linear ao Eixo Z
	C	Parâmetro da Altura do Assento ao Apoio dos Pés	cm	30,000	70,000	40,000	Linear ao Eixo Y
	D	Parâmetro da Inclinação do Apoio dos Pés	grau	45,000	180,000	135,000	Em torno do Eixo X
	E	Parâmetro da Largura do Encosto	cm	25,000	70,000	45,000	Linear ao Eixo X
	F	Parâmetro da Altura do Encosto	cm	15,000	60,000	45,000	Linear ao Eixo Y
	G	Parâmetro da Extensão do Afunilamento das Coxas	grau	20,000	50,000	30,000	Em torno do Eixo Y
	H	Parâmetro do Centro de Gravidade	cm	0,000	20,000	20,000	Linear ao Eixo Z
	I	Parâmetro da Altura do Assento ao Aro de Propulsão	cm	5,000	30,000	25,000	Linear ao Eixo Y
ACESSÓRIOS INDEPENDENTES	J	Parâmetro da Distância das Rodas de Propulsão até o Quadro	cm	5,000	15,000	10,000	Linear ao Eixo X
	K	Parâmetro da Cambagem das Rodas de Propulsão	grau	0,000	30,000	30,000	Em torno do Eixo Z
	L	Parâmetro da Largura do Apoio dos Pés	cm	10,000	60,000	50,000	Linear ao Eixo X
	M	Parâmetro do Comprimento do Apoio dos Pés	cm	10,000	60,000	50,000	Linear ao Eixo Y
	N	Parâmetro do Alinhamento do Apoio dos Pés	grau	-45,000	45,000	90,000	Em torno do Eixo X

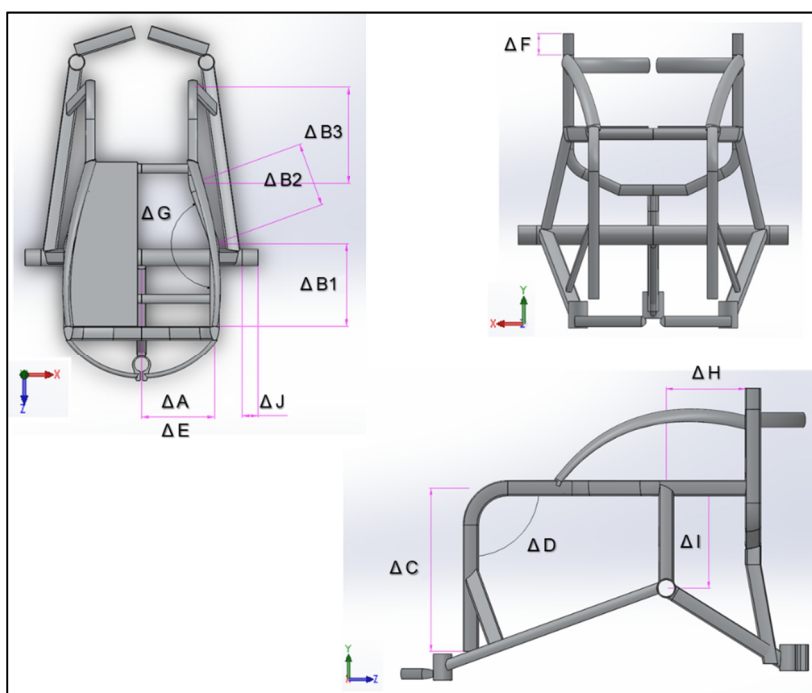


Figura 5.86 – Parametrização do Quadro Estrutural da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.

A cadeira de rodas de tênis, tênis de mesa e esgrima é constituída de parâmetros de ajustes de:

- Largura do assento (A) compreendendo uma variação de 45 cm;
- Profundidade do assento dos glúteos (B1) compreendendo uma variação de 20 cm;
- Profundidade do assento da cabeça longa do músculo bíceps da coxa (B2) compreendendo uma variação de 25 cm;
- Profundidade do assento da cabeça curta do músculo bíceps da coxa (B3) compreendendo uma variação de 25 cm;
- Altura do assento até o apoio dos pés (C) compreendendo uma variação de 40 cm, sendo este responsável pela melhor acomodação das pernas depois dos joelhos, considerando diferentes comprimentos de tíbia dos usuários, dentro desta faixa de 40 cm;
- Inclinação do apoio das pernas (D), compreendendo uma variação de 135 graus, permitindo a adução e abdução das pernas após os joelhos, onde os pés se posicionem adiante da linha do corpo ou abaixo da linha do assento;
- Largura do encosto (E) da coluna cervical, compreendendo uma variação de 45 cm de modo a acomodar diversos usuários com a largura do tronco dentro desta faixa de variação;
- Altura das colunas do encosto (F), compreendendo uma variação de 45 cm, atendendo diversas topografias de danos ou lesões cervicais em pessoas com deficiências;
- Afunilamento das coxas até os joelhos (G), compreendendo uma variação de 30 graus. Este ajuste garante melhor equilíbrio e acomodação do usuário no assento, principalmente durante esforços intensos de propulsão das rodas, incluindo movimentos de rotação e translação das cadeiras de rodas na quadra;
- Centro de gravidade do assento em relação aos eixos das rodas de propulsão (H), compreendendo uma variação de 20 cm, que proporciona melhor configuração do apoio das mãos nos aros de propulsão aliviando os esforços de adução e abdução dos membros superiores;
- Altura do assento em relação ao aro de propulsão (I), compreendendo uma variação de 25 cm, de modo a garantir mais flexibilidade de alcance das mãos até os aros de propulsão;
- Distância de afastamento das rodas de propulsão em relação ao quadro (J), compreendendo uma variação de 10 cm, proporcionando melhor balanceamento da adução e abdução dos braços durante o esforço mecânica de propulsão dos aros;

- Cambagem das rodas de propulsão (K), compreendendo uma variação de 30 graus, proporcionando melhor desempenho biomecânico dos grupos musculares dos braços durante a propulsão;
- Largura do apoio dos pés (L), compreendendo uma variação de 50 cm, dando melhor comodidade às plantas dos pés;
- Comprimento do apoio dos pés (M), compreendendo uma variação de 50 cm, proporciona maior área de contato e melhor acomodação das plantas dos pés do cadeirante, evitando os seus deslizamentos indesejáveis sobre a plataforma de apoio;
- Alinhamento do apoio dos pés (N) em relação ao módulo de acomodação das pernas, compreendendo uma variação de 90 graus, com a função de proporcionar o movimento no plano sagital dos pés, com possíveis flexões planar, neutra ou dorsiflexão.

Na fig. 5.87 são mostradas as parametrizações dos demais componentes de montagem, sendo o apoio dos pés e o adaptador da cambagem dos rodantes.

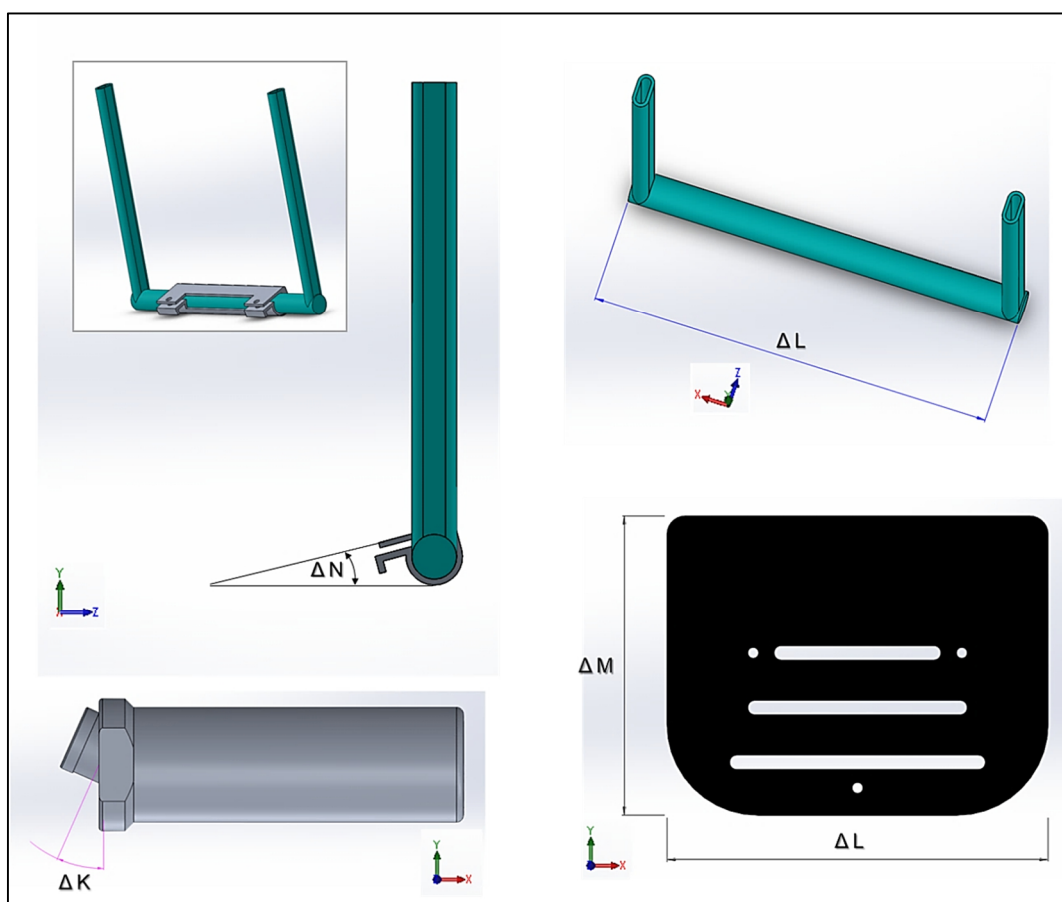


Figura 5.87 – Parametrização do Apoio dos Pés e do Adaptador de Cambagem da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.

Devido à parametrização no CAD considerar a largura do assento (ΔA) a partir da face externa dos tubos que representam as colunas do encosto, é necessário somar 20 milímetros (equivalente à largura do tubo) à medida desse ajuste do cadeirante avaliado quando for implementá-lo no modelo.

5.10 HANDBIKE OTIMIZADA E PARAMETRIZADA DE CICLISMO



Adaptado de <http://www.cpb.org.br/>

Este modelo parametrizado contempla a categoria paralímpica de ciclismo com manocletas, ou ainda, *handbikes* (ver fig. 5.88 e 5.89).



Figura 5.88 – Manocleta de Corrida (*Handbike*).

Este projeto apresenta uma massa estimada em 3,50 kg, com todos os componentes exceto o trio de rodas. O escopo da manocleta de corrida é composto por um quadro estrutural ergonômico e mais outros dezenove componentes. Ao todo, vinte e oito peças constituem o seu modelo, conforme mostra a fig. 5.90. O seu quadro estrutural ergonômico e o seu *cockpit* do assento são detalhados pelas fig. 5.91 e 5.92, respectivamente.

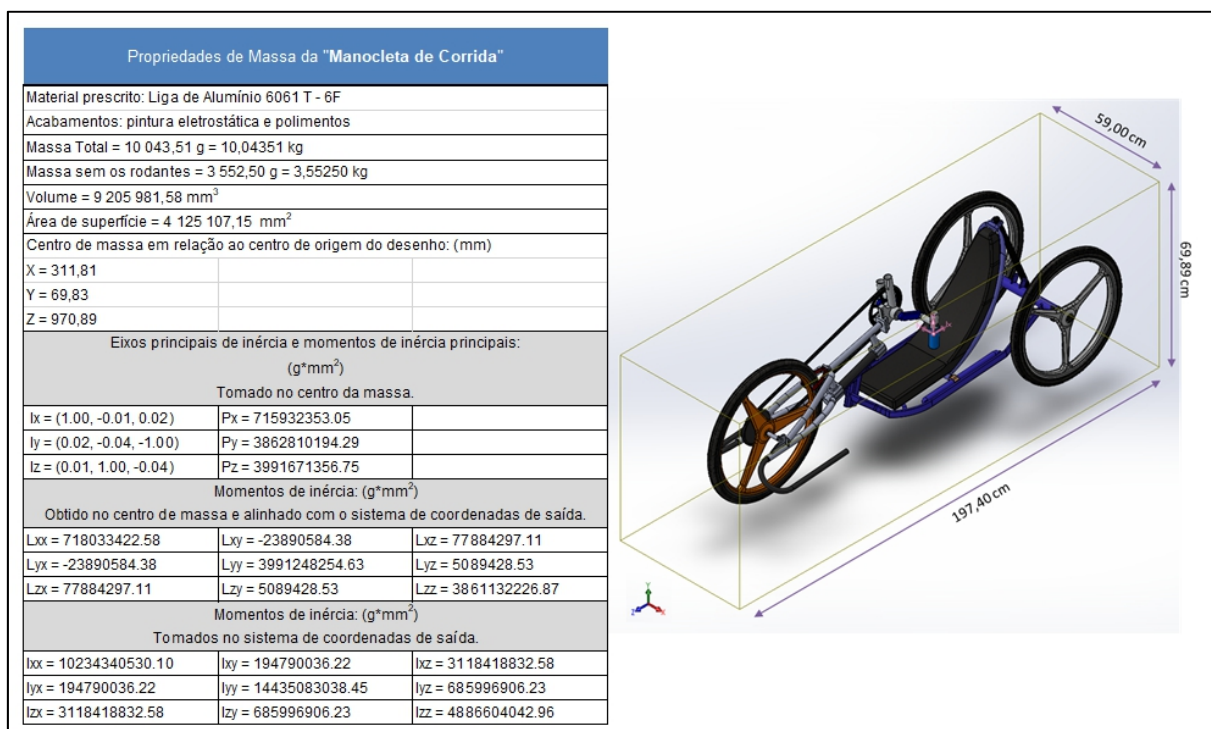


Figura 5.89 – Propriedades geométricas da Manocleta de Corrida (*Handbike*).

A “*Manocleta Anatômica Otimizada e Parametrizada de Ciclismo*” é composta de um quadro estrutural (1) que compreende o assento (1.1), interposto à barra de inclinação do eixo dos rodantes traseiros (1.2) por onde se conecta o eixo de acoplamento dos rodantes traseiros (1.3) e na outra extremidade tem-se o eixo da barra de direção (1.4). O quadro (1) ainda possui alongamento traseiro responsável pela acoplagem da barra de regulação da inclinação do assento (1.5) e um par de barras responsáveis pela regulação do avanço do *cockpit* (1.8), um reforço estrutural (1.6) do cabeçote do quadro (1.7) que também é reforçado no sentido do assento (1.9). A Manocleta também é composta por um garfo esportivo (2) por onde se acopla o rodante dianteiro (19), um apoio dos pés com para-choque dianteiro (3), um eixo de transmissão com catracas dentadas (4), uma corrente de transmissão (5), um eixo de transmissão com coroa dentada (6), uma caixa de direção (7), uma manivela de propulsão (8), manoplas de propulsão (9), um sistema de frenagem (10), um regulador da altura da manopla (11), um haste guia por onde passam os cabos do freio e do câmbio de marchas

(12), o assento *cockpit* (13) um par de abraçadeiras de regulação do avanço do *cockpit* (14), uma barra de regulação da inclinação do assento (15), um par de adaptadores da cambagem (16) dos rodantes traseiros (20), que são acopladas por um eixo de acoplagem rápida (17) e fixadas por abraçadeiras de pressão com trava manual (18). O garfo esportivo (2), por sua vez, é composto pela abraçadeira da barra de direção (2.1), por uma extensão estrutural (2.2), pelo sistema de frenagem da roda dianteira (2.3), com sapatas de frenagem (2.4) e o furo de acoplamento do rodante dianteiro (2.5), furos passantes de cabos de aço (2.6), com reforços estruturais (2.7 e 2.9) com chapas de suporte do eixo do rodante dianteiro (2.8). O assento *cockpit* (13) é composto pelo assento (13.1), o encosto (13.2), a acoplagem (13.3) da barra de regular a inclinação do *cockpit* (13.4) e os acoplamentos (13.5) das abraçadeiras de regulação do avanço do *cockpit*.

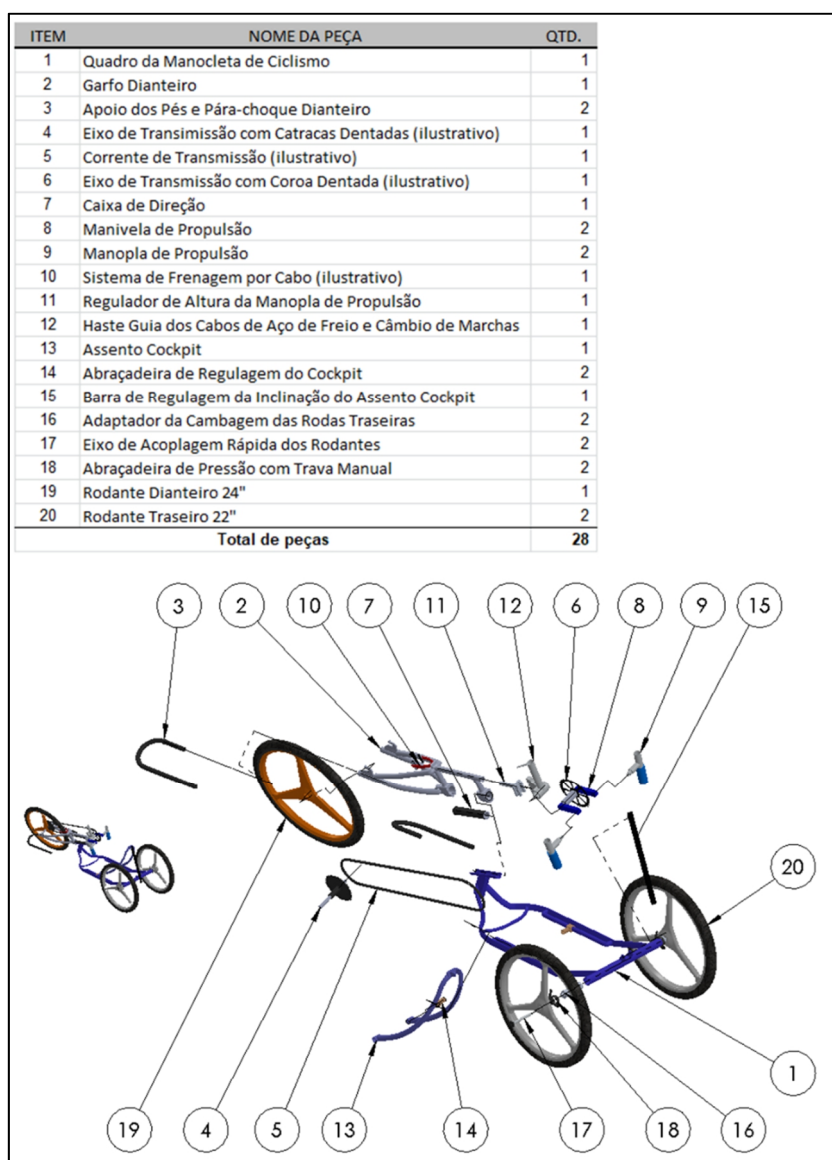


Figura 5.90 – Desenho esquemático da montagem da Manocleta de Corrida.

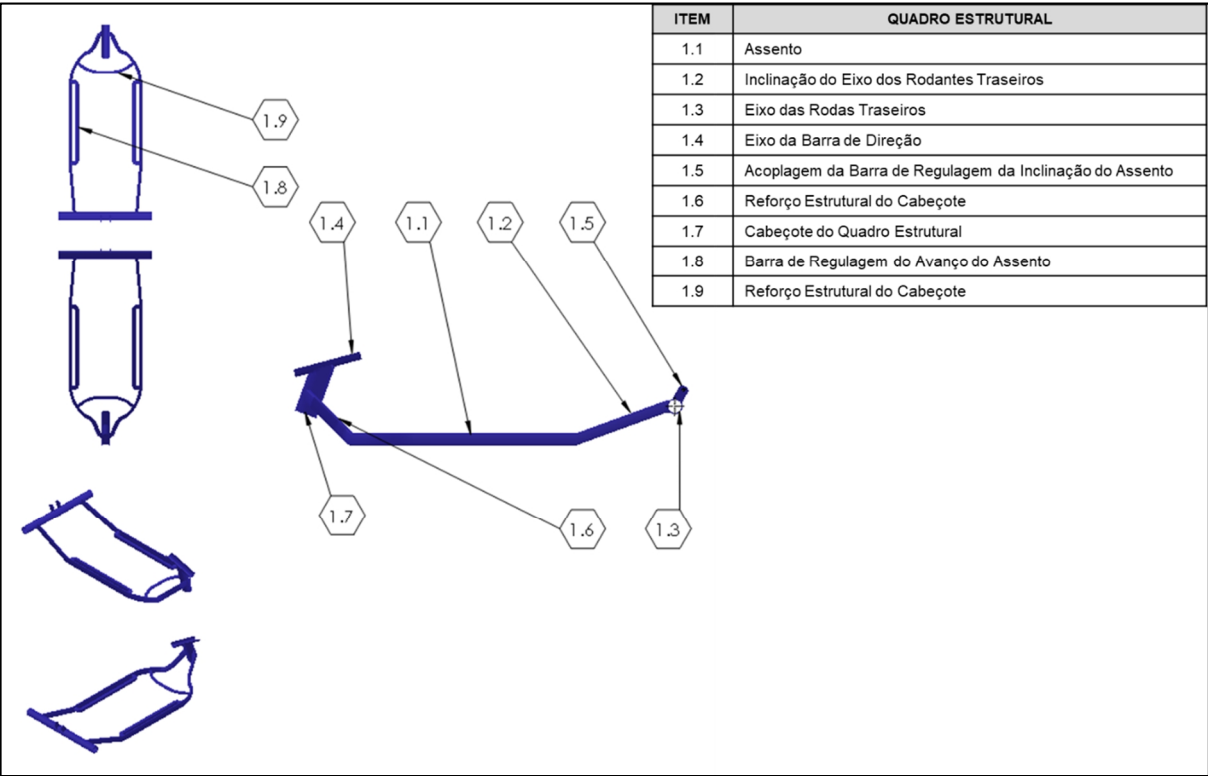


Figura 5.91 – Desenho detalhado do quadro estrutural da Manocleta de Corrida.

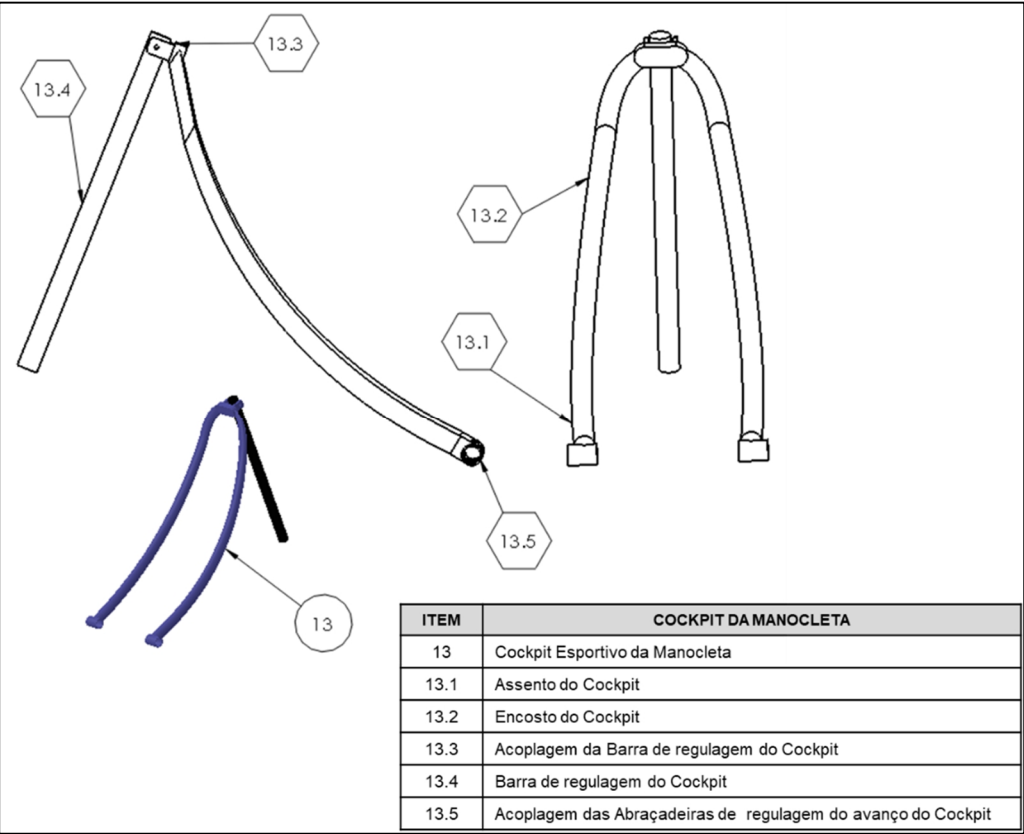


Figura 5.92 – Desenho detalhado do cockpit do assento da Manocleta de Corrida.

A fig. 5.93 ilustra o desenho esquemático das vistas projetadas pela manocleta de corrida.

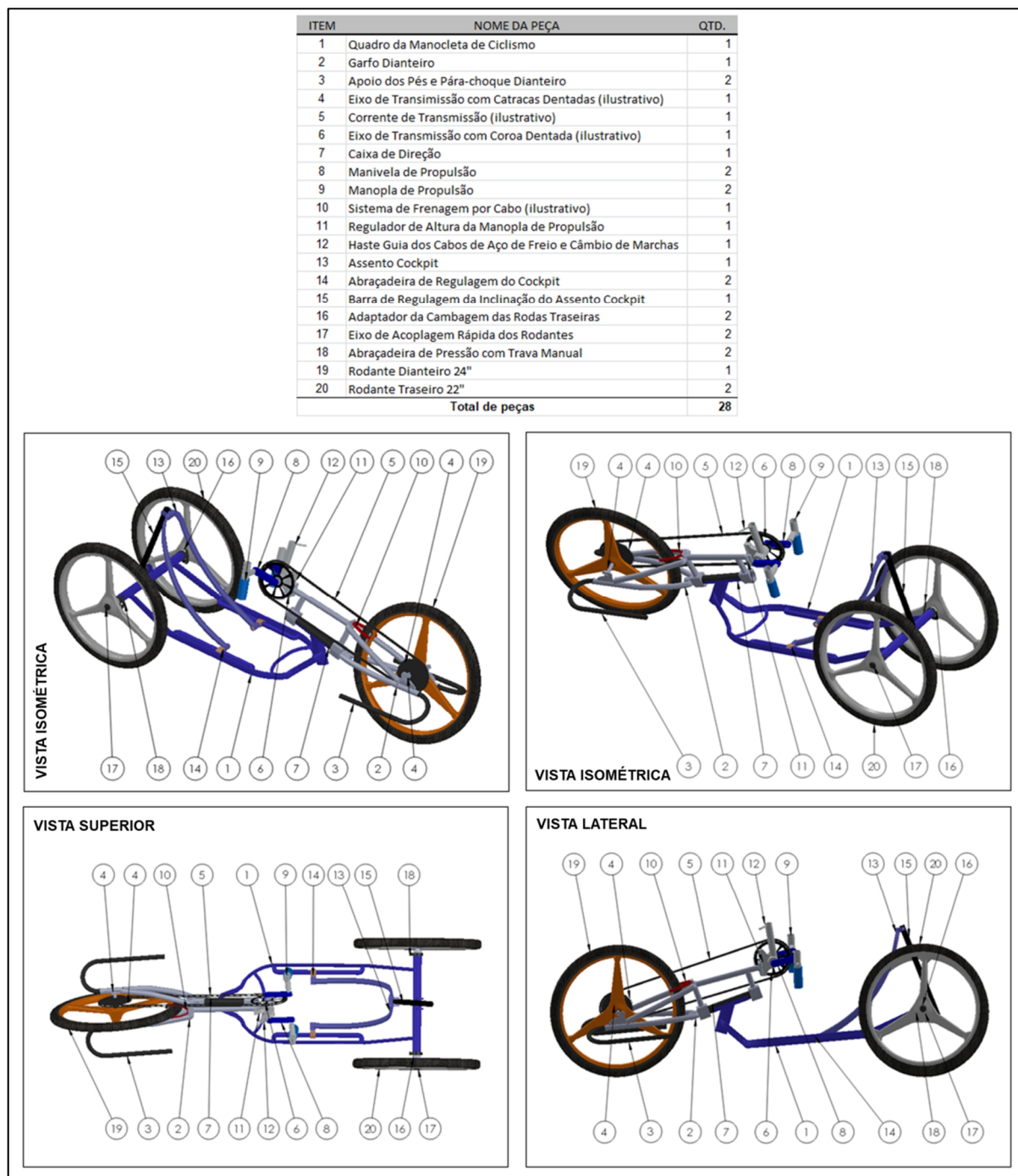


Figura 5.93 – Desenho esquemático das vistas projetadas da Manocleta de Corrida.

A manocleta de ciclismo, ou corrida, possui uma estrutura que proporciona melhor aderência, conforto e segurança ao paratleta assentado. O seu *cockpit* de encosto do assento possui um contorno favorável à postura típica de manivelagem em *handbikes*. O seu *design*

é formoso e esportivo. Com dimensões compactas e baixo peso, a manocleta é facilmente manuseada, em atividades cotidianas e/ou desportivas. Um câmbio de marchas comercial (não está representado nas ilustrações) pode ser adicionado ao seu sistema de transmissão e propulsão.

O garfo esportivo e os rodantes da manocleta são detalhados nas fig. 5.94, 5.95 e 5.96. O garfo esportivo está diretamente relacionado ao sistema de direção da manocleta, por meio de uma barra com a caixa de direção, constituída de rolamentos, anéis, arruelas e esferas.

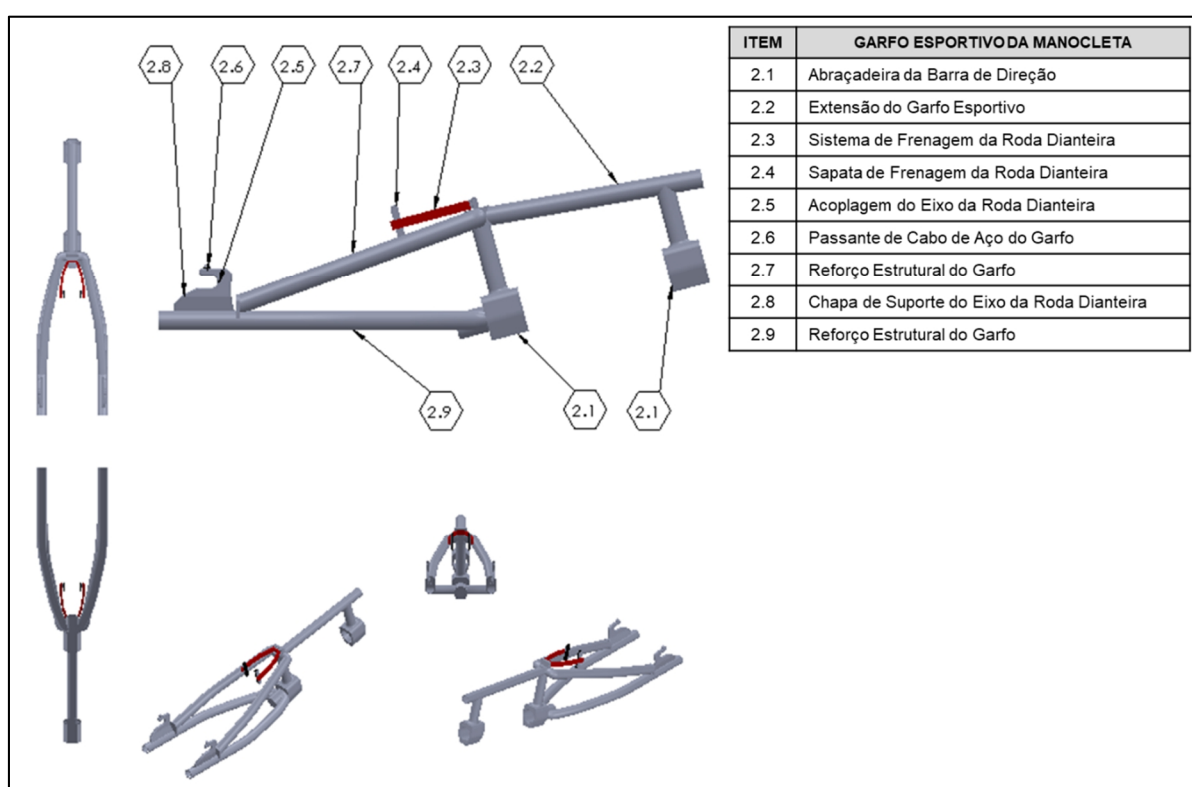


Figura 5.94 – Desenho detalhado do garfo esportivo da Manocleta de Corrida.

O rodante dianteiro é responsável pela impulsão da manocleta pela transmissão de torque da manivelagem. Por isso, em seu eixo de transmissão podem ser acopladas as catracas dentadas que criam a dinâmica de distribuição do momento da força em conjunto com a coroa dentada na manivela. A diferença de diâmetro entre estes componentes estabelece o jogo de transmissão de força, em função das suas rotações individuais. Enquanto isso os rodantes traseiros giram livremente.

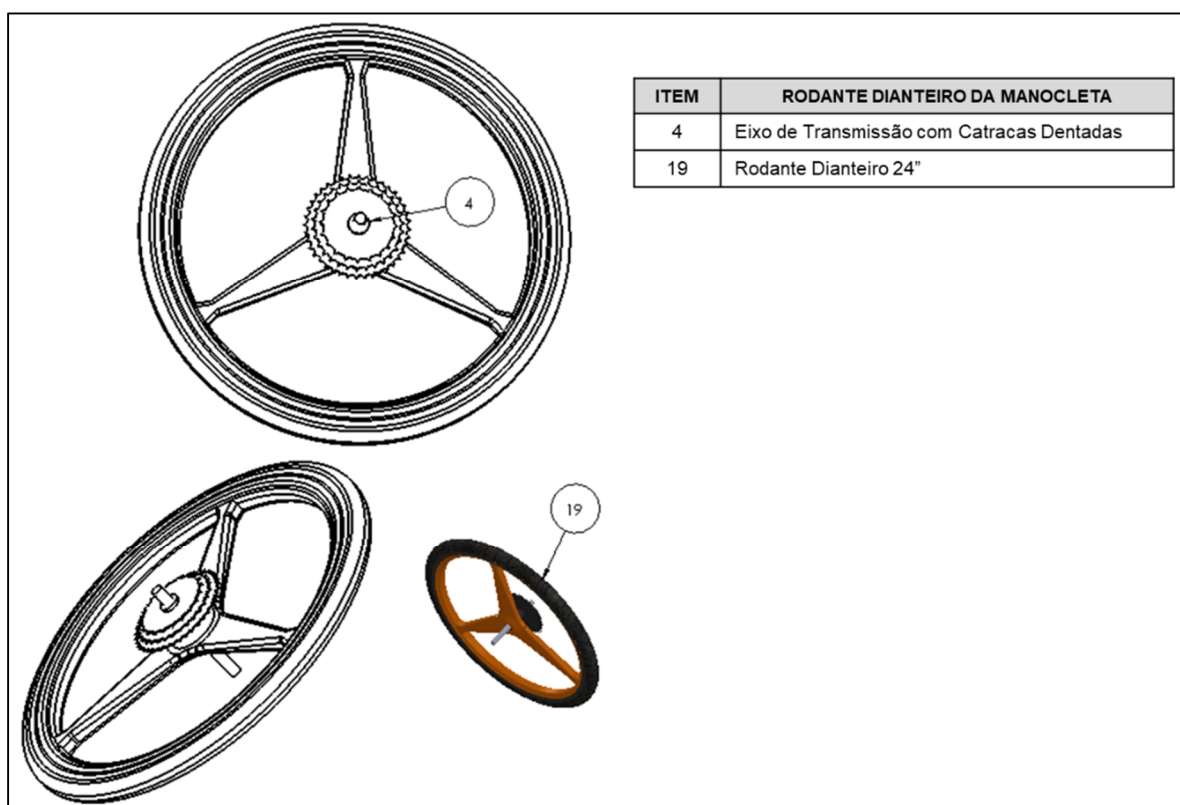


Figura 5.95 – Desenho detalhado do rodante dianteiro da Manocleta de Corrida.

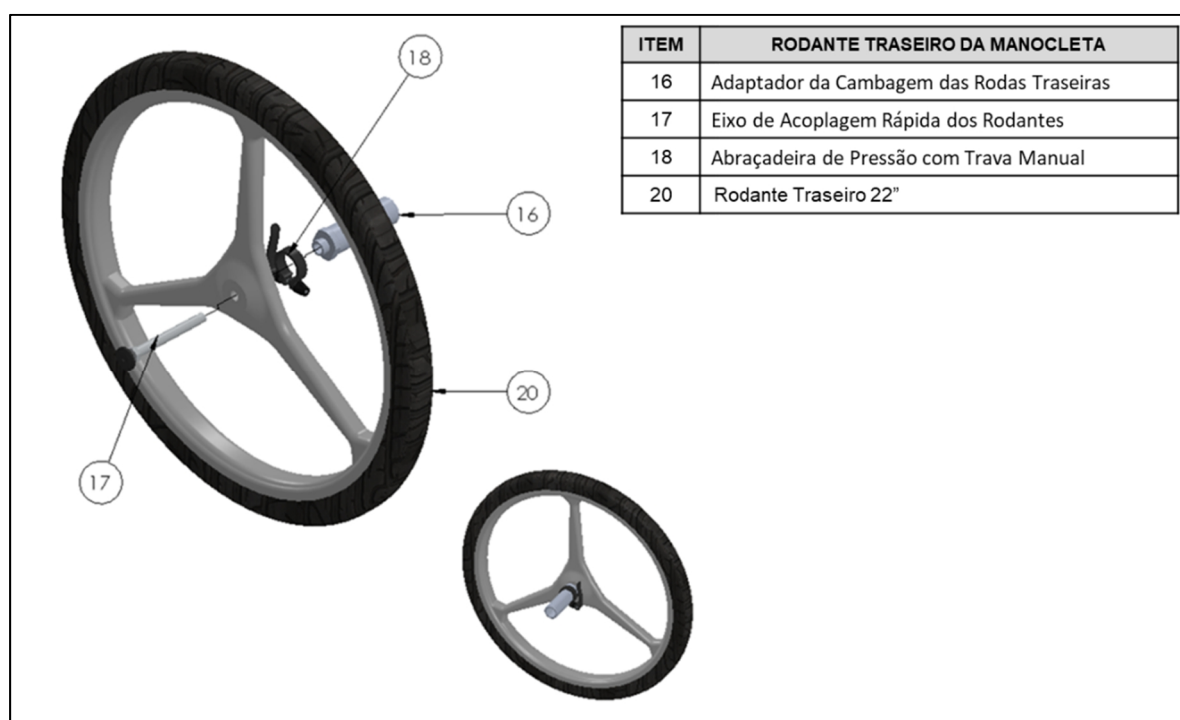


Figura 5.96 – Desenho detalhado do rodante traseiro da Manocleta de Corrida.

Os demais componentes da manocleta podem ser elencados em caixa de direção que pode ser obtida comercialmente, manivela de propulsão, manopla de propulsão, dispositivo regular de altura da manopla de propulsão, haste guia dos cabos e o apoio dos pés e para-choque frontal, conforme ilustra a fig. 5.97.

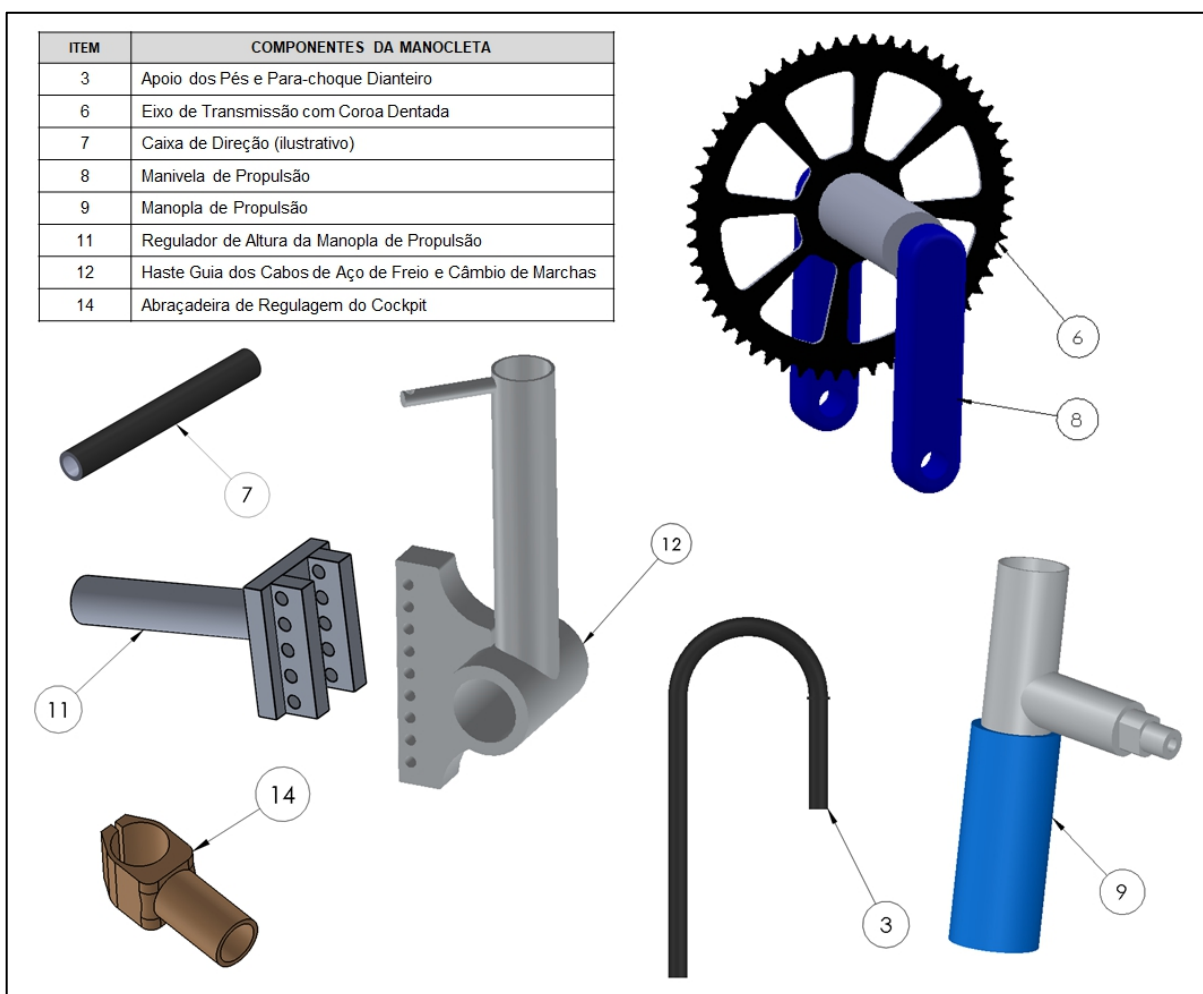


Figura 5.97 – Componentes de montagem da Manocleta de Corrida.

A manocleta de ciclismo possui dispositivos de montagem ajustáveis, que permitem configurações personalizáveis de acordo com a necessidade ou desejo do usuário. Estes recursos dão uma ajustabilidade permanente nos componentes que exercem função ergonômica importante na manocleta.

A fig. 5.98 ilustra estes dispositivos na manocleta de corrida. Podem ser ajustados conforme a necessidade do usuário – o alcance manual das manoplas em função do comprimento dos seus braços, a altura das manoplas em função da topografia do seu tronco ou da posição configurada do assento, o alcance e a inclinação dos apoios dos pés em função

do comprimento de suas pernas ou da profundidade do assento escolhida, e por último, a inclinação e o avanço do *cockpit*, em função da sua antropometria torácica.

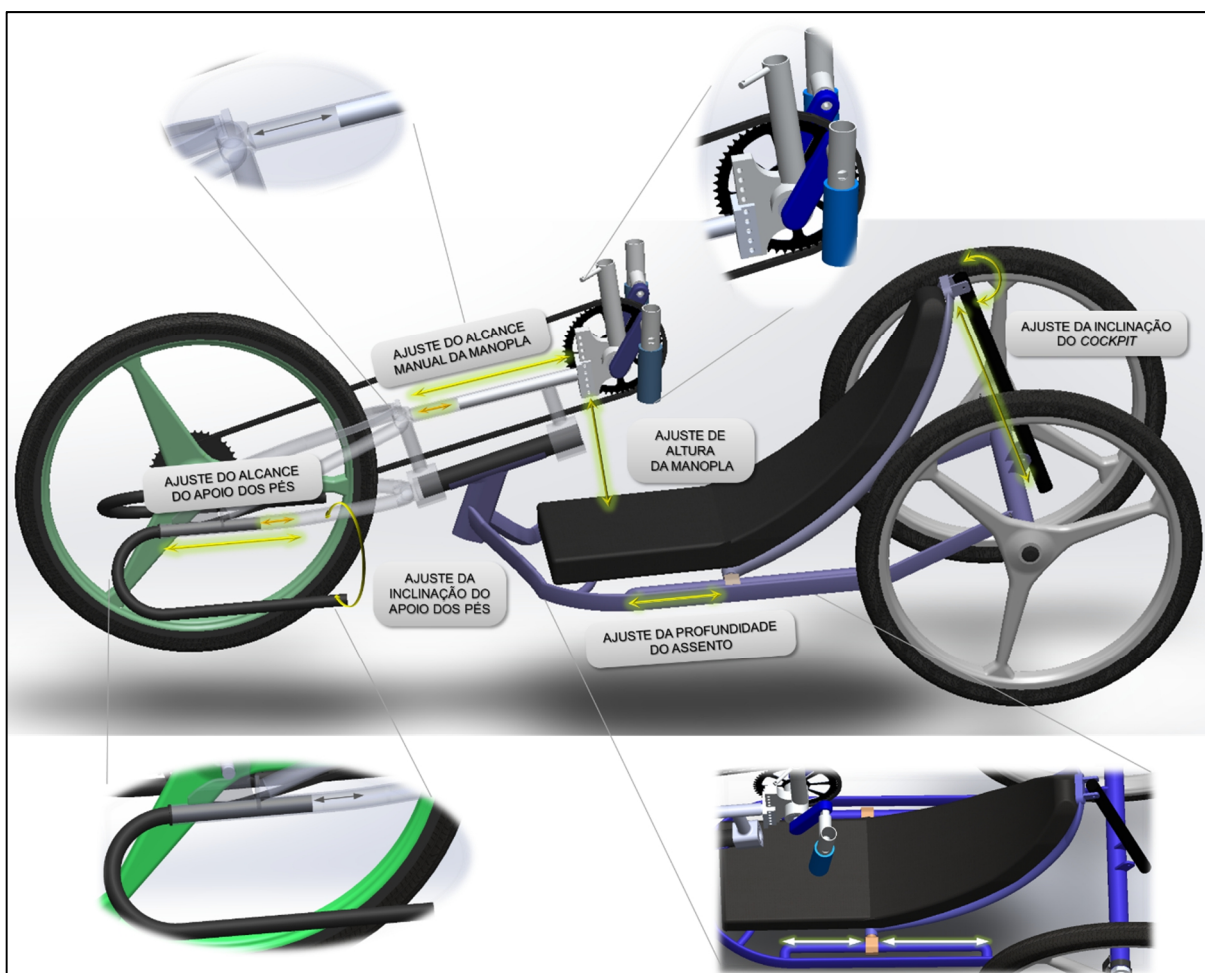


Figura 5.98 – Dispositivos de regulação permanente da Manocleta de Corrida.


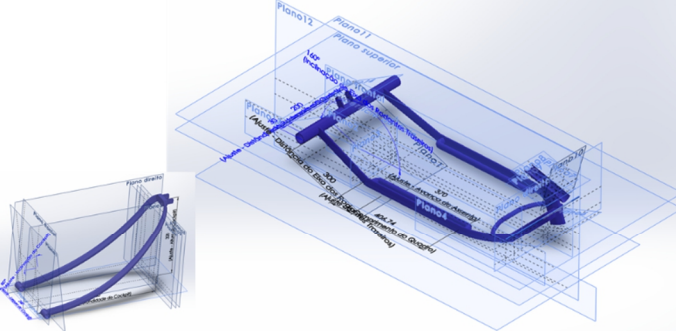
5.10.1 Parametrização da *Handbike* (Manocleta) de Ciclismo

O modelo de *Manocleta de Corrida*, ou *Ciclismo*, também é caracterizado por uma modelagem parametrizada possibilitando ajustes precisos em seu escopo que incorporam as dimensões antropométricas do cliente aos seus contornos estruturais, reproduzindo um modelo personalizado correspondente às expectativas e leituras de cada usuário. Então, este modelo também fornece uma experiência de personalização intrínseca no projeto de Cadeiras de Rodas e Manocletas otimizadas, de forma inovadora, precisa e sistematizada (ver tab. 5.9 e fig. 5.99).

A parametrização e a modelagem do projeto estão intrinsecamente relacionadas. Os contornos modelados na manocleta de corrida têm a função de favorecer a cinesiologia típica desta modalidade, caracterizando um projeto anatomicamente otimizado.

Ressalva-se que o SWCE não compreende o equipamento ideal e especificamente destinado para a personalização de projetos de *handbike* de alto rendimento, apropriados para competições profissionais. Para isto, há outras pesquisas conduzidas no CINTESP.Br dedicadas ao desenvolvimento de um equipamento de prescrição específico. O que se propõe aqui é a incorporação dos dados prescritos para uma versão de *handbike* para o laser e a recreação das pessoas com deficiências de deambulação.

Tabela 5.9 – Parametrização da Manocleta de Corrida.

PARAMETRIZAÇÃO DO PROJETO: Running Handbike (manocleta de corrida)							
ESCOPO	ITEM	DIMENSÃO PARAMETRIZADA	UND	LI	LS	Amplitude Δ	GDL's (Eixo)
Quadro Estrutural e Cockpit	A	Parâmetro da Largura do Quadro Estrutural	cm	25,000	50,000	25,000	Linear ao Eixo X
	B	Parâmetro da Profundidade do Quadro Estrutural	cm	5,000	75,000	70,000	Linear ao Eixo Z
	C	Parâmetro do Avanço do Cockpit	cm	30,000	70,000	40,000	Linear ao Eixo Z
	D	Parâmetro da Distância do Eixo das Rodas Traseiras	cm	45,000	180,000	135,000	Linear ao Eixo Z
	E	Parâmetro da Distância das Rodas Traseiras até o Quadro	cm	20,000	50,000	30,000	Linear ao Eixo X
	F	Parâmetro da Inclinação do Eixo das Rodas Traseiras	grau	0,000	20,000	20,000	Em torno do Eixo X
	G	Parâmetro da Profundidade do Cockpit	cm	5,000	30,000	25,000	Linear ao Eixo Z
	H	Parâmetro da Altura do Cockpit	cm	5,000	15,000	10,000	Linear ao Eixo Y
	I	Parâmetro da Inclinação do Cockpit	grau	25,000	50,000	25,000	Em torno do Eixo X
	J	Parâmetro da Largura do Cockpit	cm	15,000	60,000	45,000	Linear ao Eixo X

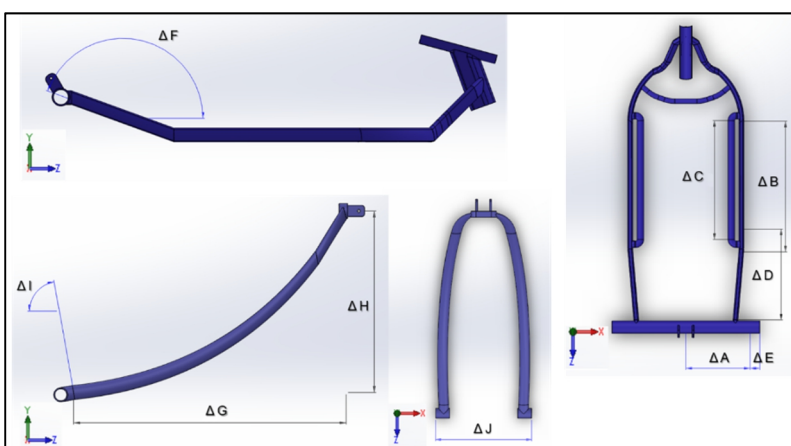


Figura 5.99 – Parametrização do Quadro Estrutural e do Cockpit da Manocleta de Corrida.

A manocleta de corrida é constituída de parâmetros de ajustes de:

- Largura do quadro estrutural (A) compreendendo uma variação de 25 cm;
- Profundidade do quadro (B) compreendendo uma variação de 70 cm;
- Avanço do assento *cockpit* (C) compreendendo uma variação de 40 cm, sendo este responsável pela melhor acomodação das pernas;
- Distância do eixo das rodas traseiras (D), compreendendo uma variação de 135 cm;
- Distância lateral das rodas traseiras até o quadro (E), compreendendo uma variação de 30 cm;
- Inclinação do eixo das rodas traseiras (F), compreendendo uma variação de 20 graus;
- Profundidade do assento do *cockpit* (G), compreendendo uma variação de 25 cm;
- Altura do assento do *cockpit* (H), compreendendo uma variação de 10 cm;
- Inclinação do assento do *cockpit* (I), compreendendo uma variação de 25 graus;
- Largura do assento do *cockpit* (J), compreendendo uma variação de 45 cm.

A parametrização da Manocleta de Corrida, aqui proposta, se limita ao módulo de assento no quadro estrutural e no encosto do *cockpit*, além da posição dos rodantes traseiros. O alcance das pernas até o apoio dos pés e o alcance das mãos até a manivela de propulsão são ajustados por recursos próprios de configuração nestes dispositivos. Como já mostrado anteriormente, o apoio dos pés pode ser regulado devido à sua acoplagem telescópica no garfo esportivo, com uma faixa de variação satisfatória. Da mesma forma, o sistema de manivelagem possui um dispositivo de ajuste de avanço e altura que podem ser configurados conforme o desejo do usuário. Portanto, estes dois aspectos importantes da personalização de Manocletas de Corrida (alcance das pernas e alcance da manivela) possuem ajustabilidade permanente no escopo do projeto.

5.11 AXIOMA DO PARÂMETRO DE AFUNILAMENTO DAS PERNAS PARA AS CADEIRAS DE RODAS MODELADAS

Pode-se observar que o “parâmetro de extensão do afunilamento das coxas e/ou panturrilhas” para todas as cadeiras de rodas modeladas compreende um ajuste angular. Isso devido às condições de desenho técnico mais aplicáveis a estas modelagens. Contudo, no SWCE (equipamento de personalização e prescrição de cadeiras de rodas) este parâmetro é obtido por instrumentação de medida linear. Para implementar um instrumento de medida

angular neste ajuste do equipamento seria necessário adotar um goniômetro ou um transferidor nas hastes desta configuração, provocando uma perda de espaço, ou um conflito com outros ajustes modulares. Portanto, seria uma solução inviável.

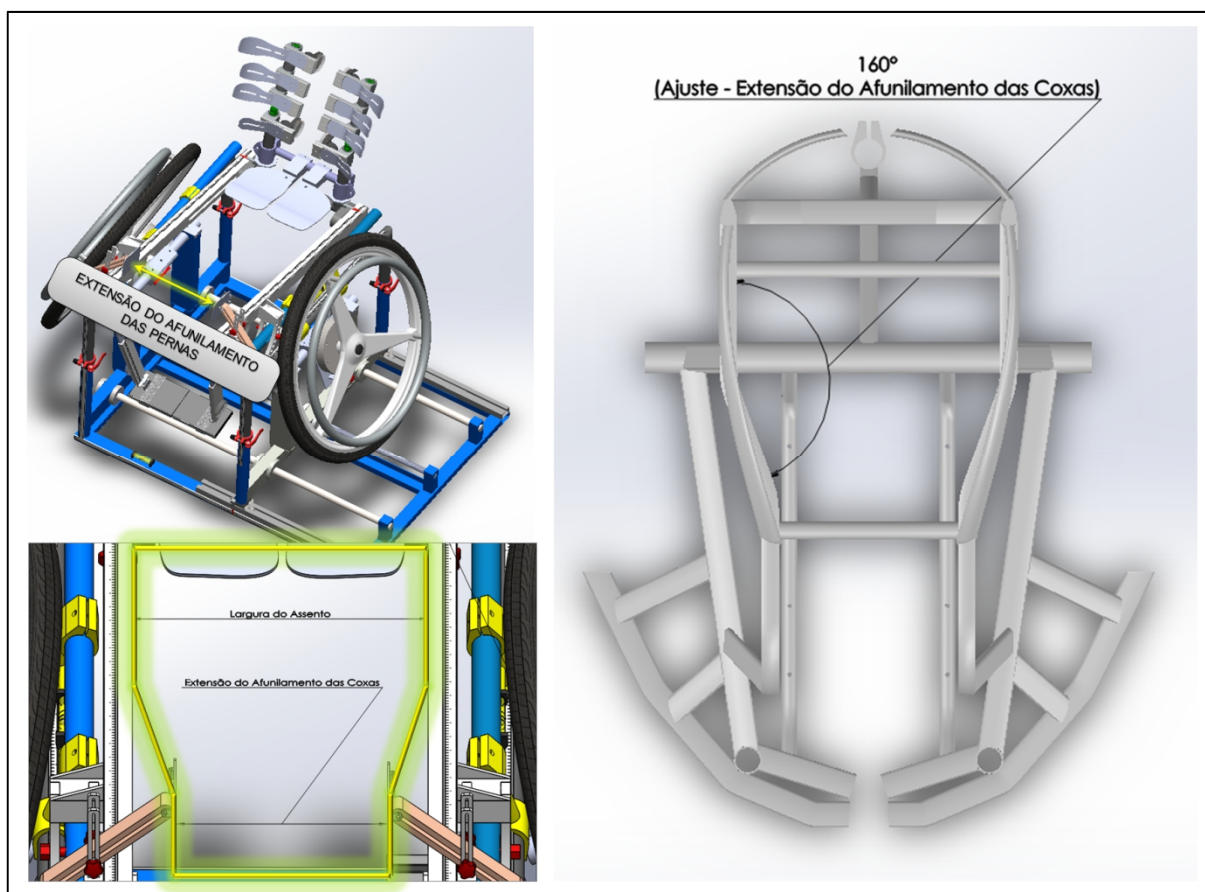


Figura 5.100 – Parâmetro Angular de Ajuste da Extensão de Afunilamento das Coxas e Panturrilhas.

Na fig. 5.100 o ajuste da extensão do afunilamento das pernas é destacado, no equipamento de personalização e na cadeira de rodas parametrizada.

Para resolver este problema foi proposto um sistema de afunilamento que mede o espaço de ocupação das pernas adjuntas do cadeirante avaliado, a partir dos seus joelhos unidos. A distância linear desta ocupação corresponde à distância entre as colunas de apoio das pernas no assento nas cadeiras de rodas, após a dobra das articulações.

Deste modo, para estabelecer uma correlação orgânica e funcional entre a capacidade de mensuração do equipamento (SWCE) e a necessidade de parametrização nas cadeiras de rodas modeladas para este ajuste especificamente, é necessário desenvolver um axioma matemático que normalize a condição. Este axioma deve ser aplicável a todos os modelos parametrizados (ver fig. 5.101).

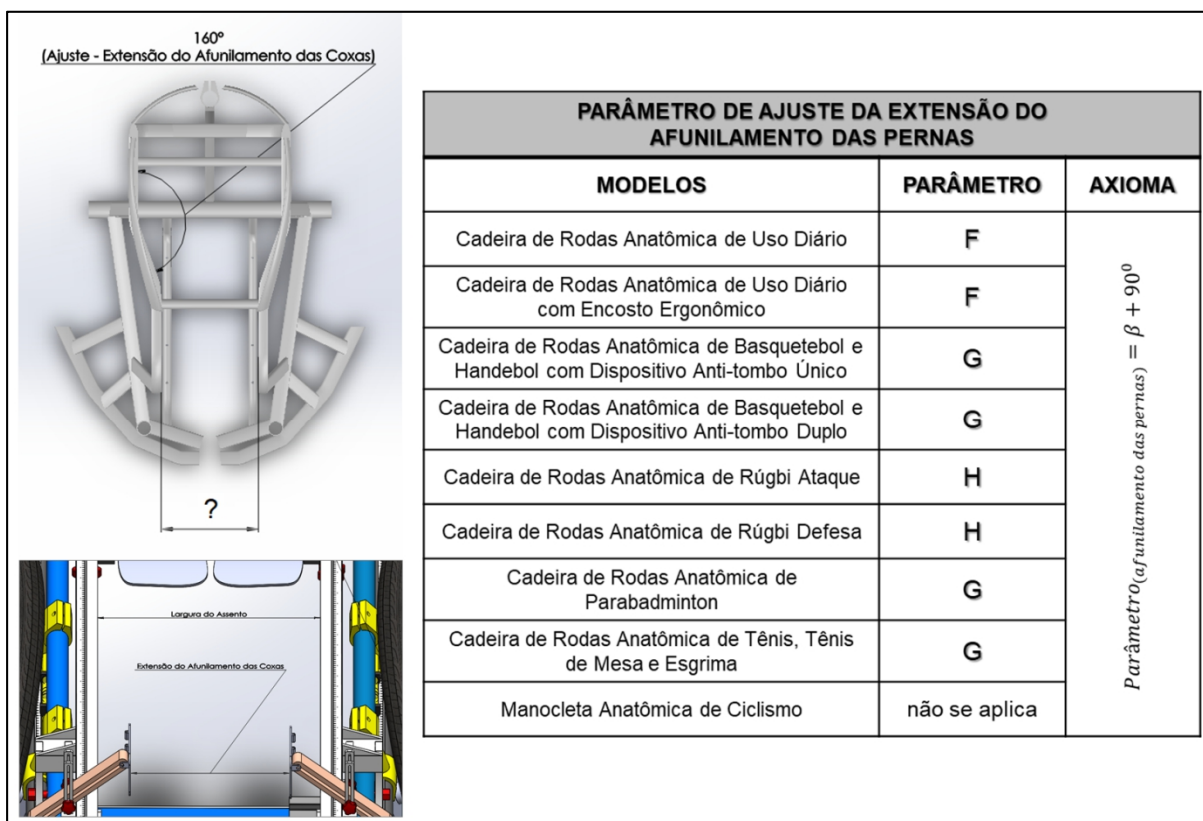


Figura 5.101 – Condição de correlação entre o parâmetro de Ajuste da Extensão de Afunilamento das Pernas no SWCE e nas Cadeiras de Rodas Modeladas.

Analizando a geometria do assento de uma cadeira de rodas modelada parametrizada qualquer, é possível decompor as suas relações trigonométricas (ver fig. 5.102). O ângulo total do respectivo ajuste parametrizado descreve uma seção de 90 graus adicionada de um ângulo β do triângulo retangular desenvolvido a partir do afunilamento das pernas configurado. O parâmetro de profundidade do assento da “cabeça longa do músculo bíceps da coxa” ($\Delta B2$) representa a hipotenusa deste triângulo.

O comprimento do cateto adjacente do ângulo β corresponde ao seno do seu ângulo complementar α (alfa). Portanto, o seno(α) representa o escalonamento (\bar{c}) entre a largura configurada do assento e a largura configurada de ocupação dos joelhos unidos com as pernas adjuntas, do cadeirante avaliado. O comprimento resultante de (\bar{c}) pode ser encontrado pela expressão:

$$\bar{c} = \frac{\bar{A} - \bar{B}}{2} = [cm] \quad (5.1)$$

Assim, o seno do ângulo alfa (α) é obtido da relação deste comprimento (\bar{c}) com a hipotenusa do triângulo retângulo. Então:

$$\text{seno}(\alpha) = \frac{\bar{c}}{B2} = [\text{adimensional}] \quad (5.2)$$

O ângulo (α) é determinado pelo *arco seno* do comprimento de (\bar{c}). É sabido na trigonometria que a soma dos ângulos internos de um triângulo retângulo são sempre iguais a 180° . Se todo triângulo retângulo tem pelo menos um ângulo reto, a soma dos ângulos complementares ($\alpha + \beta$) restantes deve ser igual a 90° . Assim, têm-se as expressões:

$$\alpha = \arcseno\left(\frac{\bar{c}}{B2}\right) = [\text{grau}] \quad (5.3)$$

$$\beta = 180^\circ - (\alpha + 90^\circ) = [\text{grau}] \quad (5.4)$$

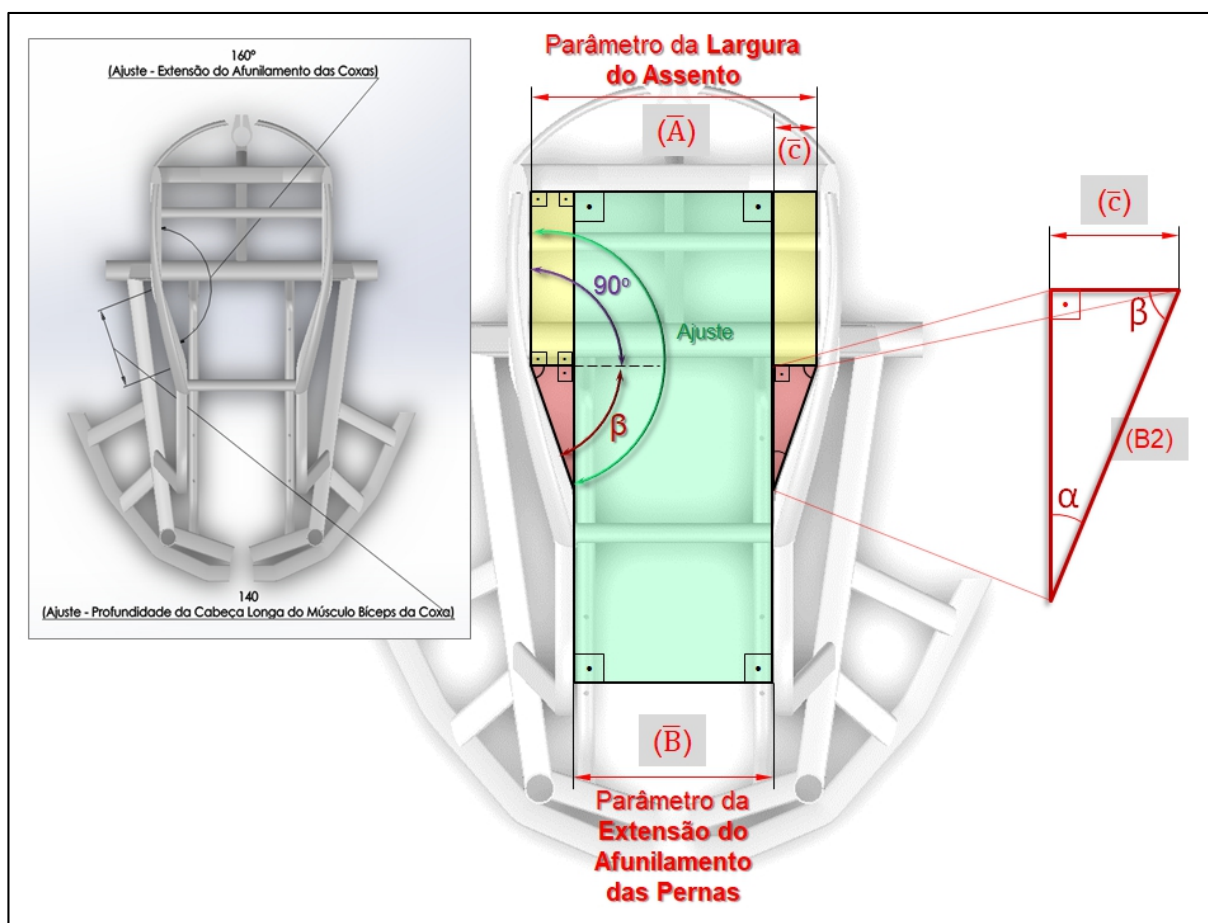


Figura 5.102 – Análise trigonométrica do ajuste angular da Extensão de Afunilamento das Pernas.

Substituindo as eq. (5.2) e (5.3) em 5.4, chega-se a seguinte expressão:

$$\beta = 180^0 - \left\{ \left[\arcseno \left(\frac{\bar{c}}{B2} \right) \right] + 90^0 \right\} = [grau] \quad (5.5)$$

Uma vez que se conheça o valor angular de β é possível dimensionar exatamente o ângulo de parametrização do “ajuste da extensão de afunilamento das pernas” para todas as cadeiras de rodas parametrizadas modeladas. E, portanto, o axioma que normaliza este ajuste parametrizado, correlacionável entre a dimensão linear medida pelo SWCE e o ângulo resultante a ser implementado nas cadeiras de rodas é expresso pela equação 4.6:

$$Ajuste_{(parâmetro\ do\ afunilamento\ das\ pernas)} = \beta + 90^0 = [grau] \quad (5.6)$$

Substituindo a eq. (5.5) em (5.6), tem-se a expressão geral do axioma do ajuste angular da extensão de afunilamento das pernas, para as cadeiras modeladas:

$$Ajuste_{(afunilamento)} = 270^0 - \left\{ \left[\arcseno \left(\frac{\bar{c}}{B2} \right) \right] + 90^0 \right\} = [grau] \quad (5.7)$$

5.12 MODELAGEM PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

A Análise por Elementos Finitos (FEA – *Finite Element Analysis*) é um método numérico que visa, entre outras funções, analisar o desempenho de determinada estrutura em função das solicitações mecânicas sofridas, como compressão, tração, torção, entre outras. O método pode identificar o nível das tensões equivalentes ao longo da estrutura geométrica analisada, bem como os deslocamentos sofridos.

O material prescrito na geometria para análise foi a *Liga de Alumínio 6061-T6*, bastante empregado na construção de cadeiras de rodas de alto rendimento, e nas indústrias aeronáutica e naval. De acordo com GGDMetals (2019) a *Liga de Alumínio 6061-T6* possui boa resistência mecânica, boa resistência à corrosão, boa conformabilidade, boa dureza, ótima resposta ao polimento, boa impermeabilidade e opacidade, e ainda, médio favorecimento à usinabilidade.

As suas propriedades mecânicas mais pertinentes para a análise de elementos finitos estão relacionadas na tab. 5.10, a seguir (ALUMICOPPER, 2019):

Tabela 5.10 – Propriedades Mecânicas do Material Prescrito para Fabricação.

PROPRIEDADES DA LIGA DE ALUMÍNIO 6061-T6 F		
COMPOSIÇÃO QUÍMICA	COMPOSTO	CONCENTRAÇÃO (%)
	Alumínio, Al	Restante
	Magnésio, Mg	0,80
	Silício, Si	0,80
	Ferro, Fe	0,70
	Cobre, Cu	0,40
	Zinco, Zn	0,25
	Titânio, Ti	0,15
	Manganês, Mn	0,15
	Cromo, Cr	0,04
	Densidade	2,75 g/cm ³
	Peso Específico	26 968 N/m ³
	Módulo de Elasticidade	70 000 MPa
	Limite de Escoamento	255 MPa
	Módulo de Rigidez	26 500 MPa
	Resistência à Tração	260 MPa
	Razão de <i>Poisson</i>	0,33
	Alongamento	8 %
	Temperatura de Fusão	580-650 °C
	Dureza <i>Brinell</i>	100 HB

A modelagem estrutural via método de elementos finitos foi realizada utilizando o software *Ansys*. Para tanto, os parâmetros físicos e mecânicos do material prescrito foram inseridos em sua biblioteca. Foram submetidos às análises todos os modelos de cadeiras de rodas parametrizados, bem como, as suas principais peças e componentes que de alguma forma interferem na rigidez estrutural. As condições de contorno requeridas foram planejadas considerando uma condição estática estrutural, e deste modo, os resultados desdobrados estão limitados a este tipo de análise. Não foram consideradas situações de análises modais, transientes e dinâmicas estruturais, uma vez que, estes estudos serão conduzidos em outras pesquisas.

As cargas impostas foram superdimensionadas em todos os casos, submetendo os modelos a níveis de carga da ordem de 180 Kgf.

As simulações foram feitas para os quadros estruturais dos modelos de forma individual, assim como cada um de seus componentes. Os custos computacionais (tempo de simulação, modernização de *hardwares*, horas-máquina, trabalho, energia, entre outros) seriam muito elevados para simulações com as montagens completas dos modelos de cadeiras de rodas anatômicas, otimizadas e parametrizadas.

Por fim, a estratégia de simular as condições de carregamentos sobre as peças isoladamente não compromete a qualidade da análise das tensões e das respostas de rigidez estrutural, além de manterem os custos operacionais mais baixos.

5.12.1 Modelagem por Método de Elementos Finitos da Cadeira de Rodas de Uso Diário

Com as propriedades mecânicas e físicas do material prescrito implementadas na biblioteca de insumos do software, a geometria do quadro estrutural da *Cadeira de Rodas de Uso Diário* foi importada do modelo *CAD* (*Computer Aided Design* – desenho assistido por computador), conforme ilustra a fig. 5.103.

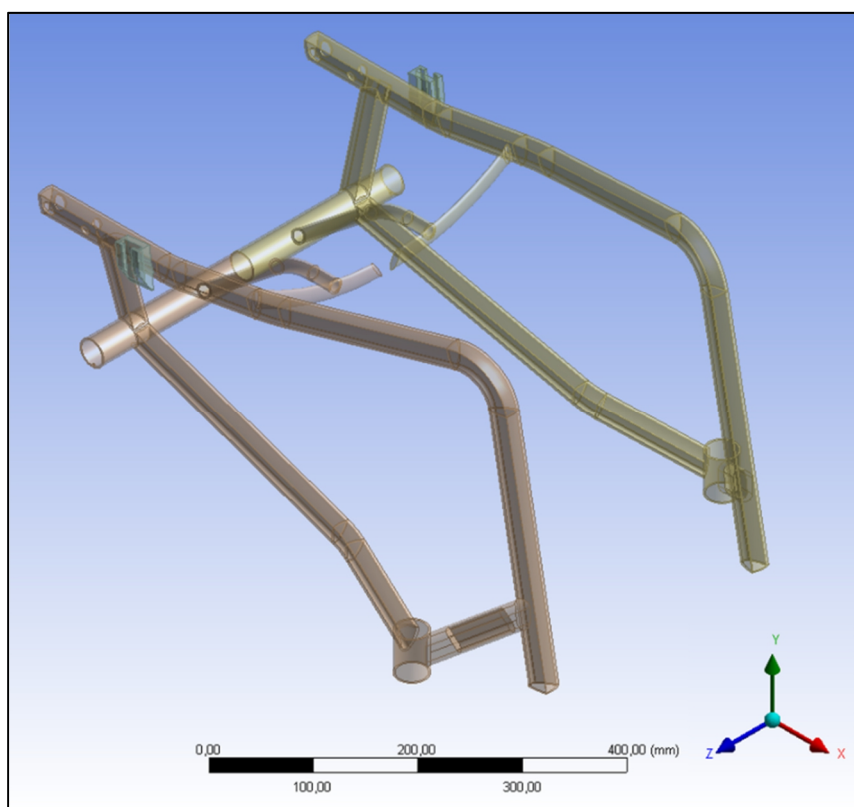


Figura 5.103 – Importação da geometria da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

Com a geometria reconhecida pelo programa, todas as suas topologias foram verificadas e compartilhadas para a geração de malha de elementos. Estas topologias representam as diferenças entre planos e esboços do desenho, além de ressaltos superficiais devido às extrusões, filetes, cordões de soldas ou emendas. A malha de elementos foi configurada para um maior refinamento e padrão de convergência entre os elementos e seus nós. A fig. 5.104 ilustra o resultado da malha gerada para esta geometria.

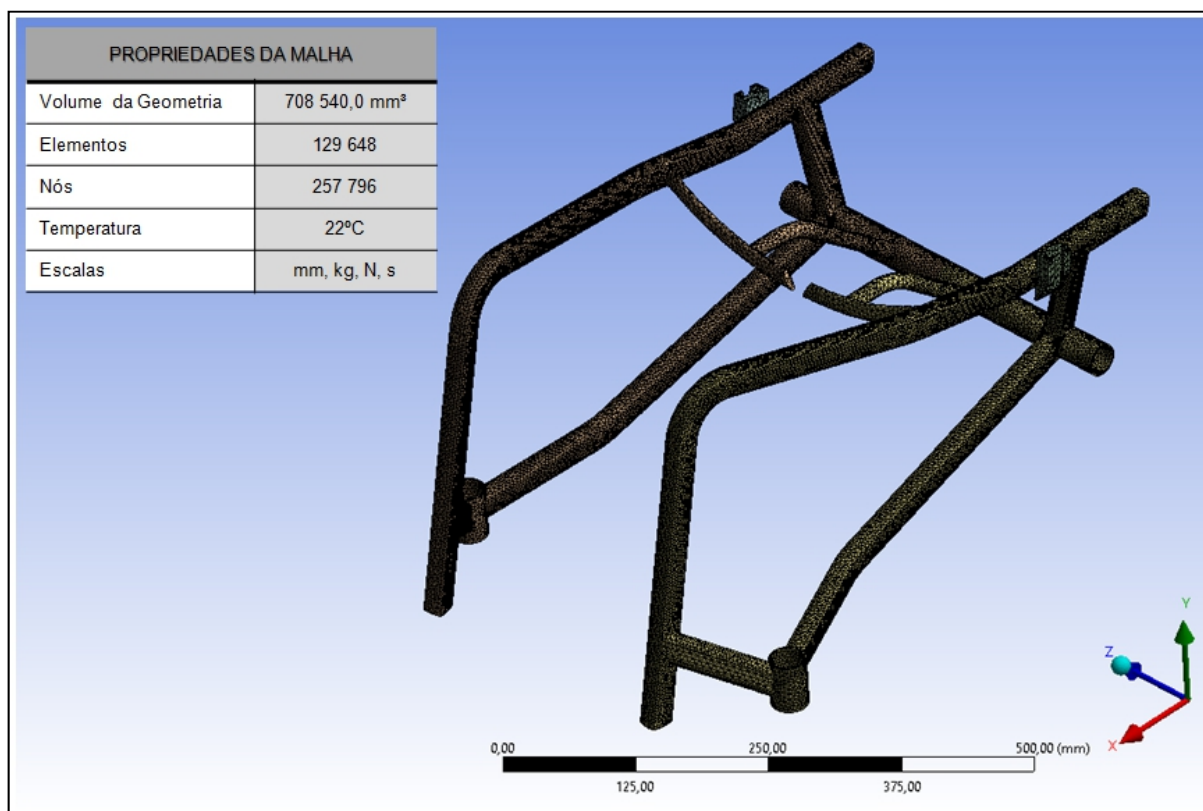


Figura 5.104 – Geração de malha de elementos da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

Buscou-se uma boa convergência de elementos com grande refinamento, com aproximadamente um elemento para cada 5 mm³ de volume da geometria. Essa condição de malha proporciona uma boa análise de tensões, de forma confiável, exata e precisa.

Em seguida foram configuradas as condições de contorno da análise. Foram engastados no quadro estrutural os pontos de acoplamento dos rodantes e rodízios que sustentam a cadeira de rodas sobre a superfície do solo.

Na fig. 5.105, estes pontos estão indicados por setas largas. A carga arbitrária imposta sobre o quadro foi superdimensionada em 200 kgf, como um ponto de massa sobre a superfície que descreve a ocupação do assento. Além do carregamento arbitrário, também foi considerada a força constante gravitacional do planeta a partir do centro de gravidade da geometria.

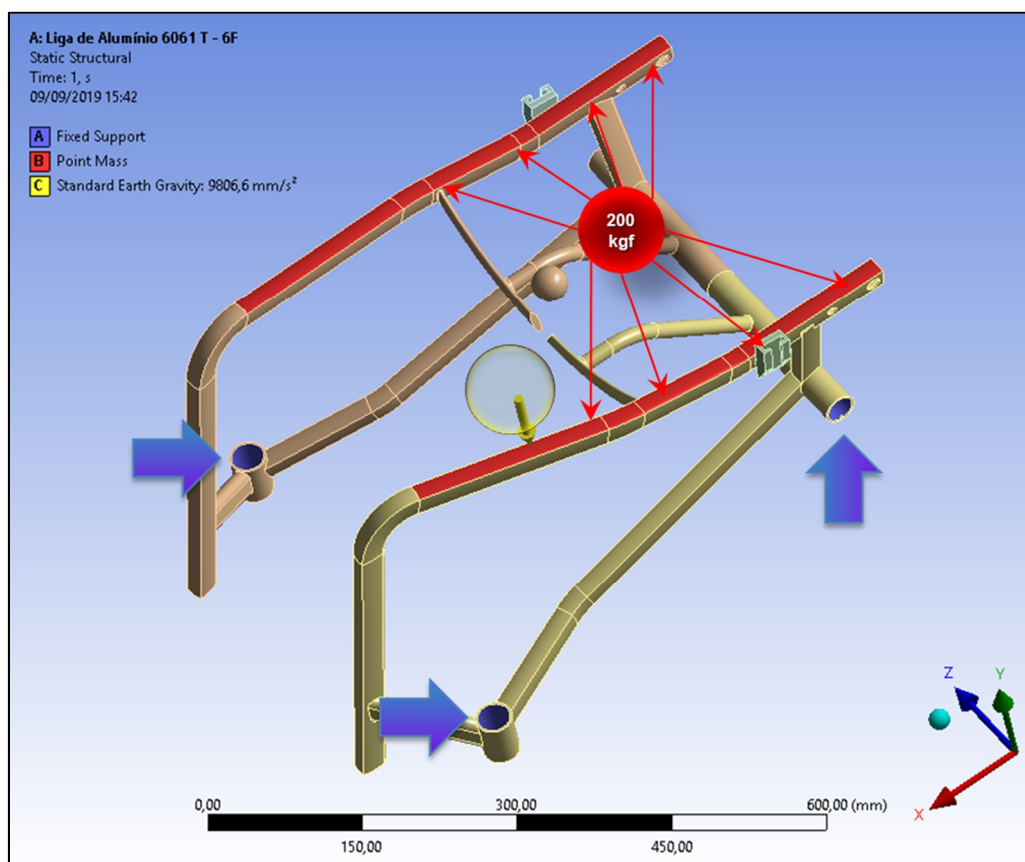


Figura 5.105 – Condições de Contorno e Carregamento da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

Da mesma forma se procedeu com a captura geométrica, a geração de malha e as condições de contorno do encosto da cadeira de rodas, conforme as fig. 5.106, 5.107 e 5.108.

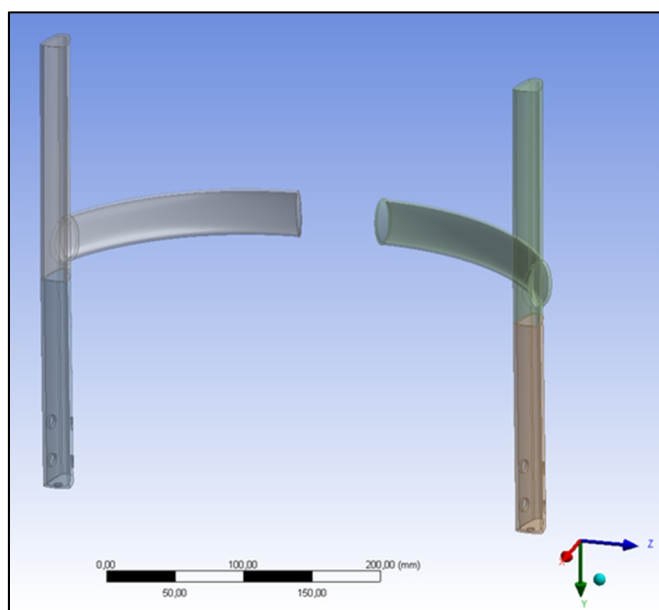


Figura 5.106 – Importação da geometria de Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

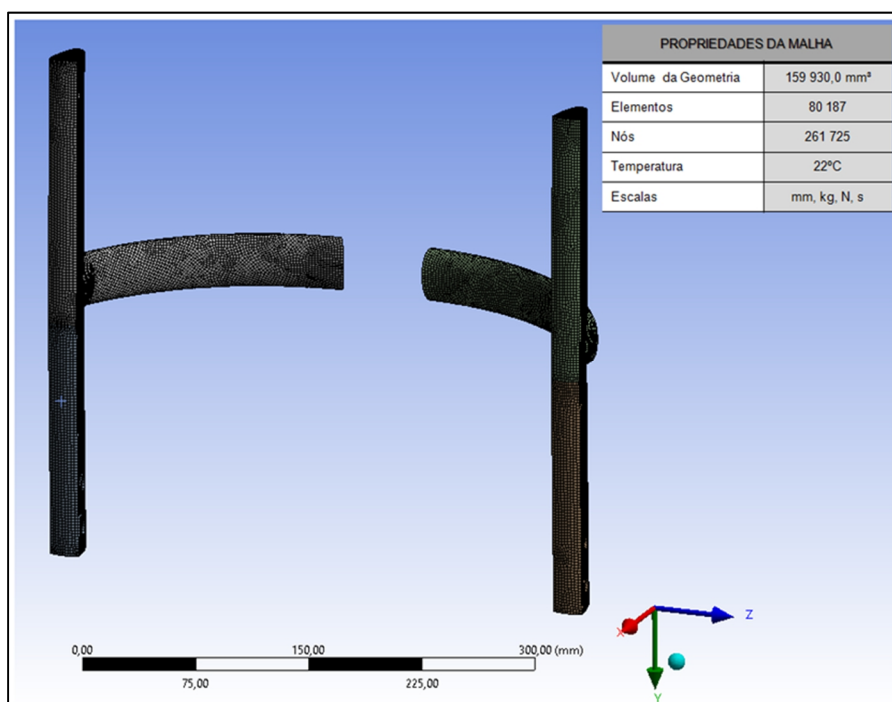


Figura 5.107 – Geração de malha de elementos do Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

Para o Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário houve uma boa convergência de elementos para uma malha bastante refinada. Nas condições de contorno o engastamento foi configurado nos pontos de acoplamento do encosto ao quadro da cadeira. Uma carga arbitrária superdimensionada de 100 kgf foi imposta sobre a superfície de acomodação do encosto.

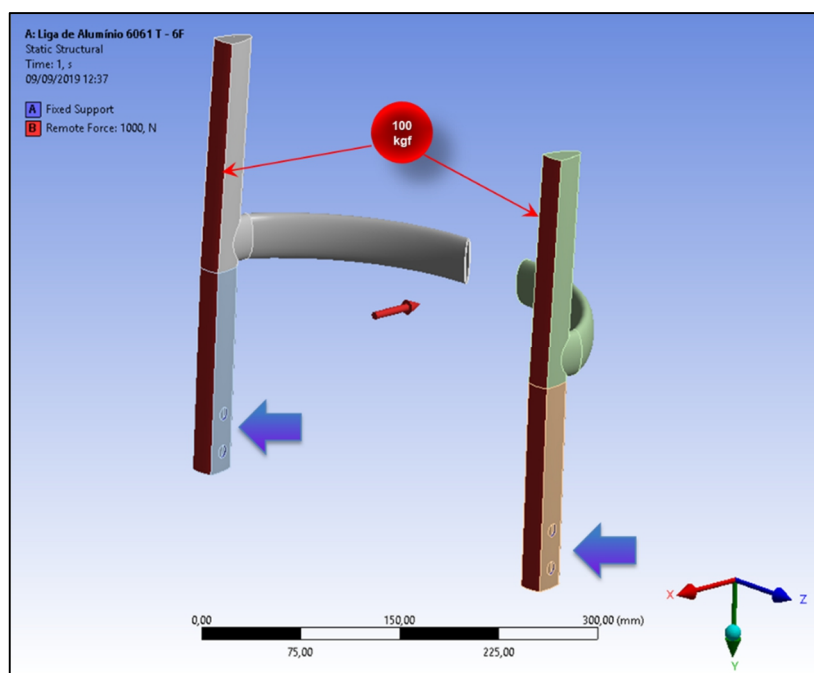


Figura 5.108 – Condições de Contorno e Carregamento do Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

5.12.2 Modelagem por Método de Elementos Finitos da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico

Com as propriedades mecânicas e físicas do material prescrito implementadas na biblioteca de insumos do software, a geometria do quadro estrutural da *Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico* foi importada do modelo CAD (*Computer Aided Design* – desenho assistido por computador), conforme ilustra a fig. 5.109.

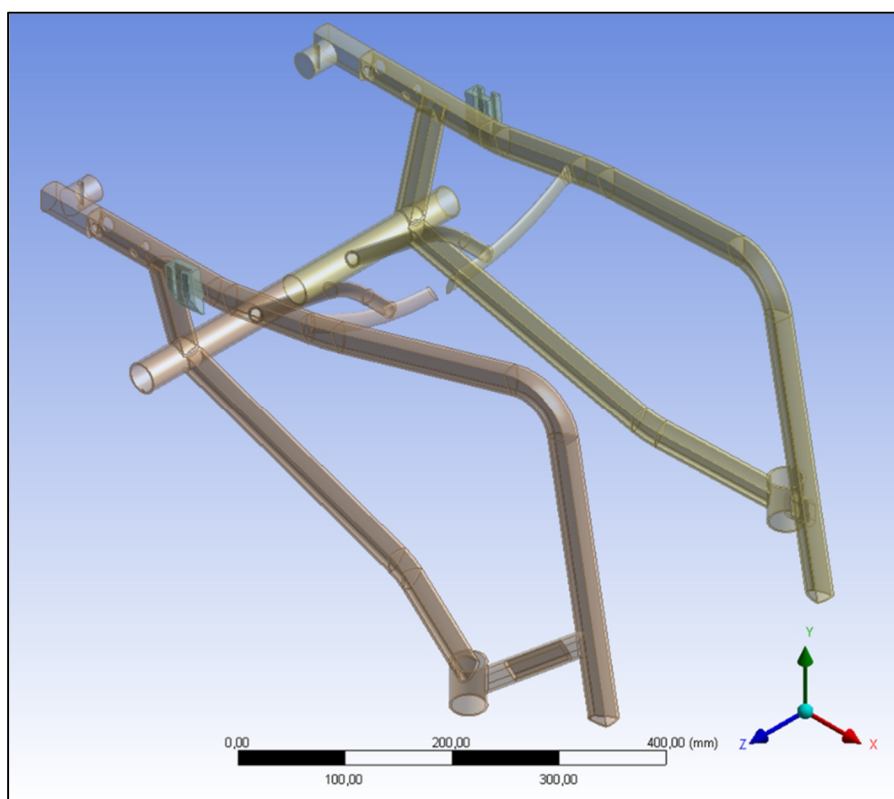


Figura 5.109 – Importação da geometria da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

Com a geometria reconhecida pelo programa, todas as suas topologias foram verificadas e compartilhadas para a geração de malha de elementos. Estas topologias representam as diferenças entre planos e esboços do desenho, além de ressaltos superficiais devido às extrusões, filetes, cordões de soldas ou emendas. A malha de elementos foi configurada para um maior refinamento e padrão de convergência entre os elementos e seus nós. A fig. 5.110 ilustra o resultado da malha gerada para esta geometria.

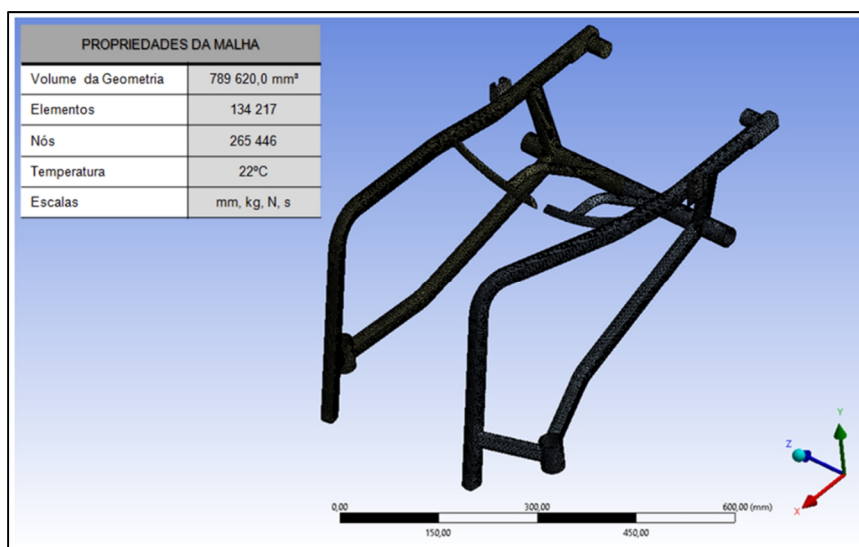


Figura 5.110 – Geração de malha de elementos da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.

Em seguida foram configuradas as condições de contorno da análise. Foram engastados no quadro estrutural os pontos de acoplamento dos rodantes e rodízios que sustentam a cadeira de rodas sobre a superfície do solo. Na fig. 5.111, estes pontos estão indicados por setas largas. A carga arbitrária imposta sobre o quadro foi superdimensionada em 200 kgf, como um ponto de massa sobre a superfície que descreve a ocupação do assento. Além do carregamento arbitrário, também foi considerada a força constante gravitacional do planeta a partir do centro de gravidade da geometria.

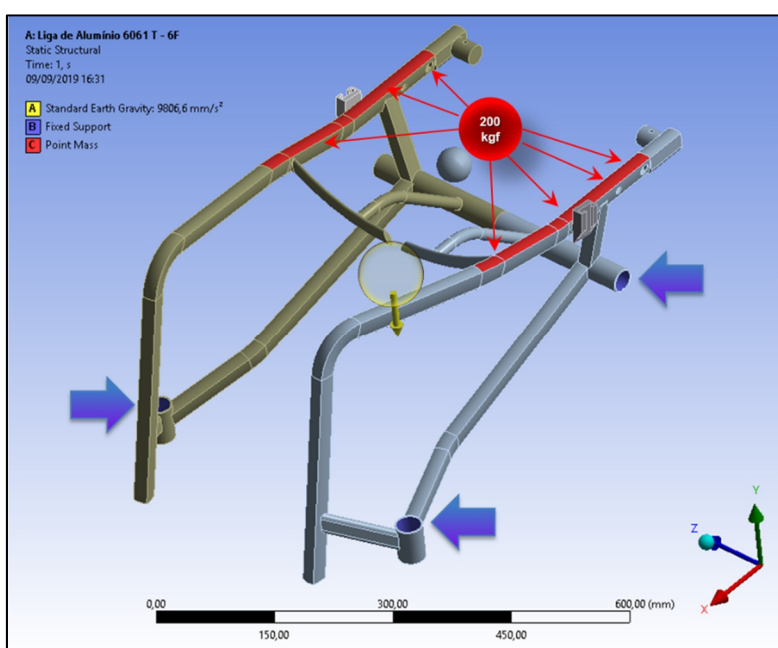


Figura 5.111 – Condições de Contorno e Carregamento da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.

Da mesma forma se procedeu com a captura geométrica, a geração de malha e as condições de contorno do encosto ergonômico da cadeira de rodas, conforme as fig. 5.112, 5.113 e 5.114.

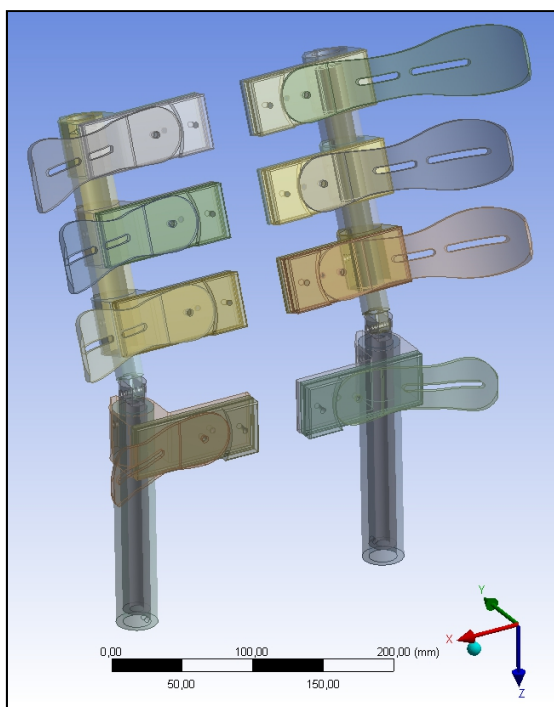


Figura 5.112 – Importação da geometria de Encosto Ergonômico da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

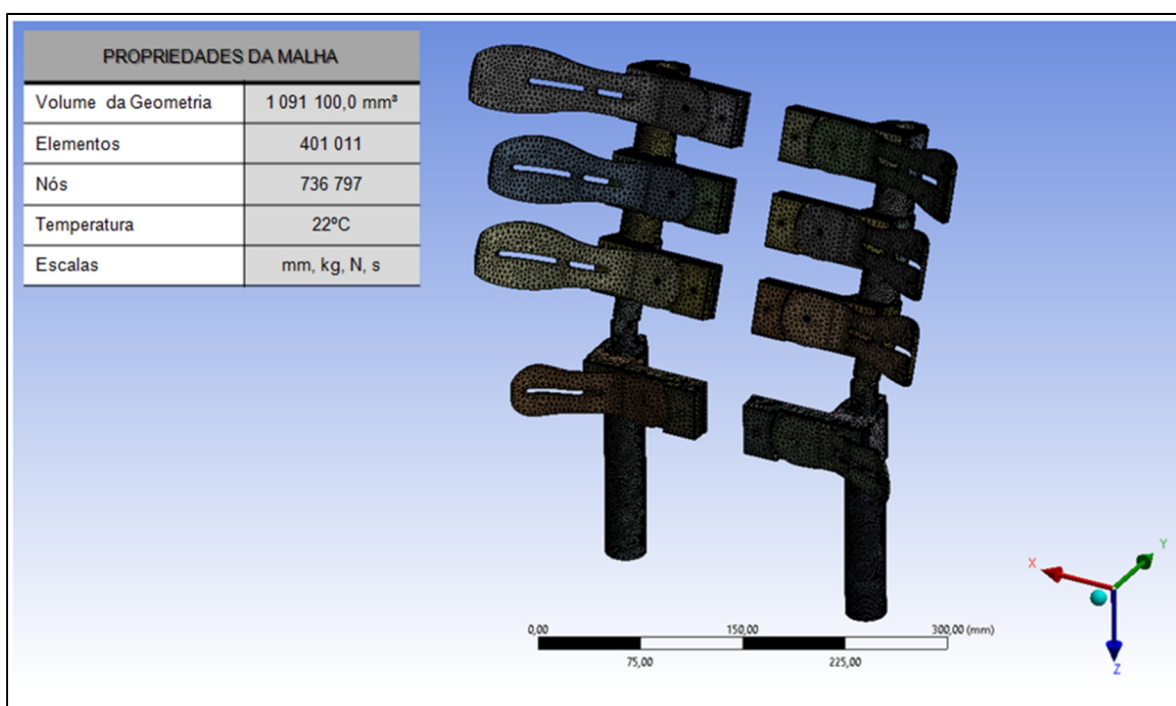


Figura 5.113 – Geração de malha de elementos do Encosto Ergonômico da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

Para o Encosto Ergonômico da Cadeira de Rodas de Uso Diário houve uma boa convergência de elementos para uma malha bastante refinada.

Nas condições de contorno o engastamento foi configurado nos pontos de acoplamento do encosto ao quadro da cadeira. Uma carga arbitrária superdimensionada de 50 kgf foi imposta sobre a superfície de acomodação do encosto.

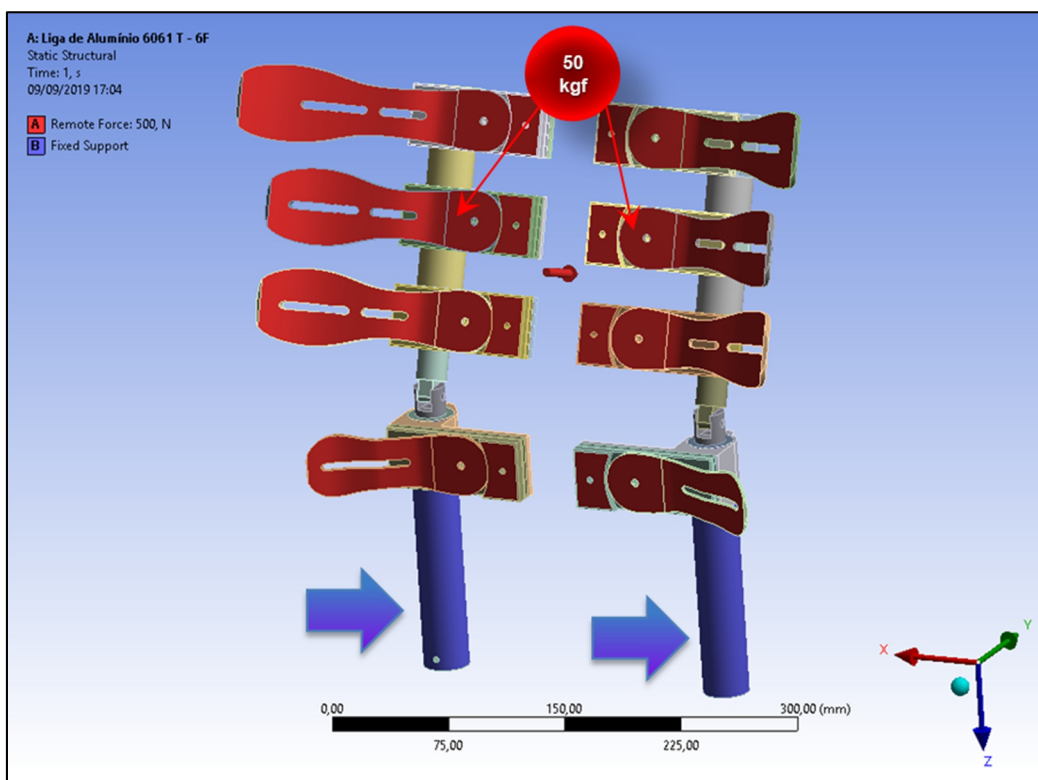


Figura 5.114 – Condições de Contorno e Carregamento do Encosto Ergonômico da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

5.12.3 Modelagem por Método de Elementos Finitos da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol

Com as propriedades mecânicas e físicas do material prescrito implementadas na biblioteca de insumos do software, a geometria do quadro estrutural da *Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol* foi importada do modelo CAD (*Computer Aided Design* – desenho assistido por computador), conforme ilustra a fig. 5.115.

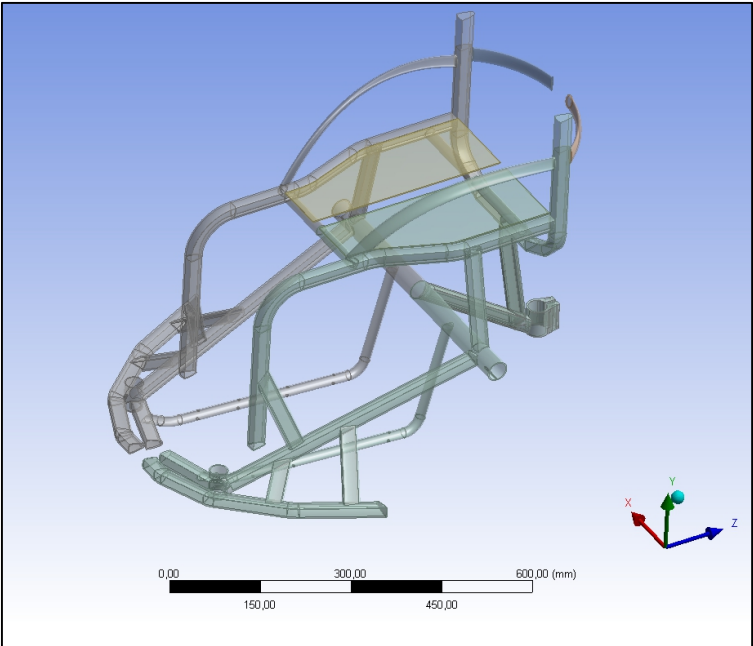


Figura 5.115 – Importação da geometria da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.

Com a geometria reconhecida pelo programa, todas as suas topologias foram verificadas e compartilhadas para a geração de malha de elementos. Estas topologias representam as diferenças entre planos e esboços do desenho, além de ressaltos superficiais devido às extrusões, filetes, cordões de soldas ou emendas. A malha de elementos foi configurada para um maior refinamento e padrão de convergência entre os elementos e seus nós. A fig. 5.116 ilustra o resultado da malha gerada para esta geometria.

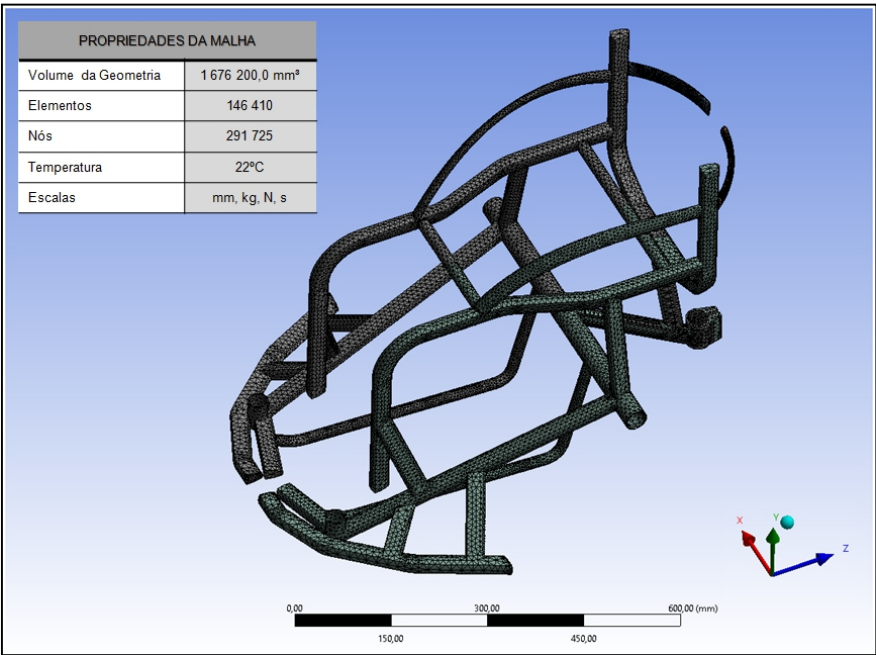


Figura 5.116 – Geração de malha de elementos da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.

Em seguida foram configuradas as condições de contorno da análise. Foram engastados no quadro estrutural os pontos de acoplamento dos rodantes e rodízios que sustentam a cadeira de rodas sobre a superfície do solo. Na fig. 5.117, estes pontos estão indicados por setas largas. A carga arbitrária imposta sobre o quadro foi superdimensionada em 200 kgf, como um ponto de massa sobre a superfície que descreve a ocupação do assento. Além do carregamento arbitrário, também foi considerada a força constante gravitacional do planeta a partir do centro de gravidade da geometria.

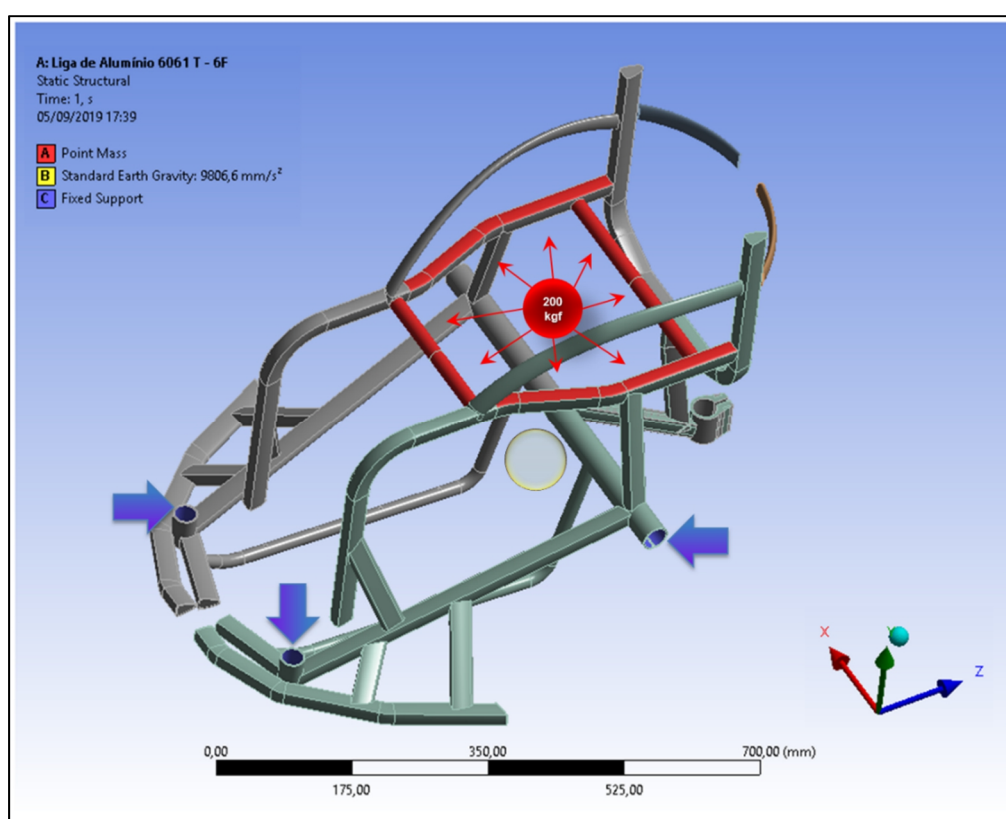


Figura 5.117 – Condições de Contorno e Carregamento da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.

5.12.4 Modelagem por Método de Elementos Finitos da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo

Com as propriedades mecânicas e físicas do material prescrito implementadas na biblioteca de insumos do software, a geometria do quadro estrutural da *Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo* foi importada do modelo CAD (*Computer Aided Design* – desenho assistido por computador), conforme ilustra a fig. 5.118.

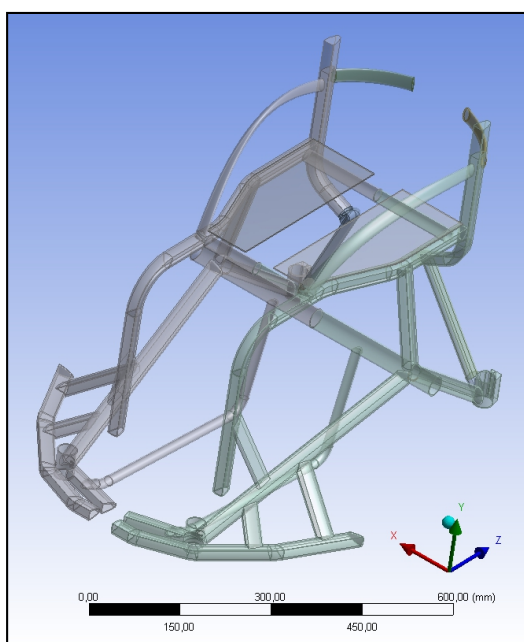


Figura 5.118 – Importação da geometria da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo.

Com a geometria reconhecida pelo programa, todas as suas topologias foram verificadas e compartilhadas para a geração de malha de elementos. Estas topologias representam as diferenças entre planos e esboços do desenho, além de ressaltos superficiais devido às extrusões, filletes, cordões de soldas ou emendas. A malha de elementos foi configurada para um maior refinamento e padrão de convergência entre os elementos e seus nós. A fig. 5.119 ilustra o resultado da malha gerada para esta geometria.

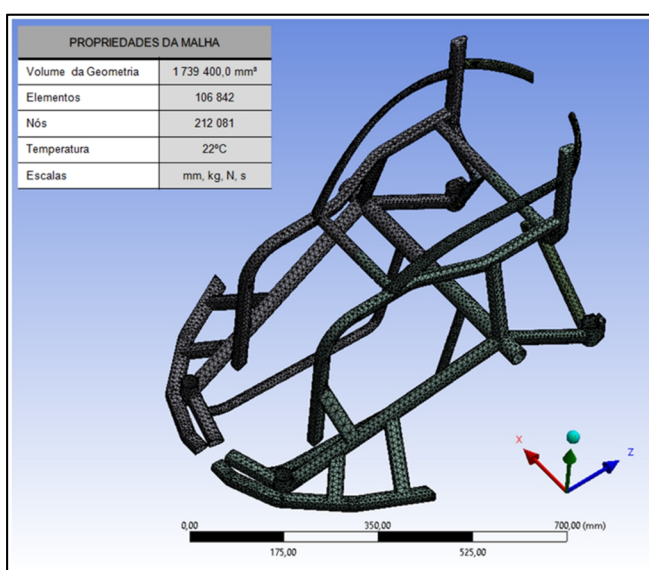


Figura 5.119 – Geração de malha de elementos da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo.

Em seguida foram configuradas as condições de contorno da análise. Foram engastados no quadro estrutural os pontos de acoplamento dos rodantes e rodízios que sustentam a cadeira de rodas sobre a superfície do solo. Na fig. 5.120, estes pontos estão indicados por setas largas. A carga arbitrária imposta sobre o quadro foi superdimensionada em 200 kgf, como um ponto de massa sobre a superfície que descreve a ocupação do assento. Além do carregamento arbitrário, também foi considerada a força constante gravitacional do planeta a partir do centro de gravidade da geometria.

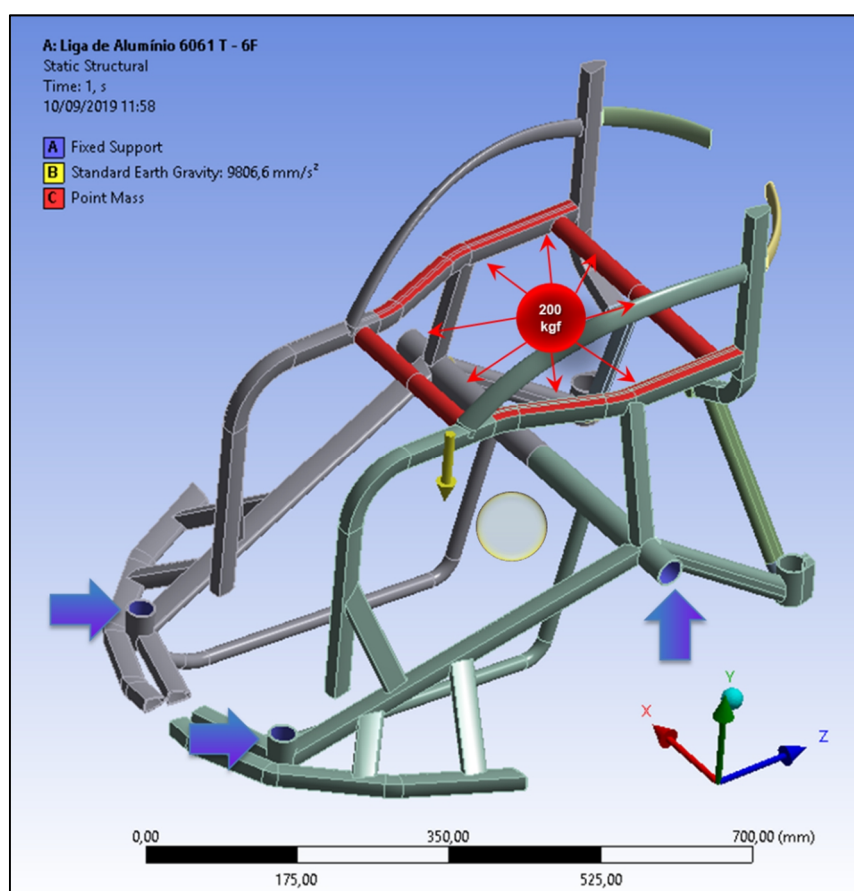


Figura 5.120 – Condições de Contorno e Carregamento da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo.

5.12.5 Modelagem por Método de Elementos Finitos da Cadeira de Rodas de Parabadminton

Com as propriedades mecânicas e físicas do material prescrito implementadas na biblioteca de insumos do software, a geometria do quadro estrutural da *Cadeira de Rodas de*

Parabadminton foi importada do modelo CAD (Computer Aided Design – desenho assistido por computador), conforme ilustra a fig. 5.121.

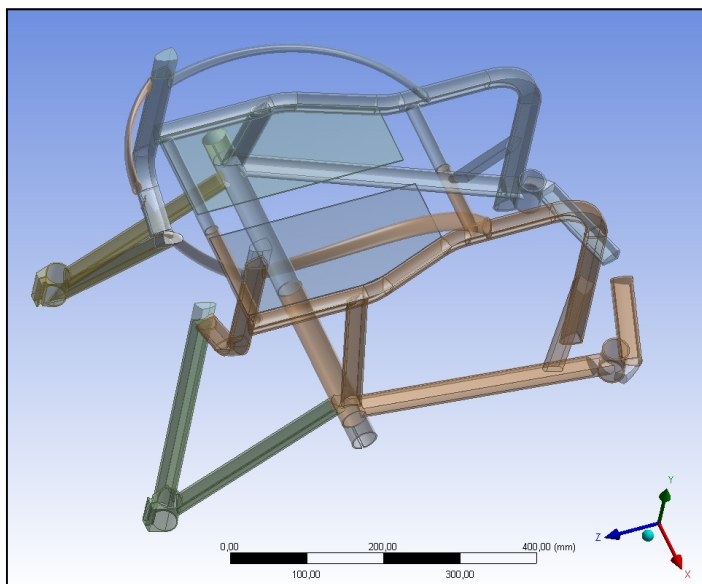


Figura 5.121 – Importação da geometria da Cadeira de Rodas de Parabadminton.

Com a geometria reconhecida pelo programa, todas as suas topologias foram verificadas e compartilhadas para a geração de malha de elementos. Estas topologias representam as diferenças entre planos e esboços do desenho, além de ressaltos superficiais devido às extrusões, filetes, cordões de soldas ou emendas. A malha de elementos foi configurada para um maior refinamento e padrão de convergência entre os elementos e seus nós. A fig. 5.122 ilustra o resultado da malha gerada para esta geometria.

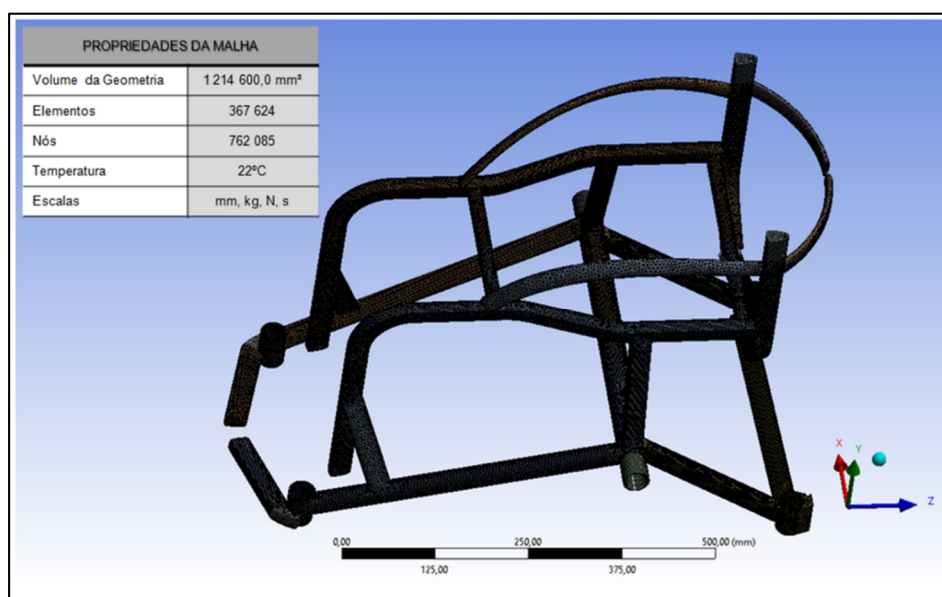


Figura 5.122 – Geração de malha de elementos da Cadeira de Rodas de Parabadminton.

Em seguida foram configuradas as condições de contorno da análise. Foram engastados no quadro estrutural os pontos de acoplamento dos rodantes e rodízios que sustentam a cadeira de rodas sobre a superfície do solo. Na fig. 5.123, estes pontos estão indicados por setas largas. A carga arbitrária imposta sobre o quadro foi superdimensionada em 200 kgf, como um ponto de massa sobre a superfície que descreve a ocupação do assento. Além do carregamento arbitrário, também foi considerada a força constante gravitacional do planeta a partir do centro de gravidade da geometria.

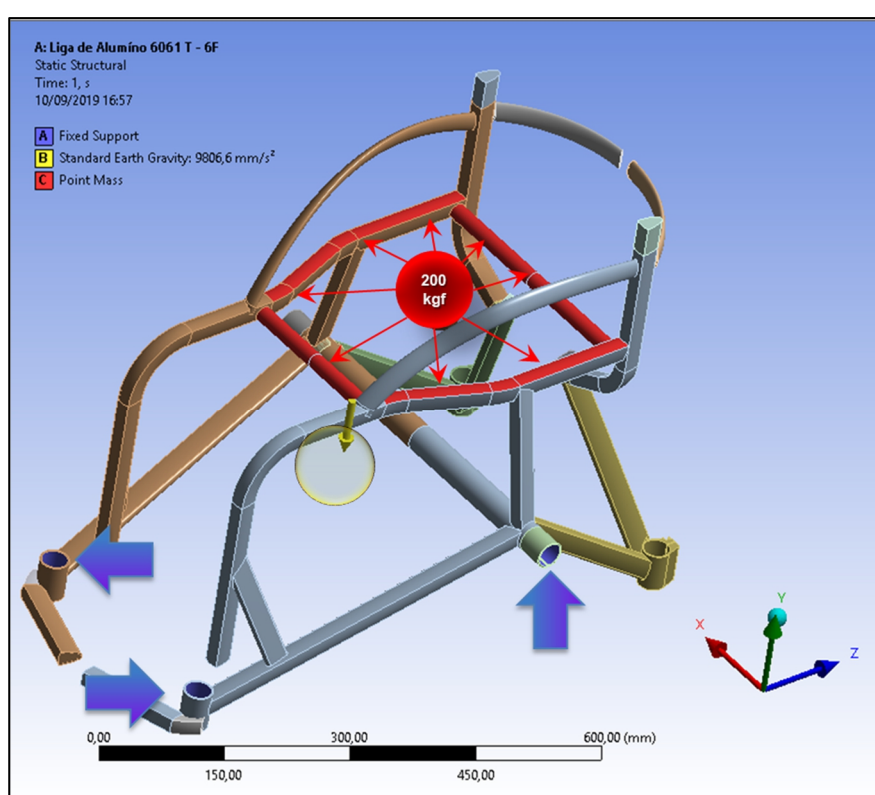


Figura 5.123 – Condições de Contorno e Carregamento da Cadeira de Rodas de Parabadminton.

5.12.6 Modelagem por Método de Elementos Finitos da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque

Com as propriedades mecânicas e físicas do material prescrito implementadas na biblioteca de insumos do software, a geometria do quadro estrutural da *Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque* foi importada do modelo CAD (*Computer Aided Design* – desenho assistido por computador), conforme ilustra a fig. 5.124.

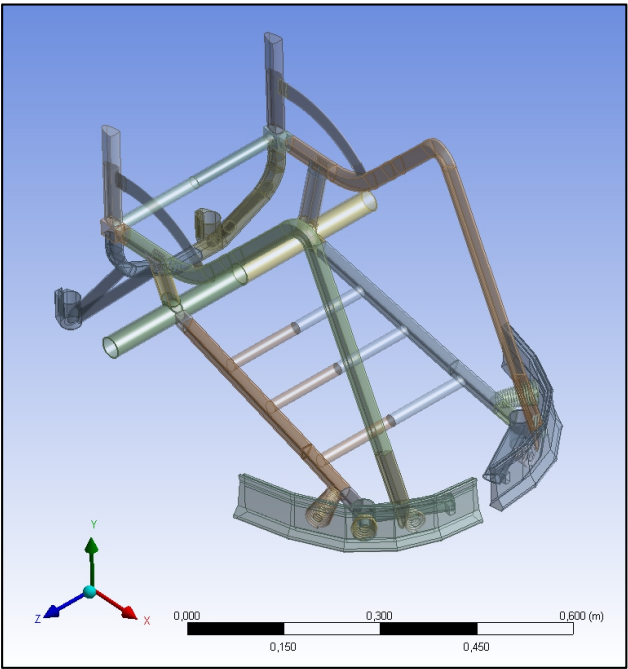


Figura 5.124 – Importação da geometria da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.

Com a geometria reconhecida pelo programa, todas as suas topologias foram verificadas e compartilhadas para a geração de malha de elementos. Estas topologias representam as diferenças entre planos e esboços do desenho, além de ressaltos superficiais devido às extrusões, filetes, cordões de soldas ou emendas. A malha de elementos foi configurada para um maior refinamento e padrão de convergência entre os elementos e seus nós. A fig. 5.125 ilustra o resultado da malha gerada para esta geometria.

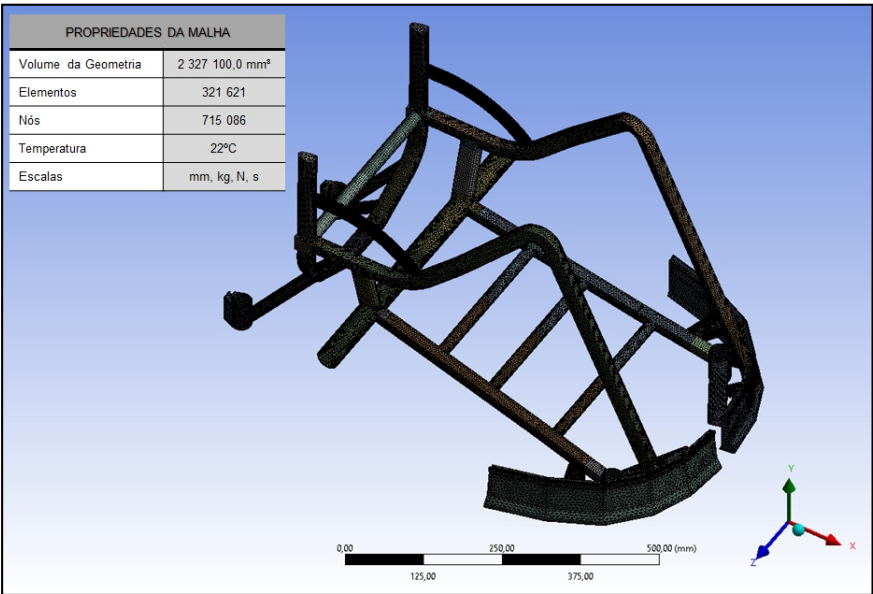


Figura 5.125 – Geração de malha de elementos da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.

Em seguida foram configuradas as condições de contorno da análise. Foram engastados no quadro estrutural os pontos de acoplamento dos rodantes e rodízios que sustentam a cadeira de rodas sobre a superfície do solo. Na fig. 5.126, estes pontos estão indicados por setas largas. A carga arbitrária imposta sobre o quadro foi superdimensionada em 200 kgf, como um ponto de massa sobre a superfície que descreve a ocupação do assento. Além do carregamento arbitrário, também foi considerada a força constante gravitacional do planeta a partir do centro de gravidade da geometria.

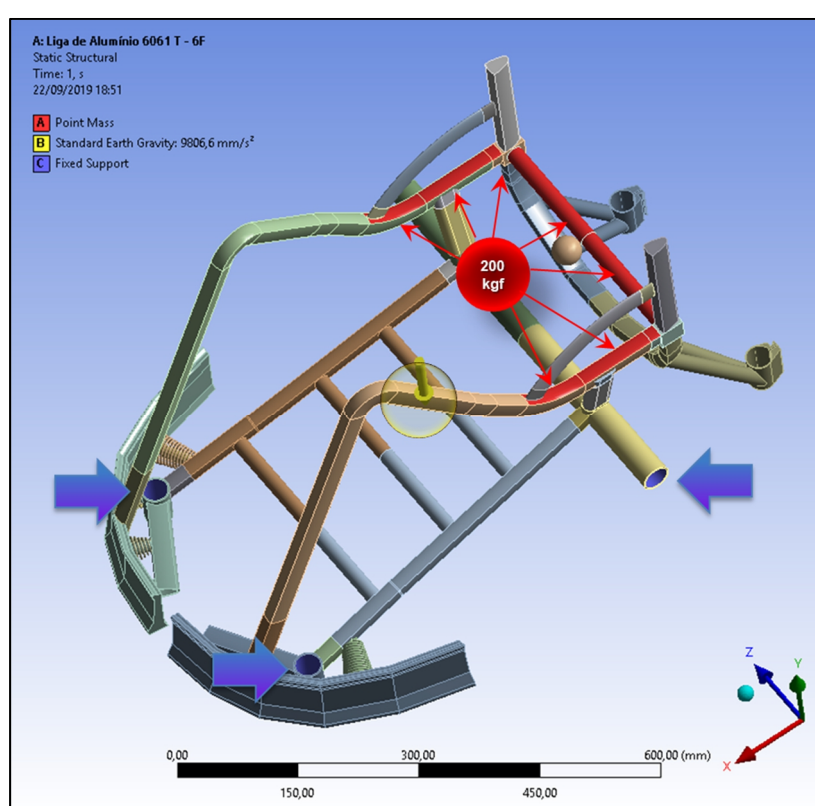


Figura 5.126 – Condições de Contorno e Carregamento da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.

5.12.7 Modelagem por Método de Elementos Finitos da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa

Com as propriedades mecânicas e físicas do material prescrito implementadas na biblioteca de insumos do software, a geometria do quadro estrutural da *Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa* foi importada do modelo CAD (*Computer Aided Design* – desenho assistido por computador), conforme ilustra a fig. 5.127.

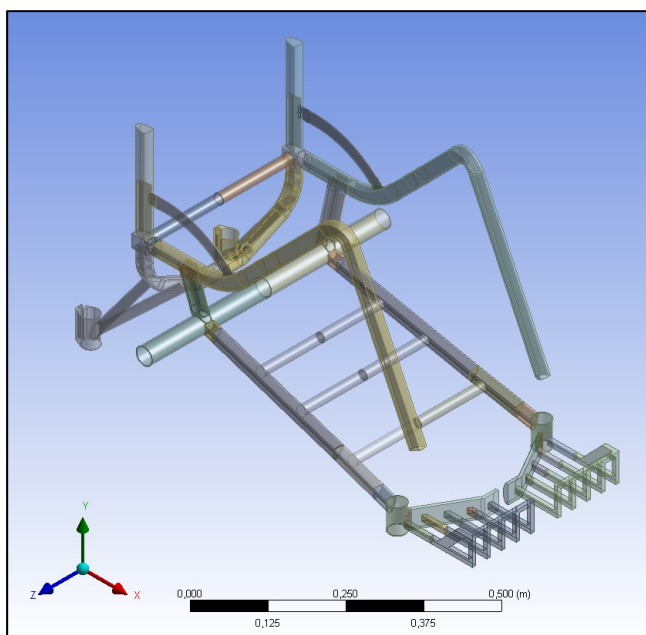


Figura 5.127 – Importação da geometria da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.

Com a geometria reconhecida pelo programa, todas as suas topologias foram verificadas e compartilhadas para a geração de malha de elementos. Estas topologias representam as diferenças entre planos e esboços do desenho, além de ressaltos superficiais devido às extrusões, filetes, cordões de soldas ou emendas. A malha de elementos foi configurada para um maior refinamento e padrão de convergência entre os elementos e seus nós. A fig. 5.128 ilustra o resultado da malha gerada para esta geometria.

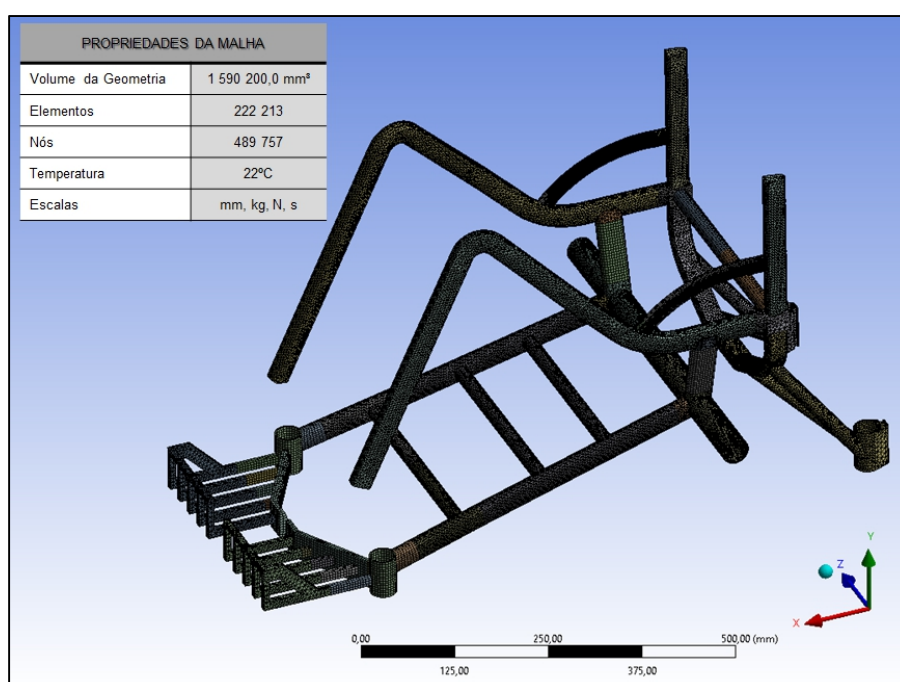


Figura 5.128 – Geração de malha de elementos da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.

Em seguida foram configuradas as condições de contorno da análise. Foram engastados no quadro estrutural os pontos de acoplamento dos rodantes e rodízios que sustentam a cadeira de rodas sobre a superfície do solo. Na fig. 5.129, estes pontos estão indicados por setas largas. A carga arbitrária imposta sobre o quadro foi superdimensionada em 200 kgf, como um ponto de massa sobre a superfície que descreve a ocupação do assento. Além do carregamento arbitrário, também foi considerada a força constante gravitacional do planeta a partir do centro de gravidade da geometria.

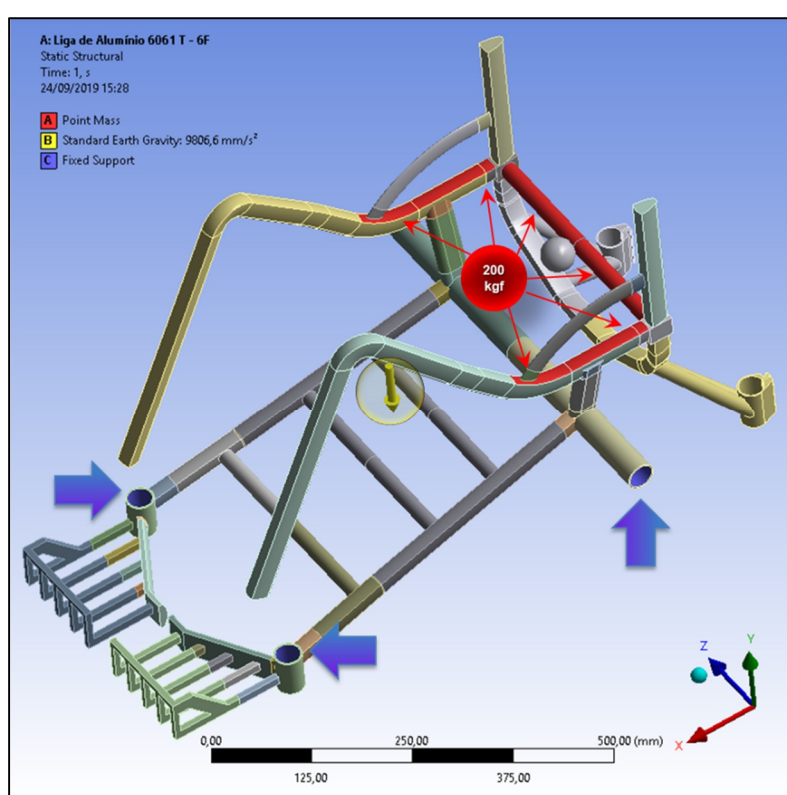


Figura 5.129 – Condições de Contorno e Carregamento da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa.

5.12.8 Modelagem por Método de Elementos Finitos da Cadeira de Rodas de Tênis de Quadra, Tênis de Mesa e Esgrima

Com as propriedades mecânicas e físicas do material prescrito implementadas na biblioteca de insumos do software, a geometria do quadro estrutural da *Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima* foi importada do modelo CAD (*Computer Aided Design* – desenho assistido por computador), conforme ilustra a fig. 5.130.

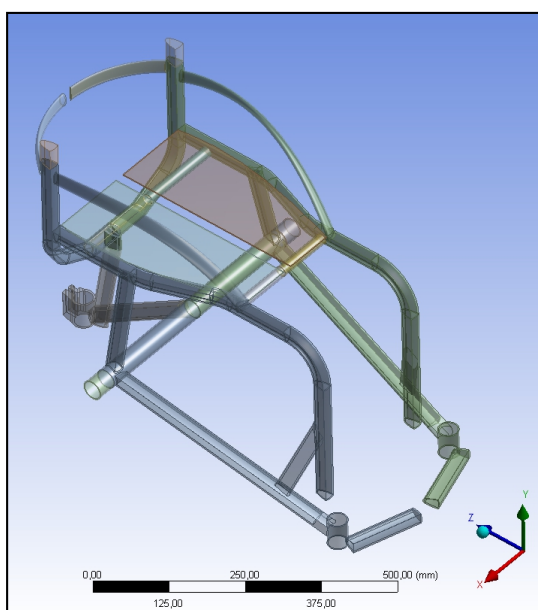


Figura 5.130 – Importação da geometria da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.

Com a geometria reconhecida pelo programa, todas as suas topologias foram verificadas e compartilhadas para a geração de malha de elementos. Estas topologias representam as diferenças entre planos e esboços do desenho, além de ressaltos superficiais devido às extrusões, filetes, cordões de soldas ou emendas. A malha de elementos foi configurada para um maior refinamento e padrão de convergência entre os elementos e seus nós. A fig. 5.131 ilustra o resultado da malha gerada para esta geometria.

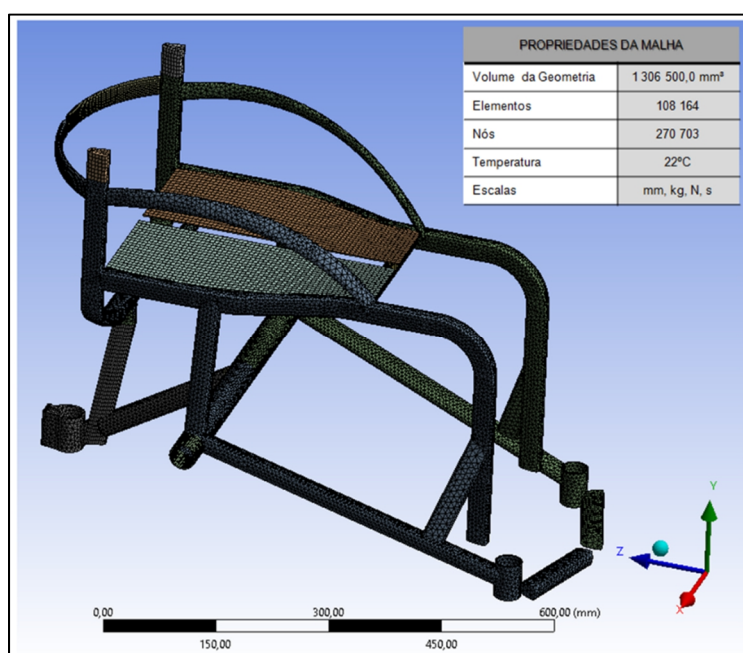


Figura 5.131 – Geração de malha de elementos da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.

Em seguida foram configuradas as condições de contorno da análise. Foram engastados no quadro estrutural os pontos de acoplamento dos rodantes e rodízios que sustentam a cadeira de rodas sobre a superfície do solo. Na fig. 5.132, estes pontos estão indicados por setas largas. A carga arbitrária imposta sobre o quadro foi superdimensionada em 200 kgf, como um ponto de massa sobre a superfície que descreve a ocupação do assento. Além do carregamento arbitrário, também foi considerada a força constante gravitacional do planeta a partir do centro de gravidade da geometria.

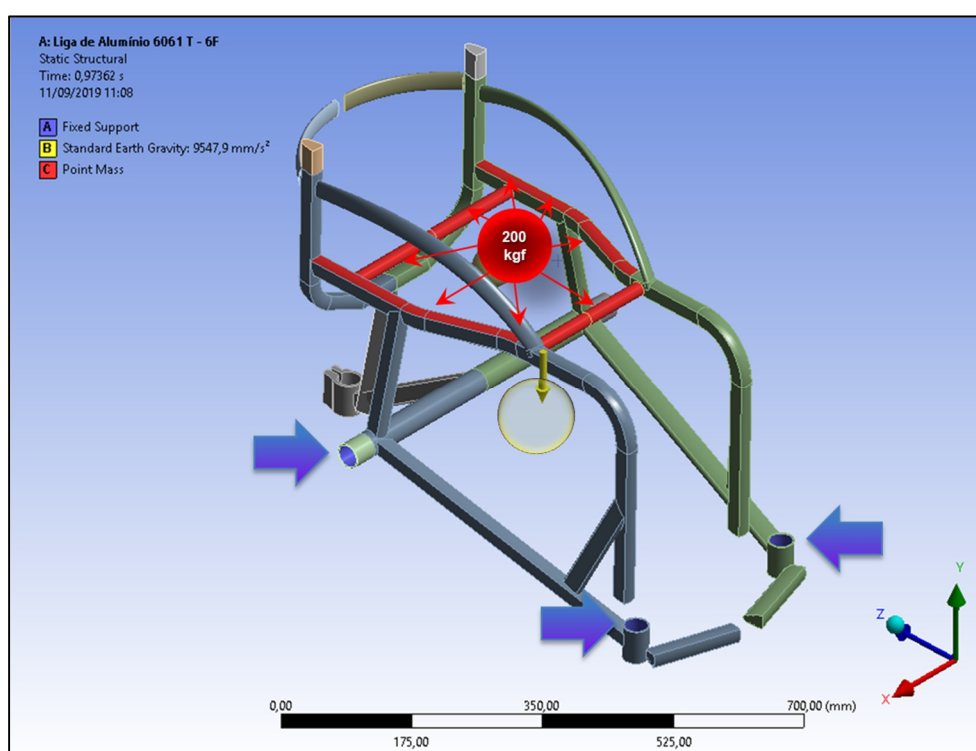


Figura 5.132 – Condições de Contorno e Carregamento da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.

5.12.9 Modelagem por Método de Elementos Finitos da *Handbike* (Manocleta) de Ciclismo

Com as propriedades mecânicas e físicas do material prescrito implementadas na biblioteca de insumos do software, a geometria do quadro estrutural da *Manocleta de Ciclismo* foi importada do modelo *CAD* (*Computer Aided Design* – desenho assistido por computador), conforme ilustra a fig. 5.133.

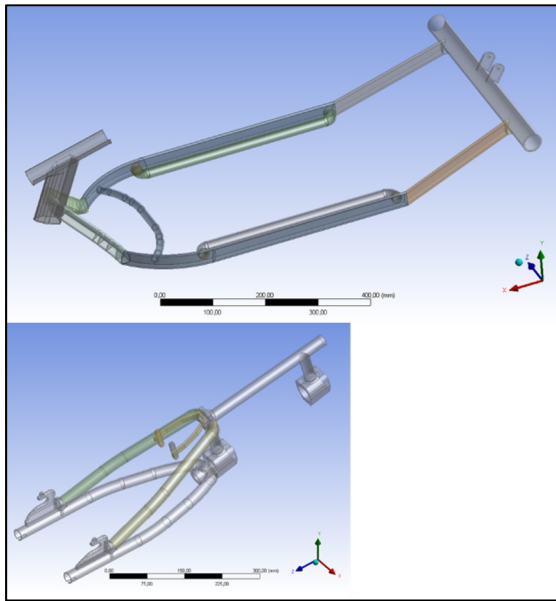


Figura 5.133 – Importação da geometria da Manocleta de Ciclismo com o Garfo Esportivo.

Com a geometria reconhecida pelo programa, todas as suas topologias foram verificadas e compartilhadas para a geração de malha de elementos. Estas topologias representam as diferenças entre planos e esboços do desenho, além de ressaltos superficiais devido às extrusões, filetes, cordões de soldas ou emendas. A malha de elementos foi configurada para um maior refinamento e padrão de convergência entre os elementos e seus nós. As fig. 5.134 e 5.135 ilustram os resultados das malhas geradas para estas geometrias.

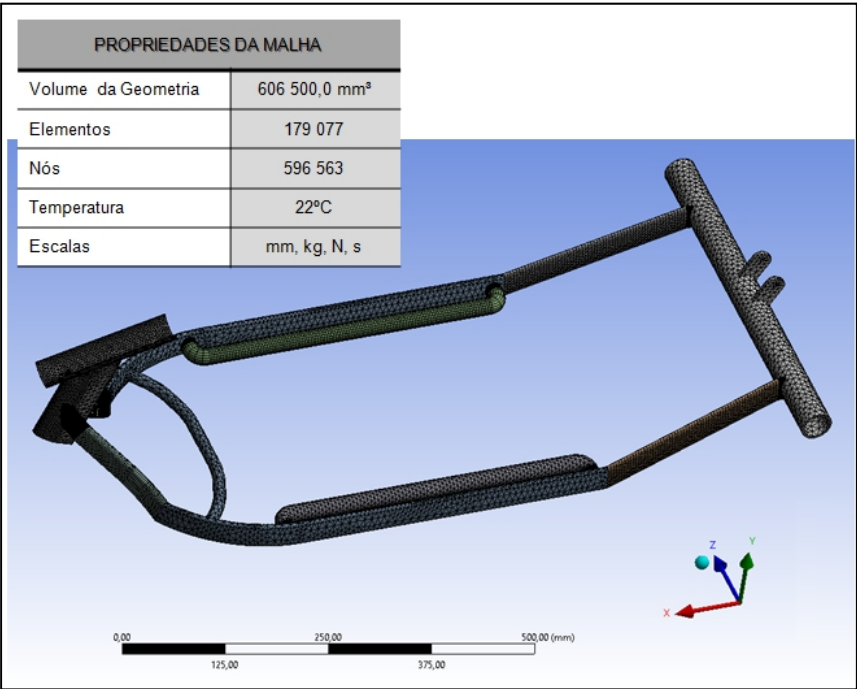


Figura 5.134 – Geração de malha de elementos da Manocleta de Ciclismo.

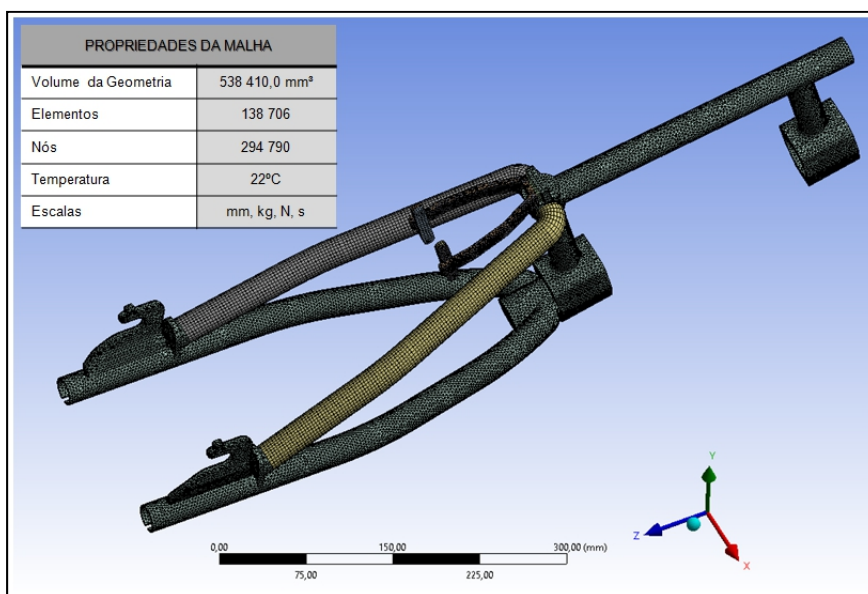


Figura 5.135 – Geração de malha de elementos do Garfo Esportivo da Manocleta de Ciclismo.

Em seguida foram configuradas as condições de contorno da análise. Foram engastados no quadro estrutural os pontos de acoplamento dos rodantes e do garfo esportivo dianteiro que sustentam a manocleta sobre a superfície do solo. Na fig. 5.136, estes pontos estão indicados por setas largas. A carga arbitrária imposta sobre o quadro foi superdimensionada em 100 kgf, como um ponto de massa sobre a superfície que descreve a ocupação do assento. Além do carregamento arbitrário, também foi considerada a força constante gravitacional do planeta a partir do centro de gravidade da geometria.

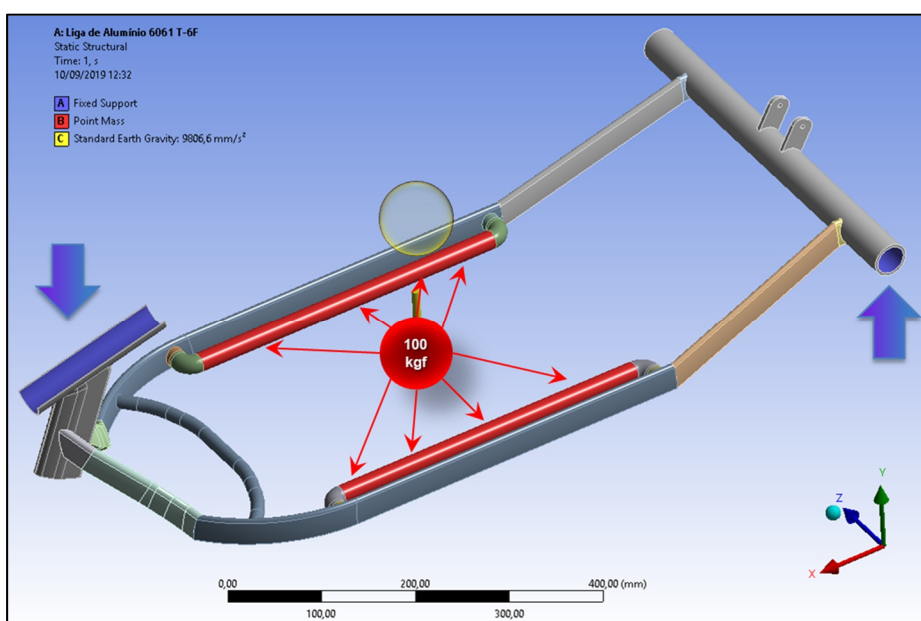


Figura 5.136 – Condições de Contorno e Carregamento da Manocleta de Ciclismo.

Estas condições de contorno maximizam as solicitações de estressamentos para a geometria do quadro, e por isso são tidas como superdimensionadas. Na prática as almofadas do assento seriam presas também nos tubos externos reforçados do quadro compartilhando a sustentação do carregamento.

Também foram configuradas as condições de contorno com o carregamento arbitrário na geometria do garfo dianteiro esportivo (ver fig. 5.137). Os pontos de engastamento foram a acoplagem do eixo da roda dianteira e um ponto de apoio na abraçadeira da barra de direção. A carga arbitrária imposta sobre o quadro foi dimensionada em 200 kgf, como um ponto de massa sobre a superfície que descreve a ocupação do assento. Além do carregamento arbitrário, também foi considerada a força constante gravitacional do planeta a partir do centro de gravidade da geometria.

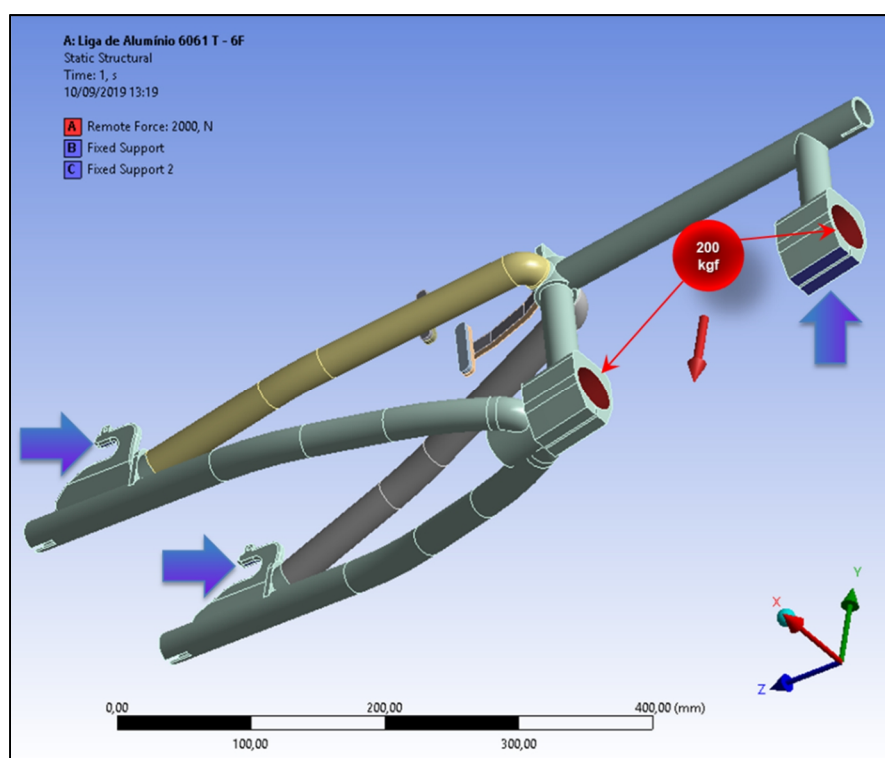


Figura 5.137 – Condições de Contorno e Carregamento do Garfo Esportivo da Manocleta de Ciclismo.

5.12.10 Modelagem por Método de Elementos Finitos dos Componentes Estruturais dos Modelos

As geometrias dos componentes estruturais de todos os modelos foram importadas do modelo CAD, uma vez que, as propriedades mecânicas e físicas do material prescrito para fabricação foram implementadas na biblioteca de insumos do software (Liga de alumínio 6061

T-6F). Estas geometrias detêm relações diretas com as condições de contorno das cargas aplicadas sobre as cadeiras de rodas, pois há carregamentos atuando sobre eles com tensões resultantes (ver fig. 5.138).

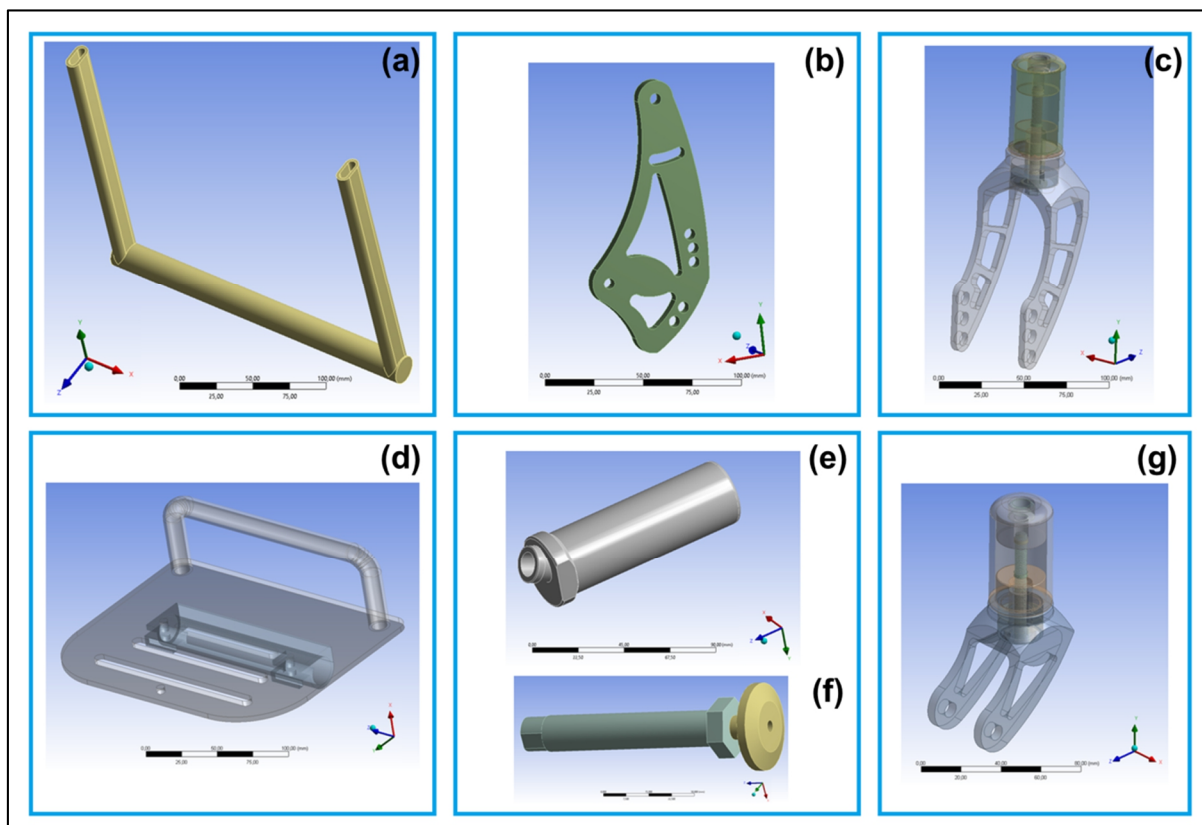


Figura 5.138 – Importação das geometrias dos componentes estruturais dos modelos.

Estes componentes são respectivamente: (a) haste de apoio da base dos pés, (b) ajustador de inclinação do encosto de uso diário, (c) garfo dianteiro de uso diário, (d) base de apoio dos pés com a sua abraçadeira, (e) adaptador de cambagem das rodas de propulsão, (f) eixo de acoplamento rápida dos rodantes e (g) garfo esportivo das cadeiras de rodas paralímpicas.

Uma vez que, as geometrias foram reconhecidas pelo programa, todas as suas topologias foram verificadas e compartilhadas para a geração de malha de elementos. Estas topologias representam as diferenças entre planos e esboços do desenho, além de ressaltos superficiais devido às extrusões, filetes, cordões de soldas ou emendas. A malha de elementos foi configurada para um maior refinamento e padrão de convergência entre os elementos e seus nós. As fig. 5.139 a 5.145 ilustram os resultados das malhas geradas para estas geometrias.

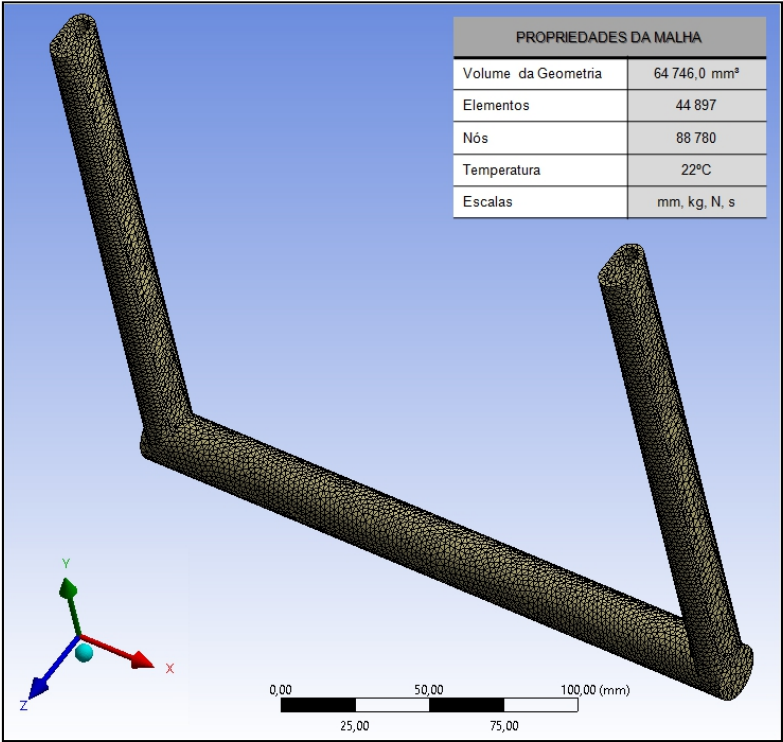


Figura 5.139 – Geração de malha de elementos do componente da haste de apoio da base dos pés.

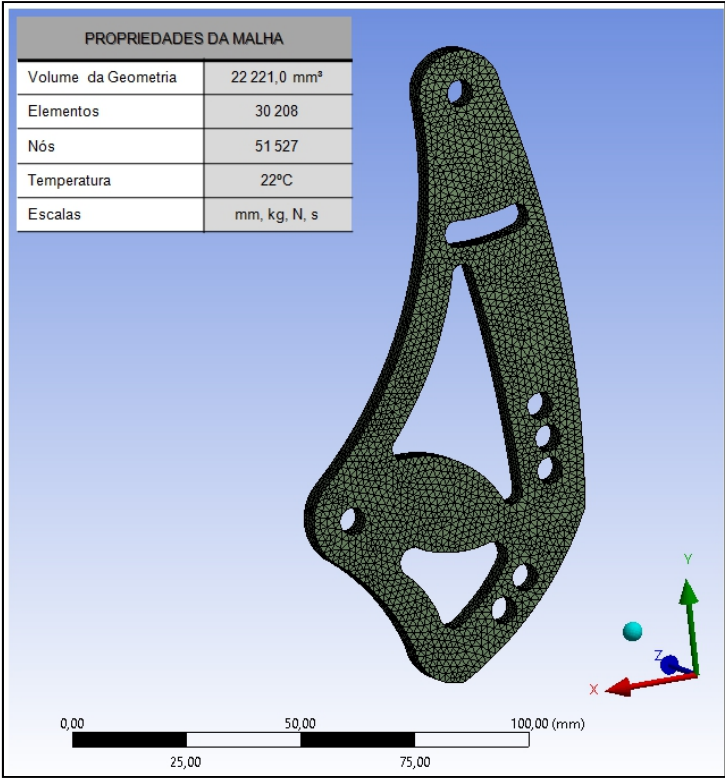


Figura 5.140 – Geração de malha de elementos do componente ajustador de inclinação do encosto de uso diário.

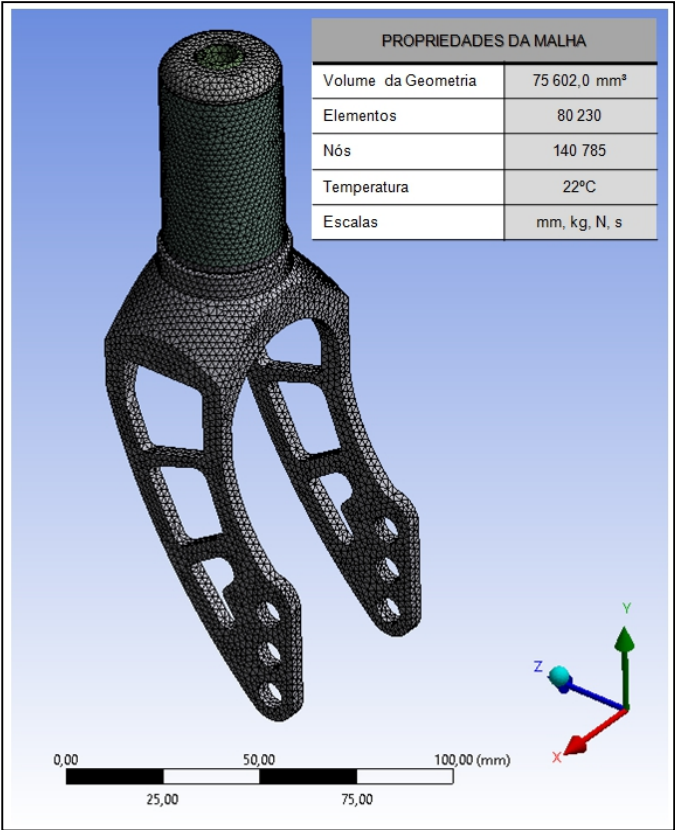


Figura 5.141 – Geração de malha de elementos do componente garfo dianteiro de uso diário.

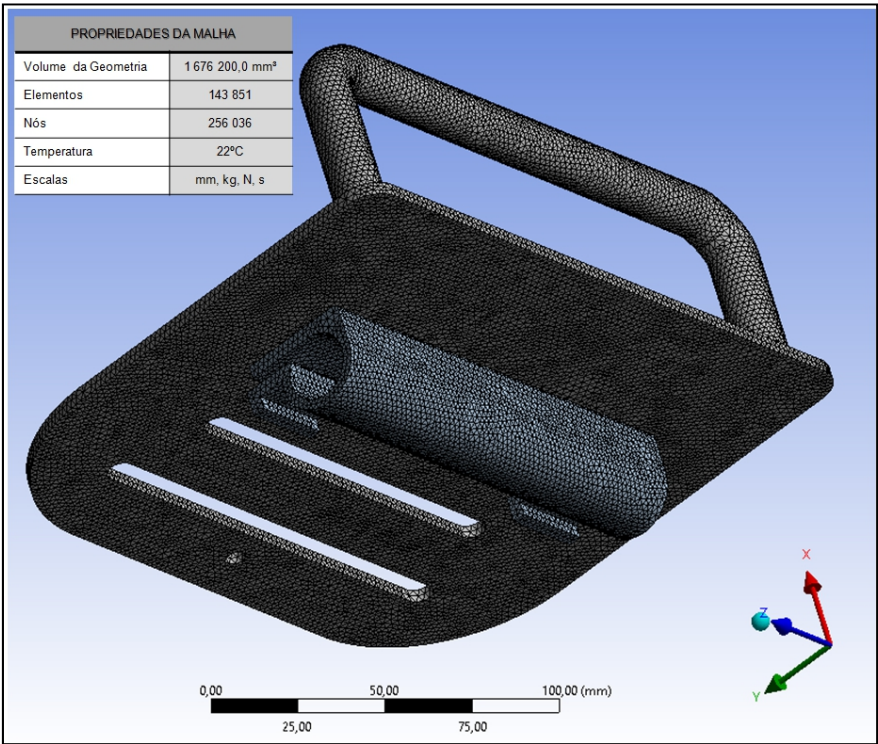


Figura 5.142 – Geração de malha de elementos do componente da base de apoio dos pés.

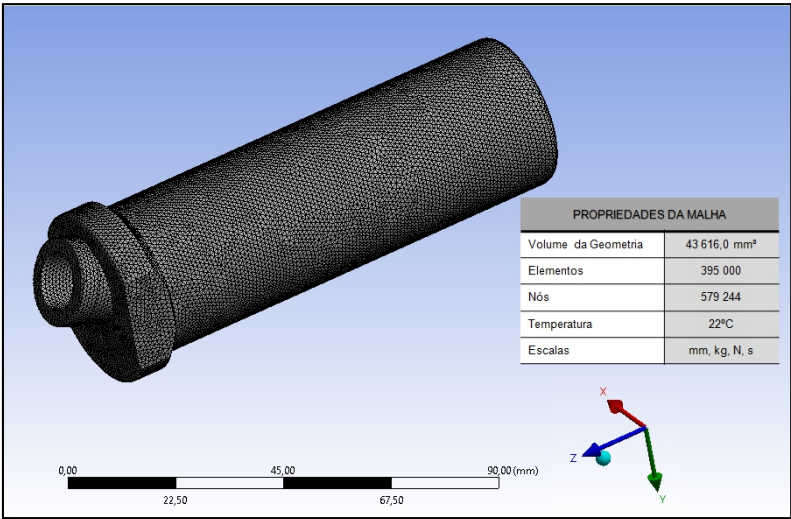


Figura 5.143 – Geração de malha de elementos do componente adaptador de cambagem das rodas de propulsão.

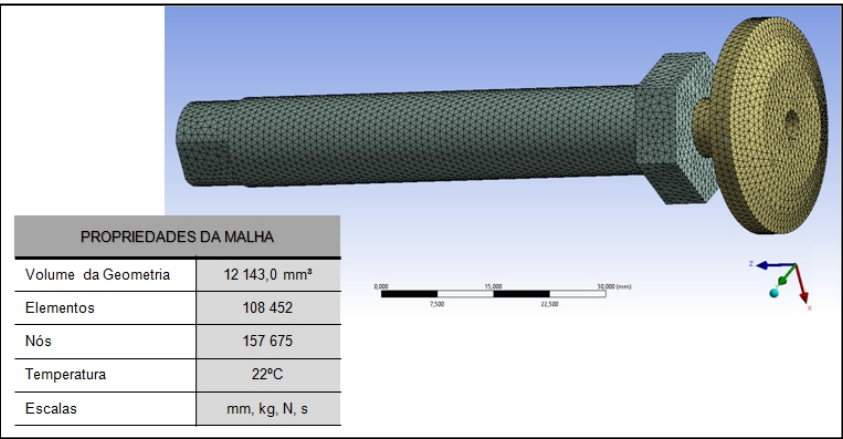


Figura 5.144 – Geração de malha de elementos do componente eixo de acoplamento rápida dos rodantes.

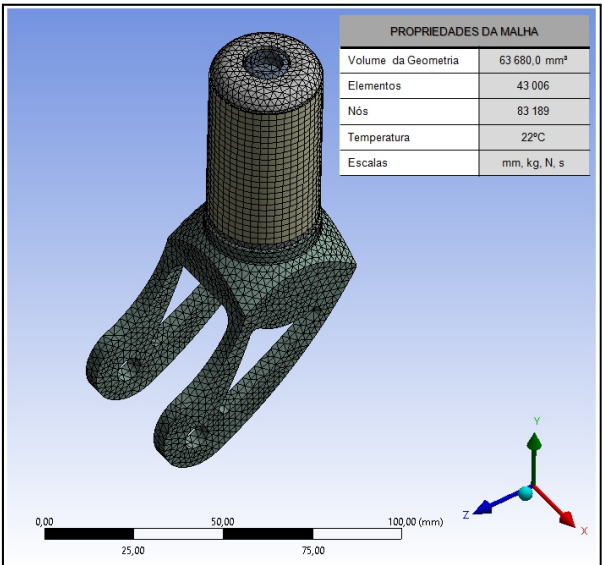


Figura 5.145 – Geração de malha de elementos do componente garfo esportivo dianteiro.

Depois das malhas de elementos serem geradas, as condições de contorno da análise foram configuradas. Foram engastados nos componentes estruturais os pontos de apoio correlacionados aos quadros das cadeiras rodas. Estes pontos refletem nos modelos as relações com grau de liberdade nulo. Nas fig. 5.146 a 5.152, estes pontos estão indicados por setas largas. Peças cuja transmissão de peso se dá em direção linear foram engastadas com fixação completa para todas as direções. Peças cuja transmissão de peso se dá no modo de torção foram engastadas com fixação cilíndrica concêntrica.

Os carregamentos arbitrários impostos sobre cada componente avaliado foram superdimensionados em 200 kgf, como vetores de carga puntiforme sobre as superfícies onde as forças-peso são transmitidas, com direção e sentido realísticos. Deste modo, o sistema de carregamento imposto a estas geometrias corresponde com a dinâmica real de como estas peças são solicitadas, analogamente às montagens das cadeiras de rodas com o cadeirante acomodado sobre elas.

Os garfos dianteiros (uso diário e esportivo) e os ajustadores de inclinação do encosto de uso diário foram simulados com carga de 100 kgf, uma vez que, os 200 kgf aplicados arbitrariamente sobre a cadeira de rodas serão divididos simetricamente entre estas peças. Ainda assim, estas cargas podem ser consideradas superdimensionadas.

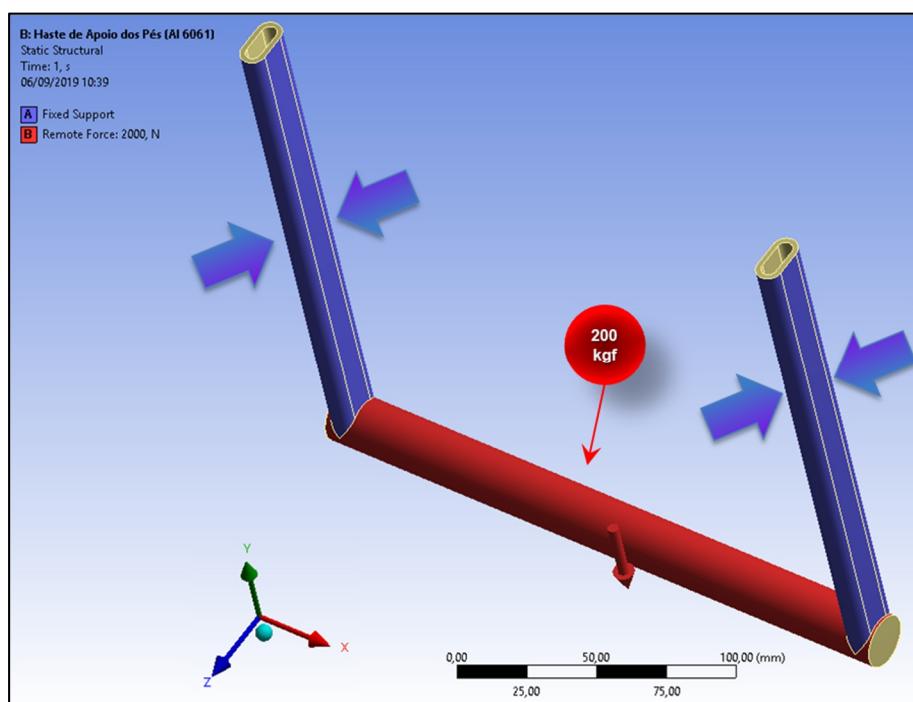


Figura 5.146 – Condições de Contorno e Carregamento do componente da haste de apoio da base dos pés.

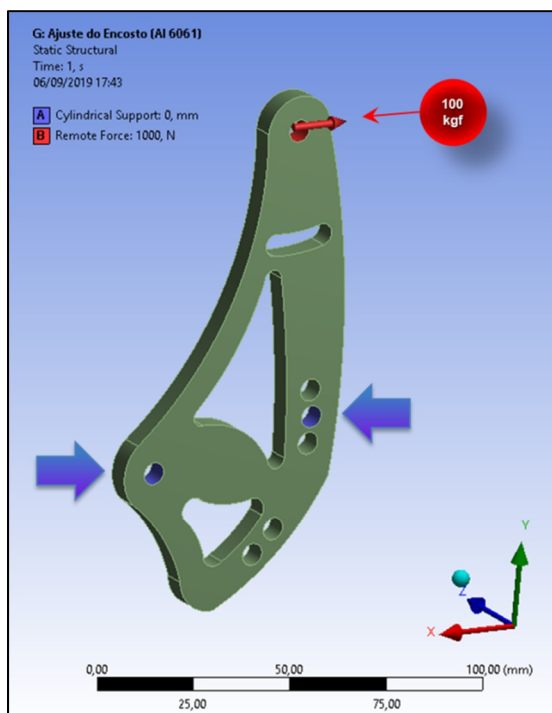


Figura 5.147 – Condições de Contorno e Carregamento do componente ajustador de inclinação do encosto de uso diário.

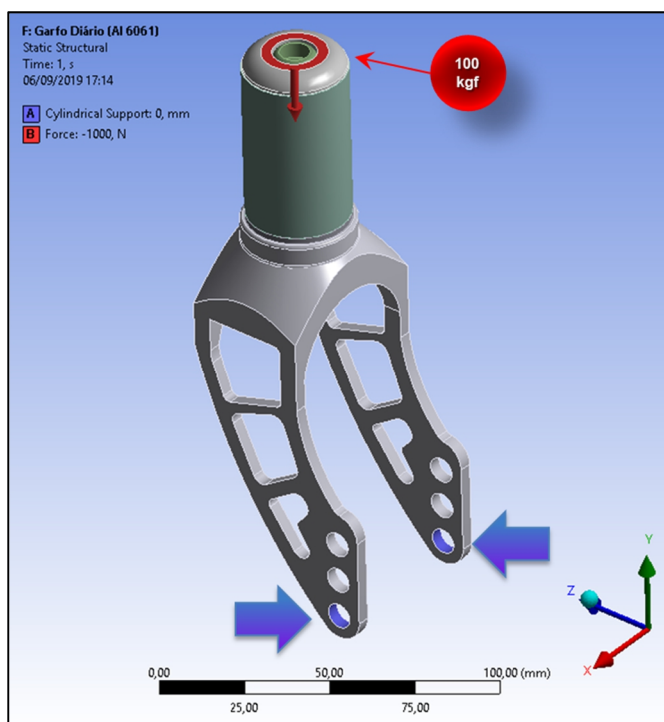


Figura 5.148 – Condições de Contorno e Carregamento do componente garfo dianteiro de uso diário.

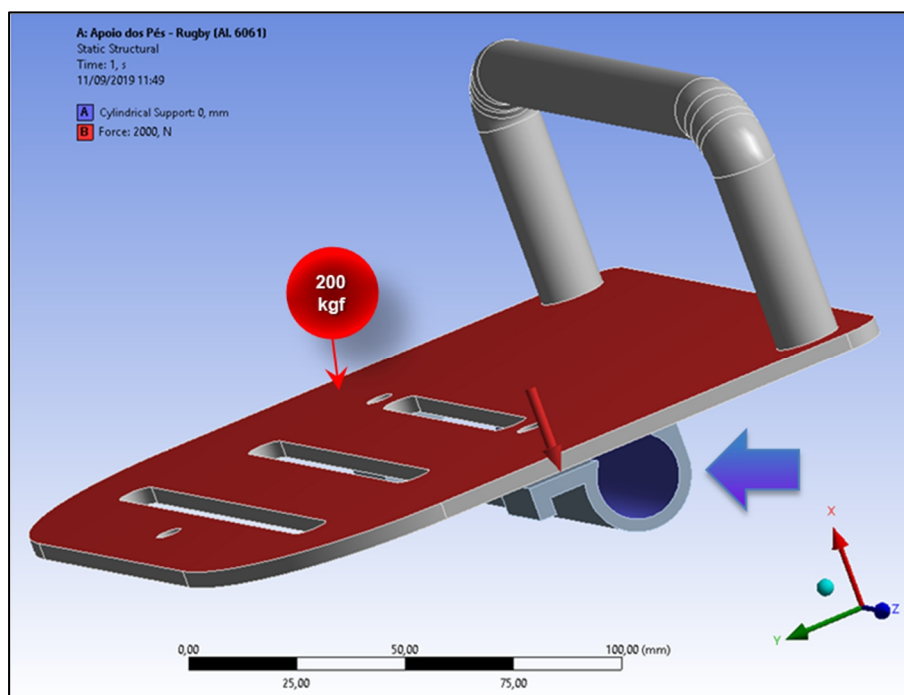


Figura 5.149 – Condições de Contorno e Carregamento do componente da base de apoio dos pés.

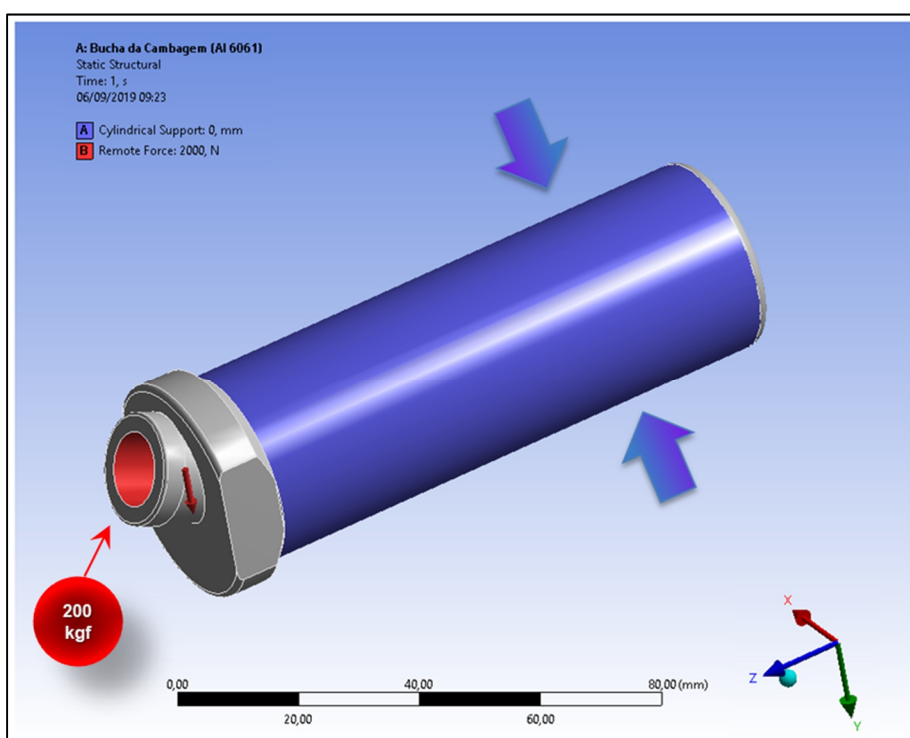


Figura 5.150 – Condições de Contorno e Carregamento do componente adaptador de cambagem das rodas de propulsão.

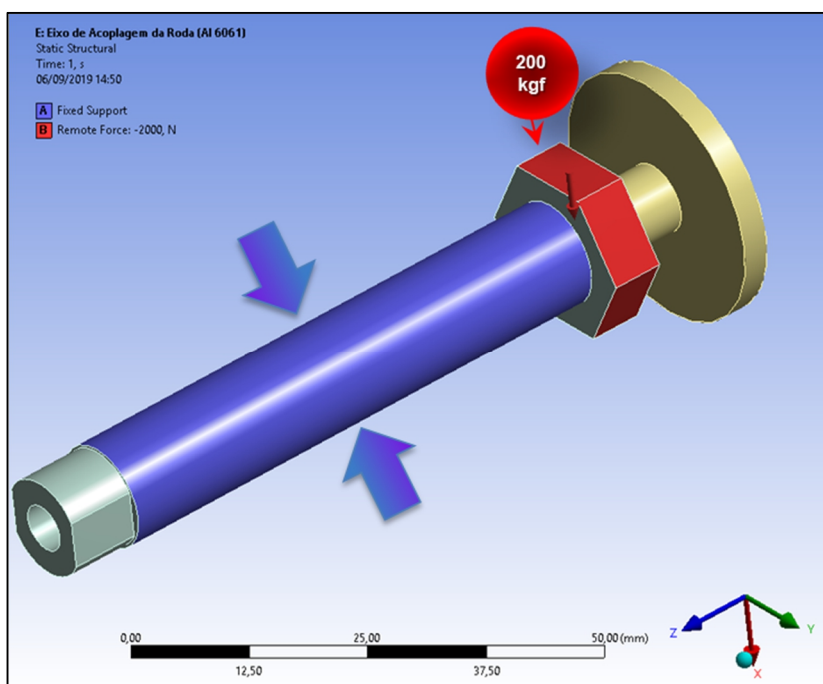


Figura 5.151 – Condições de Contorno e Carregamento do componente eixo de acoplamento rápida dos rodantes.

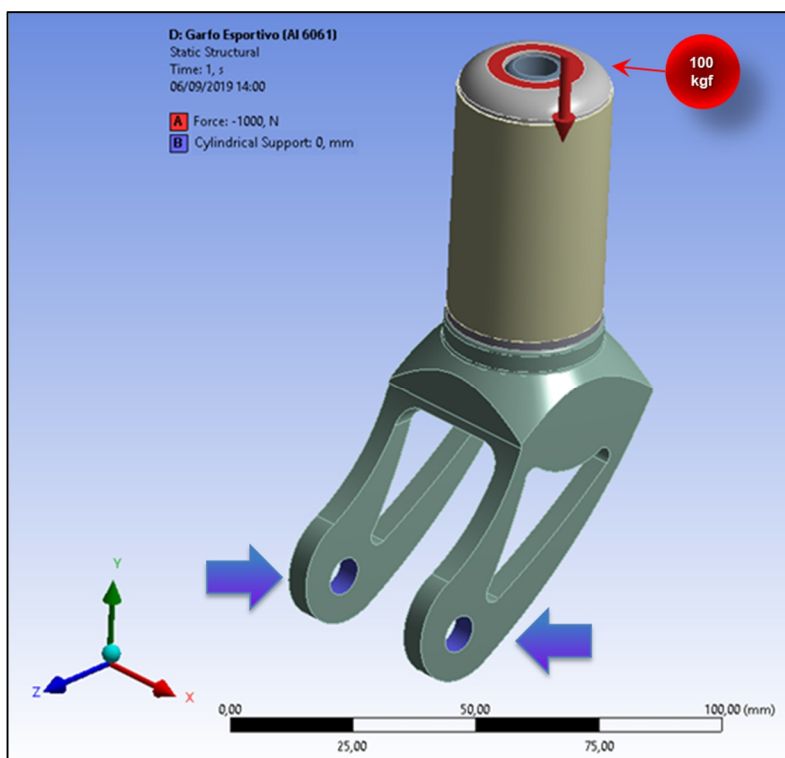


Figura 5.152 – Condições de Contorno e Carregamento do componente garfo esportivo dianteiro.

CAPÍTULO VI

RESULTADOS

Os resultados representam a eficácia das soluções propostas em atender ao problema base. Portanto, estes traduzem a realização das iniciativas metodológicas deste trabalho. A metodologia aqui desenvolvida foi idealizada, concebida e desenvolvida para contemplar a maior diversidade de casos de pessoas com deficiências físicas usuárias de cadeiras de rodas. A fig. 6.1 apresenta essa condição de abrangência dos seus resultados.

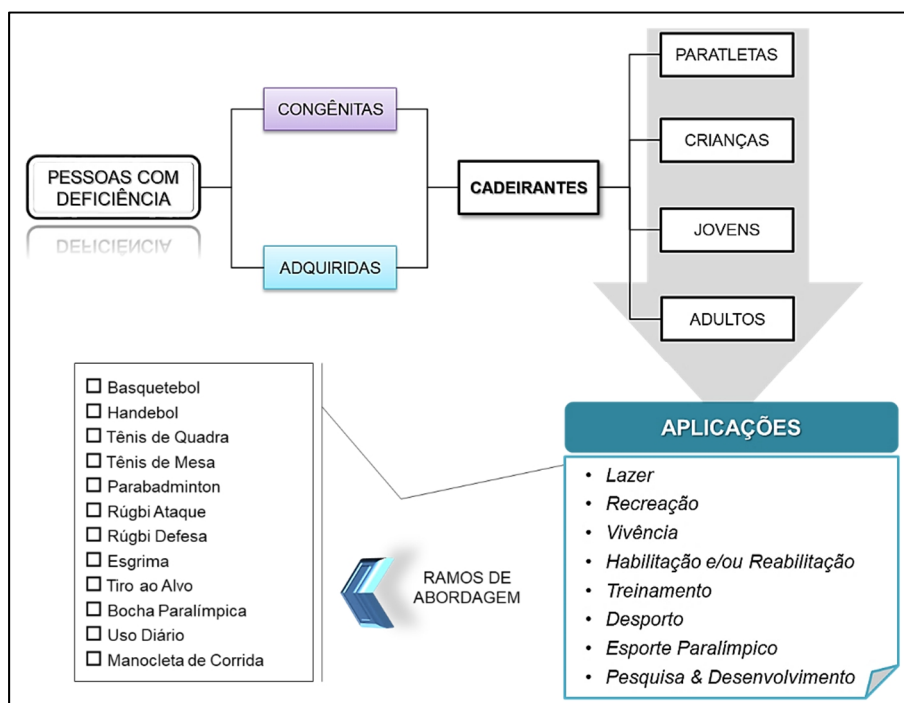


Figura 6.1 – Abrangência da Metodologia de Prescrição de Cadeiras de Rodas com o SWCE.

A metodologia de prescrição automatizada de cadeiras de rodas de alto rendimento por meio do SWCE (Equipamento de Personalização de Cadeiras de Rodas) é adequada para

qualquer pessoa com deficiência, usuária de cadeiras de rodas para diversas finalidades. E deste modo, abrange amplamente toda a gama de classificações funcionais dos esportes paralímpicos com cadeiras de rodas, bem como os casos de uso diário entre pessoas não praticantes de paradesporto, com vários níveis de comprometimento físico ou de fisiopatologias.

Para abranger efetivamente os diversos tipos de doenças físicas com os seus respectivos graus de comprometimento, a metodologia de prescrição precisou desenvolver soluções para cada especificidade fisiopatológica das deficiências. A fig. 6.2 ilustra essa relação de abrangência das deficiências físicas.

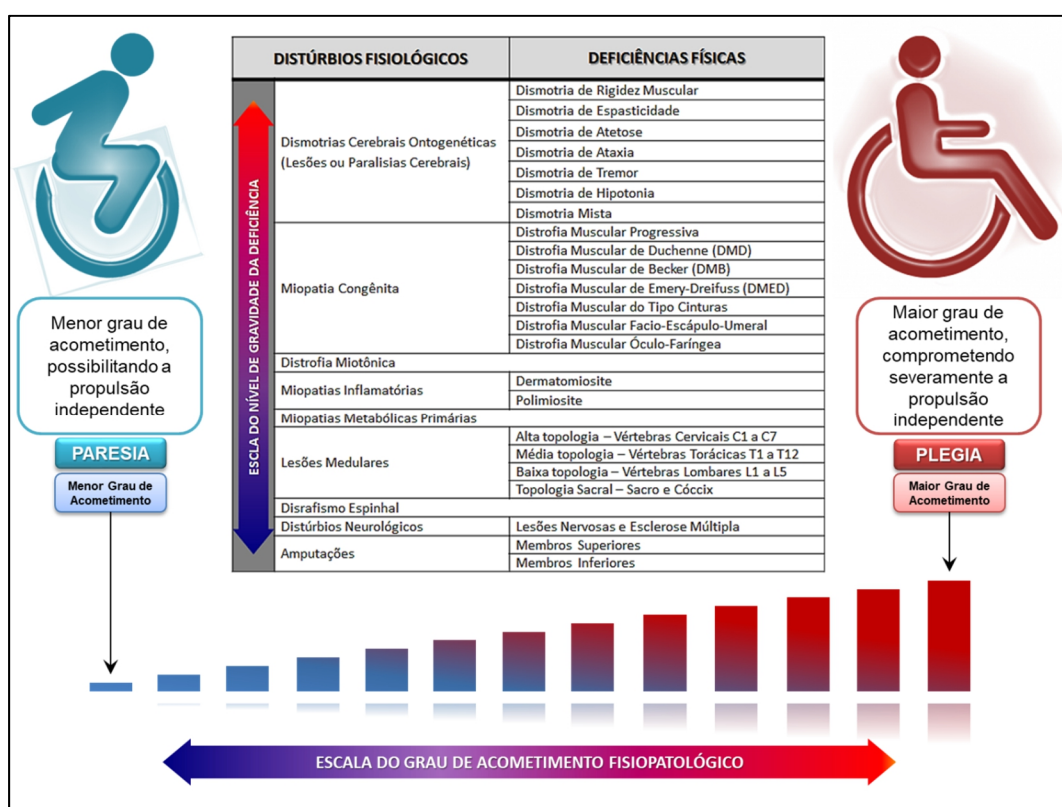


Figura 6.2 – Relações de abrangências das deficiências físicas.

Na escala vertical, a medida em que o quadro fisiopatológico do indivíduo é identificado subindo, maiores são as sequelas e impedimentos da deficiência física. E cada distúrbio fisiológico desenvolve um nível próprio de acometimento, indo da *paresia* à *plegia*.

Assim, quanto à topografia do comprometimento físico e motor, as deficiências físicas recebem uma classificação que compatibiliza os aspectos funcionais dos paratletas determinando uma abordagem adequada de suas debilidades. Recebem a classificação conciliada à terminologia *Plegia* – nos casos de perda total da função muscular e da

sensibilidade física; e à *Paresia* – quando há perda parcial da função muscular dos membros inferiores, sem afetar a sensibilidade do local afetado (CARDOSO, 2015).

O nível de gravidade da deficiência está relacionado a quanto a doença reduz a autonomia da pessoa, principalmente caracterizados pela degeneração neurológica progressiva ou pela presença de doenças autoimunes. Neste contexto, as deficiências provocadas por distúrbios como dismotrias cerebrais e miopatias tendem a acometer a pessoa com maior gravidade do que lesões de baixa topografia e amputações.

Por fim, foram adequados 251 tipos de deficiências físicas com classificações funcionais nos esportes paralímpicos para a Metodologia de prescrição com o *SWCE*. A tab. 6.1 mostra a quantidade de fisiopatologias presentes em cada modalidade paralímpica abrangida pela metodologia.

Tabela 6.1 – Mapeamento das Deficiências Físicas nas Classificações Funcionais Paralímpicas contempladas pela Metodologia *SWCE*.

DEFICIÊNCIAS FÍSICAS EM CADEIRANTES	CLASSIFICAÇÕES FUNCIONAIS POR MODALIDADE EM RELAÇÃO ÀS DEFICIÊNCIAS										Total
	ATLETISMO EM CR	BASQUETEBOL	BOCHA PARALÍMPICA	ESGRIMA EM CR	HANDEBOL	PARABADMINTON	RÚGBI	TÊNIS EM CR	TÊNIS DE MESA	TIRO AO ALVO	
Amputação de Membros Inferiores	6	8	0	5	10	1	7	1	5	0	43
Amputação de Membros Superiores	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	5
Distrofia Muscular	7	0	2	5	0	1	7	1	0	2	25
Esclerose Múltipla	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1
Espinha Bífida	0	8	0	5	10	1	7	1	0	0	32
Lesão Medular	7	8	0	5	10	1	7	1	0	0	39
Má formação congênita	0	8	0	5	10	0	7	1	0	0	31
Outras Deficiências	0	8	0	0	10	0	0	0	0	0	18
Paralisia Cerebral	4	0	3	5	0	1	0	0	5	0	18
Sequelas de Poliomielite	7	8	0	5	10	1	7	1	0	0	39
Totalizadores das Modalidades	36	48	5	35	60	7	42	6	10	2	251

O atletismo em cadeiras de rodas (ou ciclismo, destacando o uso da manocleta) abrange 36 tipos de deficiências funcionalmente classificadas; o basquetebol abrange 48; a bocha paralímpica abrange 5 tipos; a esgrima em cadeira de rodas abrange 35 tipos de deficiências; o handebol abrange 60 e é a modalidade com maior capilaridade funcional entre as deficiências físicas; o parabadminton abrange 7 tipos; o rúgbi abrange 42 tipos de deficiências classificadas; e o tiro ao alvo abrange 2 tipos de doenças físicas. Embora o tênis em cadeira de rodas não possua classificação funcional, são 6 os casos de deficiências físicas típicas entre os tenistas de quadra e 10 para os tenistas de mesa.

Além dos 251 tipos de casos de deficiências físicas observados pelas classificações funcionais paralímpicas, podem haver doenças adicionais não classificadas para as práticas esportivas entre os cadeirantes de vida diária. Como a Metodologia SWCE também contempla essa modalidade de cadeira de rodas, então estas doenças estão naturalmente compreendidas por sua abrangência.

6.1 FABRICAÇÃO E MONTAGEM DO EQUIPAMENTO DE PERSONALIZAÇÃO DE CADEIRAS DE RODAS DE ALTO RENDIMENTO (SWCE)

O equipamento de personalização de cadeiras de rodas esportivas e de uso diário (SWCE) foi fabricado em liga de alumínio aeronáutico 6061 T-6F em todas as suas peças maciças. As peças tubulares foram fabricadas em liga de alumínio estrutural (também designado como alumínio comercial). Os parafusos, porcas, arruelas, barras roscadas, os tambores de frenagem e outros elementos são constituídos de aço industrial (1020 e 1045). A fig. 6.3 ilustra o equipamento na sua versão final, para a primeira edição de testes.



Figura 6.3 – Equipamento SWCE fabricado e montado.

Os estofados foram confeccionados em espuma de poliuretano com densidade de 40 kg/m³ e revestidas com couro sintético. Os estofados são fixados por cintas adesivas de dupla-face em velcro de alta resistência, tipicamente empregadas pelos fabricantes de cadeiras de rodas.

O processo completo de fabricação envolveu etapas de usinagem, soldagem, polimentos e lubrificações, além das montagens até a composição final. Ao todo o equipamento possui 141 peças, distribuídas por 60 itens de montagem. Primeiramente, foram usinadas as peças críticas. Estas são aquelas peças com geometria complexa, cuja usinagem demanda procedimentos mais sofisticados. Em seguida foram cortados e torneados os componentes tubulares da base estrutural do equipamento. Estes são os componentes que sofrem a maior parte do processo de soldagem. A fig. 6.4 destaca alguns efeitos da soldagem em liga de alumínio, com algumas torções e desalinhamentos indesejados.

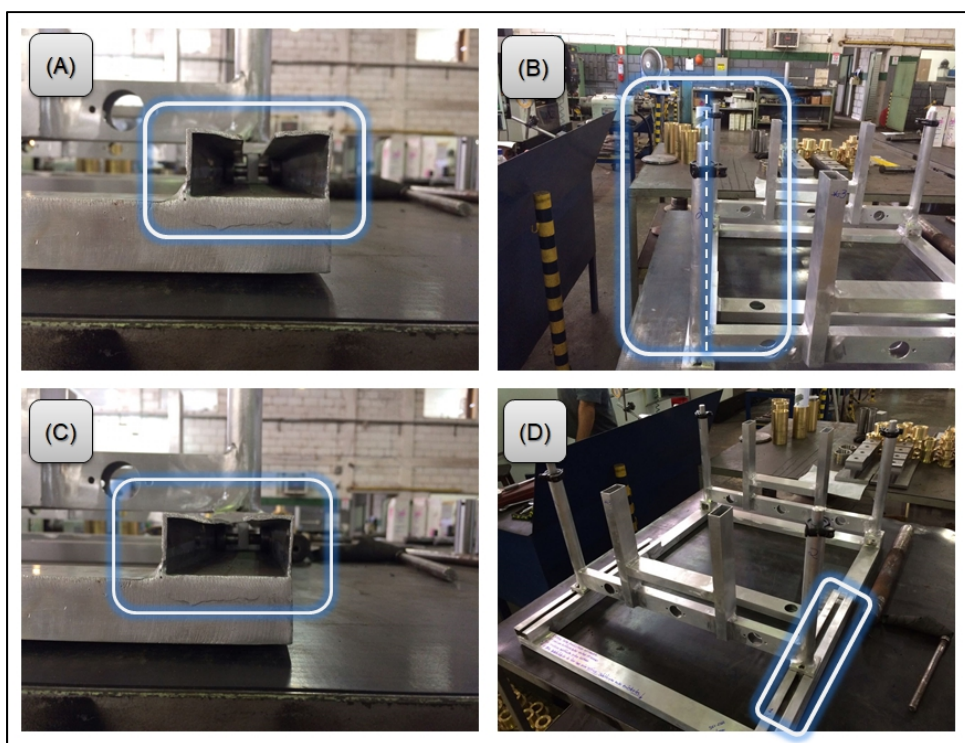


Figura 6.4 – Soldagem na base estrutural do SWCE.

As fig. 6.4A e 6.4C expõem os efeitos de torção nas paredes internas do tubo que compõe o trilho de passagem do carrinho de abertura do módulo da base. Estas torções foram amenizadas, mas ainda exercem alguma dificuldade para o deslocamento interno dos rolamentos do carrinho. Essa dificuldade é reduzida com lubrificantes. A fig. 6.4D mostra o trilho com o carrinho instalado. A fig. 6.4B expõe um desalinhamento ocorrido nas colunas do lado direito da estrutura da base. A linha pontilhada marca o desalinhamento entre a coluna

da frente e a coluna mais atrás. Esse desalinhamento foi efetivamente corrigido, uma vez que, impediria o funcionamento preciso de alguns ajustes do equipamento.

Com a base pronta foram instalados os eixos fusores e o eixo helicoidal que atua como parafuso de ajuste da abertura da base. Em seguida foram instalados o módulo do assento, o sistema de apoio das pernas e as colunas do encosto com as hastes de contorno da coluna cervical, completando a montagem.

A conectividade entre componentes combinados compõe tanto a parte estrutural rígida com as partes móveis dos ajustes. Para os 60 itens da estrutura foram obtidas 81 conexões diretas (CARDOSO, 2015).

Os instrumentos de medição linear foram desenhados e impressos em material adesivo. Os instrumentos de medição angular foram montados a partir de materiais comuns obtidos no mercado, assim como, os niveladores de precisão. Os ciclocomputadores comerciais foram obtidos no mercado de bicicletas. As fig. 6.5, 6.6 e 6.7 expõem estes instrumentos instalados.

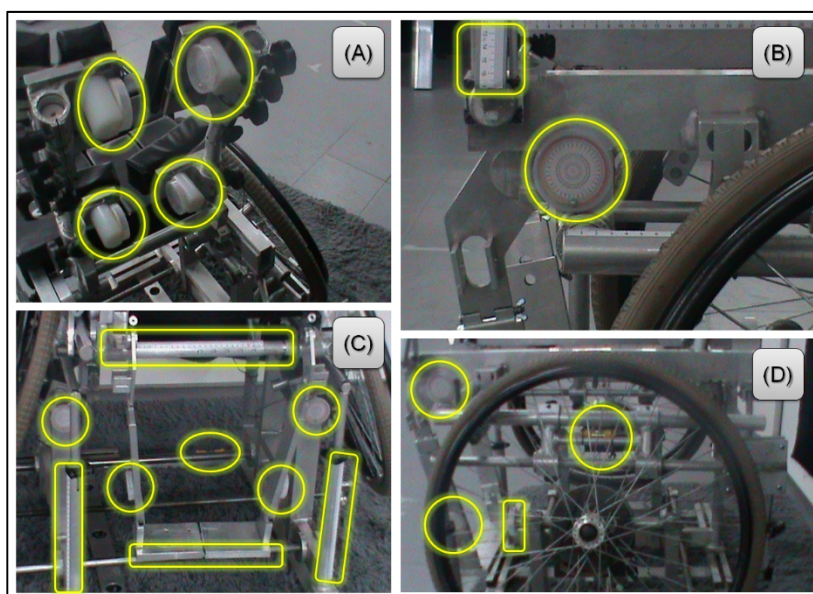


Figura 6.5 – Primeira mostra dos Instrumentos de medição instalados no SWCE.

Na fig. 6.5A, na parte traseira do SWCE, estão destacados os inclinômetros do encosto, anterior e posterior à lombar L1, para os lados direito e esquerdo respectivamente.

Na lateral esquerda do SWCE, a fig. 6.5B destaca o inclinômetro do assento do lado esquerdo, simétrico ao lado direito. Também está destacada a régua graduada do dispositivo de medição da extensão de afunilamento das coxas.

Na parte frontal do SWCE, a fig. 6.5C destaca a régua graduada que mede a largura do assento, os inclinômetros que medem os ângulos de cambagem de ambos rodantes, o nivelador de precisão na base estrutural que mede a linearidade com o terreno de apoio, os

inclinômetros que medem os ângulos de inclinação do sistema de apoio dos pés de ambos os lados, as réguas graduadas complementares que medem a largura do apoio dos pés e, por fim, as réguas que medem a altura do módulo do assento em relação à base estrutural (estes instrumentos auxiliam na mensuração da distância do alcance manual dos aros de propulsão).

Na lateral esquerda do SWCE, a fig. 6.5D destaca o nivelador de precisão do módulo do assento, de forma a controlar o nivelamento lateral da estrutura. Também estão destacados os inclinômetros de cambagem da roda esquerda, o inclinômetro de inclinação do apoio das pernas no lado esquerdo e o inclinômetro do assento esquerdo.

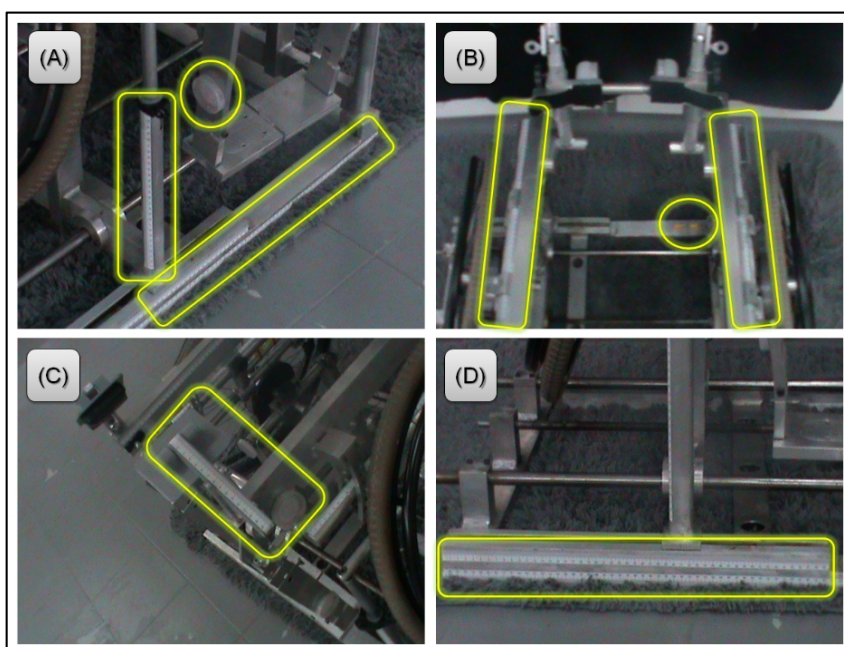


Figura 6.6 – Segunda mostra dos Instrumentos de medição instalados no SWCE.

Na parte frontal do SWCE, a fig. 6.6A destaca o inclinômetro do apoio dos pés direito, a régua graduada do lado direito que auxilia na medição da altura do módulo de assento e a régua graduada que mede a abertura da base estrutural do equipamento.

Na parte superior do SWCE, a fig. 6.6B destaca as réguas graduadas que medem o avanço ou recuo do centro de gravidade, de ambos lados. Também destaca o nivelador de precisão que controla a linearidade da estrutura em relação ao plano do terreno de apoio.

Na parte superior do SWCE, a fig. 6.6C destaca a régua graduada do dispositivo que mede a extensão de afunilamento das pernas do lado esquerdo.

Na frontal do SWCE, a fig. 6.6D destaca as réguas graduadas que medem a abertura da base estrutural do equipamento. Esse ajuste proporciona a configuração da largura do assento.

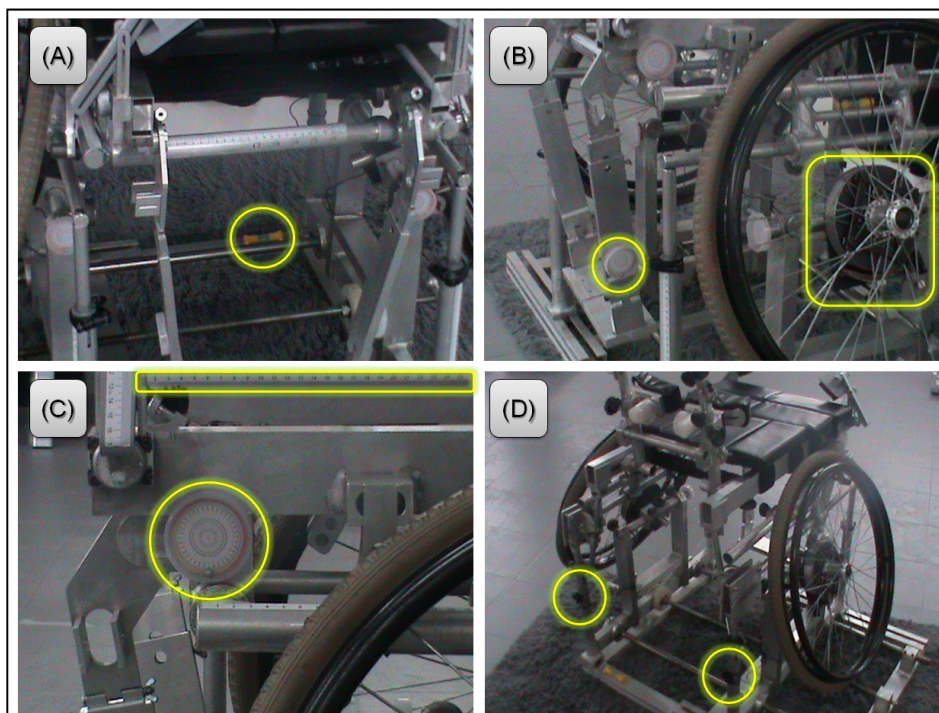


Figura 6.7 – Terceira mostra dos Instrumentos de medição instalados no SWCE.

Na parte frontal do SWCE, a fig. 6.7A destaca, novamente, o nivelador de precisão que mede a linearidade da estrutura em relação ao plano do solo de apoio.

Na lateral do SWCE, a fig. 6.7B destaca o inclinômetro do apoio dos pés esquerdo, e o sistema de frenagem com o disco tambor e a sua guarnição, responsável pela resistência mecânica à propulsão do rodante.

Na lateral do SWCE, a fig. 6.7C destaca a régua graduada que mede a profundidade do assento no lado direito do equipamento, simétrico ao lado esquerdo.

Na parte traseira do SWCE, a fig. 6.7D destaca os receptores dos ciclocomputadores com sensores instalados nas raia dos rodantes. Os ciclocomputadores medem as velocidades, em km/h, desenvolvidas pela propulsão dos rodantes individualmente.

É importante observar que a parametrização dos ajustes do equipamento SWCE serão influenciados pelo diâmetro das rodas de propulsão, disponíveis para a sua montagem. E, portanto, essa dimensão deve encontrar uma correspondência nas cadeiras de rodas modeladas. No caso de um indivíduo avaliado solicitar uma cadeira de rodas com rodantes de diâmetro diferente, esta condição deve ser compatibilizada no equipamento de prescrição e nos procedimentos de parametrização. O diâmetro da circunferência das rodas de propulsão pode influenciar na parametrização do centro de gravidade, da distância do assento aos aros de propulsão (alcance manual dos aros de propulsão), na cambagem, na distância dos aros

até o quadro estrutural, e até mesmo na inclinação do assento e do encosto. A fig. 6.8 ilustra a equiparação entre os diâmetros dos rodantes.

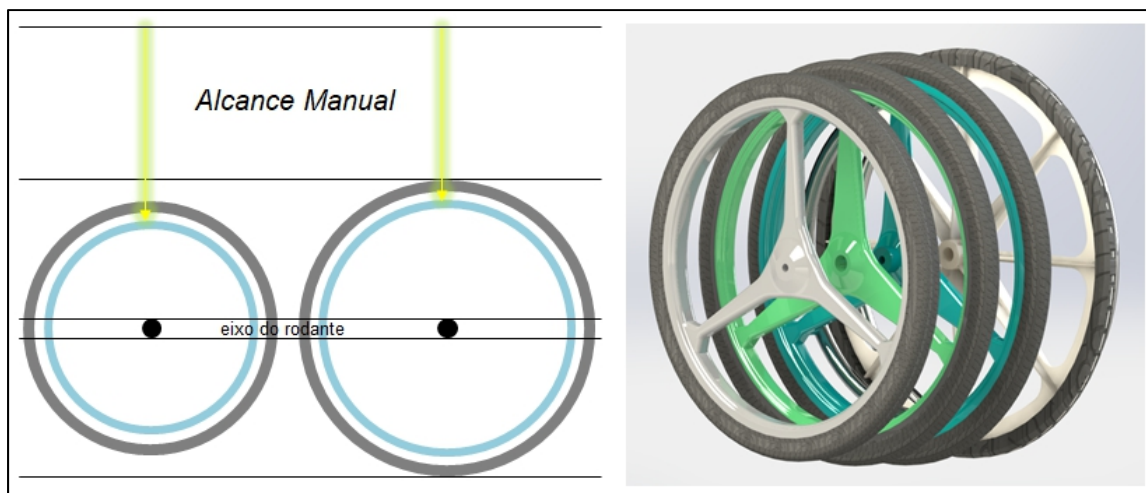


Figura 6.8 – Equiparação entre diâmetros diferentes de rodantes e suas influências.

Os rodantes utilizados possuem 24 polegadas de diâmetro externo. Como já citado, essa dimensão será influente nos procedimentos experimentais e de prescrição das cadeiras de rodas. Embora restrinja os resultados obtidos, ela não afeta a validação da pesquisa e da eficiência da metodologia proposta.

6.1.1 Custos Totais da Fabricação: Materiais, processos, montagens e acabamentos.

Os custos totais estimados para a fabricação do primeiro protótipo do SWCE somam um montante de R\$ 38 357,84. E inclui todos os processos de fabricação, acabamentos, pinturas e componentes de terceiros. Porém, não inclui eventuais gastos com energia elétrica, transportes e aproveitamentos de peças. Tab. 6.3 apresenta o resumo detalhado destes custos.

6.2 PERSONALIZAÇÃO DE CADEIRAS DE RODAS: Estudos de Casos

Foram realizados procedimentos experimentais de prescrição e personalização de cadeiras de rodas com a finalidade de testar, avaliar e validar a metodologia de prescrição utilizando o SWCE.

Nestes procedimentos foram avaliados paratletas, usuários de cadeiras de rodas, e experientes em modalidades desportivas profissionais.

Na abordagem foram avaliadas as hipóteses da tese destacando, principalmente, a hipótese relacionada com o equipamento SWCE, onde seria avaliado se este protótipo poderia ser empregado para simular diversas condições ergonômico-antropométricas típicas das modalidades paralímpicas contempladas e, portanto, contribuindo para que o indivíduo avaliado amplie sua noção e percepção psicomotora que proporciona a sua reabilitação física e o seu desenvolvimento pessoal. Paralelamente, outros aspectos das hipóteses seria verificar a capacidade do SWCE de simular condições cinesiológicas e cineantropométricas típicas das modalidades paralímpicas contempladas por ele, permitindo que o indivíduo avaliado experimente exercícios físicos realísticos e se submeta a autoavaliações físicas, com ou sem a mentoria do seu treinador ou de especialistas. E por último, se o processo ideal de prescrição de cadeiras de rodas, esportivas e de uso diário, personalizado pode ser otimizado quando se tem uma estrutura multirregulável que simule as medidas do cadeirante e desenvolvendo uma sobreposição de projeto da cadeira de rodas, e deste modo, proporcionar a transferência das informações prescritivas para o projeto de forma direta e, em tempo real.

Devido às condições exigíveis pelo projeto submetido à avaliação de um Comitê de Ética qualificado pelo CONEP – Conselho Nacional de Saúde, do Ministério da Saúde, os procedimentos experimentais (com seres humanos) foram conduzidos com cautela e zelo pela integridade física e psicológica dos participantes. O pesquisador manteve uma atitude passiva e cuidadosa em relação à eventuais incômodos físicos, emocionais ou psicológicos provocados, por isso, evitou-se o excesso de movimentação e manuseio dos participantes, bem como, a reincidência de transferências das cadeiras de rodas para o equipamento e vice-versa. Ainda assim, os experimentos se estenderam por algumas horas, dadas as pré-disposições e interesses dos participantes. Cada experimento foi planejado para não durar mais do que 30 minutos. Na prática, duraram em média três horas. Os participantes se mostraram otimistas e confortáveis em relação à metodologia de prescrição e ao equipamento de personalização (SWCE).

Seguindo o protocolo de prescrição, primeiramente foram realizados os preparos preliminares do SWCE, sendo a sua higienização e calibragem. Concluídas estas etapas seguiu-se para o preenchimento da ficha de anamnese e prescrição para os participantes recrutados. As suas identidades serão totalmente omitidas.

O perfil trefilado triangular incorporado às estruturas das cadeiras de rodas apresentou satisfatória resposta aos parâmetros de personalização.

6.2.1 Estudo de Caso – Participante I

O experimento realizado com o primeiro participante descreve a personalização de uma cadeira de rodas de tênis e uma cadeira de rodas de uso diário. Com os parâmetros desta última foi possível ainda, modelar uma cadeira de rodas de uso diário com encosto ergonômico e uma manocleta de ciclismo.

O participante é diplégico e possui a deficiência congênita mielomeningocele, o tipo mais comum e grave de espinha bífida. Sua deficiência é branda, podendo este indivíduo deambular de forma independente, com alguma dificuldade, devido à hipotonia nos membros inferiores. Não apresenta qualquer comprometimento nas estruturas osteo-articulares, bem como, luxações, lordose, escoliose ou cifose. É capaz de realizar as transferências posturais de forma independente e sem sistemas de apoios assistivos. Utiliza cadeira de rodas de propulsão manual majoritariamente em ambiente exterior, apenas durante as partidas de tênis. O tenista é destro com os golpes da raquete.

Este participante atua como paratleta profissional do tênis de quadra há pelo menos dois anos. No momento, não possuía cadeira de rodas paralímpica própria, fazendo uso de um modelo emprestado, com dimensões ergo-antropométricas aproximadas. A fig. 6.9 mostra alguns detalhes da sua acomodação na respectiva cadeira de rodas de tênis de quadra.



Figura 6.9 – “Cadeira de Rodas Pessoal” do Participante 1.

Na fig. 6.9a observa-se que a cadeira de rodas não era larga o suficiente para a instalação de cintos de segurança, além de comprimir os músculos do quadril. Da mesma maneira, os tubos que dariam apoio às pernas adjuntas exigiram que um dos pés ficasse recuado para trás para que ambos coubessem sobre a plataforma. Por isso há uma aparente disparidade entre os joelhos, que permanecem desalinhados.

O usuário estaria insatisfeito com o dispositivo anti-tombo curto, conforme mostra a fig. 6.9b. Foi manifestada a vontade de tê-lo mais recuado para a circunferência exterior da roda de propulsão. Na fig. 6.9c o participante põe em destaque o alinhamento do eixo das rodas formando um centro de gravidade avançado em relação aos rodízios dianteiros. Na fig. 6.9d é possível perceber a incompatibilidade entre o cadeirante e a cadeira de rodas. O participante parece não caber adequadamente na acomodação.

Com o participante transferido para o equipamento de personalização de cadeiras de rodas (SWCE) deu-se início a fase protocolar seguinte da prescrição. A fig. 6.10 ilustra o participante acomodado no equipamento.

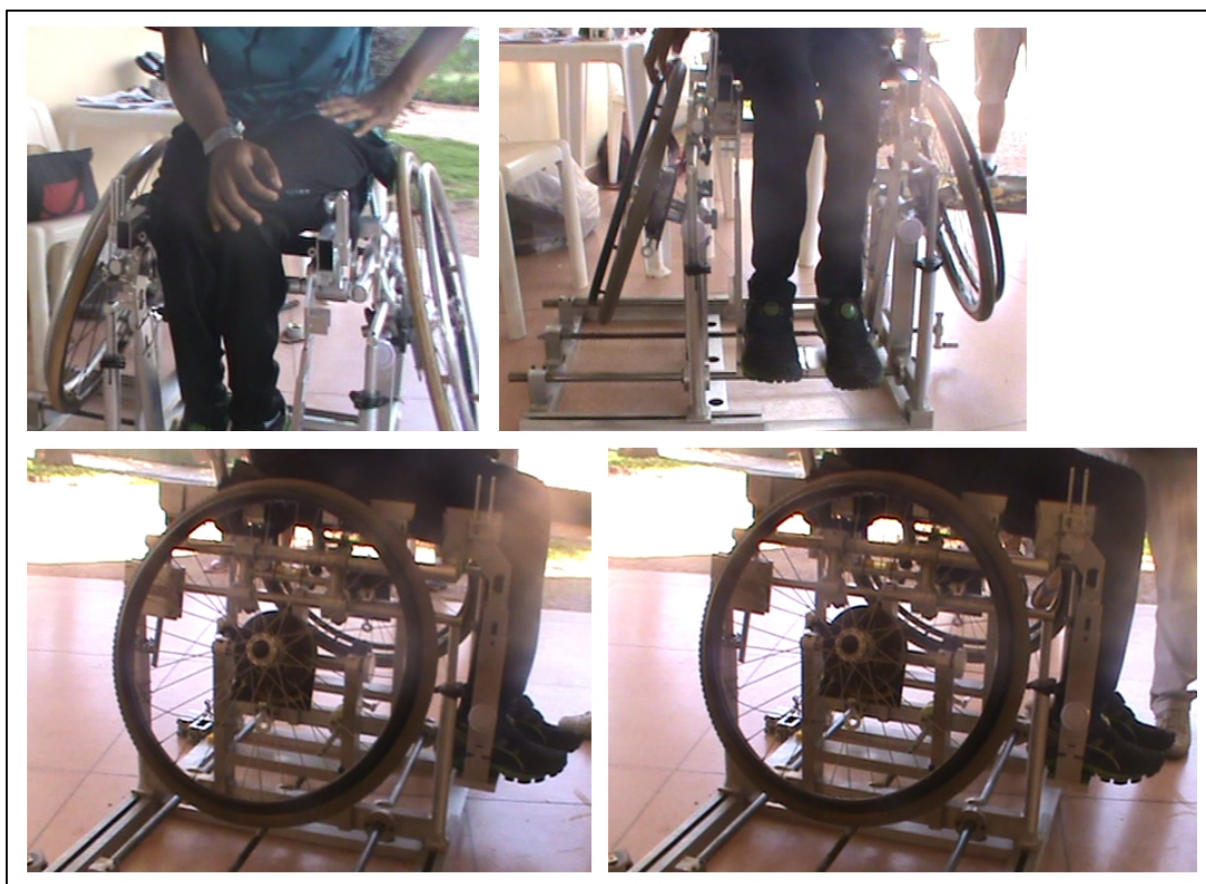


Figura 6.10 – Personalização de Cadeira de Rodas com o SWCE (Participante 1).

Antes de ter o participante acomodado, os ajustes do equipamento foram configurados para dimensões próximas às suas. Deste modo, ao acomodá-lo, o SWCE já estaria ajustado para uma condição próxima da personalização. Primeiramente foi personalizada a cadeira de rodas de tênis (ver tab. 6.2).

Tabela 6.2 – Formulário de Coleta de Dados Quali-quantitativos da personalização da cadeira de rodas de tênis (Participante 1).

"FORMULÁRIO DE PESQUISA QUALI-QUANTITATIVA" (SWCE_01) "Cadeira de Rodas de Tênis" - p1																						
ITEM			Este é o meu ajuste preferido !!!																			
			LEITURA 1		PERCEPÇÃO 1		LEITURA 2		PERCEPÇÃO 2		LEITURA 3		PERCEPÇÃO 3		LEITURA 4		PERCEPÇÃO 4		LEITURA 5		PERCEPÇÃO 5	
AJUSTE/ unidade de medida																						
A	Largura do assento	cm	35,00	5	34,50	5	34,50	5														
B	Profundidade do assento	cm	45,00	5	45,00	5	45,00	5														
B1	Profundidade dos Glúteos	cm	16,00	5	16,00	5	16,00	5														
B2	Profundidade da Cabeça Longa do Biceps	cm	14,00	5	14,00	5	14,00	5														
B3	Profundidade da Cabeça Curta do Biceps	cm	15,00	5	15,00	5	15,00	5														
C	Tilt generalizado do assento	grau	354,00	5	0,00	5	0,00	5														
D	Tilt avançado posterior aos glúteos	grau	354,00	5	0,00	5	0,00	5														
E	Altura do assento ao apoio dos pés	cm	53,00	5	53,00	5	53,00	5														
F	Inclinação do apoio dos pés	grau	80,00	5	80,00	5	65,00	5														
G	Largura do encosto	cm	35,00	4	34,50	5	34,50	5														
H	Altura do encosto	cm	5,00	4	5,00	4	3,00	5														
I	Inclinação do encosto anterior à lombar L1	grau	n.a.		n.a.		n.a.															
J	Inclinação do encosto posterior à lombar L1	grau	n.a.		n.a.		n.a.															
K	Extensão do afunilamento das coxas	cm	24,00	5	24,00	5	24,00	5														
L	Extensão do afunilamento das panturrilhas	cm	24,00	5	24,00	5	24,00	5														
M	Centro de gravidade	cm	15,00	5	13,50	5	11,56	5														
N	Largura do apoio dos pés	cm	25,40	5	25,40	5	25,40	5														
O	Alinhamento do apoio dos pés	grau	Livre	5	Livre	5	Livre	5														
P	Altura do assento ao aro de propulsão	cm	22,00	3	20,00	4	19,00	5														
Q	Cambagem das rodas de propulsão	grau	23,00	3	20,00	5	20,00	5														
R	Distância da roda até o quadro	cm	5,00	5	3,50	5	3,50	5														
S	Comprimento da base de apoio dos pés	cm	17,50	5	17,50	5	17,50	5														
T	Altura do anteparo dos pés	cm	5,00	5	5,00	5	5,00	5														
U	Altura do descanso de braços	cm	n.a.		n.a.		n.a.															
V	Comprimento do descanso de braços	cm	n.a.		n.a.		n.a.															
W	Largura da almofada do descanso de braços	cm	n.a.		n.a.		n.a.															
X	Espessura da almofada do descanso de braços	cm	n.a.		n.a.		n.a.															

ADICIONAR TOLERÂNCIA GEOMÉTRICA NA LARGURA DO ASSENTO? ☒ NÃO ☐ SIM ☐ 2 cm ☐ _____ centímetros

EXERCÍCIOS DE PROPULSÃO COM SIMULAÇÃO DE RESISTÊNCIA MECÂNICA REGULÁVEL

AJUSTES	GIRO DO PARAFUSO	AVANÇO [mm]	PROPULSÃO ESQUERDA				PROPULSÃO DIREITA				PERCEPÇÃO PSICOMOTORA				
			VEL (mín.) [km/h]	VEL (máx.) [km/h]	VEL (média) [km/h]	DISTÂNCIA PERCORRIDA [m]	VEL (mín.) [km/h]	VEL (máx.) [km/h]	VEL (média) [km/h]	DISTÂNCIA PERCORRIDA [m]	"TIVE UMA SENSAÇÃO REALÍSTICA DE PROPULSÃO"				
0	sem acionamento	0,00	19,00	27,00	23,00	190,00	18,60	26,50	22,55	186,70	1	2	3	4	5
A2	½ volta	0,50	16,70	20,30	18,50	152,50	14,90	17,40	16,15	134,00	1	2	3	4	5
A4	1 volta	1,00	15,80	19,11	17,46	142,30	11,80	16,90	14,35	117,20	1	2	3	4	5
A6	1 ½ volta	1,50	5,90	8,70	7,30	60,10	6,00	7,60	6,80	56,20	1	2	3	4	5

LEGENDA DA PERCEPÇÃO PSICOMOTORA:

1 Discordo totalmente 2 Discordo parcialmente 3 Não concordo nem discordo 4 Concordo parcialmente 5 Concordo plenamente	
---	--

A tab. 6.4 apresenta os dados coletados das dimensões ergo-antropométricas do participante, com suas apreciações (percepção psicomotora) subjetivas dos ajustes. Também apresenta os resultados dos exercícios de propulsão, sem e com o ajuste da resistência mecânica. (Obs.: considerar os termos *n.a. – não se aplica).

Houveram três sessões de ajustes até que o participante confirmasse efetiva satisfação com todas as configurações modeladas. Na medida em que as configurações são ajustadas o participante é levado a refletir sobre a proposição: “Este é o meu ajuste preferido! ”. No caso de concordância plena, o respectivo ajuste é assumido como ideal para a personalização da cadeira de rodas. No caso de concordâncias parciais ou discordâncias, novos ajustes são realizados. Deste modo, os ajustes configurados consideram às dimensões físicas do participante avaliado e a sua própria percepção psicomotora da modelagem. O participante tem um papel interativo com o processo.

Durante o procedimento foi notado que os ajustes que estão diretamente relacionados às dimensões antropométricas do indivíduo são aceitos prontamente à sua configuração, isto é, são mais fáceis e rápidos de serem concluídos, em função da realidade e percepção do cadeirante. Como por exemplo, a profundidade do assento está intimamente relacionada ao comprimento dos glúteos e coxas do participante. E assim que o equipamento se compatibiliza à estas dimensões, o participante tende à aceita-las imediatamente.

Outro exemplo, é a largura o assento. Este ajuste é precisamente configurado à largura do quadril do participante assim que o mesmo é acomodado. A largura do assento é um parâmetro objetivo em relação às medidas antropométricas do participante. Os demais exemplos, desse tipo de ajuste são: a altura do assento até o apoio dos pés, a largura da base dos pés e o comprimento da base dos pés. Todos estes ajustes foram concluídos adequadamente ainda na primeira tentativa do procedimento (Leitura 1).

Por outro lado, os ajustes cuja modelagem dependeram mais da percepção de conforto e desempenho biomecânico do participante, foram mais laboriosos e demorados, até se alcançar a condição de satisfação plena, de personalização ideal. Estes ajustes são aqueles mais correlacionados à ergonomia da cadeira de rodas e a sua cinesiologia paralímpica natural. Nestes casos, a satisfação do cadeirante foi atingida por meio de experimentações com diversas condições de configuração. Podem ser citados, como exemplo, a inclinação do assento, o avanço do eixo que determina o centro de gravidade, a distância dos rodantes até o quadro, a altura do assento aos aros de propulsão, a inclinação do encosto, a inclinação do apoio das pernas, a cambagem dos rodantes de propulsão e o alinhamento do apoio dos pés. Estes parâmetros só foram alcançados idealmente para a personalização da cadeira de rodas na terceira tentativa (Leitura 3).

Aqui, destacam-se com maior grau de dificuldade para se obter o ajuste ideal, a configuração da altura do assento até os aros de propulsão, o centro de gravidade e a inclinação do assento, devido às próprias limitações operacionais de projeto do equipamento (SWCE). Os ajustes restantes (inclinação do encosto, cambagem das rodas, inclinação do apoio das pernas e alinhamento do apoio dos pés) são facilmente operados.

Para se empreender estas tentativas, também designadas como sessões do procedimento, é necessário que o cadeirante se transfira novamente para a sua cadeira de rodas pessoal quando envolve aqueles ajustes com maior grau de dificuldade. Depois de reconfigurado o parâmetro no SWCE, o cadeirante se transfere novamente para o equipamento.

Os ajustes – correlacionados à ergonomia – são aqueles que revelam melhor o desempenho biomecânico do cadeirante, como também, são aqueles que modificam os seus paradigmas pessoais já formados. Estes ajustes exercem uma relação interativa e orgânica com o funcionamento dos grupos musculares mais afetados durante a propulsão da cadeira de rodas.

Por exemplo, os ajustes ergonômicos do “centro de gravidade” e do “alcance manual dos aros de propulsão” podem ampliar ou reduzir os esforços de adução e abdução dos membros superiores, fazendo com que a maior parte da carga de trabalho físico possa incidir sobre os músculos (com os ajustes corretos) ou sobre as articulações dos ombros, punhos e cotovelos (com os ajustes errados). Do mesmo modo, o ajuste ergonômico da “inclinação (*tilt*) do assento” pode melhorar a força de propulsão e o equilíbrio do tronco (ajuste correto) ou prejudica-los (ajuste errado).

Eventualmente, o paratleta pode ser influenciado por opiniões e maneirismos típicos do seu círculo social-esportivo, fornecendo-lhe alguns paradigmas que podem não corresponder à condição ideal na prática. Isso ocorreu quando o participante solicitou de antemão que a inclinação do assento (*tilt*) fosse regulada para uma posição projetada para frente desenvolvendo um ângulo de 354° (no ciclo invertido do inclinômetro), o que equivale também a 6° com o assento projetado frontalmente. A fig. 6.11 ilustra esta condição.

Com o equipamento configurado para a posição desejada, o participante pode experimentar, pela primeira vez em sua carreira desportiva, uma condição que haviam lhe informado ser o seu ajuste ideal em uma cadeira de rodas personalizada. Esse paradigma foi rompido durante os ensaios, prevalecendo a inclinação nula para a modelagem definitiva de sua cadeira de rodas customizada de tênis. Observa-se que no primeiro momento (leitura 1) o participante havia manifestado plena concordância com este ajuste ser o ideal. Os ensaios e experimentações com outros ajustes combinados alteraram a sua autopercepção psicomotora.

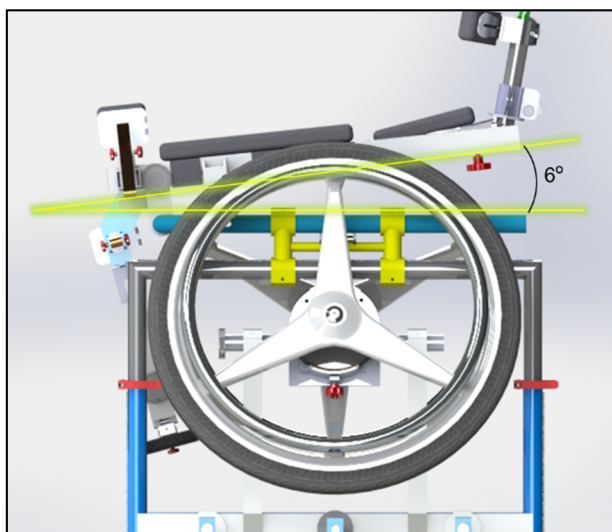


Figura 6.11 – Configuração inicial do *tilt* do assento (Participante 1).

O ajuste sugerido, entre alguns paratletas, e que caracterizou esse paradigma pode ser uma boa configuração de cadeiras de rodas para alguns tipos de deficiências físicas. Pode ser um bom ajuste entre os amputados, os lesionados na coluna, entre outros. Mas não parece ser uma boa condição ergonômica para pessoas com espinha bífida (mielomeningoceles) como o caso do participante.

CADEIRA DE RODAS ANATÔMICA OTIMIZADA E PARAMETRIZADA DE TÊNIS, TÊNIS DE MESA E ESGRIMA				
ESCOPO	ITEM	DIMENSÃO PARAMETRIZADA		
QUADRO ESTRUTURAL DA CADEIRA DE RODAS	A	Largura do Assento	cm	36,50
	B1	Profundidade dos Glúteos	cm	16,00
	B2	Profundidade da Cabeça Longa do Músculo Biceps da Coxa	cm	14,00
	B3	Profundidade da Cabeça Curta do Músculo Biceps da Coxa	cm	15,00
	C	Altura do Assento ao Apoio dos Pés	cm	30,00
	D	Inclinação do Apoio dos Pés	grau	65,00
	E	Largura do Encosto	cm	36,50
	F	Altura do Encosto	cm	3,00
	G	Extensão do Afunilamento das Coxas	grau	158,00
	H	Centro de Gravidade	cm	11,56
ACESSÓRIOS INDEPENDENTES	I	Altura do Assento ao Aro de Propulsão	cm	19,00
	J	Distância das Rodas de Propulsão até o Quadro	cm	3,50
	K	Cambagem das Rodas de Propulsão	grau	20,00
	L	Largura do Apoio dos Pés	cm	25,40
	M	Comprimento do Apoio dos Pés	cm	17,50
	N	Alinhamento do Apoio dos Pés	cm	Livre
	O	Altura do Anteparo dos Pés	cm	5,00
Adicionar tolerância geométrica na largura do assento ?			<input type="radio"/> SIM	<input checked="" type="radio"/> NÃO
OBS: sempre adicionar 20 mm à largura do assento e do encosto, em função da largura dos tubos.				

Figura 6.12 – Parâmetros da modelagem da cadeira de rodas de tênis (Participante 1).

Outro ajuste, cuja percepção inicial foi de satisfação plena, mas que as experimentações alteraram a percepção do participante foi a inclinação do apoio das pernas. Inicialmente o participante havia apreciado a posição de 80° de afastamento na direção abaixo do assento. Depois de algumas experimentações a preferência foi de 65°.

Estes fenômenos de apreciação do ajuste alterada com a exposição a novas experimentações demonstram a necessidade de orientação física entre os paratletas, e que a pessoa com deficiência pode não ter total conhecimento de sua condição anatômica. O equipamento SWCE respondeu bem a estas situações, podendo lhe conferir a competência funcional de melhorar e maximizar a autopercepção psicomotora da pessoa avaliada.

A fig. 6.12 apresenta os parâmetros definitivos da modelagem personalizada da cadeira de rodas de tênis, para o participante 1, demonstrada a seguir.

a) Cadeira de Rodas Personalizada de Tênis de Quadra, Tênis de Mesa e Esgrima:
Participante I

A cadeira de rodas anatômica, otimizada, parametrizada e personalizada para o primeiro participante, compatível com as modalidades de tênis de quadra e campo, tênis de mesa e esgrima foi dimensionada em 5,16 kg com todos os seus componentes de montagem exceto os rodantes de propulsão. Estes rodantes podem ser obtidos comercialmente com variadas massas e modelos. Observa-se que o modelo foi prescrito para fabricação em liga de alumínio aeronáutico 6061 T - 6F. A fig. 6.13 mostra as propriedades desta cadeira de rodas.

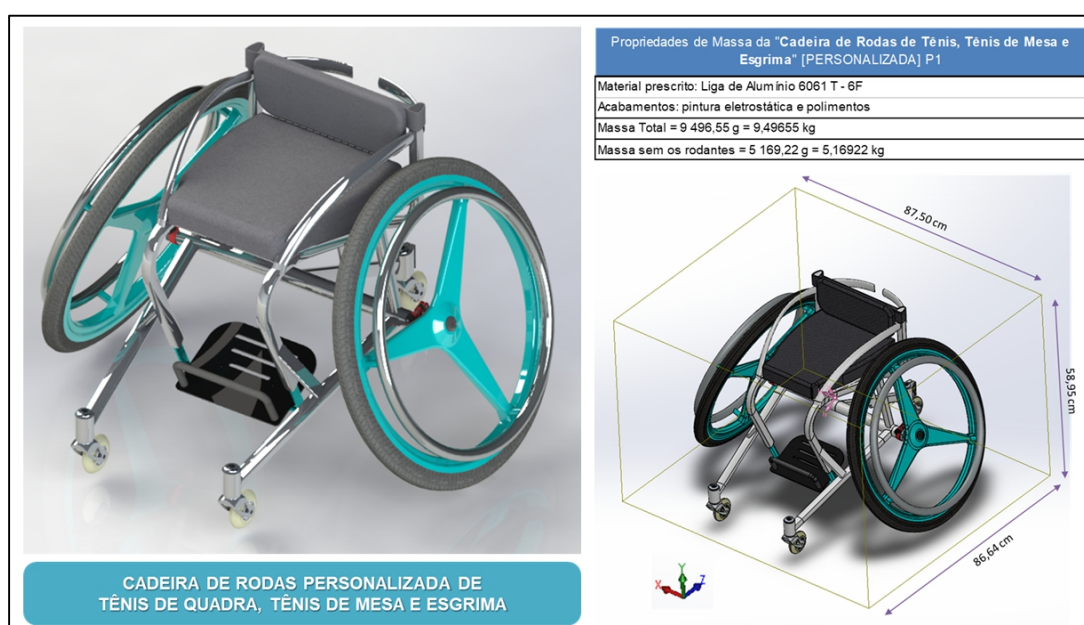


Figura 6.13 – Cadeira de Rodas Personalizada de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima (Participante 1).

As suas dimensões geométricas resultam numa área de ocupação inferior a um metro quadrado. Possui aproximadamente 60 cm de altura. Foi solicitado pelo participante que o acabamento fosse o polimento sem pintura final. Também foi solicitado um alongamento na extensão da barra do dispositivo anti-tombo. A fig. 6.14 ilustra a cadeira de rodas personalizada de tênis em diversas vistas.

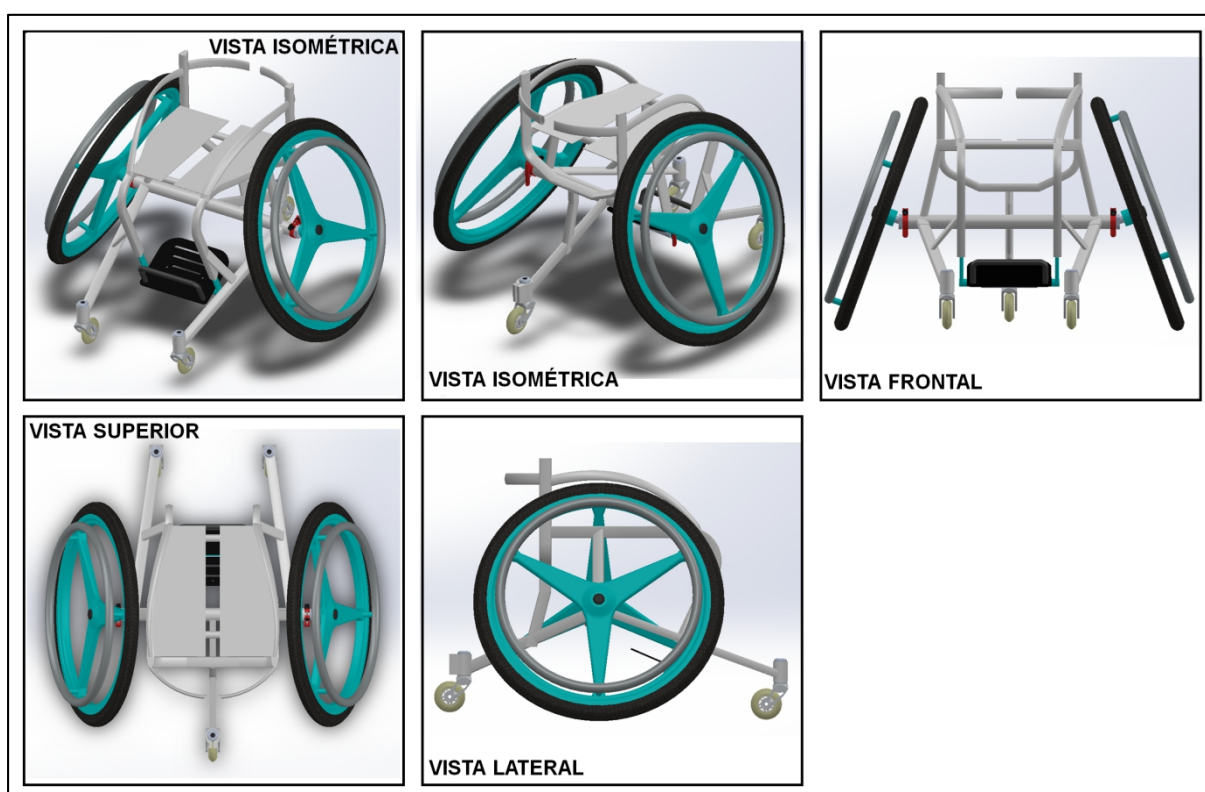


Figura 6.14 – Vistas da Cadeira de Rodas Personalizada de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima (Participante 1).

No projeto original desta cadeira de rodas parametrizada é proposto um para-choque frontal com a função de proteger a região frontal da cadeira. Porém, o paratleta avaliado (participante 1) solicitou que o seu projeto não apresentasse este recurso. Deste modo, este componente do escopo foi excluído sem maiores efeitos para a cadeira de rodas modelada.

As fig. 6.15, 6.16, 6.17 e 6.18 mostram o processo de parametrização da cadeira de rodas personalizada de tênis, com as dimensões definitivas aprovadas pelo participante. As dimensões parametrizadas estão condicionadas às vistas dos planos geométricos do projeto. Os valores das dimensões parametrizadas estão expressos em milímetros.

A altura do assento até o apoio dos pés, medida em função da antropometria do participante foi de 53 cm, conforme visto na tab. 5.4. Na parametrização da cadeira de rodas personalizada essa dimensão foi configurada para 30 cm. A dimensão complementar de 23 cm é preenchida pela altura das hastes de apoio dos pés. Essa é uma estratégia usual, uma vez que, é preciso considerar a espessura das almofadas no assento. A acoplagem telescópica das hastes de apoio dos pés no quadro estrutural permite um ajuste que atende as condições antropométricas do usuário.

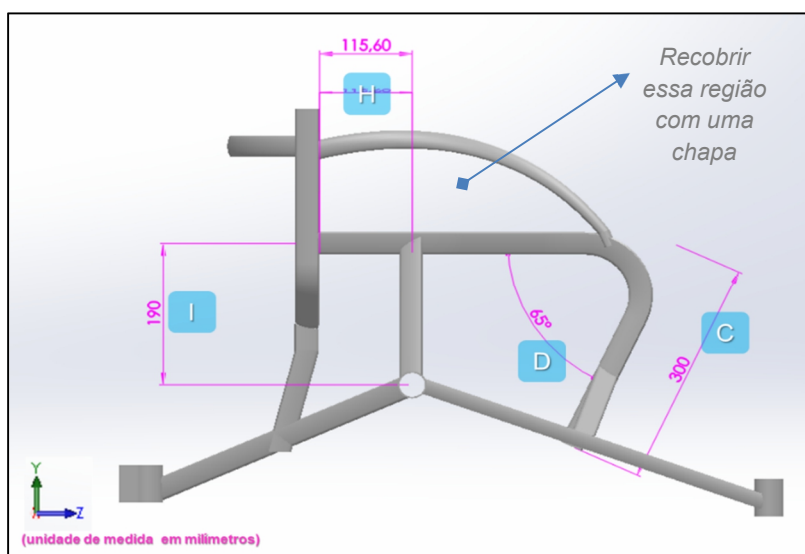


Figura 6.17 – Plano Lateral da Personalização da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima (Participante 1).

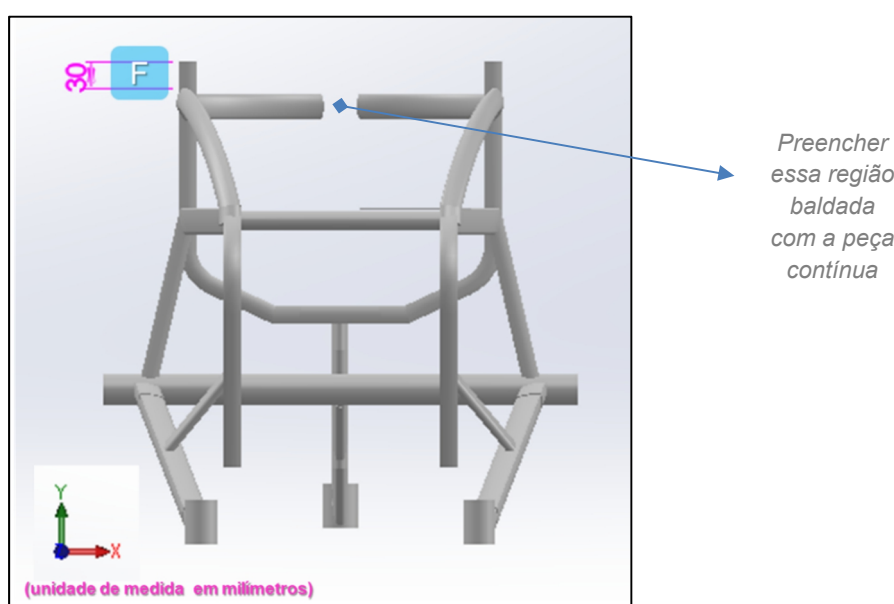


Figura 6.18 – Plano Frontal da Personalização da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima (Participante 1).

Para o ajuste de altura do encosto foi personalizada uma dimensão de três cm acima da condição fixa do projeto, que é a altura da peça de contorno do quadril. A peça contorna o quadril, protegendo-o de contatos externos. Abrange a topografia óssea do ílio, abarcando o púbis, o sacro, o ísquio e a sínfise púbica. Na industrialização é recomendada a adição de uma chapa recobrimdo a região vazada, conforme orientações ao fabricante.

Alguns componentes da montagem têm as suas proporções influenciadas pela parametrização modelada. As fig. 6.19, 6.20 e 6.21 mostram estes casos.

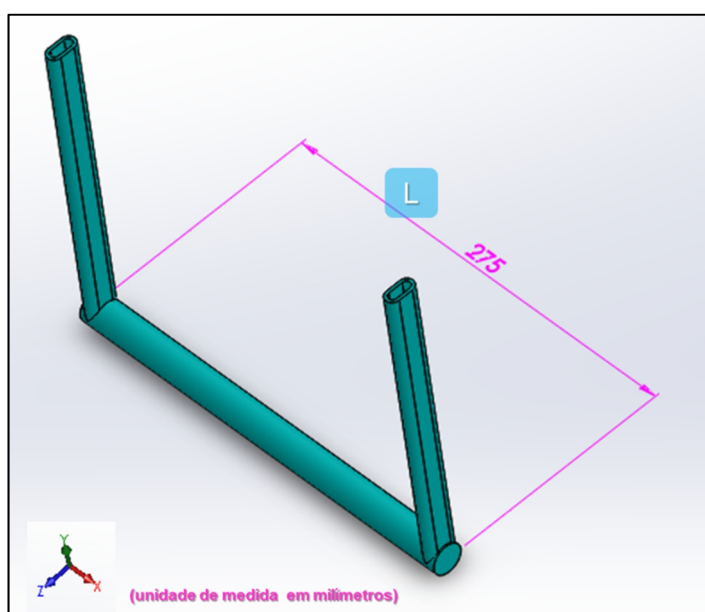


Figura 6.19 – Parametrização da haste de apoio dos pés da cadeira de tênis (Participante 1).

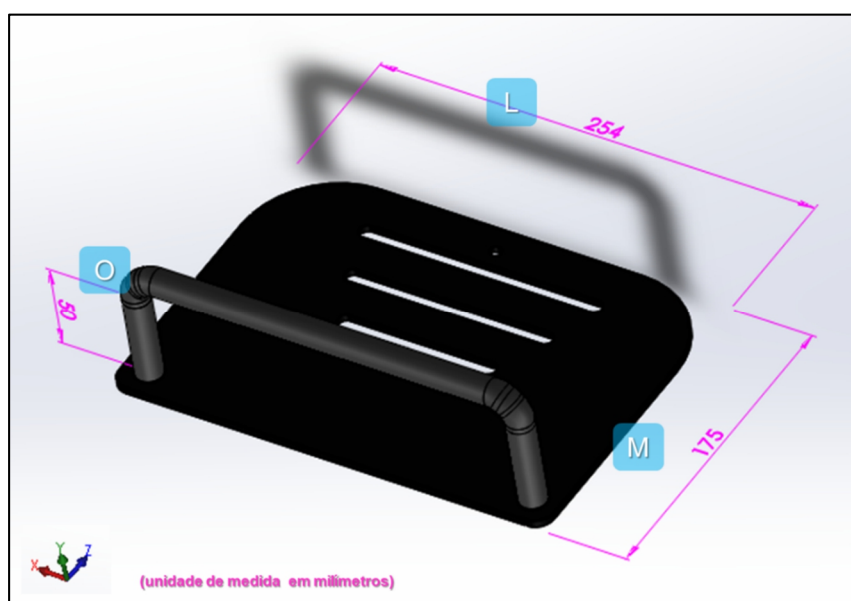


Figura 6.20 – Parametrização da base de apoio dos pés da cadeira de tênis (Participante 1).

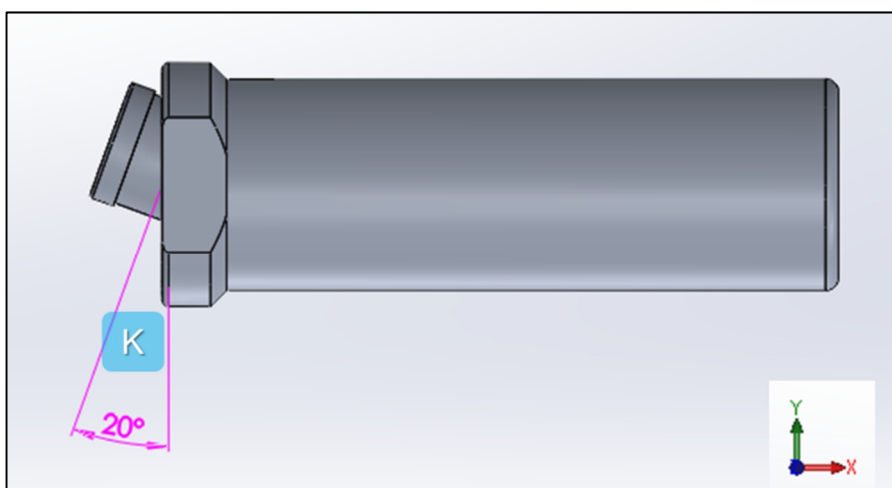


Figura 6.21 – Parametrização de adaptador de cambagem da cadeira de tênis (Participante 1).

b) Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário: *Participante I*

Posteriormente à personalização da cadeira de rodas de tênis, foi dado seguimento à prescrição de uma cadeira de rodas de uso diário para o participante. Os dados parametrizados obtidos também podem ser utilizados na prescrição de uma cadeira de rodas de uso diário com encosto ergonômica e colabora com o projeto de uma manocleta de ciclismo. A tab. 6.3 apresenta os dados experimentais desta etapa. O participante dispensou os testes de atividade física (propulsão realística) nesta fase, por questões pessoais.

A experiência de prescrever uma cadeira de rodas de tênis deu ao participante uma noção mais profunda de suas características ergo-antropométricas. De forma que, muitos daqueles ajustes mais correlacionados à sua antropometria poderiam ser replicados, para o procedimento de prescrição da cadeira de rodas de uso diário.

Assim, o participante pôde vivenciar condições de ajustes ergonômicos caracterizados para a vida diária do cadeirante. Ressalva-se que, conforme informações da anamnese, este participante não faz uso de cadeira de rodas cotidianamente. Portanto, este processo foi conduzido por uma oportunidade de experiência pessoal, que por ventura, colabora com a validação da *Metodologia SWCE* proposta.

Para a condição de inclinação do apoio dos pés, o participante se satisfaz com o ângulo de 80°, condição inicial no experimento da personalização da cadeira de rodas de tênis que posteriormente fora decidida por 65°. Aqui, houve uma reversão no ajuste. A inclinação de 65° do apoio dos pés, pode se tornar cansativa para uma cadeira de rodas de uso diário. A decisão de adotar a inclinação de 80°, para a cadeira de rodas de uso diário, também foi influenciada

pelo ajuste de inclinação do assento (*tilt*) experimentado, de 175°, proporcionando um alívio na articulação dos joelhos.

Tabela 6.3 – Formulário de Coleta de Dados Quali-quantitativos da personalização da cadeira de rodas de uso diário (Participante 1).

"FORMULÁRIO DE PESQUISA QUALI-QUANTITATIVA" (SWCE_01) "Cadeira de Rodas de Uso Diário" - p1																						
ITEM			Este é o meu ajuste preferido !!!																			
			LEITURA 1		PERCEÇÃO 1		LEITURA 2		PERCEÇÃO 2		LEITURA 3		PERCEÇÃO 3		LEITURA 4		PERCEÇÃO 4		LEITURA 5		PERCEÇÃO 5	
AJUSTE/ unidade de medida																						
A	Largura do assento	cm	34,50	5	34,50	5																
B	Profundidade do assento	cm	45,00	5	45,00	5																
B1	Profundidade dos Glúteos	cm	16,00	5	16,00	5																
B2	Profundidade da Cabeça Longa do Bíceps	cm	14,00	5	14,00	5																
B3	Profundidade da Cabeça Curta do Bíceps	cm	15,00	5	15,00	5																
C	Tilt generalizado do assento	grau	175,00	5	175,00	5																
D	Tilt avançado posterior aos glúteos	grau	175,00	5	175,00	5																
E	Altura do assento ao apoio dos pés	cm	53,00	5	53,00	5																
F	Inclinação do apoio dos pés	grau	65,00	5	80,00	5																
G	Largura do encosto	cm	34,50	5	34,50	5																
H	Altura do encosto	cm	11,00	5	11,00	5																
I	Inclinação do encosto anterior à lombar L1	grau	Livre	5	Livre	5																
J	Inclinação do encosto posterior à lombar L1	grau	175,00	5	175,00	5																
K	Extensão do afunilamento das coxas	cm	24,00	5	24,00	5																
L	Extensão do afunilamento das panturrilhas	cm	24,00	5	24,00	5																
M	Centro de gravidade	cm	30,00	5	60,00	5																
N	Largura do apoio dos pés	cm	25,40	5	25,40	5																
O	Alinhamento do apoio dos pés	grau	Livre	5	Livre	5																
P	Altura do assento ao aro de propulsão	cm	18,00	4	13,69	5																
Q	Cambagem das rodas de propulsão	grau	0,00	5	0,00	5																
R	Distância da roda até o quadro	cm	3,00	4	0,50	5																
S	Comprimento da base de apoio dos pés	cm	17,50	5	17,50	5																
T	Altura do anteparo dos pés	cm	n.a.		n.a.																	
U	Altura do descanso de braços	cm	12,00	5	12,00	5																
V	Comprimento do descanso de braços	cm	31,00	5	31,00	5																
W	Largura da almofada do descanso de braços	cm	4,00	5	4,00	5																
X	Espessura da almofada do descanso de braços	cm	3,00	5	3,00	5																

ADICIONAR TOLERÂNCIA GEOMÉTRICA NA LARGURA DO ASSENTO? ☒ NÃO ☐ SIM ☐ 2 cm ☐ _____ centímetros

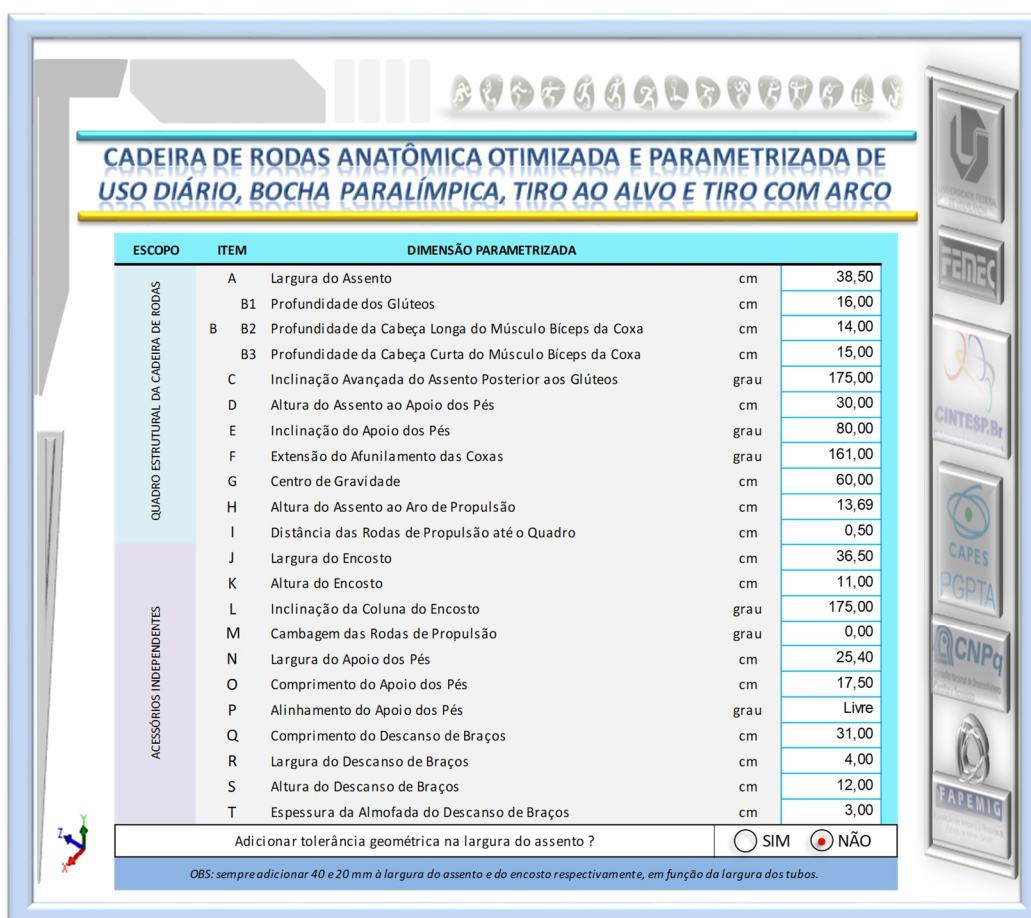
EXERCÍCIOS DE PROPULSÃO COM SIMULAÇÃO DE RESISTÊNCIA MECÂNICA REGULÁVEL

AJUSTES	GIRO DO PARA-FUSO	AVANÇO [mm]	PROPULSÃO ESQUERDA				PROPULSÃO DIREITA				PERCEÇÃO PSICOMOTORA							
			VEL (mín.) [km/h]	VEL (máx.) [km/h]	VEL (média) [km/h]	DISTÂNCIA PERCORRIDA [m]	VEL (mín.) [km/h]	VEL (máx.) [km/h]	VEL (média) [km/h]	DISTÂNCIA PERCORRIDA [m]	"TIVE UMA SENSAÇÃO REALÍSTICA DE PROPULSÃO"							
0	sem acionamento	0,00												1	2	3	4	5
A1	¼ volta	0,25												1	2	3	4	5
A2	½ volta	0,50												1	2	3	4	5
A3	¾ volta	0,75												1	2	3	4	5
A4	1 volta	1,00												1	2	3	4	5
A5	1 ¼ volta	1,25												1	2	3	4	5
A6	1 ½ volta	1,50												1	2	3	4	5
A7	1 ¾ volta	1,75												1	2	3	4	5
A8	2 voltas	2,00												1	2	3	4	5
A9	2 ¼ voltas	2,25												1	2	3	4	5
A10	2 ½ voltas	2,50												1	2	3	4	5
A11	2 ¾ voltas	2,75												1	2	3	4	5
A12	3 voltas	3,00												1	2	3	4	5

LEGENDA DA PERCEÇÃO PSICOMOTORA:

1 Discordo totalmente 2 Discordo parcialmente 3 Não concordo nem discordo 4 Concordo parcialmente 5 Concordo plenamente	
---	--

A extensão do afunilamento das coxas foi configurada para 24 cm, em relação à cadeira de rodas de tênis, proporcionando uma folga entre as pernas abaixo dos joelhos. É uma condição plausível para cadeiras de rodas de uso diário. Devido à ausência de cambagem das rodas, típica nas cadeiras de vida diária, os ajustes ergonômicos da distância do assento aos aros de propulsão (alcance manual dos aros) e do centro de gravidade foram satisfeitos numa condição mais descansada. Os parâmetros definitivos desta prescrição foram obtidos na segunda tentativa da personalização. A fig. 6.22 mostra os parâmetros definidos para a personalização da cadeira de rodas de uso diário do primeiro participante.



ESCOPO	ITEM	DIMENSÃO PARAMETRIZADA		
QUADRO ESTRUTURAL DA CADEIRA DE RODAS	A	Largura do Assento	cm	38,50
	B1	Profundidade dos Glúteos	cm	16,00
	B2	Profundidade da Cabeça Longa do Músculo Biceps da Coxa	cm	14,00
	B3	Profundidade da Cabeça Curta do Músculo Biceps da Coxa	cm	15,00
	C	Inclinação Avançada do Assento Posterior aos Glúteos	grau	175,00
	D	Altura do Assento ao Apoio dos Pés	cm	30,00
	E	Inclinação do Apoio dos Pés	grau	80,00
	F	Extensão do Afunilamento das Coxas	grau	161,00
	G	Centro de Gravidade	cm	60,00
	H	Altura do Assento ao Aro de Propulsão	cm	13,69
ACESSÓRIOS INDEPENDENTES	I	Distância das Rodas de Propulsão até o Quadro	cm	0,50
	J	Largura do Encosto	cm	36,50
	K	Altura do Encosto	cm	11,00
	L	Inclinação da Coluna do Encosto	grau	175,00
	M	Cambagem das Rodas de Propulsão	grau	0,00
	N	Largura do Apoio dos Pés	cm	25,40
	O	Comprimento do Apoio dos Pés	cm	17,50
	P	Alinhamento do Apoio dos Pés	grau	Livre
	Q	Comprimento do Descanso de Braços	cm	31,00
	R	Largura do Descanso de Braços	cm	4,00
	S	Altura do Descanso de Braços	cm	12,00
	T	Espessura da Almofada do Descanso de Braços	cm	3,00
Adicionar tolerância geométrica na largura do assento ?				<input type="radio"/> SIM <input checked="" type="radio"/> NÃO

OBS: sempre adicionar 40 e 20 mm à largura do assento e do encosto respectivamente, em função da largura dos tubos.

Figura 6.22 – Parâmetros da modelagem da cadeira de rodas de uso diário (Participante 1).

A cadeira de rodas anatômica, otimizada, parametrizada e personalizada de uso diário para o primeiro participante, compatível também com as modalidades de bocha paralímpica, tiro ao alvo e tiro com arco foi dimensionada em 5,36 kg com todos os seus componentes de montagem exceto os rodantes de propulsão. Estes rodantes podem ser obtidos comercialmente com variadas massas e modelos. Observa-se que o modelo foi prescrito para fabricação em liga de alumínio aeronáutico 6061 T - 6F. A fig. 6.23 mostra as propriedades desta cadeira de rodas.



Figura 6.23 – Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 1).



Figura 6.24 – Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com o Descanso de Braços (Participante 1).

A cadeira de rodas modelada ocupa uma área inferior a um metro quadrado. Sua altura máxima, sem o dispositivo da manopla de propulsão assistiva (foi dispensada pelo participante), foi de aproximadamente 74 cm. A fig. 6.24 ilustra a cadeira de rodas de uso

diário com a opção do descanso de braços, no lugar do protetor de quadril. A fig. 6.25 ilustra a cadeira de rodas em diversas vistas.

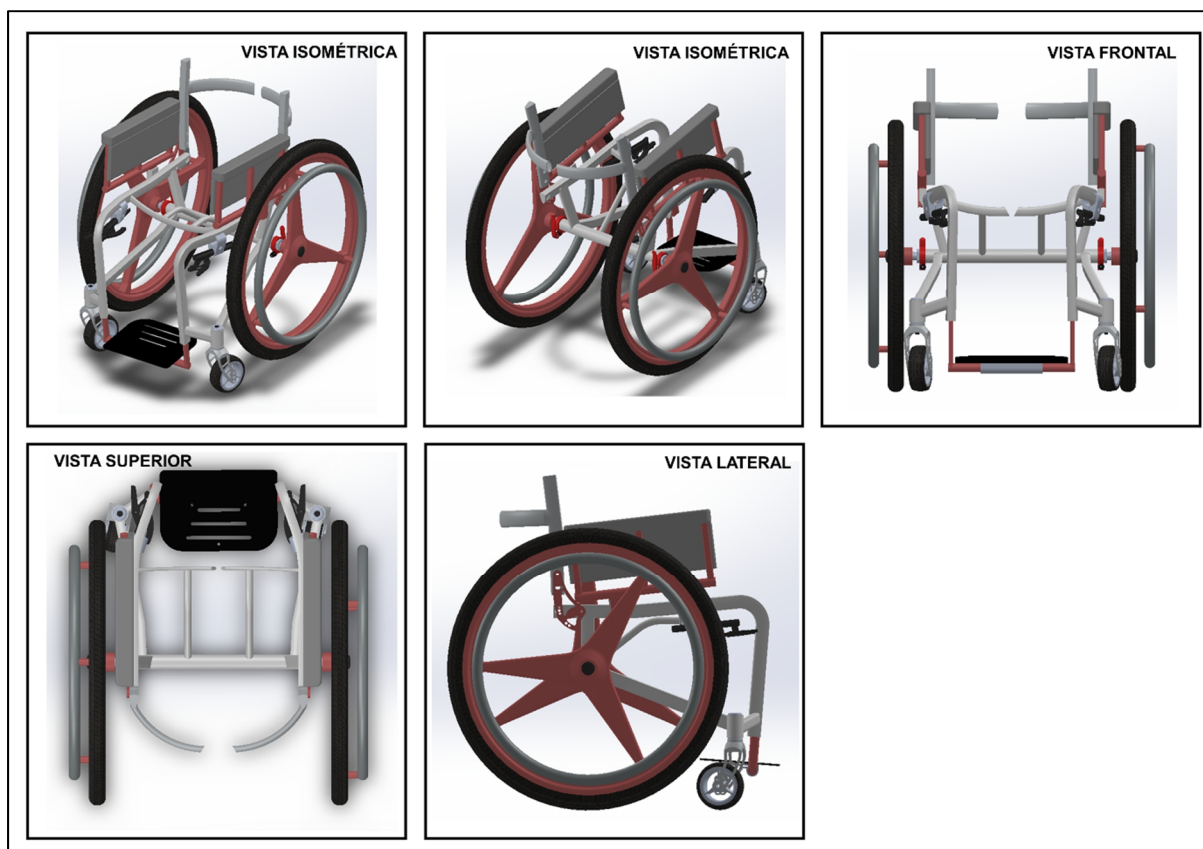


Figura 6.25 – Vistas da Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 1).

Como já foi afirmado anteriormente, o vão central na barra de propulsão assistiva nas colunas do encosto deve ser preenchido com o material contínuo na peça. Este baldado é uma solução estratégica do processo de parametrização e não caracteriza exatamente a fabricação deste componente. Na ficha de fabricação constarão recomendações ao fabricante para proceder com o seu preenchimento.

As fig. 6.26, 6.27, 6.28, 6.29 e 6.30 ilustram as parametrizações personalizadas do quadro estrutural e do encosto para a cadeira de rodas de uso diário. Estes parâmetros estão ilustrados de acordo com os seus planos geométricos.

Os componentes da montagem da cadeira de rodas de uso diário que têm as suas proporções influenciadas pela parametrização modelada são o sistema de apoio das pernas, o adaptador de cambagem dos rodantes e o dispositivo de descanso de braços. As fig. 6.31, 6.32, 6.33 e 6.34 mostram estes casos.

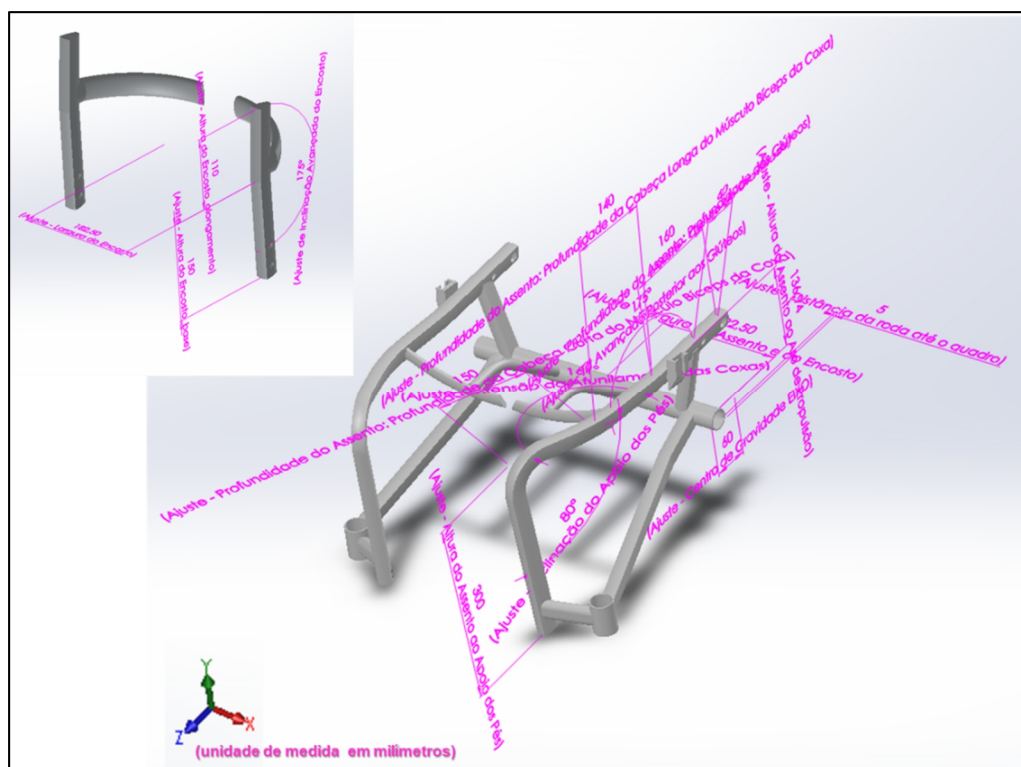


Figura 6.26 – Plano Isométrico da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 1).

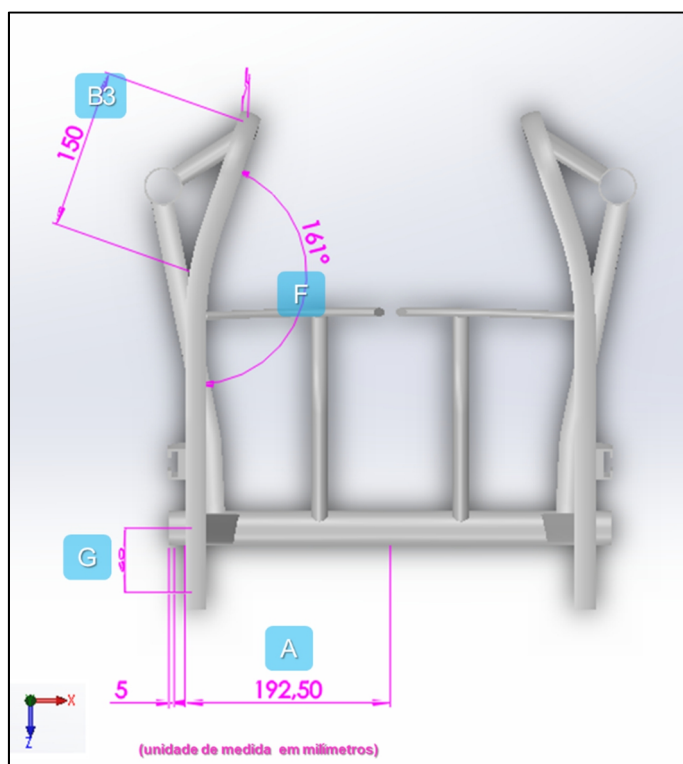


Figura 6.27 – Plano Superior da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 1).

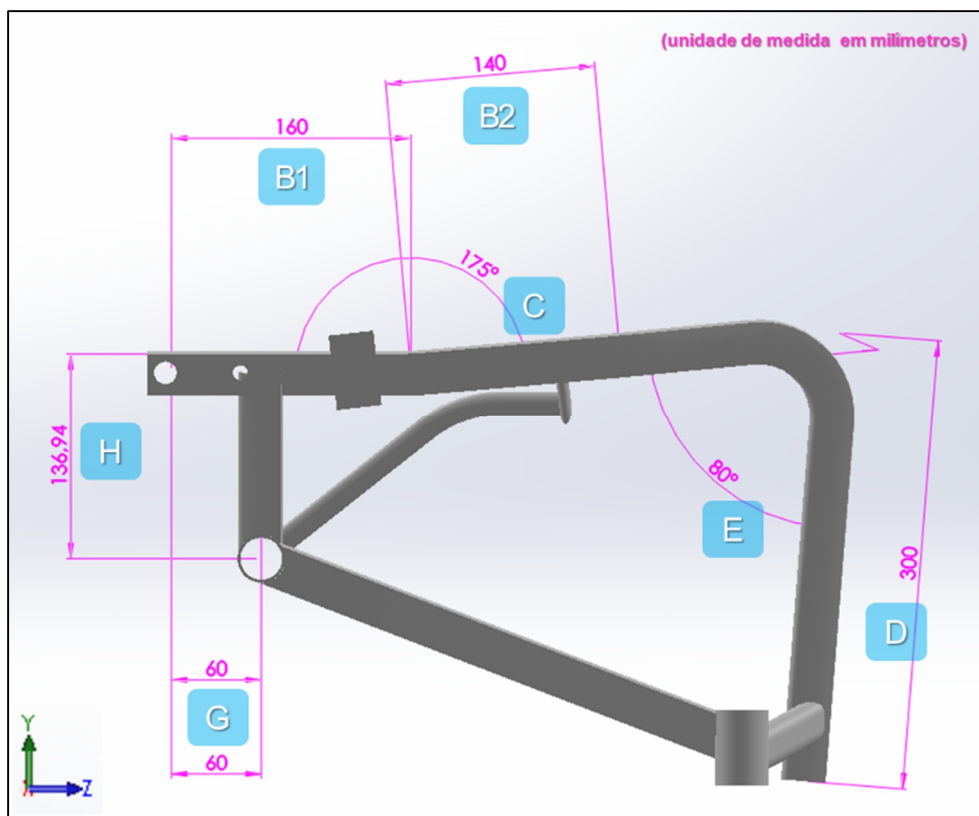


Figura 6.28 – Plano Lateral da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 1).

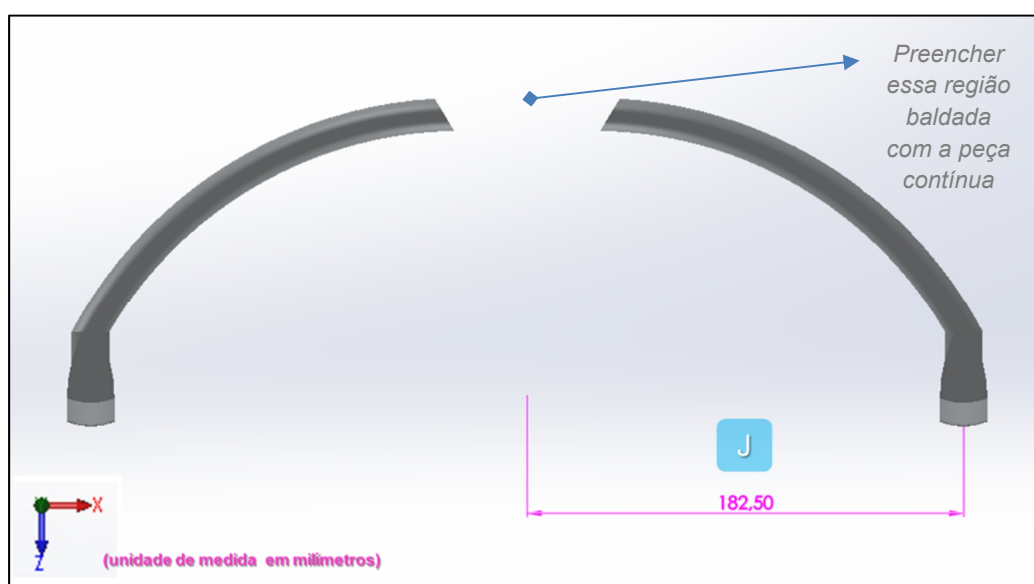


Figura 6.29 – Plano Superior da Personalização do Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 1).

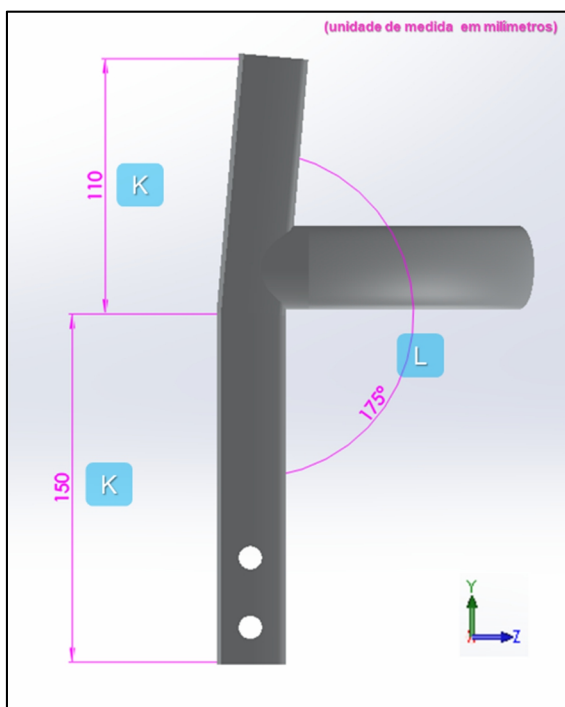


Figura 6.30 – Plano Lateral da Personalização do Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 1).

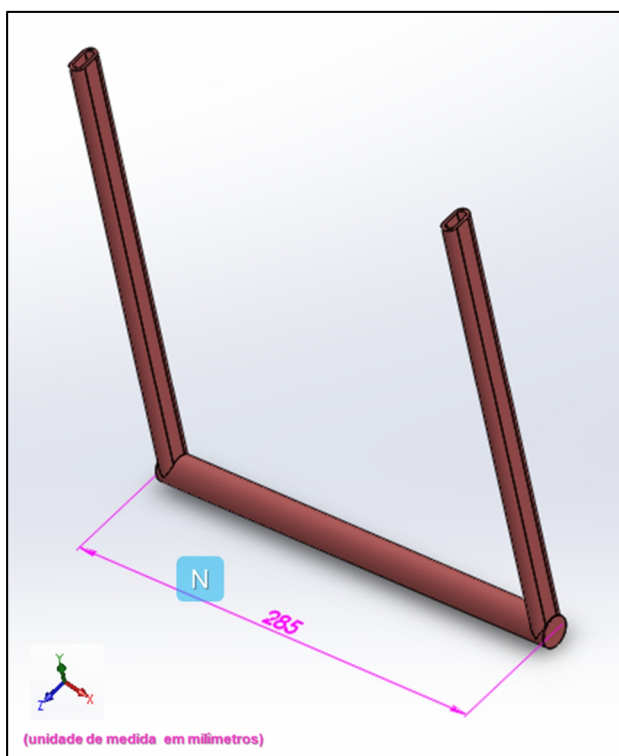


Figura 6.31 – Parametrização da haste de apoio dos pés da cadeira de uso diário (Participante 1).

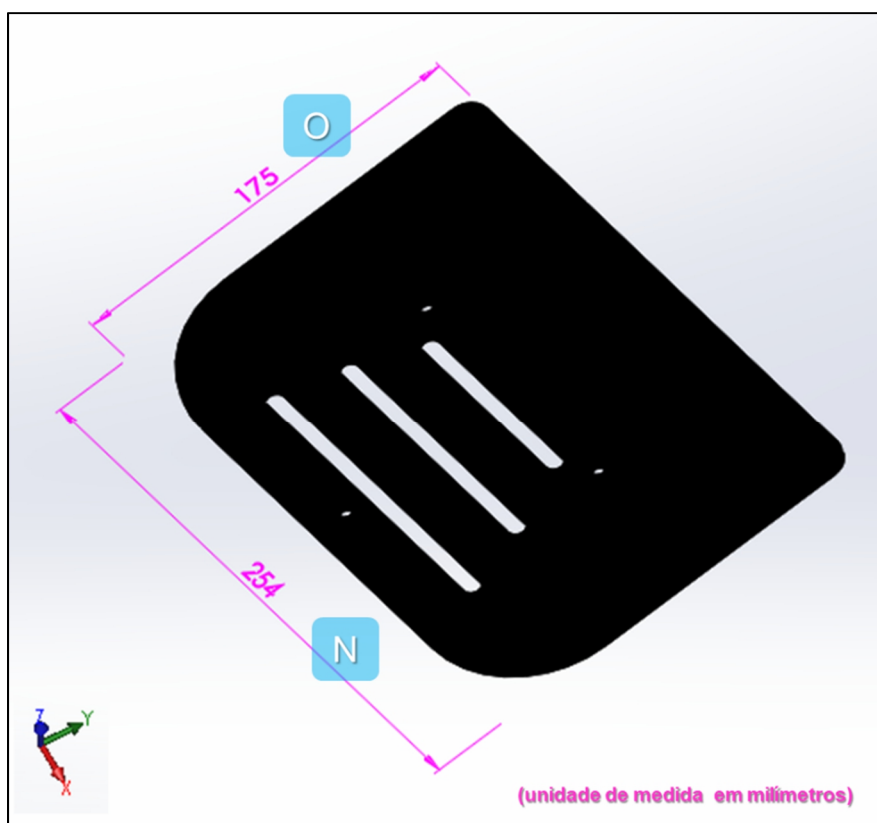


Figura 6.32 – Parametrização da base de apoio dos pés da cadeira de uso diário (Participante 1).

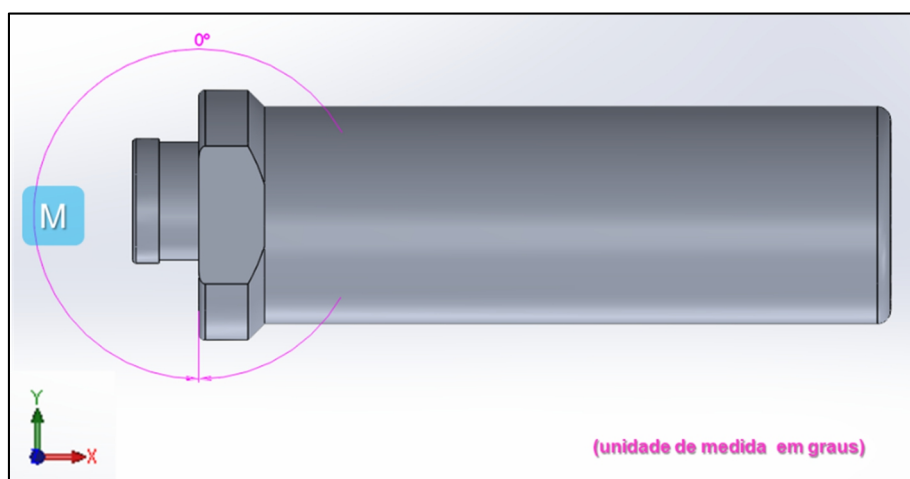


Figura 6.33 – Parametrização do adaptador de cambagem da cadeira de uso diário (Participante 1).

Para o descanso de braços foi configurado com uma almofada de alta densidade de 4 cm de largura e 3 cm de espessura. O seu suporte se estende por quase toda a lateralidade da coxa do participante. A sua altura compreende a altura do assento até os seus cotovelos. Essas medidas foram obtidas por uma trena.

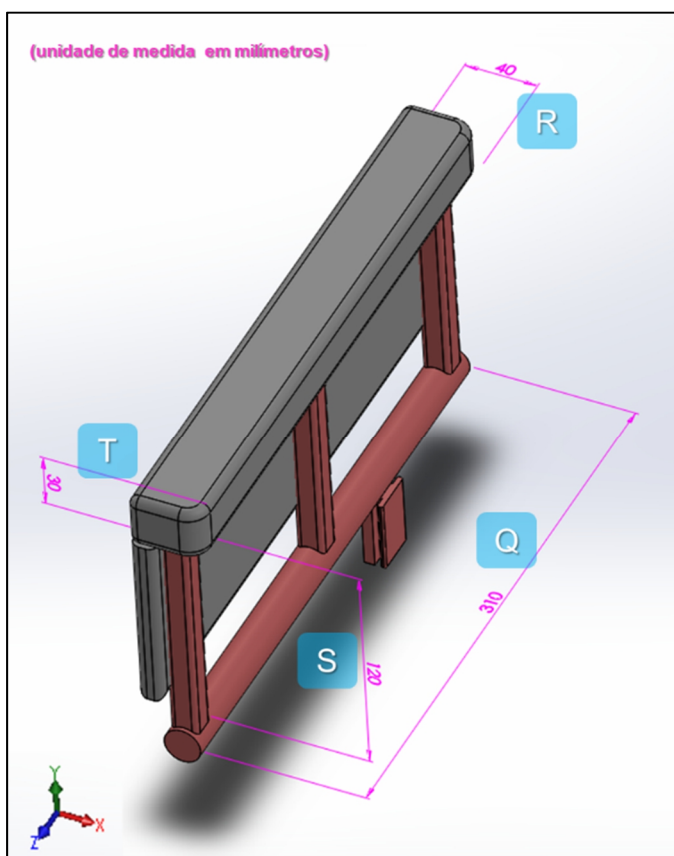


Figura 6.34 – Parametrização do descanso de braços da cadeira de uso diário (Participante 1).

c) Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário com Encosto Ergonômico: *Participante 1*

A mesma base de dados (ver fig. 6.22) da personalização da cadeira de rodas de uso diário personaliza este modelo. A cadeira de rodas anatômica, otimizada, parametrizada e personalizada de uso diário com encosto ergonômico para o primeiro participante, compatível também com as modalidades de bocha paralímpica, tiro ao alvo e tiro com arco foi dimensionada em 6,95 kg com todos os seus componentes de montagem exceto os rodantes de propulsão. Observa-se que o modelo foi prescrito para fabricação em liga de alumínio aeronáutico 6061 T - 6F. A fig. 6.35 mostra as propriedades desta cadeira de rodas.

A fig. 6.37 ilustra a cadeira de rodas de uso diário com encosto ergonômico em diversas vistas. O modelo está representado com o dispositivo anti-tombo implementado, reforçando os seus aspectos pró-esportivos. Estes aspectos remetem à uma experiência de engajamento e atitude para com a habilitação física do usuário.

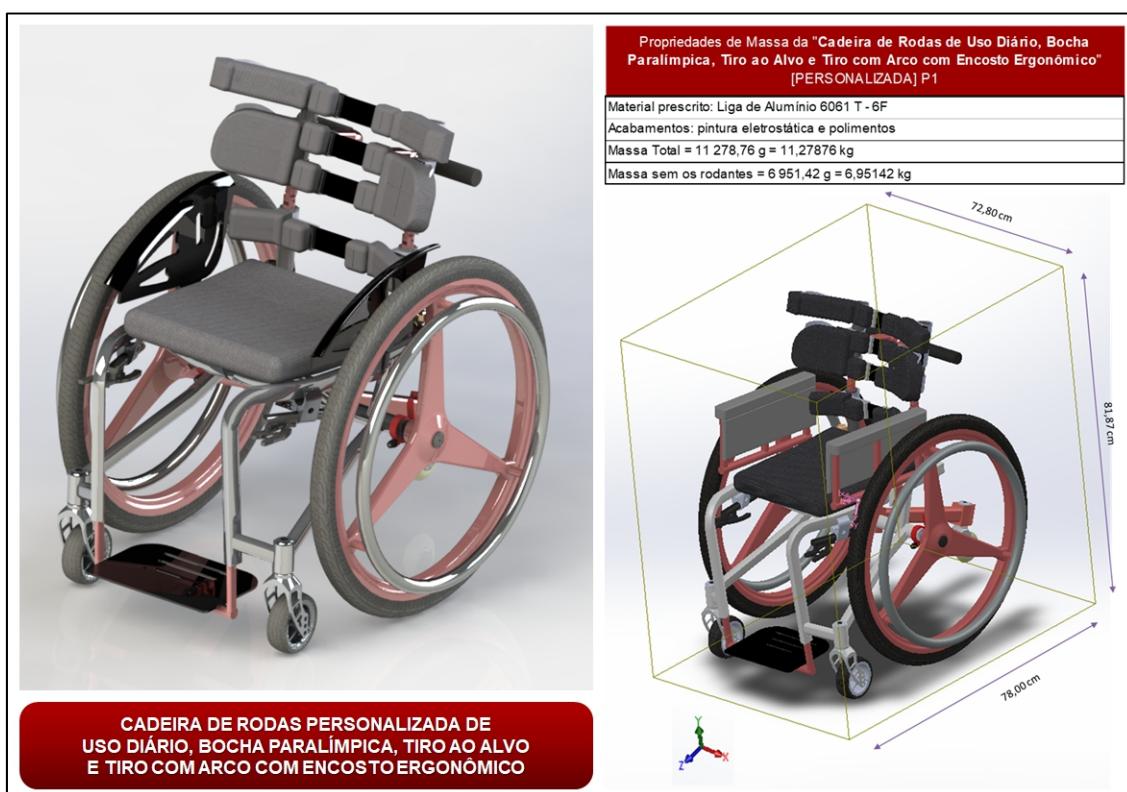


Figura 6.35 – Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico (Participante 1).

A fig. 6.36 ilustra a cadeira de rodas de uso diário com encosto ergonômico adotando o descanso de braços ao invés do protetor lateral de quadril.

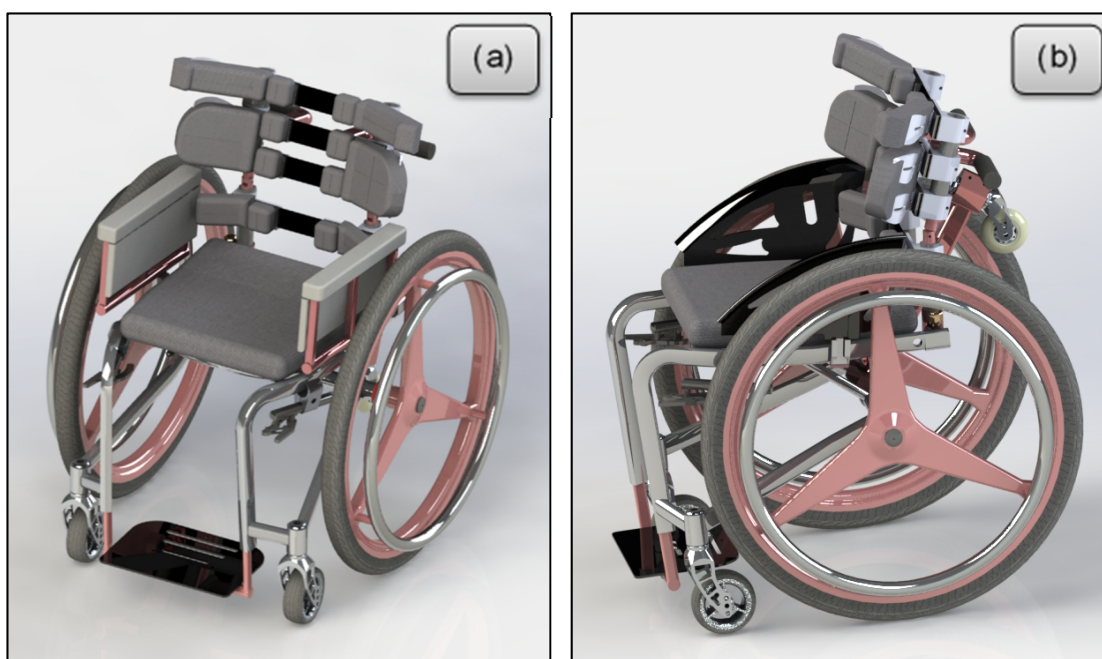


Figura 6.36 – Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico e o Descanso de Braços (Participante 1).

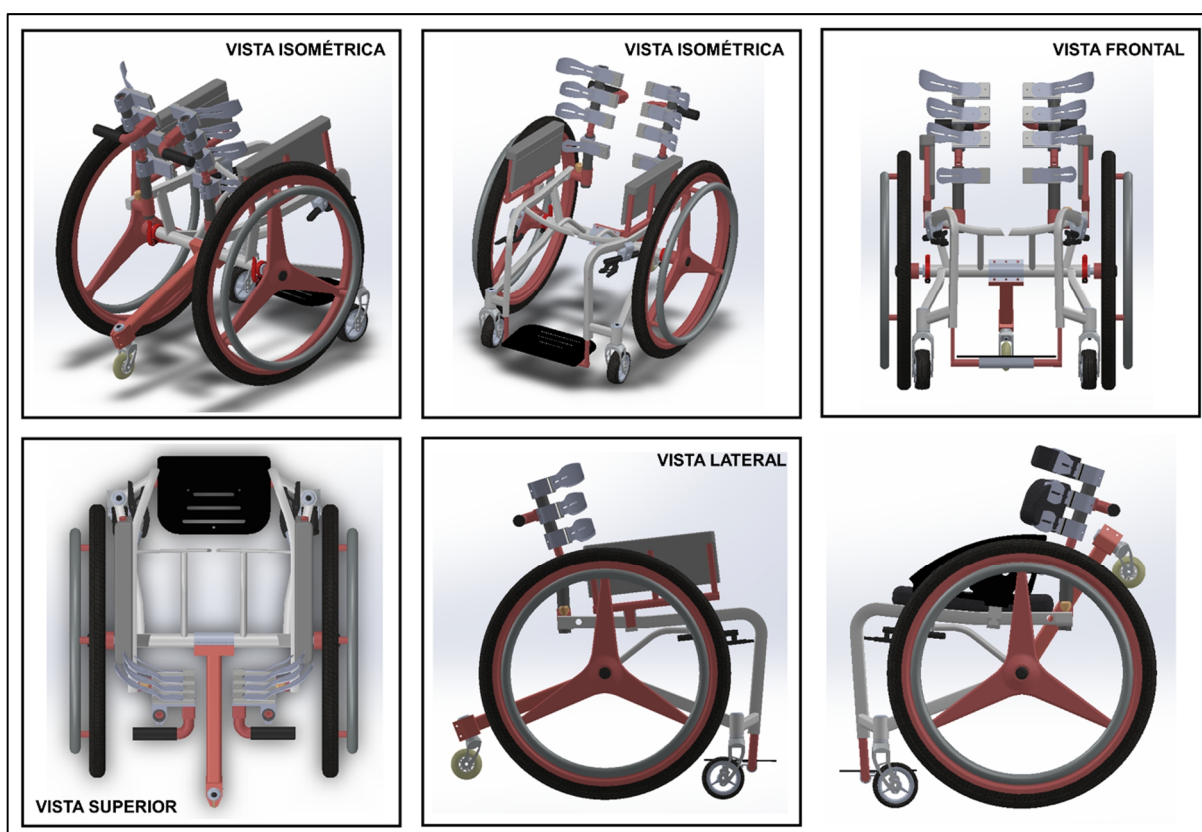


Figura 6.37 – Vistas da Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico (Participante 1).

O encosto ergonômico possui ajustabilidade permanente, ou seja, a posição de suas hastes de acomodação da coluna cervical, o alongamento de suas colunas e a sua abertura longitudinal podem ser ajustadas sempre que necessário. Para as atividades esportivas de recreação e de lazer, o encosto pode ter algumas peças removidas, assumindo uma forma similar às das cadeiras de rodas paralímpicas.

Também para as atividades de esporte e lazer o cadeirante pode acoplar o dispositivo anti-tombo removível, e configurá-lo para posições de inclinação conforme seu desejo (visto na fig. 6.36b). Este recurso é recomendado para as práticas desportivas de tênis, tênis de mesa, basquetebol, handebol, entre outros, em atividades amadoras.

As parametrizações dos ajustes personalizados, para o respectivo modelo, estão ilustradas nas fig. 6.38, 6.39 e 6.40.

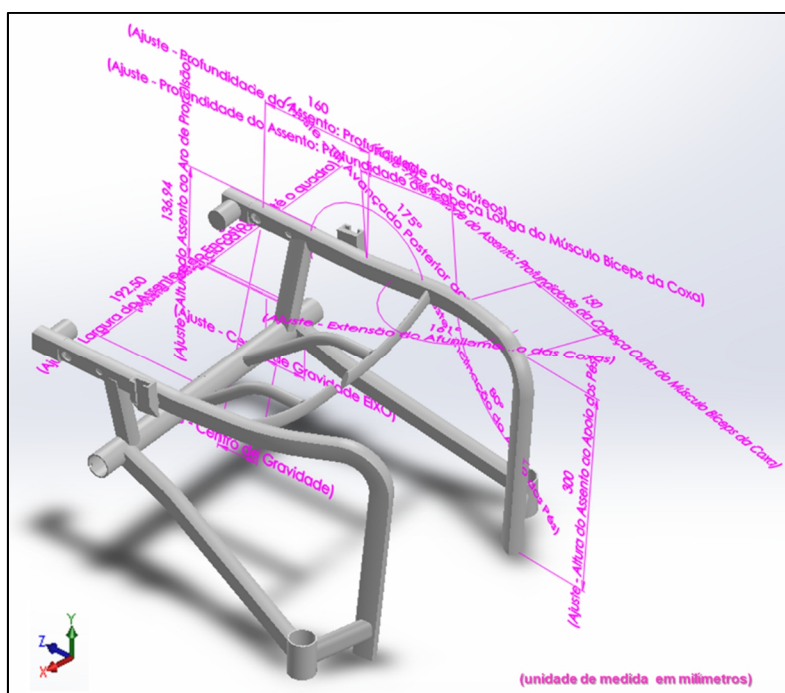


Figura 6.38 – Plano Isométrico da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico (Participante 1).

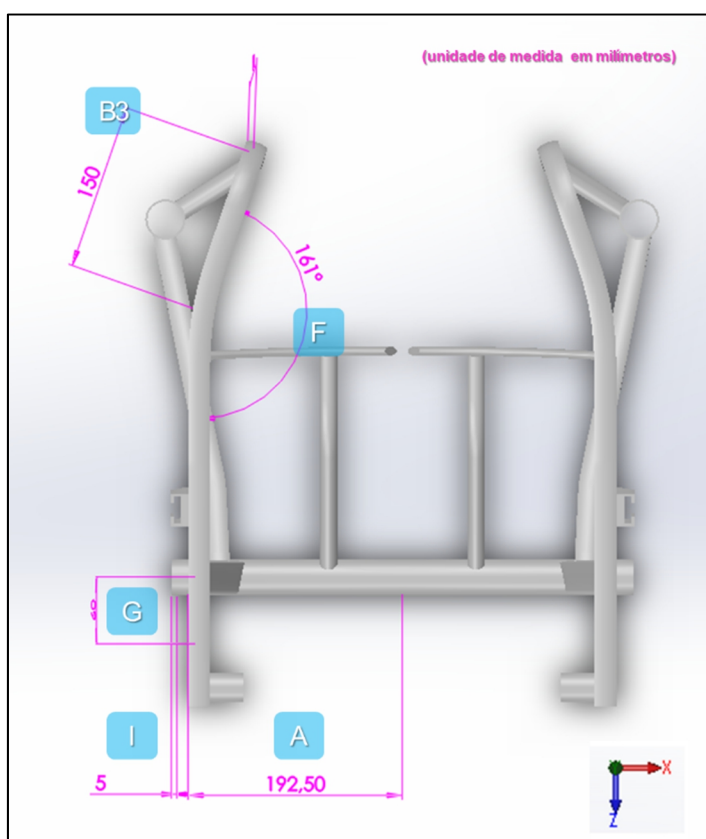


Figura 6.39 – Plano Superior da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico (Participante 1).

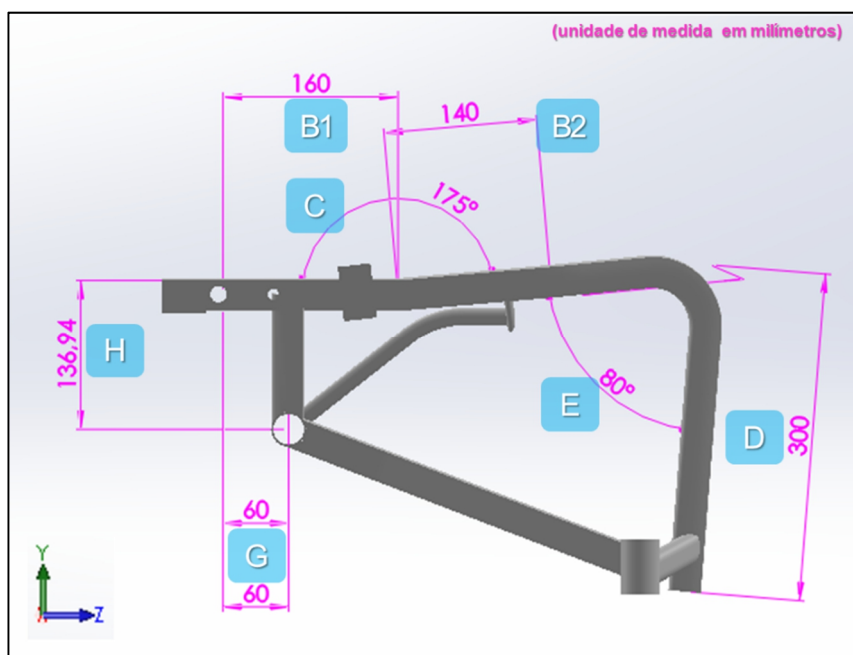


Figura 6.40 – Plano Lateral da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico (Participante 1).

O encosto ergonômico ajustado para ser acoplado no modelo personalizado, com as suas configurações está demonstrado na fig. 6.41.

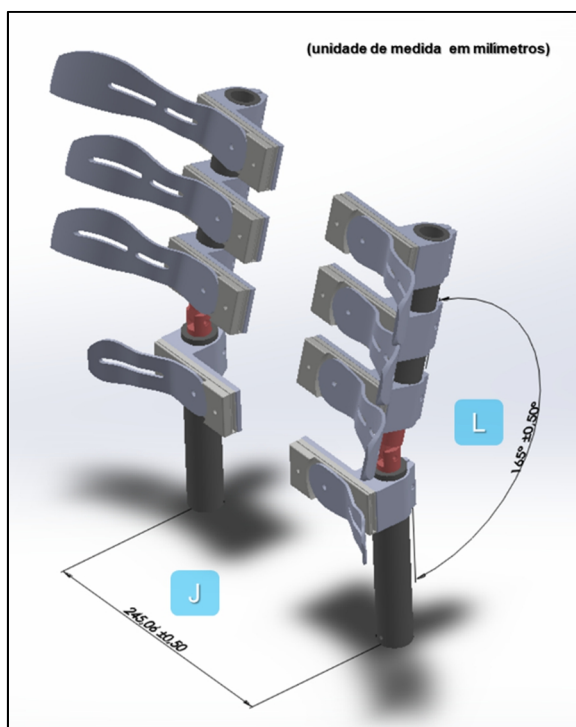


Figura 6.41 – Configuração do Encosto Ergonômico da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 1).

d) Manocleta de Ciclismo Personalizada: *Participante 1*

Os resultados do procedimento experimental que forneceram a parametrização da cadeira de rodas de uso diário personalizada corroboram com a personalização de uma manocleta (*handbike*) de ciclismo. Portanto, com aqueles dados é possível determinar as dimensões parametrizadas (ver fig. 6.42) para este projeto, respeitando uma condição de utilização para recreação. Para uma *handbike* de ciclismo de alto rendimento, apropriada para desempenhos em competições são necessários maiores incrementos nesta metodologia.

A fig. 6.43 ilustra a manocleta de ciclismo parametrizada.

ESCOPO	ITEM	DIMENSÃO PARAMETRIZADA	cm	grau
QUADRO ESTRUTURAL E COCKPIT	A	Largura do Quadro Estrutural	40,00	
	B	Profundidade do Quadro Estrutural	40,67	
	C	Avanço do Cockpit	37,00	
	D	Distância do Eixo das Rodas Traseiras	30,00	
	E	Distância das Rodas Traseiras até o Quadro	3,00	
	F	Inclinação do Eixo das Rodas Traseiras	160,00	
	G	Profundidade do Cockpit	48,00	
	H	Altura do Cockpit	32,00	
	I	Inclinação do Cockpit	80,00	
	J	Largura do Cockpit	240,00	

Adicionar tolerância geométrica na largura do assento? ☐ SIM ☒ NÃO

Figura 6.42 – Parâmetros da modelagem da manocleta de ciclismo (Participante 1).



Figura 6.43 – Manocleta de ciclismo personalizada (Participante 1).

As propriedades geométricas do modelo estão caracterizadas por uma massa total de 3,55 kg sem os rodantes traseiros e dianteiro. Sua área de ocupação de pouco mais de um metro quadrado. A distância entre eixos é de 1,334 metro. O comprimento total é de aproximadamente 2 metros.

A parametrização do quadro estrutural e do *cockpit* da manocleta pode ser vista nas fig. 6.44, 6.45, 6.46, 6.47, 6.48 e 6.49. Os parâmetros estão relacionados aos seus planos geométricos.

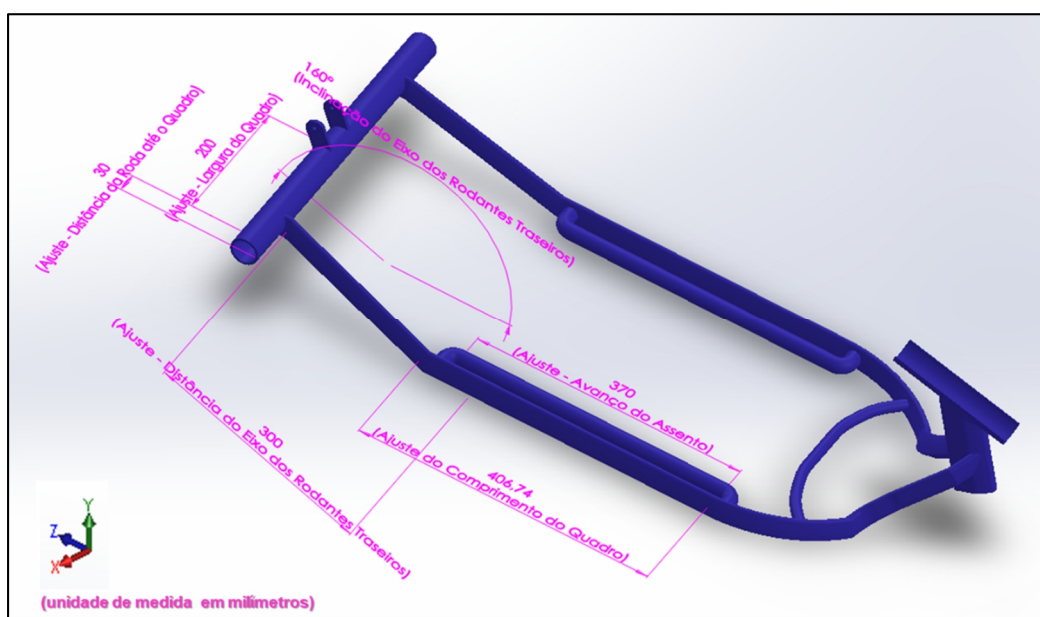


Figura 6.44 – Plano Isométrico da Personalização da Manocleta de Ciclismo (Participante 1).

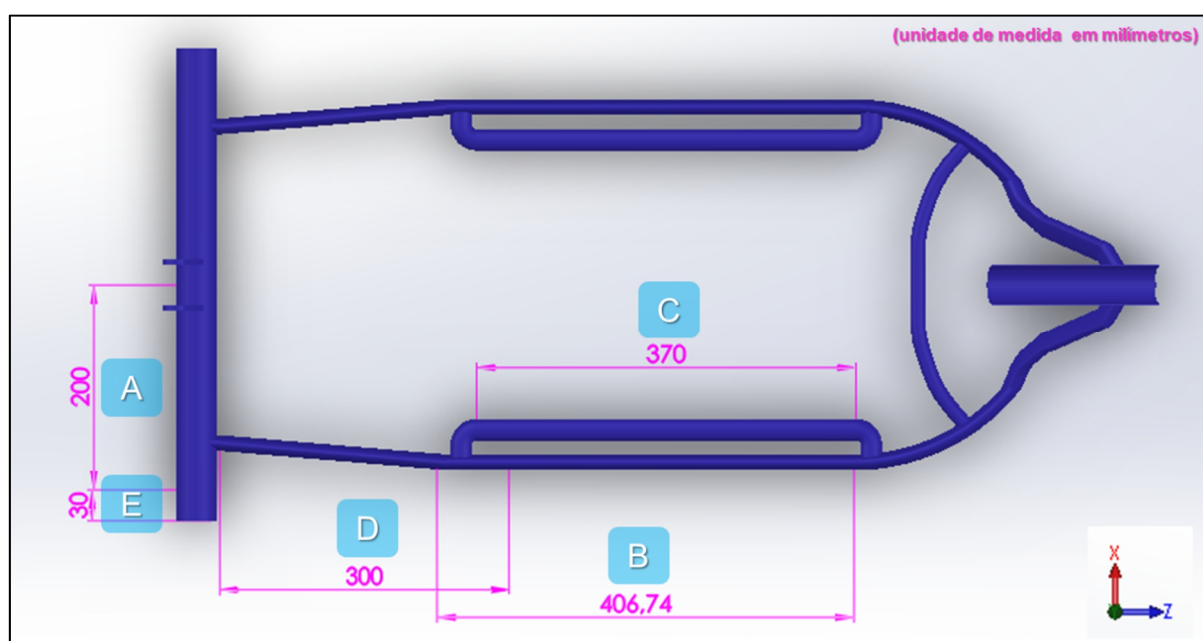


Figura 6.45 – Plano Superior da Personalização da Manocleta de Ciclismo (Participante 1).

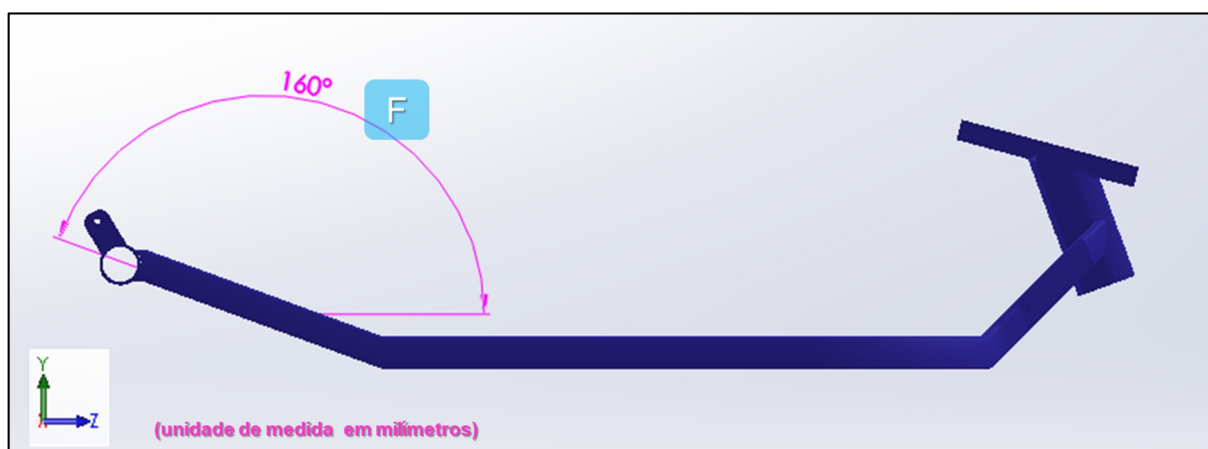


Figura 6.46 – Plano Lateral da Personalização da Manocleta de Ciclismo (Participante 1).

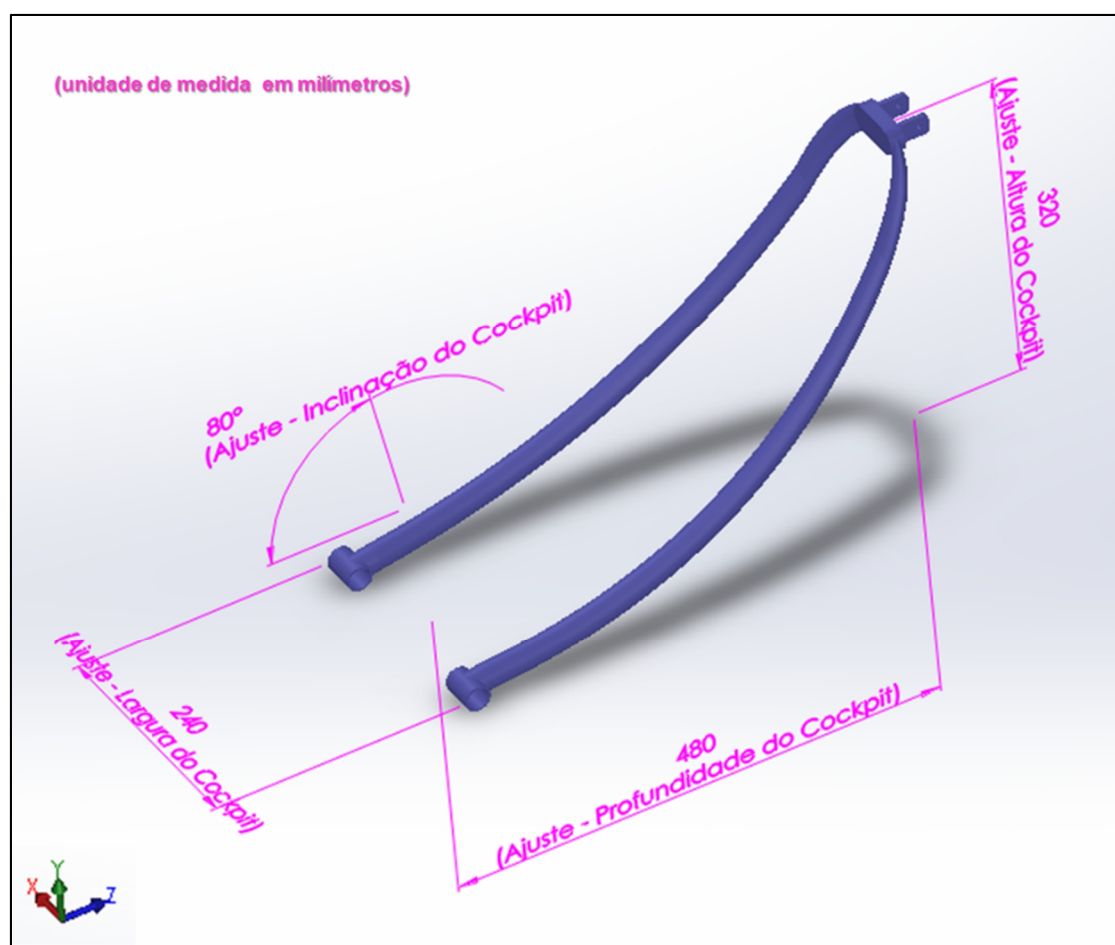


Figura 6.47 – Plano Isométrico da Personalização do Cockpit da Manocleta de Ciclismo (Participante 1).

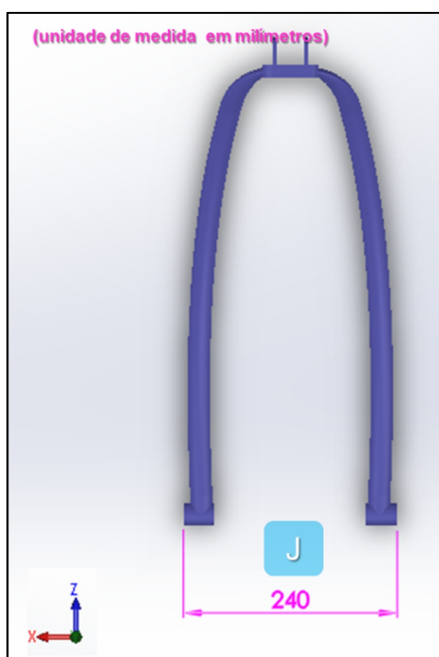


Figura 6.48 – Plano Superior da Personalização do *Cockpit* da Manocleta de Ciclismo (Participante 1).

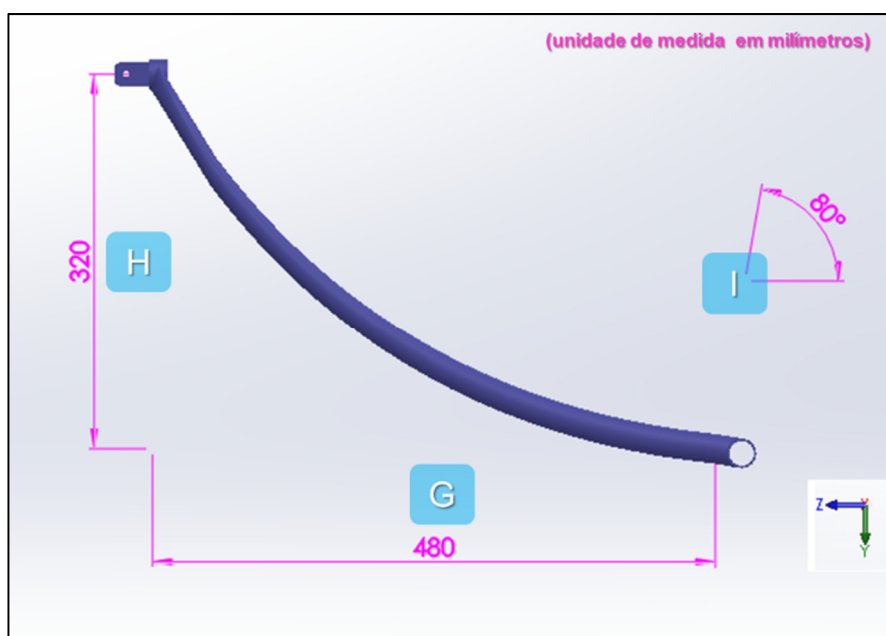


Figura 6.49 – Plano Lateral da Personalização do *Cockpit* da Manocleta de Ciclismo (Participante 1).

A manocleta possui dispositivos com configurações ajustáveis, de acordo com o desejo do usuário, aplicáveis sempre que necessário. As fig. 6.50 e 6.51 ilustram estas configurações compatibilizadas para o participante.

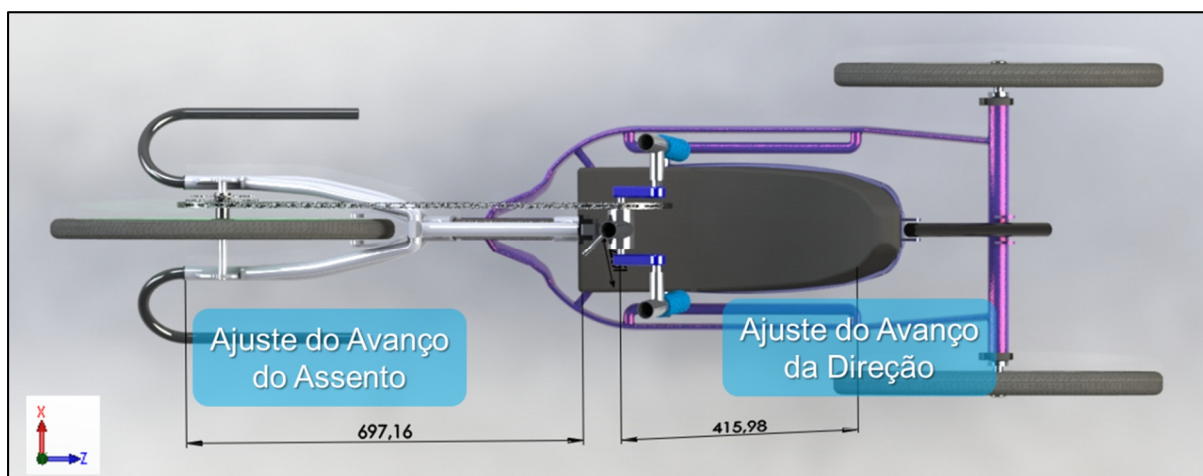


Figura 6.50 – Plano superior da configuração personalizada da manocleta de ciclismo (Participante 1).

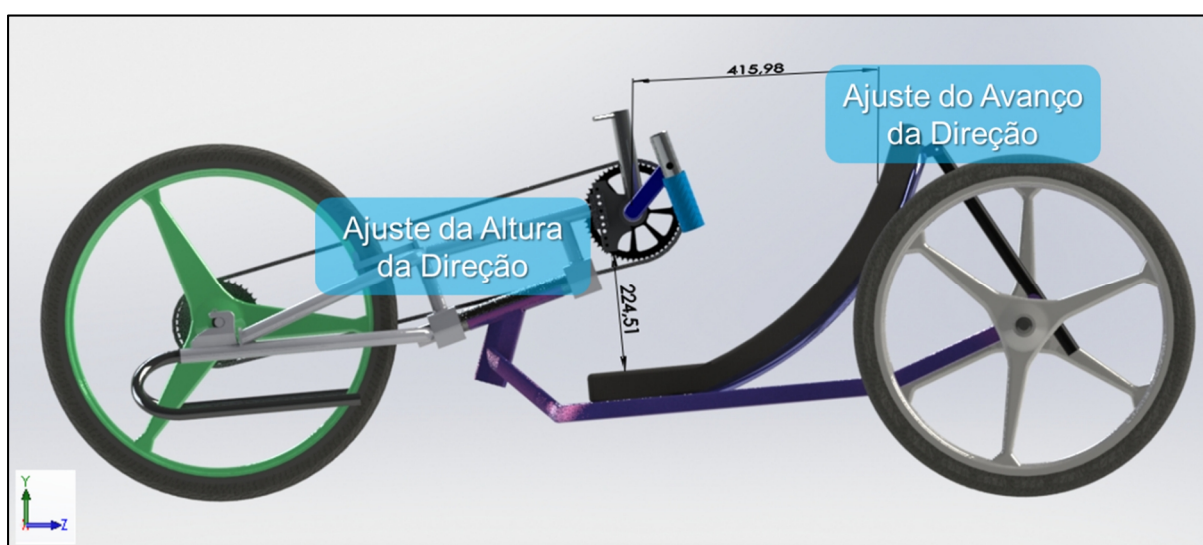


Figura 6.51 – Plano lateral da configuração personalizada da manocleta de ciclismo (Participante 1).

A manocleta de ciclismo pode ser complementada com sistemas de câmbio de marchas de bicicletas, além de sistemas de frenagem. Estes dispositivos não foram representados aqui.

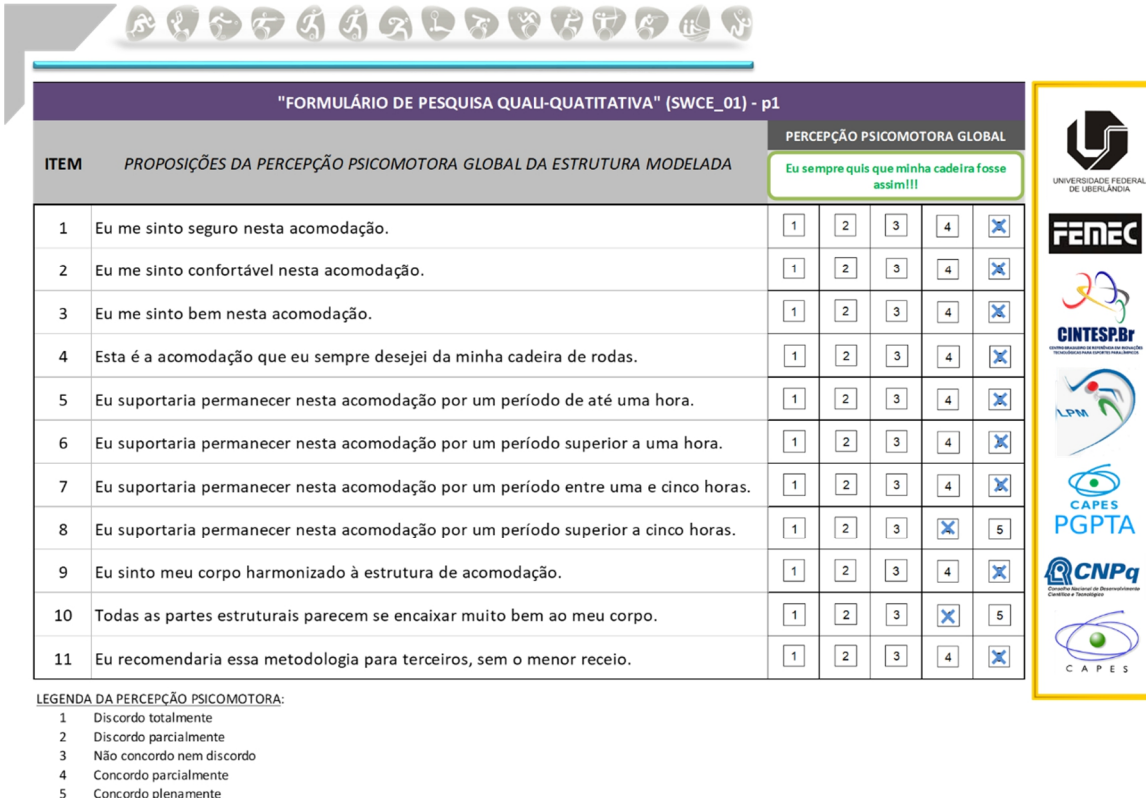
Por fim, o participante contribuiu com uma avaliação sobre a percepção global da metodologia com o equipamento SWCE. Esta contribuição permite analisar e avaliar a eficiência, a eficácia e a adequação do equipamento.

A principal condição de adequabilidade do SWCE que o validaria como instrumento de prescrição de cadeiras de rodas está na sua capacidade de proporcionar uma acomodação equivalente à de uma cadeira. Para tanto, um eventual usuário em avaliação precisaria se

sentir tão bem acomodado no equipamento que o confundiria com estar assentado sobre uma cadeira de rodas. O que se pretende é afastar da percepção dos usuários avaliados a ideia de que o SWCE é uma máquina. E reforçar a impressão de que o equipamento é uma cadeira de rodas personalizada para a pessoa acomodada. Obter este resultado compreenderia a satisfação total da sua aplicação enquanto instrumento de prescrição de cadeiras de rodas. Assim, o SWCE estaria simulando a compatibilização perfeita de uma cadeira de rodas personalizada.

A tab. 6.4 apresenta os resultados da percepção global do participante. As primeiras condições essenciais de adequação do equipamento é a segurança e o conforto. Na escala de *Likert* estes atributos tiveram plena concordância com as proposições de percepção. As demais proposições sondaram a equivalência sensitiva de acomodação no SWCE a uma cadeira de rodas personalizada, com plenas concordâncias do participante.

Tabela 6.4 – Formulário da Percepção Psicomotora Global do SWCE (Participante 1).



"FORMULÁRIO DE PESQUISA QUALI-QUANTITATIVA" (SWCE_01) - p1

PERCEPÇÃO PSICOMOTORA GLOBAL

Eu sempre quis que minha cadeira fosse assim!!!

ITEM	PROPOSIÇÕES DA PERCEPÇÃO PSICOMOTORA GLOBAL DA ESTRUTURA MODELADA	1	2	3	4	5
1	Eu me sinto seguro nesta acomodação.	1	2	3	4	5
2	Eu me sinto confortável nesta acomodação.	1	2	3	4	5
3	Eu me sinto bem nesta acomodação.	1	2	3	4	5
4	Esta é a acomodação que eu sempre desejei da minha cadeira de rodas.	1	2	3	4	5
5	Eu suportaria permanecer nesta acomodação por um período de até uma hora.	1	2	3	4	5
6	Eu suportaria permanecer nesta acomodação por um período superior a uma hora.	1	2	3	4	5
7	Eu suportaria permanecer nesta acomodação por um período entre uma e cinco horas.	1	2	3	4	5
8	Eu suportaria permanecer nesta acomodação por um período superior a cinco horas.	1	2	3	4	5
9	Eu sinto meu corpo harmonizado à estrutura de acomodação.	1	2	3	4	5
10	Todas as partes estruturais parecem se encaixar muito bem ao meu corpo.	1	2	3	4	5
11	Eu recomendaria essa metodologia para terceiros, sem o menor receio.	1	2	3	4	5

LEGENDA DA PERCEPÇÃO PSICOMOTORA:

- 1 - Discordo totalmente
- 2 - Discordo parcialmente
- 3 - Não concordo nem discordo
- 4 - Concordo parcialmente
- 5 - Concordo plenamente

Além de fornecer uma experiência realística de estar numa cadeira de rodas e impulsioná-la com diversos ajustes de resistência, o equipamento SWCE deve proporcionar uma condição de conforto que motive o participante a permanecer acomodado pelo maior intervalo de tempo possível. Os experimentos com este participante se estenderam por aproximadamente três horas, pelo seu desejo e interesse. O participante não apresentou

cansaço, fadiga ou desgaste psicológico durante o decorrer da metodologia até a sua conclusão. O equipamento proporcionou estabilidade durante os procedimentos de ajuste, durante os exercícios de propulsão e principalmente durante as transferências posturais.

As proposições em que não houveram concordância plena foram sobre a permanência acomodado no equipamento por mais de cinco horas, e se todas as partes do equipamento pareciam se encaixar bem ao seu corpo. Para estas proposições houveram concordâncias parciais, explicadas pelo participante. Como o participante não utiliza cadeiras de rodas diariamente (somente nas práticas esportivas e competições) ele não saberia dizer sobre a permanência durante tanto tempo. A parte estrutural do equipamento que não se encaixou bem ao seu corpo foi o rodante de propulsão, com um diâmetro inferior (24") ao de seu costume (26").

O participante apresentou plena convicção sobre a recomendação desta metodologia de prescrição a terceiros, sem quaisquer receios. Os trechos a seguir apresentam um breve testemunho do participante. As características de sua linguagem foram mantidas na íntegra.

“O que vocês estão fazendo é sensacional! Não há nada parecido com isso. Sempre vai haver pessoas com deficiências.... Sempre vai ter gente vítima de acidente de carro, lesões e outras coisas. Então sempre vai ter gente precisando de cadeiras de rodas. Então o que você tá fazendo tem muito potencial pro futuro. Sempre vai ter gente precisando de uma cadeira de rodas sob medida. Cara, isso é muito bom! Todo mundo aqui tem problemas com as cadeiras de rodas. Elas sempre vêm com problemas. Vem alguma coisa errada. ”
(PARTICIPANTE 1)

O participante apontou plena concordância com os exercícios de propulsão com resistência mecânica (visto na tab. 6.4) proporcionarem uma sensação realística de impulso da cadeira num terreno irregular.

“Parece que eu tava andando na areia. Depois parecia que eu tava subindo uma rampa. ” (PARTICIPANTE 1)

O gráfico da fig. 6.52 ilustra a percepção psicomotora dos ajustes personalizados para o primeiro participante. Para todos os ajustes houve concordância nas proposições, como mostram as colunas do gráfico (acima da escala 3: não concordo nem discordo).

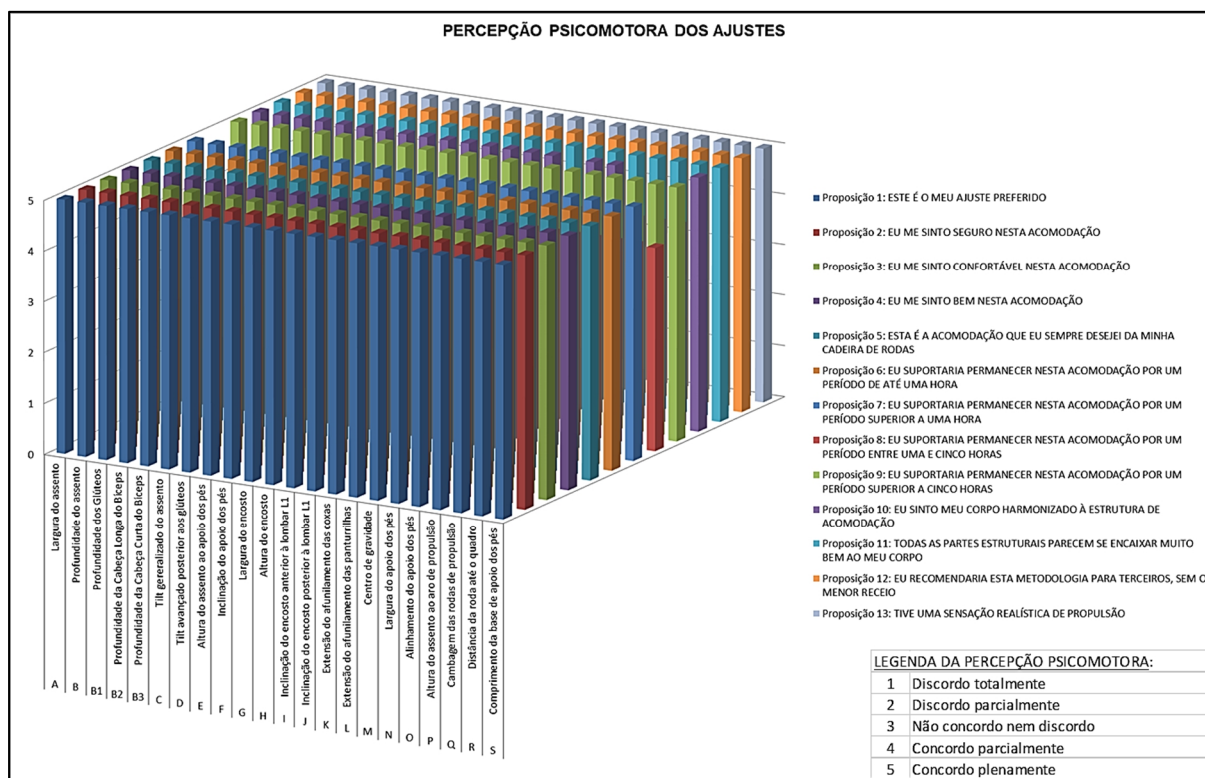


Figura 6.52 – Gráfico da percepção psicomotora dos ajustes personalizados (Participante 1).

A densidade do bloco do gráfico mostra a intensidade da concordância do participante para com as proposições, indicando qualitativamente como é a sua percepção psicomotora favorável em relação à metodologia.

Por fim, foi realizada uma comparação perceptiva do participante entre a sua cadeira de rodas pessoal e a cadeira de rodas simulada pelos ajustes personalizados do equipamento SWCE. A condição do SWCE ajustado ser percebido como uma cadeira de rodas e não como uma máquina pelo participante, foi essencial para se estabelecer uma correlação confiável entre os modelos (pessoal e SWCE). E assim, permitindo uma comparação de seus atributos – conforto, segurança, adequação ergonômica e sensação de compatibilidade física.

A personalização de uma cadeira de rodas a partir de uma estrutura geométrica que sobrepõe as suas medidas prescritivas e as fornece para um projeto parametrizado também é influenciada pela apreciação, da parte do cadeirante, desta estrutura se compatibilizar a uma cadeira de rodas. A metodologia de prescrição automatizada, proposta por esta pesquisa, tem as suas – primeira e segunda – hipóteses validadas por essa sinalização satisfatória do participante.

A fig. 6.53 ilustra o gráfico comparativo global entre a cadeira de rodas pessoal do participante e a condição simulada pelo SWCE personalizado.

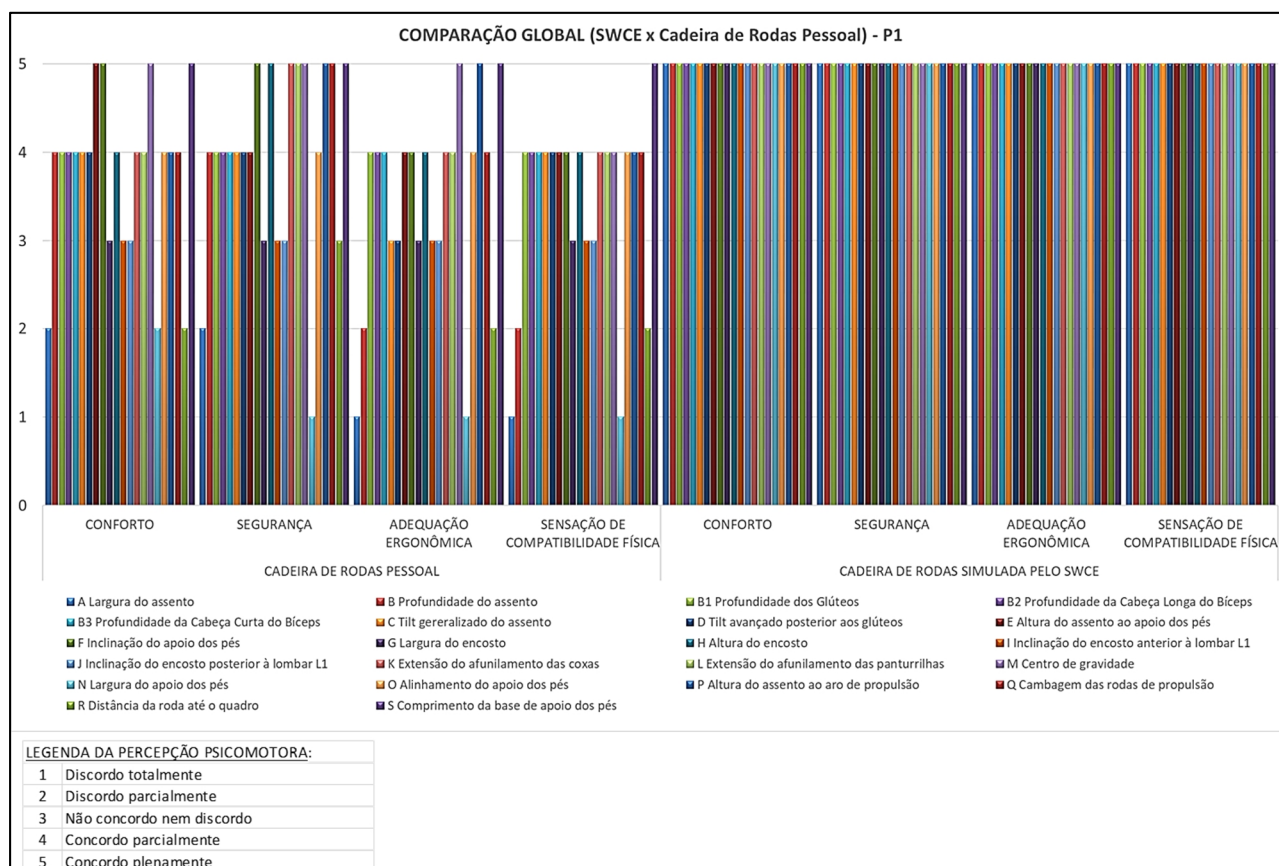


Figura 6.53 – Gráfico Comparativo entre a Cadeira de Rodas Pessoal e o SWCE (Participante 1).

De forma global a percepção de conforto, segurança, adequação ergonômica e sensação de compatibilidade física no SWCE foi confirmada plenamente pelo participante. O SWCE satisfaz todas as condições de ajuste que estavam insatisfatórias na cadeira de rodas pessoal do participante. Ressalva-se que esta cadeira era emprestada, e não compreendida a modelagem necessária, mas aproximada das suas medidas anatômicas.

É importante salientar que a metodologia de prescrição do SWCE é baseada em modelagens ajustáveis, compreendendo uma ampla faixa de configurações e dispositivos de ajuste ergonômico. E por isso, deve atender plenamente a personalização das medidas da pessoa atendida. O processo de prescrição e modelagem não é tido como concluído até que todas as correlações ergo-antropométricas estejam plenamente satisfeitas. Deste modo, é esperado e desejável que as percepções psicomotoras em torno do SWCE sejam sempre completas na escala de concordância (escala *Likert*). Caso a escala não esteja completa para determinado ajuste é necessário continuar o processo de configuração, até que se satisfaça essa condição. Portanto, se a escala não estiver completa é devido ao processo de personalização não estar concluído.

As escalas de percepção avaliadas serão abordadas separadamente por atributo considerado. Deste modo, a fig. 6.54 apresenta o gráfico comparativo do atributo *conforto* entre a cadeira de rodas pessoal e a cadeira simulada pelo SWCE.

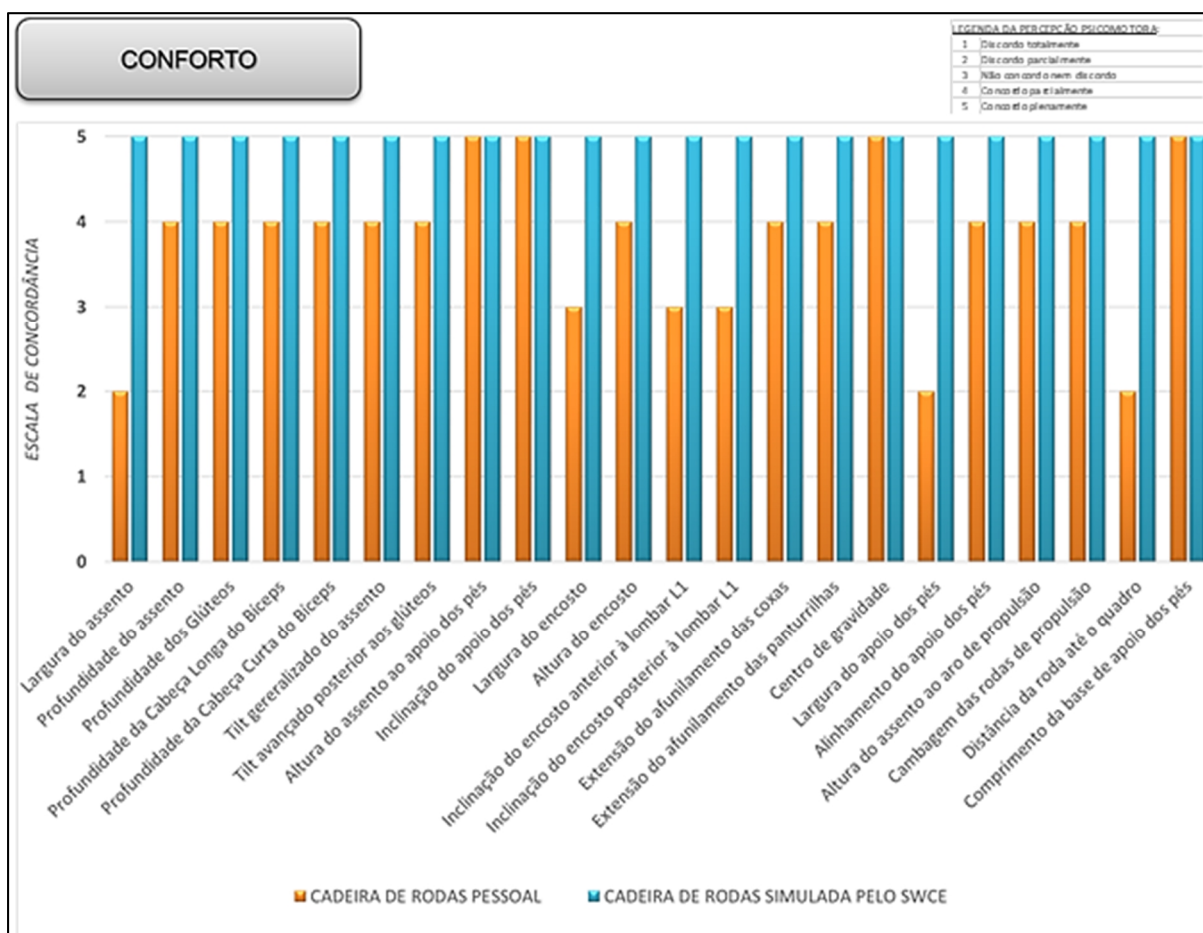


Figura 6.54 – Gráfico Comparativo de Conforto: CR x SWCE (Participante 1).

O participante considerou o equipamento SWCE, configurado para a sua condição personalizada, confortável em todos os ajustes ergo-antropométricos. O gráfico também mostra a incompatibilidade, em termos de conforto, da cadeira de rodas emprestada. Nesta incompatibilidade destacaram-se a largura do assento, a largura do apoio dos pés e a distância da roda até o quadro.

O participante não soube avaliar a ajustabilidade de largura do encosto e inclinação do encosto anterior e posterior à lombar L1, de sua cadeira de rodas pessoal, pontuando estes fatores com nota três (não concordo nem discordo) na escala de concordância.

A fig. 6.55 apresenta o gráfico comparativo do atributo *segurança* entre a cadeira de rodas pessoal e a cadeira simulada pelo SWCE.

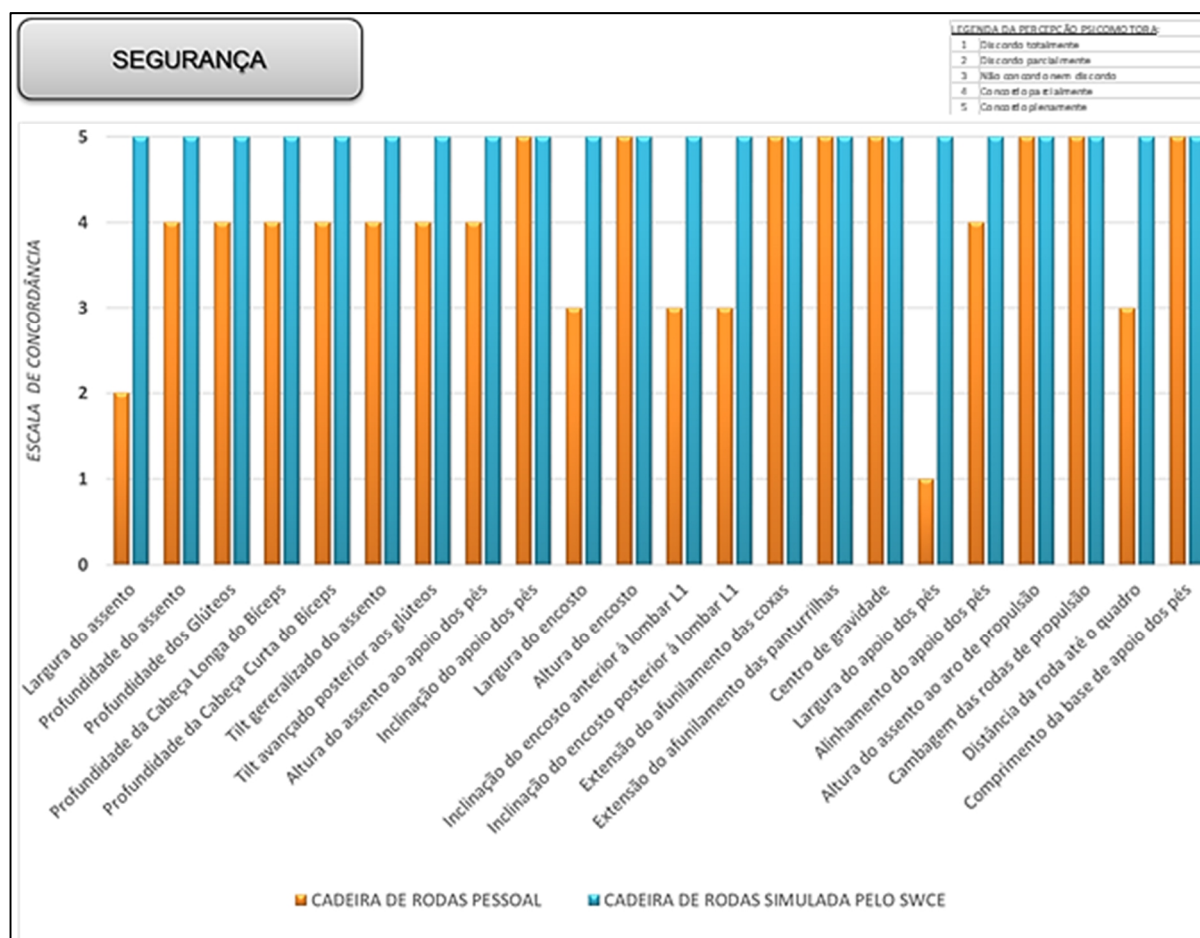


Figura 6.55 – Gráfico Comparativo de Segurança: CR x SWCE (Participante 1).

O atributo da segurança também denota o grau de estabilidade do participante na cadeira de rodas. O participante considerou o equipamento SWCE, configurado para a sua condição personalizada, seguro em todos os ajustes ergo-antropométricos. A avaliação revelou que o participante percebe falta de segurança na sua cadeira de rodas pessoal, nos fatores largura do assento e largura do apoio dos pés. Como já foi exposto, a cadeira de rodas emprestada parecia não ter uma acomodação que coubesse adequadamente o paratleta. Os seus joelhos permaneciam desalinhados devido à estratégia adotada por ele, de manter um pé recuado atrás do outro, para que se acomodassem na plataforma.

A fig. 6.56 apresenta o gráfico comparativo do atributo *adequação ergonômica* entre a cadeira de rodas pessoal e a cadeira simulada pelo SWCE. Novamente, o participante avaliou os ajustes personalizados do equipamento SWCE como plenamente adequados ergonomicamente com a sua fisiologia. Nesta avaliação ficou mais evidente as limitações de adequação da cadeira de rodas emprestada. O participante expressou discordância com a adequação da cadeira nos quesitos da largura do assento, da profundidade do assento, da largura do apoio dos pés e da distância das rodas até o quadro. Só foram atribuídos como

adequados o centro de gravidade, a altura do assento aos aros de propulsão (alcance manual dos aros) e o comprimento da base de apoio dos pés.

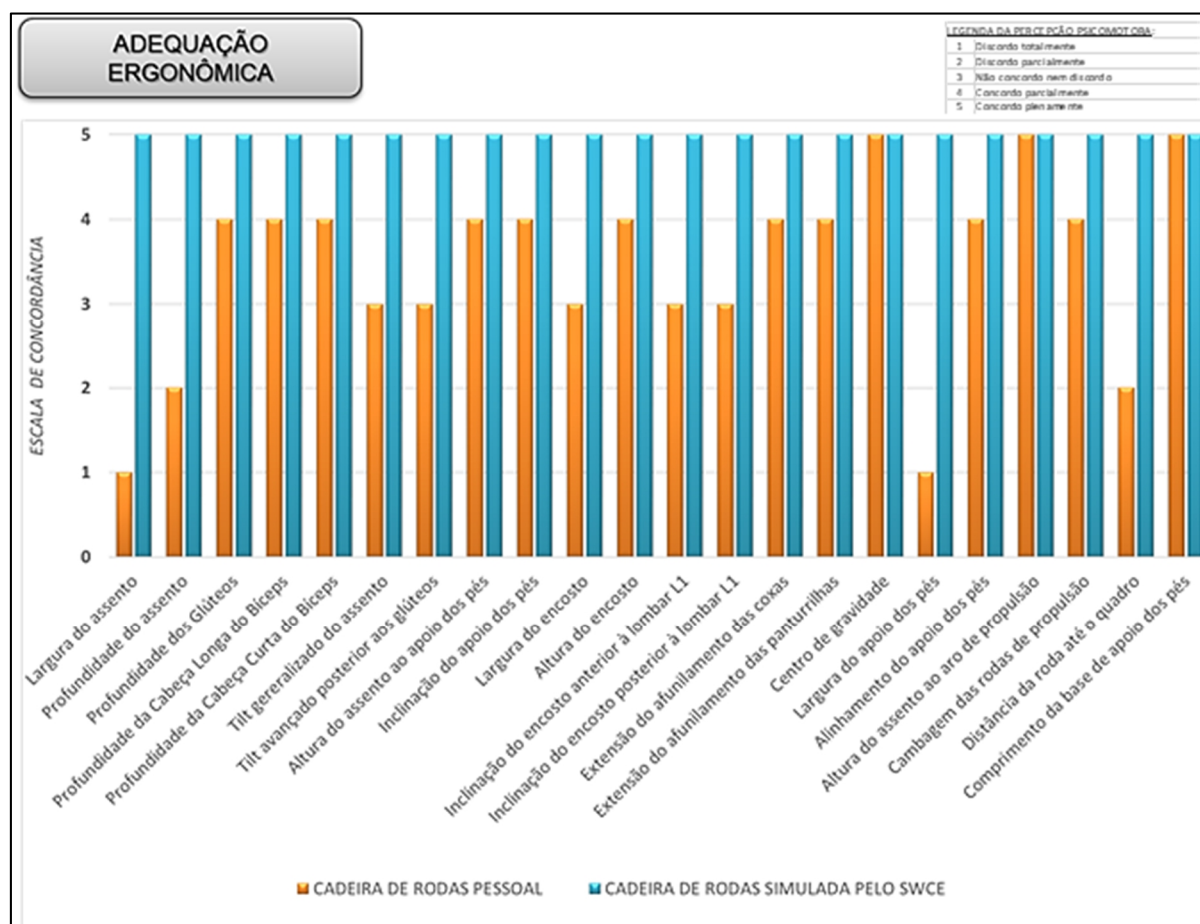


Figura 6.56 – Gráfico Comparativo de Adequação Ergonômica: CR x SWCE (Participante 1).

A fig. 6.57 apresenta o gráfico comparativo do atributo *sensação de compatibilidade física* entre a cadeira de rodas pessoal e a cadeira simulada pelo SWCE. Houve concordância plena com a sensação de compatibilidade física em todos os ajustes personalizados pelo equipamento SWCE.

O participante considerou que a sua cadeira de rodas emprestada proporciona a sensação de compatibilidade física somente quanto ao centro de gravidade, à altura do assento até os aros de propulsão e ao comprimento da base de apoio dos pés.

O participante também julgou incompatíveis a largura do assento, a profundidade do assento, a largura do apoio dos pés e a distância das rodas até o quadro. E ainda, não concordou nem discordou de pelos menos 5 fatores dos 22 avaliados. Os demais fatores avaliados receberam concordâncias parciais.

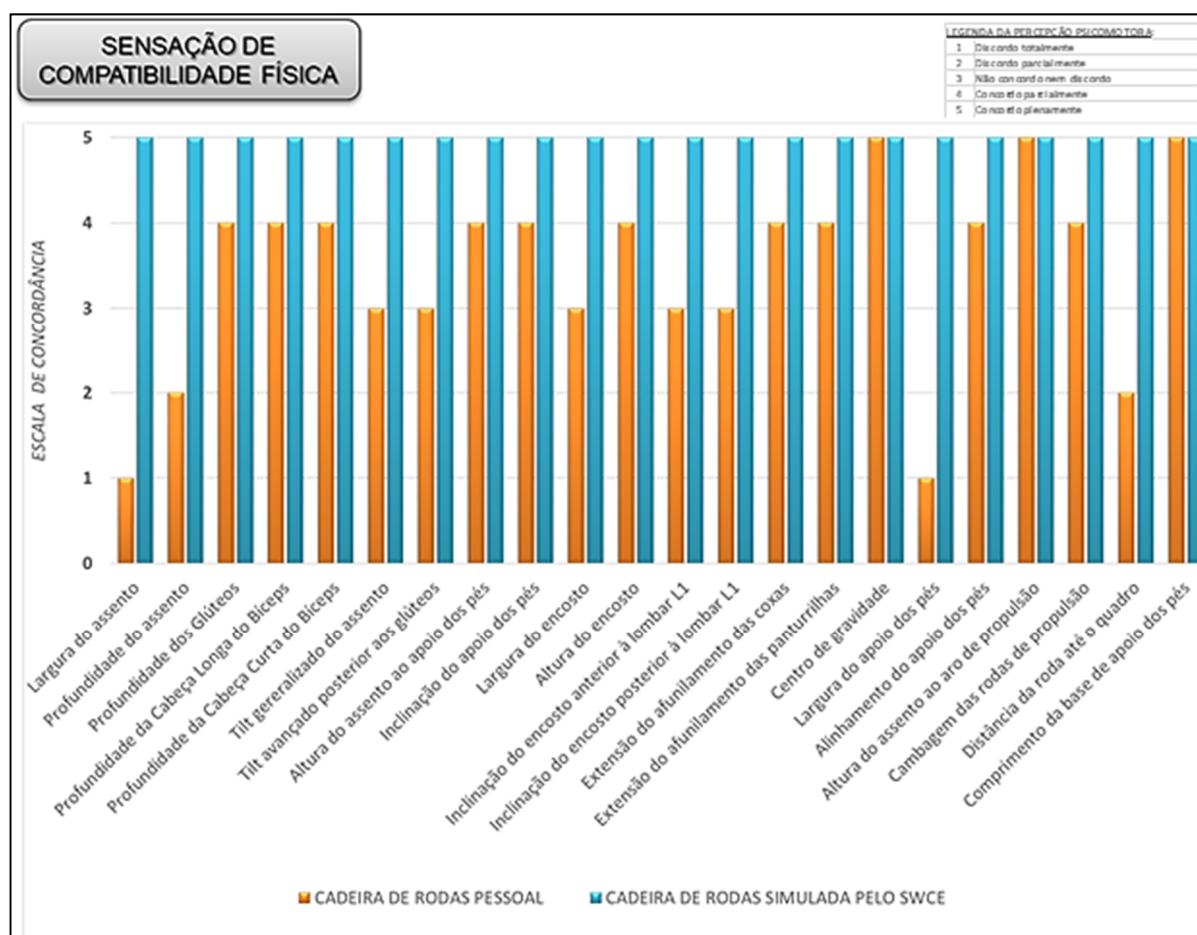


Figura 6.57 – Gráfico Comparativo de Sensação de Compatibilidade Física: CR x SWCE (Participante 1).

e) Exercícios de propulsão no SWCE: *Participante I*

Os exercícios de propulsão no SWCE descrevem atividades físicas de aplicação de torque manual nos aros de propulsão dos rodantes, nas condições com e sem resistência mecânica. A constituição dos rodantes com o disco tambor permite simular a impulsão de uma cadeira de rodas em terrenos irregulares que oferecem uma resistência ao deslocamento. Nestas situações há maiores exigências de esforço biomecânico dos grupos musculares dos membros superiores e do tronco. Com maiores exigências de esforço musculares os ajustes personalizados são testados com maior intensidade. O disco tambor também atua como volante de inércia suavizando as rotações dos rodantes, principalmente na condição sem resistência mecânica.

Para cada ajuste configurado, o participante é submetido a um exercício de propulsão manual dos rodantes durante um intervalo cronometrado de *30 segundos*. Entre os ajustes há um período de descanso de *2 minutos*, conforme o protocolo.

O participante avaliado goza de liberdade para escolher quantos testes deseja realizar, bem como, quais ajustes quer avaliar. O primeiro participante realizou os testes com os seguintes ajustes: sem resistência (*Ajuste 0*), com meia volta no parafuso de acionamento (*Ajuste A2, com ½ mm de avanço*), com uma volta completa no parafuso (*Ajuste A4, com 1 mm de avanço*) e uma volta e meia no parafuso (*Ajuste A6, com 1,5 mm de avanço*). A fig. 6.58 ilustra o gráfico da energia cinética total resultante, para cada rodante individualmente (impulso da mão direita e impulso da mão esquerda).

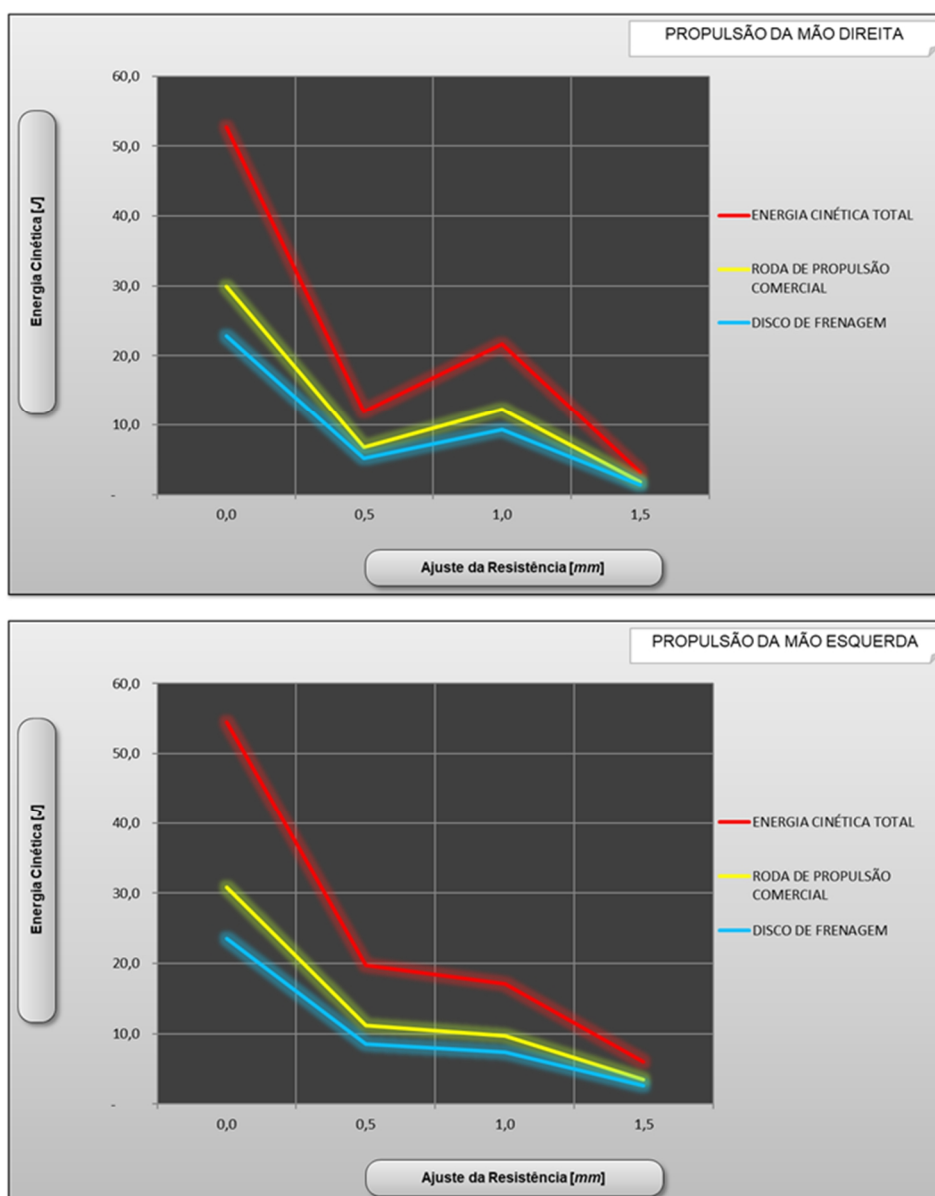


Figura 6.58 – Gráficos da Energia Cinética nos Exercícios de Propulsão (Participante 1).

De modo geral, observa-se maior estabilidade na propulsão realizada pela mão esquerda. Durante os exercícios, o participante desenvolveu maiores velocidades com a mesma mão. A anamnese mostrou que o tenista é destro com os golpes da raquete. Isso pode justificar uma potência ligeiramente maior no membro superior esquerdo, que durante as competições realiza todo o esforço de propulsão da cadeira de rodas, enquanto o outro membro é comprometido com a jogadas e arremessos.

A energia cinética total gerada pela propulsão manual direita foi de 52,7 J na condição sem resistência mecânica. O valor correspondente à propulsão esquerda foi de 54,5 J. Com o acionamento da resistência, com o avanço do parafuso em 0,5 mm a Energia Cinética do braço direito caiu para 11,9 J, contra 19,7 J no braço esquerdo. Na configuração de ajuste da resistência com o parafuso avançado em 1,0 mm a energia cinética do braço direito subiu para 21,7 J, contra 17,1 J no braço esquerdo. Essa eventual recuperação da energia resultante, mediante uma resistência maior do que a carga anterior, no braço direito ocorreu devido a uma explosão biomecânica desempenhada pelo participante, durante o momento. Para o último ajuste consentido pelo participante, com o avanço de 1,5 mm no parafuso de acionamento, a energia cinética total produzida pelo braço direito foi de 3,2 J, contra 6,0 J no braço esquerdo.

Considerando as distâncias percorridas marcadas pelo ciclocomputador para cada ajuste experimentado – durante o intervalo protocolar de 30 segundos – é possível estimar os trabalhos mecânicos equivalentes, bem como as potências mecânicas desenvolvidas para cada rodante individualmente. A fig. 6.59 apresenta os gráficos destas grandezas físicas estimadas.

O trabalho realizado pela propulsão do rodante direito, com o ajuste sem resistência mecânica, foi de 9,84 kJ com uma potência mecânica de 328 W. Na propulsão do rodante esquerdo o trabalho realizado foi de 10,35 kJ e uma potência mecânica de 344,9 W. Nesta configuração a distância calculada pelo ciclocomputador para o rodante direito foi de 186,70 metros. Para o rodante esquerdo essa distância foi de 190,00 metros.

Para o ajuste seguinte, e distâncias calculadas em 134,00 metros para o rodante direito e 152,50 metros para o rodante esquerdo, os trabalhos realizados foram de 1,60 kJ e 3,00 kJ respectivamente. As potências mecânicas foram de 53,37 W no rodante direito, contra 100,20 no esquerdo.

No próximo ajuste, a distância marcada para a propulsão do rodante direito foi de 117,20 metros, realizando um trabalho de 2,54 kJ com potência mecânica de 84,62 W. A distância marcada para a propulsão do rodante esquerdo foi de 142,30 metros, realizando um trabalho de 2,43 kJ e uma potência mecânica de 81,13 W. Aqui, observa-se a influência de um

fenômeno relacionado ao coeficiente de flutuação da velocidade angular do rodante direito, em relação ao esquerdo. O rodante esquerdo foi impulsionado com velocidades maiores (mínima, máxima e média) e cobrindo uma distância maior. Contudo, a sua potência mecânica desenvolvida e o trabalho realizado foram menores. Isso ocorreu, devido à maior dispersão entre as velocidades mínimas e máximas do rodante direito neste ensaio. Isso ocasionou num coeficiente de variação da velocidade angular maior que, por sua vez, aumentou a energia cinética total. Deve-se a isso essa aparente incongruência dos resultados.

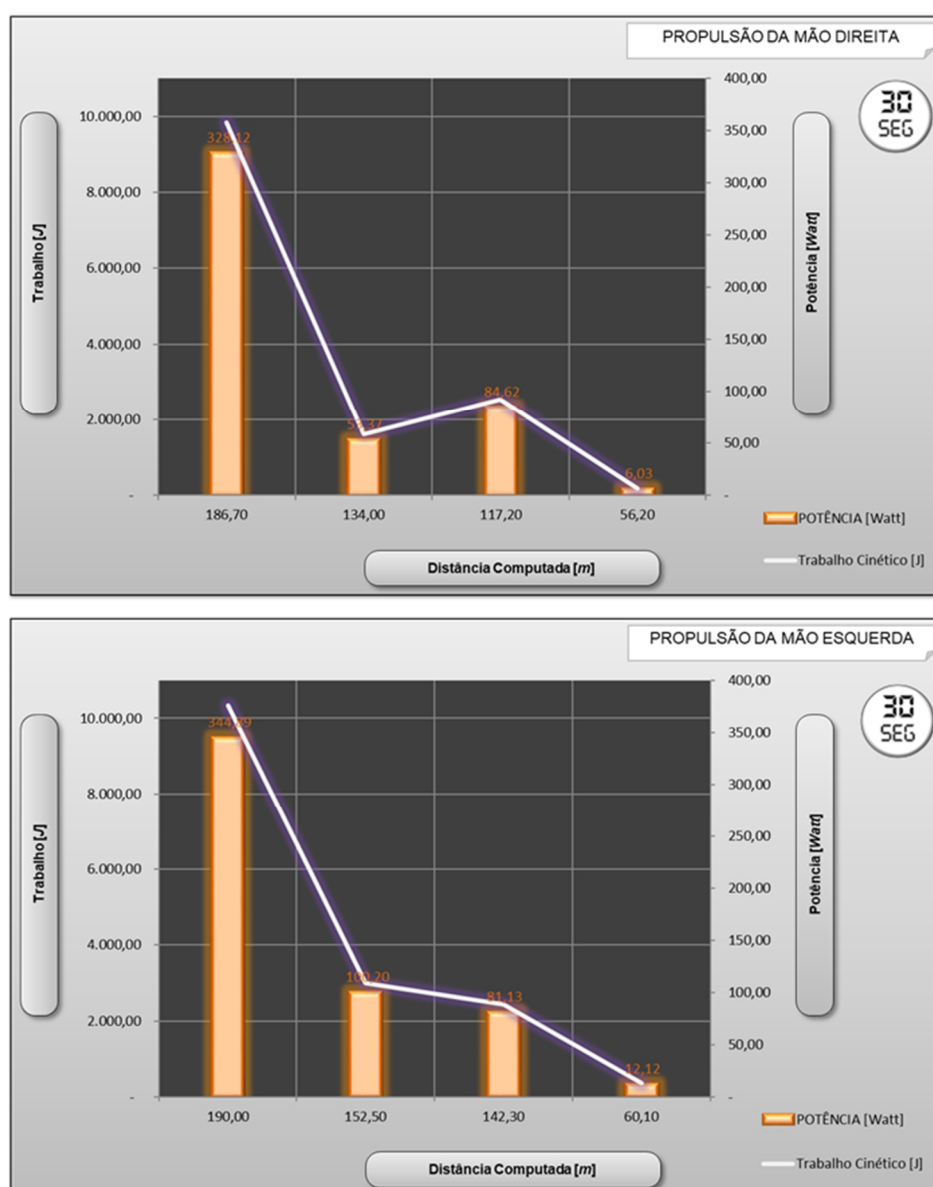


Figura 6.59 – Gráficos da Potência Mecânica nos Exercícios de Propulsão (Participante 1).

E para o último ajuste ensaiado, a distância percorrida pela propulsão do rodante direito foi de 56,20 metros, com um trabalho realizado de 180,97 J e uma potência mecânica

produzida de 6,03 W. A distância percorrida pela propulsão do rodante esquerdo foi de 60,10 metros, realizando um trabalho de 363,57 J e uma potência mecânica de 12,12 W.

Estas informações podem ser utilizadas em pesquisas de desempenho atlético, fazendo comparações entre diversas fisiologias e deficiências, como também podem indicar parâmetros de análises de metabolismo aeróbio, de queima de calorias e de rendimento físico. Também podem ser utilizadas como referências de treinamentos e orientações para a equipe técnica do paratleta.

Por fim, nesta pesquisa estas informações têm o papel apenas de mostrar a funcionalidade da metodologia de prescrição e do equipamento SWCE. Têm o papel de mostrar que tipo de informações o equipamento é capaz de fornecer. O tratamento destes dados fornecidos pode colaborar com outras pesquisas.

6.2.2 Estudo de Caso – Participante II

O experimento realizado com o segundo participante descreve a personalização de uma cadeira de rodas de tênis e uma cadeira de rodas de uso diário. Com os parâmetros desta última foi possível ainda, modelar uma cadeira de rodas de uso diário com encosto ergonômico e uma manocleta de ciclismo.

O participante possui deficiência congênita mielomeningocele. Sua deficiência é severa impossibilitando-o deambular. Possui uma luxação lateral próxima ao quadril. É totalmente capaz de impulsionar a cadeira de rodas manual. Sua deficiência física apresenta um grau de acometimento caracterizado pela paraplegia, com distonia nos membros inferiores. O seu controle cervical e de tronco é completo, sendo capaz de realizar as transferências posturais de forma independente. É destro para realizar os golpes com a raquete. Utiliza cadeira de rodas para se locomover, majoritariamente em ambiente exterior com alta taxa de circulação diária. É capaz de transitar com a cadeira de rodas de forma irrestrita. Propulsiona a cadeira de rodas diariamente por distâncias superiores a 1500 m.

O participante atua como paratleta do tênis de quadra há pelo menos três anos. Não possui um modelo de cadeira de rodas idealmente personalizada, fazendo uso de uma cadeira de rodas emprestada do seu treinador físico. A fig. 6.60 mostra alguns detalhes da sua acomodação na cadeira de rodas de uso diário, correlacionando à sua cadeira de tênis.

Na fig. 6.60a observa-se que a cadeira de rodas não possui uma extensão correta de profundidade do assento. O apoio das pernas é mais largo do que o adequado, impedindo que os membros inferiores do cadeirante permaneçam adjuntos. Também é muito mais longo, se projetando excessivamente à frente dos joelhos. O centro de gravidade é avançado em relação aos rodízios dianteiros, com a extensão dos tubos de apoio das pernas projetados

para frente, compensando eventuais quedas por empino. A cadeira de rodas de uso diário possui uma ampliação na largura do assento com o propósito de acomodar melhor a luxação lateral do cadeirante (ver fig. 6.60b). A distância entre o assento e os aros de propulsão é bastante reduzida, fazendo com que o alcance manual seja muito curto.

Na fig. 6.60c a cadeira de rodas de tênis também não possui apoio das pernas correto, para o usuário. A encosto também é mais baixo do que deveria em função do comprometimento do equilíbrio do quadril devido à luxação lateral. O assento possui uma inclinação anterior (*tilt*) de seis graus, e uma extensão muito maior do que o comprimento do fêmur do participante.

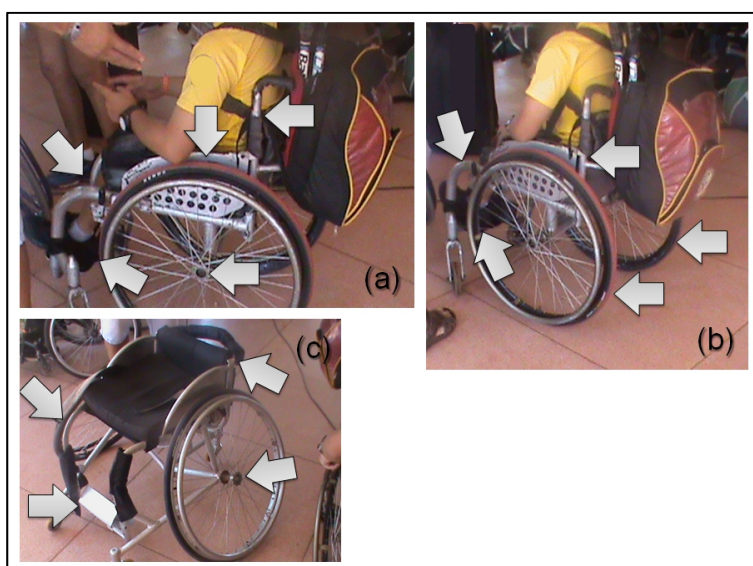


Figura 6.60 – “Cadeira de Rodas Pessoal” do Participante 2.



Figura 6.61 – Personalização de Cadeira de Rodas com o SWCE (Participante 2).

Com o participante transferido para o equipamento de personalização de cadeiras de rodas (SWCE) deu-se início a fase protocolar seguinte da prescrição. A fig. 6.61 ilustra o participante acomodado no equipamento.

Antes de ter o participante acomodado, os ajustes do equipamento foram configurados para dimensões próximas às suas. Deste modo, ao acomodá-lo, o SWCE já estaria ajustado para uma condição próxima da personalização. Primeiramente foi personalizada a cadeira de rodas de tênis (ver tab. 6.7).

O SWCE não apresentou ajuste com amplitude suficiente para satisfazer o apoio dos pés do segundo participante. Neste caso, a altura necessária para se obter o apoio foi demasiadamente curta, para o equipamento. Para tanto, a função do SWCE de mensuração desta medida antropométrica do participante foi substituída por uma trena, sem prejuízos para os ensaios experimentais. Adaptações no equipamento deverão ser realizadas, para atender estes casos atípicos.

A tab. 6.5 apresenta os dados coletados das dimensões ergo-antropométricas do participante, com suas apreciações (percepção psicomotora) subjetivas dos ajustes. A tabela também apresenta os resultados dos exercícios de propulsão, sem e com o ajuste da resistência mecânica. (Obs: considerar os termos *n.a. – não se aplica ao tênis).

Assim como no caso do participante anterior, houveram três sessões de ajustes até que o participante confirmasse efetiva satisfação com todas as configurações modeladas. Conforme as configurações são ajustadas o participante é sugerido a refletir sobre a proposição: “Este é o meu ajuste preferido! ”. Quando há concordância plena, o respectivo ajuste é assumido como ideal para a personalização da cadeira de rodas. No caso de concordâncias parciais ou discordâncias, novos ajustes são realizados. Deste modo, os ajustes configurados consideram às dimensões físicas do participante avaliado e a sua própria percepção psicomotora da modelagem. O participante tem um papel interativo com o processo.

Os ajustes antropométricos foram configurados idealmente ainda na primeira tentativa. A configuração da altura do apoio dos pés foi medida com uma trena, e os pés do participante foram apoiados sobre uma cinta com velcro adesivo improvisada no sistema de apoio das pernas do equipamento. Pela trena a medida prescrita foi de 44,50 cm para a perna direita e 44,00 cm para a perna esquerda. Na personalização da cadeira de rodas será adotada como referência a medida de 44,50 cm para este ajuste. Um espesso calço (0,50 cm) pode ser implementado na plataforma de apoio dos pés sem que seja necessário realizar adaptações de projeto na cadeira de rodas.

Tabela 6.5 – Formulário de Coleta de Dados Quali-quantitativos da personalização da cadeira de rodas de tênis (Participante 2).

"FORMULÁRIO DE PESQUISA QUALI-QUANTITATIVA" (SWCE_01) "Cadeira de Rodas de Tênis" - p2

ITEM	AJUSTE/ unidade de medida	Este é o meu ajuste preferido !!!									
		LEITURA 1	PERCEÇÃO 1	LEITURA 2	PERCEÇÃO 2	LEITURA 3	PERCEÇÃO 3	LEITURA 4	PERCEÇÃO 4	LEITURA 5	PERCEÇÃO 5
A	Largura do assento	cm	35,00	5	35,00	5	35,00	5			
B	Profundidade do assento	cm	36,50	5	36,50	5	36,50	5			
B1	Profundidade dos Glúteos	cm	15,00	5	15,00	5	15,00	5			
B2	Profundidade da Cabeça Longa do Bíceps	cm	10,00	5	10,00	5	10,00	5			
B3	Profundidade da Cabeça Curta do Bíceps	cm	11,50	5	11,50	5	11,50	5			
C	Tilt generalizado do assento	grau	354,00	5	355,00	3	0,00	5			
D	Tilt avançado posterior aos glúteos	grau	0,00	5	0,00	5	0,00	5			
E	Altura do assento ao apoio dos pés	cm	44,50	5	44,50	5	44,50	5			
F	Inclinação do apoio dos pés	grau	90,00	5	90,00	5	90,00	5			
G	Largura do encosto	cm	35,00	5	35,00	5	35,00	5			
H	Altura do encosto	cm	10,00	4	8,00	5	8,00	5			
I	Inclinação do encosto anterior à lombar L1	grau	n.a.		n.a.		n.a.				
J	Inclinação do encosto posterior à lombar L1	grau	n.a.		n.a.		n.a.				
K	Extensão do afunilamento das coxas	cm	24,50	5	24,00	5	24,00	5			
L	Extensão do afunilamento das panturrilhas	cm	24,50	5	24,00	5	24,00	5			
M	Centro de gravidade	cm	11,00	4	11,00	4	6,50	5			
N	Largura do apoio dos pés	cm	25,00	4	24,00	5	24,00	5			
O	Alinhamento do apoio dos pés	grau	Livre	5	Livre	5	Livre	5			
P	Altura do assento ao aro de propulsão	cm	28,00	2	25,00	3	19,00	5			
Q	Cambagem das rodas de propulsão	grau	25,00	3	22,00	4	20,00	5			
R	Distância da roda até o quadro	cm	10,00	4	10,00	4	3,50	5			
S	Comprimento da base de apoio dos pés	cm	16,50	5	16,50	5	16,50	5			
T	Altura do anteparo dos pés	cm	4,00	5	4,00	5	4,00	5			
U	Altura do descanso de braços	cm	n.a.		n.a.		n.a.				
V	Comprimento do descanso de braços	cm	n.a.		n.a.		n.a.				
W	Largura da almofada do descanso de braços	cm	n.a.		n.a.		n.a.				
X	Espessura da almofada do descanso de braços	cm	n.a.		n.a.		n.a.				

ADICIONAR TOLERÂNCIA GEOMÉTRICA NA LARGURA DO ASSENTO? ☒ NÃO ☐ SIM ☐ 2 cm ☐ _____ centímetros

EXERCÍCIOS DE PROPULSÃO COM SIMULAÇÃO DE RESISTÊNCIA MECÂNICA REGULÁVEL

AJUSTES	GIRO DO PARAFUSO	AVANÇO [mm]	PROPULSÃO ESQUERDA				PROPULSÃO DIREITA				PERCEÇÃO PSICOMOTORA
			VEL (mín.) [km/h]	VEL (máx.) [km/h]	VEL (média) [km/h]	DISTÂNCIA PERCORRIDA [m]	VEL (mín.) [km/h]	VEL (máx.) [km/h]	VEL (média) [km/h]	DISTÂNCIA PERCORRIDA [m]	
0	sem acionamento	0,00	17,60	27,50	22,55	187,90	19,00	28,50	23,75	197,00	1 2 3 4 5
A2	½ volta	0,50	14,40	19,50	16,95	141,20	16,50	19,90	18,20	151,50	1 2 3 4 5
A4	1 volta	1,00	7,30	8,70	8,00	66,60	6,10	7,80	6,95	57,90	1 2 3 4 5

LEGENDA DA PERCEÇÃO PSICOMOTORA:

1	Discordo totalmente	
2	Discordo parcialmente	
3	Não concordo nem discordo	
4	Concordo parcialmente	
5	Concordo plenamente	

Os ajustes ergonômicos foram configurados idealmente na terceira tentativa. O primeiro deles, e mais crítico foi o *tilt* do assento. Assim como no caso do participante anterior, havia uma predisposição cognitiva deste participante em adotar uma inclinação no assento, projetada frontalmente de até 6°, ou 354° na escala invertida do inclinômetro. Esse desejo foi atendido, com o ajuste recebendo uma concordância plena na escala de *Likert*. Contudo,

durante os exercícios de propulsão foi destacadamente notado que o ajuste não correspondia à uma condição ideal para o esforço biomecânico dos grupos musculares. Além da inclinação do assento configurada, foi solicitado pelo participante um centro de gravidade mais avançado, de 11 cm em relação ao eixo transversal dos rodantes do SWCE. Este conjunto de ajustes fez com que todo o esforço de propulsão dos rodantes, durante os testes físicos recaísse sobre as articulações dos ombros, dos cotovelos e dos punhos. E deste modo, os grupos musculares não estavam sendo solicitados efetivamente. Durante os testes físicos havia muita movimentação rotacional nos ombros e pouca função de flexão e extensão dos músculos. Esse prognóstico foi apoiado pela preparadora física do paratleta participante (ver fig. 6.62).



Figura 6.62 – Ajustes ergo-antropométricos do Participante 2.

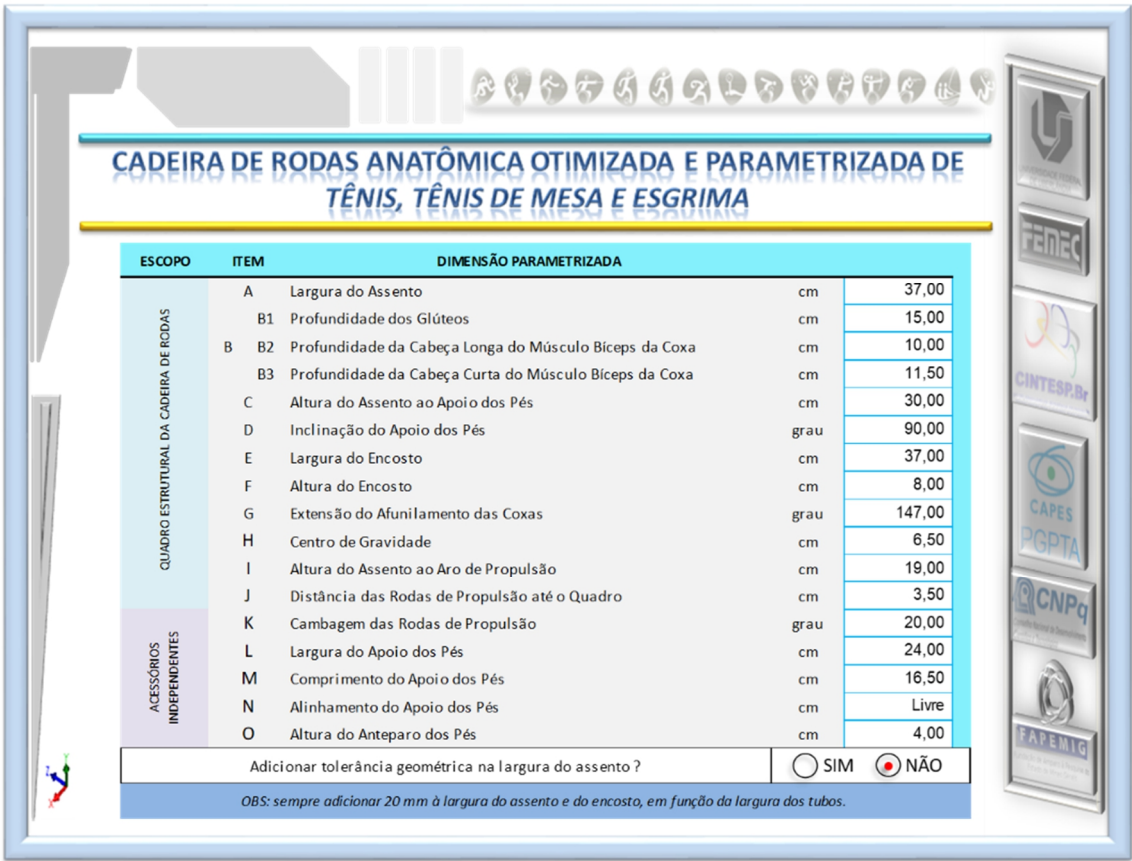
Na fig. 6.62a está destacada a movimentação das articulações dos ombros. Na fig. 6.62b a treinadora física do participante expressou como deveria ser a condição ideal. Na fig. 6.62c a paratleta é mostrado fazendo testes de propulsão com os ajustes corrigidos, e o esforço biomecânico exercido pelos músculos corretos.

O participante expressou surpresa e satisfação com a mudança da sua autopercepção física, encerrando alguns paradigmas pré-concebidos. Com a adequação dos ajustes de

centro de gravidade, inclinação do assento e alcance manual dos aros toda a carga de trabalho foi redirecionada sobre os grupos musculares ideais para a propulsão biomecânica. Nesta perspectiva, fica evidente que a localização espacial do esforço físico se desloca pela fisiologia do corpo humano em função da sua posição postural.

A inclinação do assento foi ajustada para um ângulo nulo em relação ao plano do terreno de apoio. A altura do assento aos aros de propulsão foi reduzida de forma a melhor o alcance manual da propulsão. A cambagem dos rodantes também foi reconfigurada para 20°, afim de reduzir a posição distal dos punhos durante a propulsão diminuindo o esforço de abdução dos braços. O centro de gravidade foi recuado, agora com o eixo dos rodantes posicionado próximo à linha da coluna cervical do participante. A inclinação do sistema de apoio dos pés foi mantida em 90° em relação ao assento, uma vez que, a disfunção dos membros inferiores do participante paraplégico não favoreceria melhorias de desempenho biomecânico e, portanto, foi ajustada para uma posição descansada das pernas. Devido à luxação lateral no quadril, a altura do encosto de participante foi elevada para uma condição que lhe proporcionou maior conforto e estabilidade do tronco.

A fig. 6.63 apresenta os parâmetros definitivos da modelagem personalizada da cadeira de rodas de tênis, para o participante 2, demonstrada a seguir.



ESCOPO	ITEM	DIMENSÃO PARAMETRIZADA	UNIT	VALUE
QUADRO ESTRUTURAL DA CADEIRA DE RODAS	A	Largura do Assento	cm	37,00
	B1	Profundidade dos Glúteos	cm	15,00
	B2	Profundidade da Cabeça Longa do Músculo Biceps da Coxa	cm	10,00
	B3	Profundidade da Cabeça Curta do Músculo Biceps da Coxa	cm	11,50
	C	Altura do Assento ao Apoio dos Pés	cm	30,00
	D	Inclinação do Apoio dos Pés	grau	90,00
	E	Largura do Encosto	cm	37,00
	F	Altura do Encosto	cm	8,00
	G	Extensão do Afunilamento das Coxas	grau	147,00
	H	Centro de Gravidade	cm	6,50
ACESSÓRIOS INDEPENDENTES	I	Altura do Assento ao Aro de Propulsão	cm	19,00
	J	Distância das Rodas de Propulsão até o Quadro	cm	3,50
	K	Cambagem das Rodas de Propulsão	grau	20,00
	L	Largura do Apoio dos Pés	cm	24,00
	M	Comprimento do Apoio dos Pés	cm	16,50
	N	Alinhamento do Apoio dos Pés	cm	Livre
	O	Altura do Anteparo dos Pés	cm	4,00

Adicionar tolerância geométrica na largura do assento ? ☐ SIM ☒ NÃO

OBS: sempre adicionar 20 mm à largura do assento e do encosto, em função da largura dos tubos.

Figura 6.63 – Parâmetros da modelagem da cadeira de rodas de tênis (Participante 2).

a) Cadeira de Rodas Personalizada de Tênis de Quadra, Tênis de Mesa e Esgrima:
Participante II

A cadeira de rodas anatômica, otimizada, parametrizada e personalizada para o segundo participante, compatível com as modalidades de tênis de quadra e campo, tênis de mesa e esgrima foi dimensionada em 5,33 kg com todos os seus componentes de montagem exceto os rodantes de propulsão. Estes rodantes podem ser obtidos comercialmente com variadas massas e modelos. Observa-se que o modelo foi prescrito para fabricação em liga de alumínio aeronáutico 6061 T - 6F. A fig. 6.64 mostra as propriedades desta cadeira de rodas.

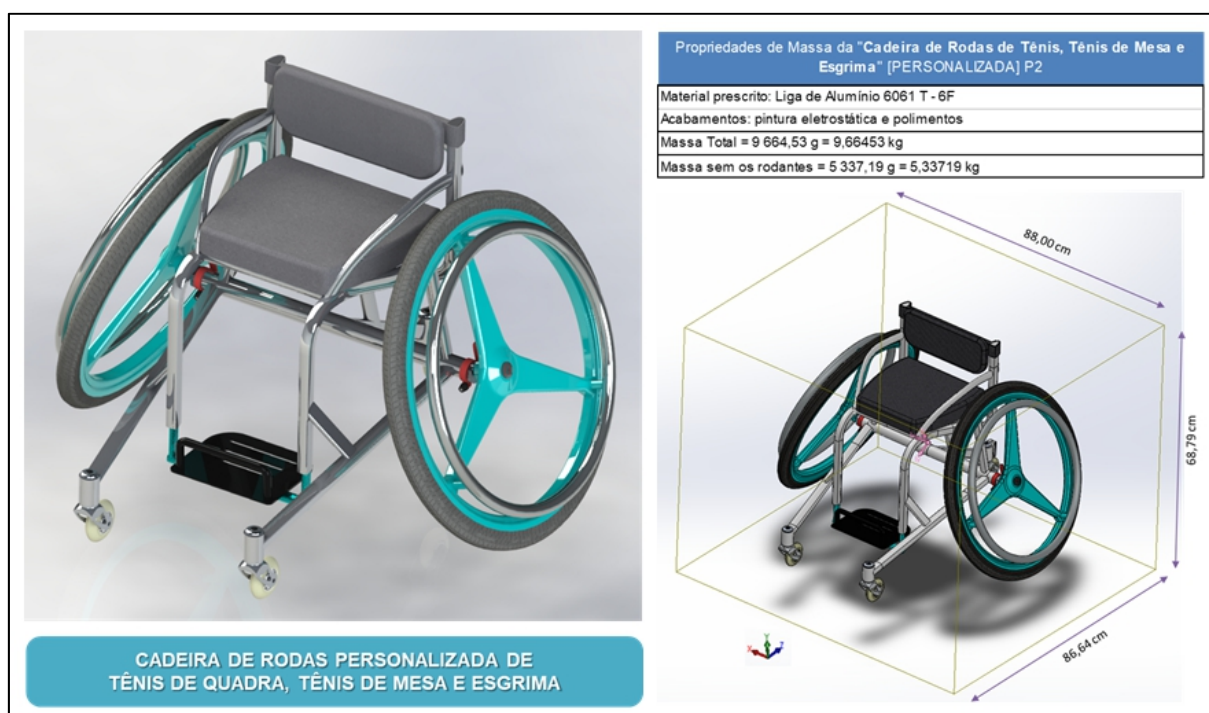


Figura 6.64 – Cadeira de Rodas Personalizada de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima (Participante 2).

As dimensões geométricas da cadeira de rodas personalizada resultaram numa área de ocupação inferior a um metro quadrado. Possui aproximadamente 70 cm de altura. Foi solicitado pelo participante que o acabamento fosse o polimento sem pintura final. A fig. 6.65 ilustra a cadeira de rodas personalizada de tênis em diversas vistas.

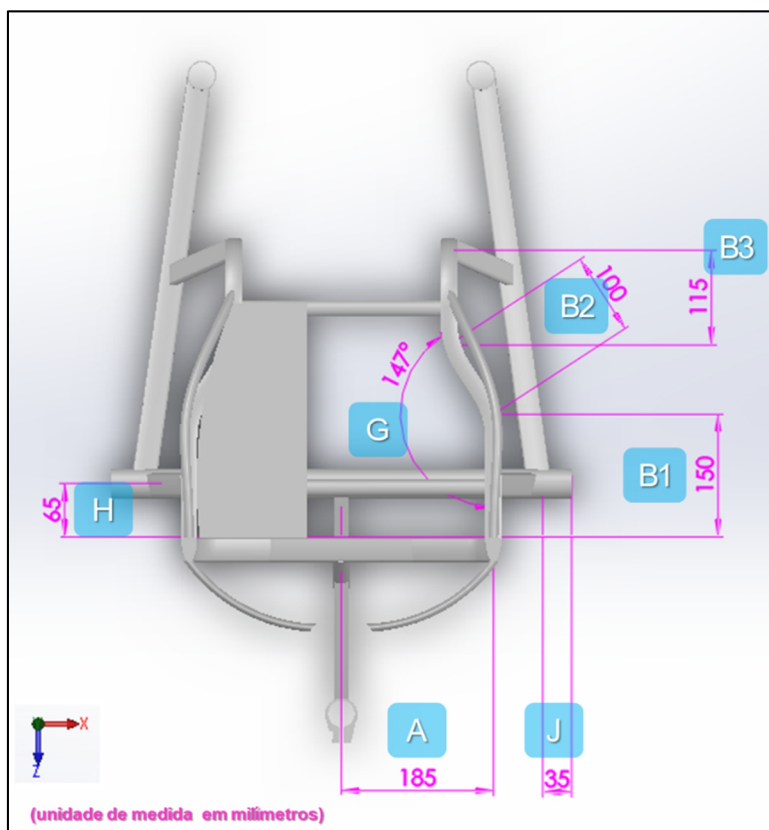


Figura 6.67 – Plano Superior da Personalização da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima (Participante 2).

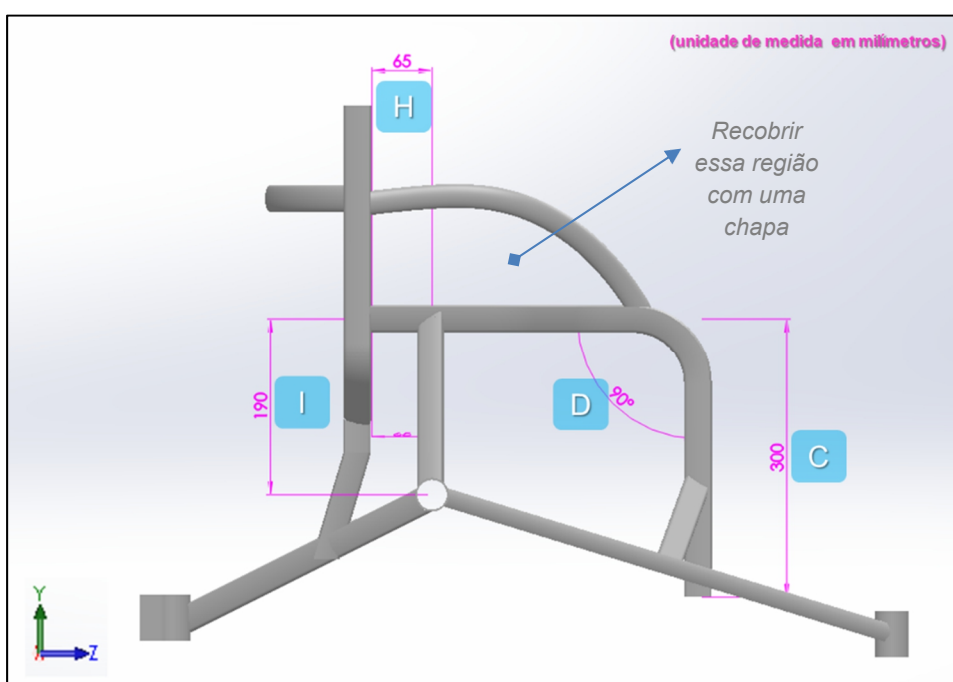


Figura 6.68 – Plano Lateral da Personalização da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima (Participante 2).

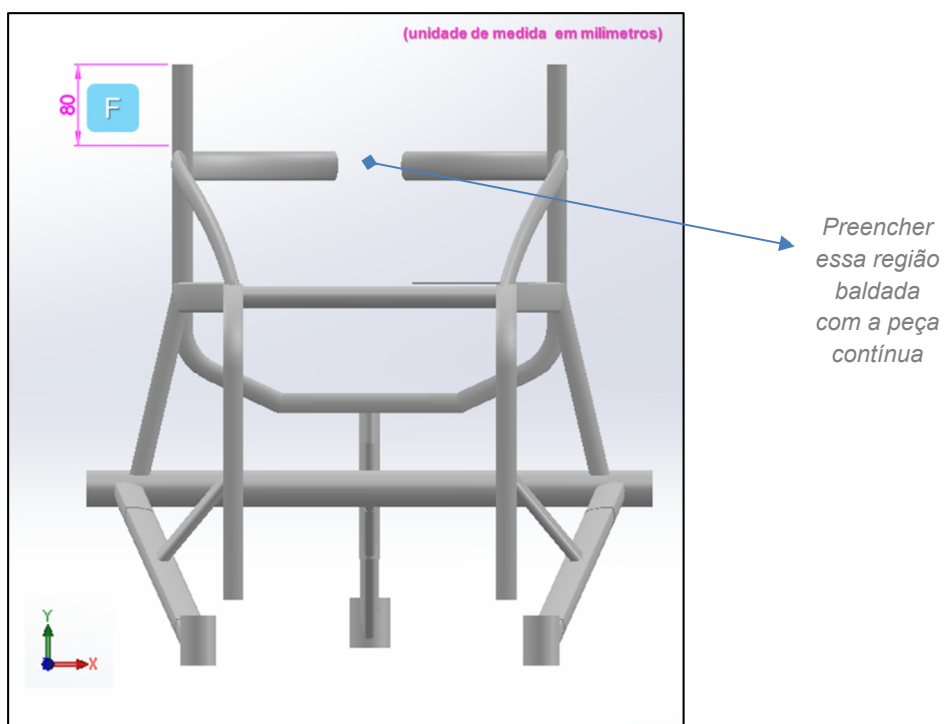


Figura 6.69 – Plano Frontal da Personalização da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima (Participante 2).

Os componentes da montagem que têm as suas proporções influenciadas pela parametrização modelada são o sistema de apoio dos pés e o adaptador de cambagem. As fig. 6.70, 6.71 e 6.72 mostram estes casos.

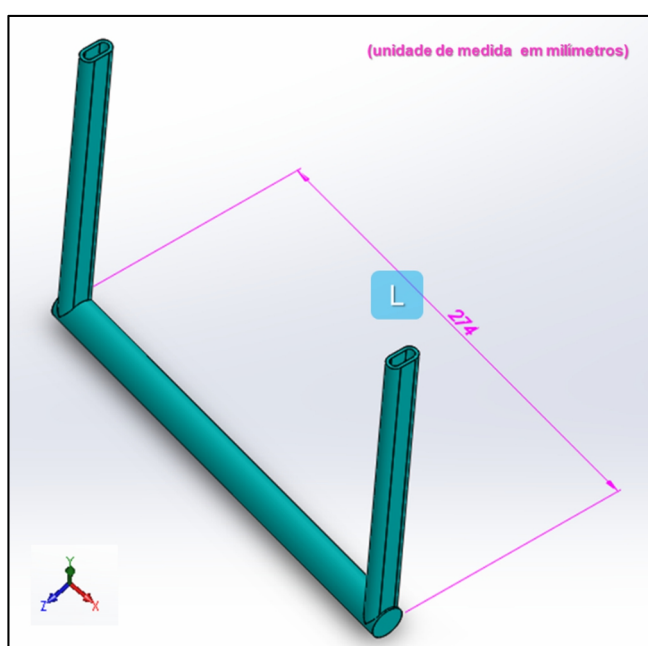


Figura 6.70 – Parametrização da haste de apoio dos pés da cadeira de tênis (Participante 2).

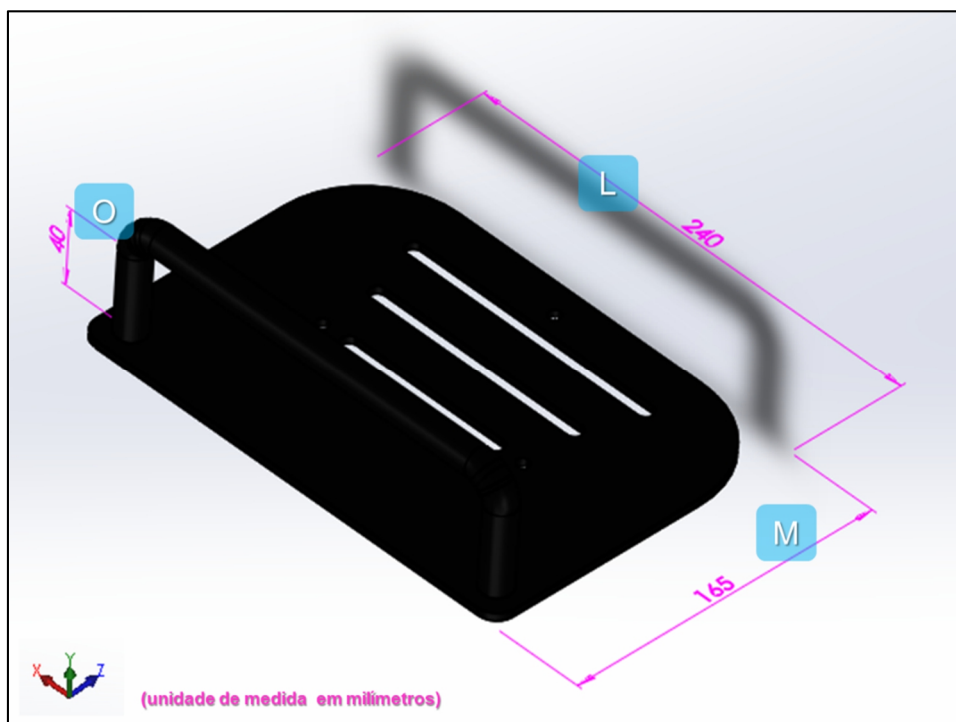


Figura 6.71 – Parametrização da base de apoio dos pés da cadeira de tênis (Participante 2).

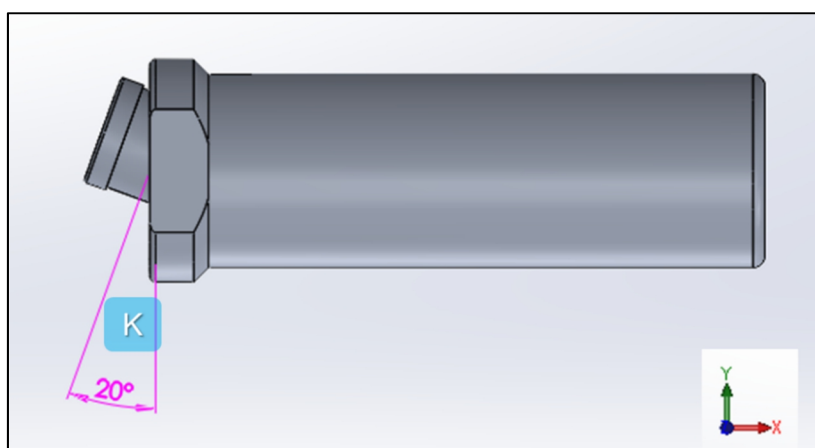


Figura 6.72 – Parametrização de adaptador de cambagem da cadeira de tênis (Participante 2).

b) Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário: *Participante II*

Depois de realizada a simulação da personalização da cadeira de rodas de tênis no SWCE, foi dado seguimento à prescrição de uma cadeira de rodas de uso diário para o participante. Os dados parametrizados anteriormente também podem ser utilizados na prescrição de uma cadeira de rodas de uso diário com encosto ergonômica e colabora com o projeto de uma manocleta de ciclismo. A tab. 6.6 apresenta os dados experimentais desta

etapa. O participante dispensou os testes de atividade física (propulsão realística) nesta fase, por questões pessoais.

Tabela 6.6 – Formulário de Coleta de Dados Quali-quantitativos da personalização da cadeira de rodas de uso diário (Participante 2).

"FORMULÁRIO DE PESQUISA QUALI-QUANTITATIVA" (SWCE_01) "Cadeira de Rodas de Uso Diário" - p2

ITEM			Este é o meu ajuste preferido !!!																		
			LEITURA 1		PERCEÇÃO 1		LEITURA 2		PERCEÇÃO 2		LEITURA 3		PERCEÇÃO 3		LEITURA 4		PERCEÇÃO 4		LEITURA 5		PERCEÇÃO 5
A	Largura do assento	cm	35,00	5	35,00	5															
B	Profundidade do assento	cm	36,50	5	36,50	5															
B1	Profundidade dos Glúteos	cm	15,00	5	15,00	5															
B2	Profundidade da Cabeça Longa do Biceps	cm	10,00	5	10,00	5															
B3	Profundidade da Cabeça Curta do Biceps	cm	11,50	5	11,50	5															
C	Tilt generalizado do assento	grau	0,00	5	0,00	5															
D	Tilt avançado posterior aos glúteos	grau	180,00	5	170,00	5															
E	Altura do assento ao apoio dos pés	cm	44,50	5	44,50	5															
F	Inclinação do apoio dos pés	grau	90,00	5	90,00	5															
G	Largura do encosto	cm	35,00	5	35,00	5															
H	Altura do encosto	cm	10,00	5	10,00	5															
I	Inclinação do encosto anterior à lombar L1	grau	Livre	5	Livre	5															
J	Inclinação do encosto posterior à lombar L1	grau	180,00	4	178,00	5															
K	Extensão do afunilamento das coxas	cm	24,00	5	24,00	5															
L	Extensão do afunilamento das panturrilhas	cm	20,00	5	20,00	5															
M	Centro de gravidade	cm	6,50	5	1,60	5															
N	Largura do apoio dos pés	cm	24,00	5	24,00	5															
O	Alinhamento do apoio dos pés	grau	Livre	5	Livre	5															
P	Altura do assento ao aro de propulsão	cm	13,69	5	13,69	5															
Q	Cambagem das rodas de propulsão	grau	0,00	5	0,00	5															
R	Distância da roda até o quadro	cm	3,50	4	1,40	5															
S	Comprimento da base de apoio dos pés	cm	16,50	5	16,50	5															
T	Altura do anteparo dos pés	cm	n.a.		n.a.																
U	Altura do descanso de braços	cm	11,00	5	11,00	5															
V	Comprimento do descanso de braços	cm	24,00	5	24,00	5															
W	Largura da almofada do descanso de braços	cm	4,00	5	4,00	5															
X	Espessura da almofada do descanso de braços	cm	3,00	5	3,00	5															

ADICIONAR TOLERÂNCIA GEOMÉTRICA NA LARGURA DO ASSENTO? ☒ NÃO ☐ SIM ☐ 2 cm ☐ _____ centímetros

EXERCÍCIOS DE PROPULSÃO COM SIMULAÇÃO DE RESISTÊNCIA MECÂNICA REGULÁVEL

AJUSTES	GIRO DO PARAFUSO	AVANÇO [mm]	PROPULSÃO ESQUERDA				PROPULSÃO DIREITA				PERCEÇÃO PSICOMOTORA
			VEL (mín.) [km/h]	VEL (máx.) [km/h]	VEL (média) [km/h]	DISTÂNCIA PERCORRIDA [m]	VEL (mín.) [km/h]	VEL (máx.) [km/h]	VEL (média) [km/h]	DISTÂNCIA PERCORRIDA [m]	
0	sem acionamento	0,00									
A1	¼ volta	0,25									1 2 3 4 5
A2	½ volta	0,50									1 2 3 4 5
A3	¾ volta	0,75									1 2 3 4 5
A4	1 volta	1,00									1 2 3 4 5
A5	1 ¼ volta	1,25									1 2 3 4 5
A6	1 ½ volta	1,50									1 2 3 4 5
A7	1 ¾ volta	1,75									1 2 3 4 5
A8	2 voltas	2,00									1 2 3 4 5
A9	2 ¼ voltas	2,25									1 2 3 4 5
A10	2 ½ voltas	2,50									1 2 3 4 5
A11	2 ¾ voltas	2,75									1 2 3 4 5
A12	3 voltas	3,00									1 2 3 4 5

LEGENDA DA PERCEÇÃO PSICOMOTORA:

1 Discordo totalmente		2 Concordo parcialmente
2 Discordo parcialmente		3 Não concordo nem discordo
3 Não concordo nem discordo		4 Concordo parcialmente
4 Concordo parcialmente		5 Concordo plenamente
5 Concordo plenamente		

Como no caso do primeiro participante, o procedimento de prescrição com o segundo participante lhe proporcionou alguns esclarecimentos de sua real condição física e anatômica. E deste modo, contribui para o amadurecimento da sua autopercepção psicomotora, enquanto cadeirante.

Aqueles ajustes relacionados à antropometria do participante puderam ser replicados em sua maioria para a prescrição da cadeira de rodas de uso diário, sem provocar qualquer sinal de discordância, de sua parte.

Foram reajustados os parâmetros correlacionados à ergonomia do uso da cadeira de rodas. A utilização da cadeira de rodas de vida diária possuiu uma dinâmica ergo-antropométrica diferente, em alguns aspectos, da utilização de uma cadeira de rodas esportiva. Na cadeira de rodas de uso diário é possível aliviar alguns contornos do quadro estrutural deixando o corpo um pouco mais afrouxado sobre a acomodação.

Destarte, foram ligeiramente ampliados os ajustes da extensão de afunilamento das pernas e das panturrilhas. A altura do encosto foi aumentada em relação à topografia da coluna cervical, de forma que, o cadeirante possa fazer da cadeira de rodas uma acomodação de leito quando for de seu interesse.

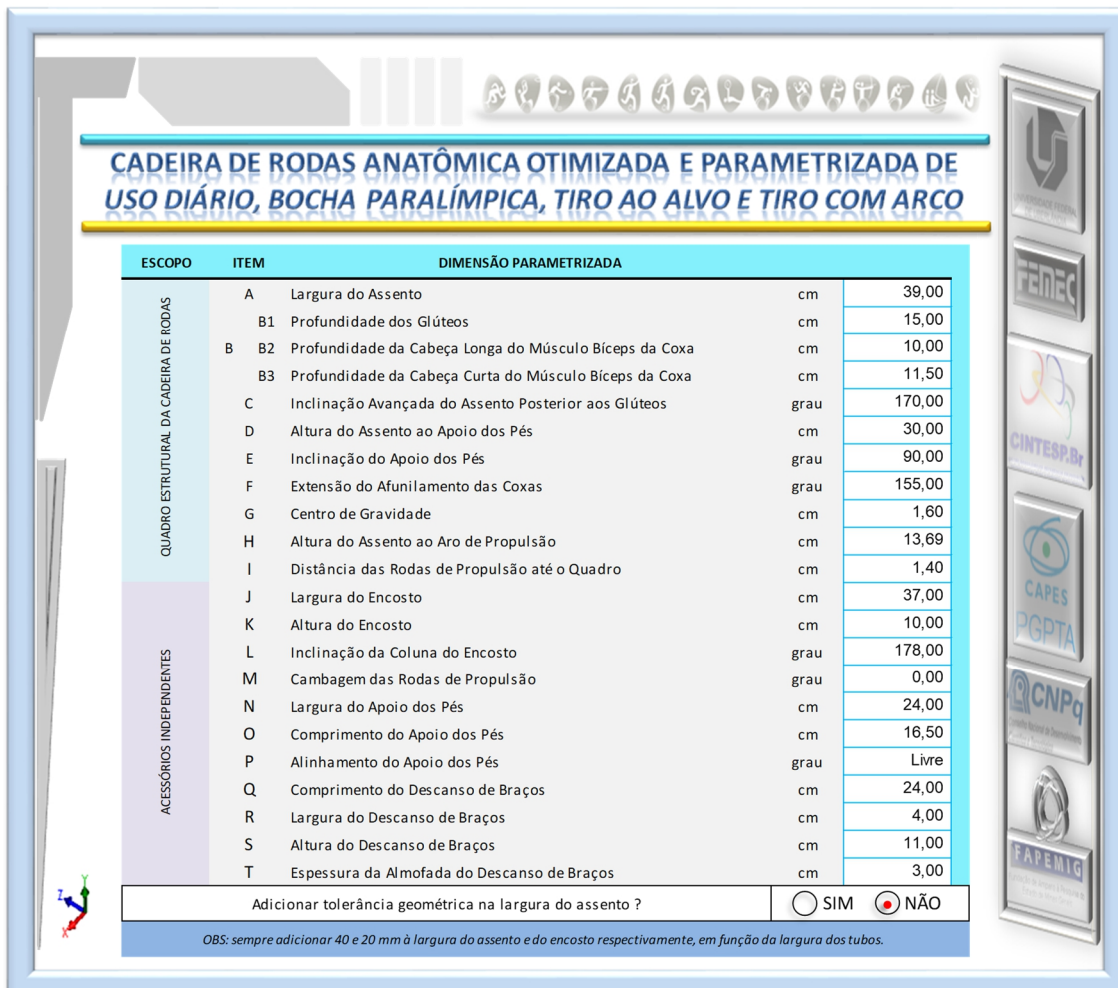
Os aros de propulsão foram aproximados do alcance das mãos para um impulso mais consistente, dada a alta taxa de circulação diária do participante com a cadeira de rodas e o seu estilo de vida.

A reconfiguração mais crítica neste ensaio foi do centro de gravidade, numa posição ainda mais recuada do que na cadeira de rodas de tênis. Este ajuste foi justificado por dois fatores importantes:

- O centro de gravidade recuado permite ao cadeirante impulsionar os aros com o perfil em *loop simples* e em *arco* para um controle mais ágil da cadeira de rodas de uso diário, uma vez que, estes perfis de impulso possuem um ciclo menor.
- As dimensões antropométricas das pernas do participante são muito curtas, reduzindo demasiadamente a longitude da profundidade do assento personalizado. Essa situação tem como o efeito a redução da circunferência de rotação da cadeira de rodas, muito próximas da linha do eixo dos rodantes. A consequência disso é a forte tendência de a cadeira de rodas capotar por empino. O afastamento anterior do centro de gravidade em relação ao plano ventral do cadeirante reduz esta tendência.

Os parâmetros definitivos desta prescrição foram obtidos na segunda tentativa da personalização. A fig. 5.73 mostra estes parâmetros definidos para a personalização da

cadeira de rodas de uso diário do segundo participante. Não foi solicitado adicionar tolerâncias geométricas (folgas) na largura do assento.



ESCOPO	ITEM	DIMENSÃO PARAMETRIZADA
QUADRO ESTRUTURAL DA CADEIRA DE RODAS	A	Largura do Assento
	B1	Profundidade dos Glúteos
	B2	Profundidade da Cabeça Longa do Músculo Bíceps da Coxa
	B3	Profundidade da Cabeça Curta do Músculo Bíceps da Coxa
	C	Inclinação Avançada do Assento Posterior aos Glúteos
	D	Altura do Assento ao Apoio dos Pés
	E	Inclinação do Apoio dos Pés
	F	Extensão do Afunilamento das Coxas
	G	Centro de Gravidade
	H	Altura do Assento ao Aro de Propulsão
ACESSÓRIOS INDEPENDENTES	I	Distância das Rodas de Propulsão até o Quadro
	J	Largura do Encosto
	K	Altura do Encosto
	L	Inclinação da Coluna do Encosto
	M	Cambagem das Rodas de Propulsão
	N	Largura do Apoio dos Pés
	O	Comprimento do Apoio dos Pés
	P	Alinhamento do Apoio dos Pés
	Q	Comprimento do Descanso de Braços
	R	Largura do Descanso de Braços
	S	Altura do Descanso de Braços
	T	Espessura da Almofada do Descanso de Braços

Adicionar tolerância geométrica na largura do assento ? ☐ SIM ☒ NÃO

OBS: sempre adicionar 40 e 20 mm à largura do assento e do encosto respectivamente, em função da largura dos tubos.

Figura 6.73 – Parâmetros da modelagem da cadeira de rodas de uso diário (Participante 2).

A cadeira de rodas anatômica, otimizada, parametrizada e personalizada de uso diário para o segundo participante, compatível também com as modalidades de bocha paralímpica, tiro ao alvo e tiro com arco foi dimensionada em 5,67 kg com todos os seus componentes de montagem exceto os rodantes de propulsão. Observa-se que o modelo foi prescrito para fabricação em liga de alumínio aeronáutico 6061 T - 6F. A fig. 6.74 mostra as propriedades desta cadeira de rodas.

A cadeira de rodas modelada ocupa uma área inferior a um metro quadrado. Sua altura máxima, sem o dispositivo da manopla de propulsão assistiva (assim como com o primeiro participante, este recurso foi dispensado), foi de aproximadamente 74 cm. A fig. 6.75 ilustra a cadeira de rodas de uso diário com a opção do descanso de braços, no lugar do protetor de quadril. A fig. 6.76 ilustra a cadeira de rodas em diversas vistas.



Figura 6.74 – Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 2).



Figura 6.75 – Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com o Descanso de Braços (Participante 2).

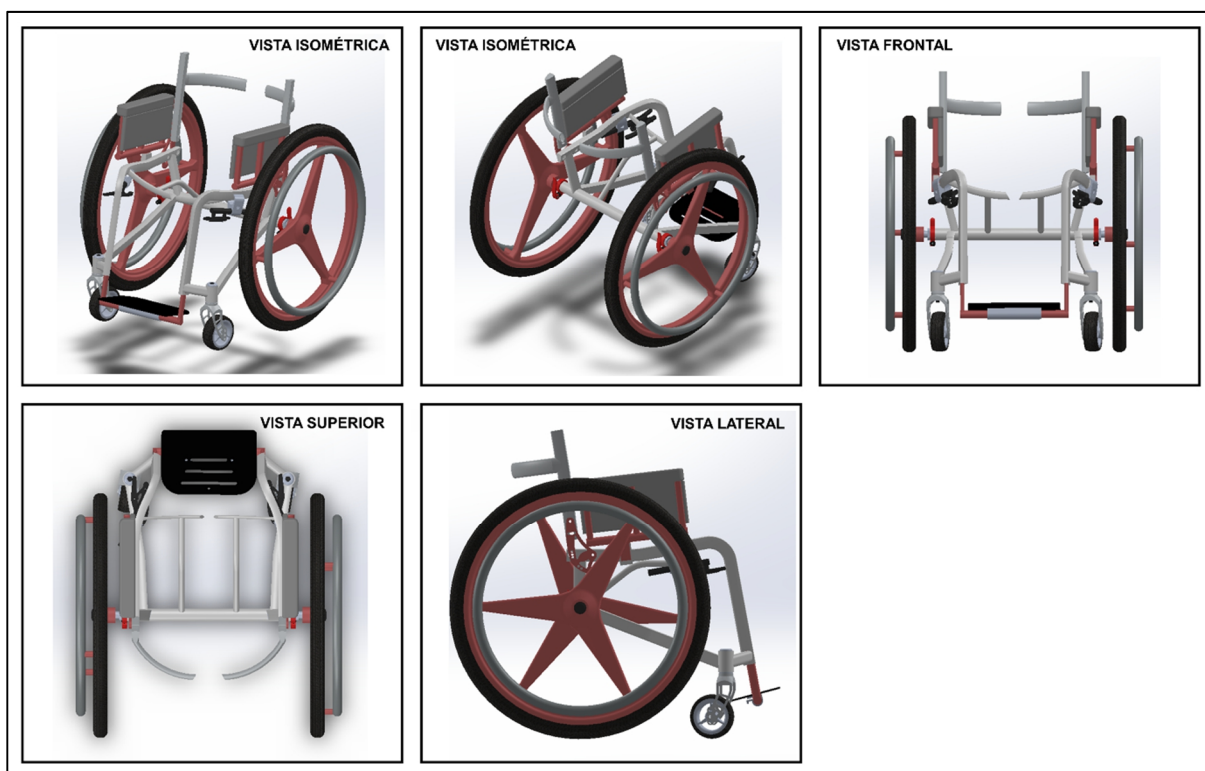


Figura 6.76 – Vistas da Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 2).

As fig. 6.77, 6.78, 6.79, 6.80 e 6.81 ilustram as parametrizações personalizadas do quadro estrutural e do encosto para a cadeira de rodas de uso diário. Estes parâmetros estão ilustrados de acordo com os seus planos geométricos.

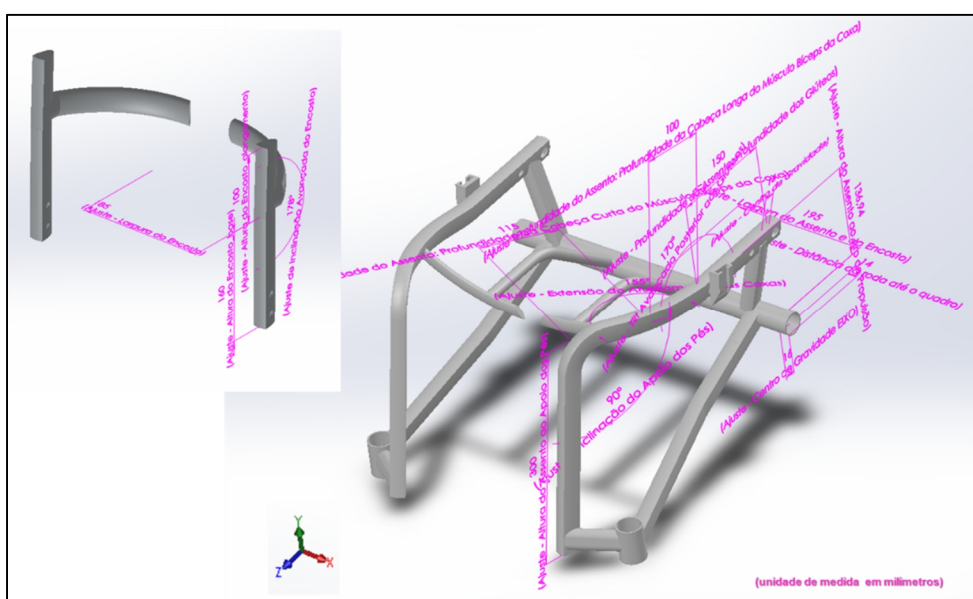


Figura 6.77 – Plano Isométrico da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 2).

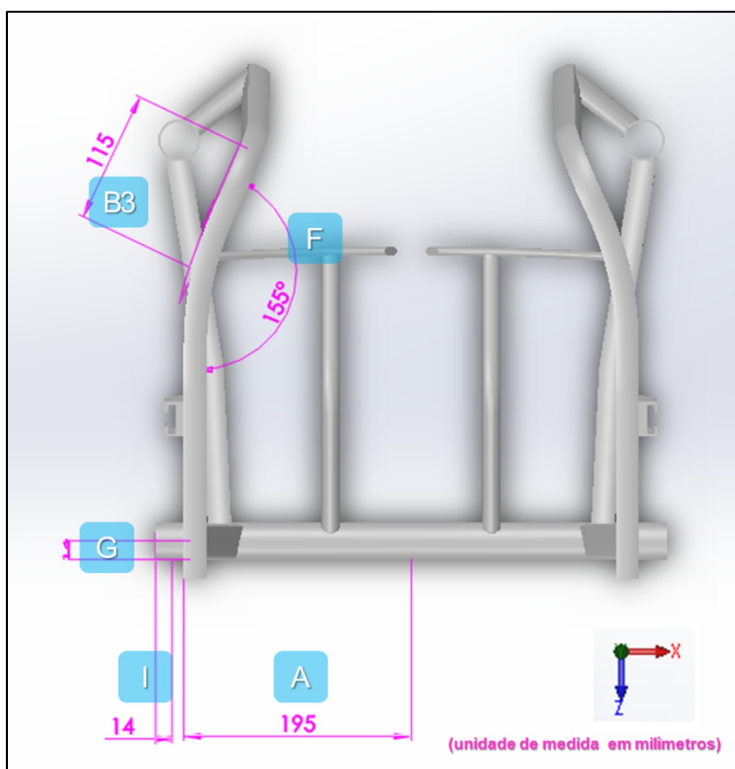


Figura 6.78 – Plano Superior da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 2).

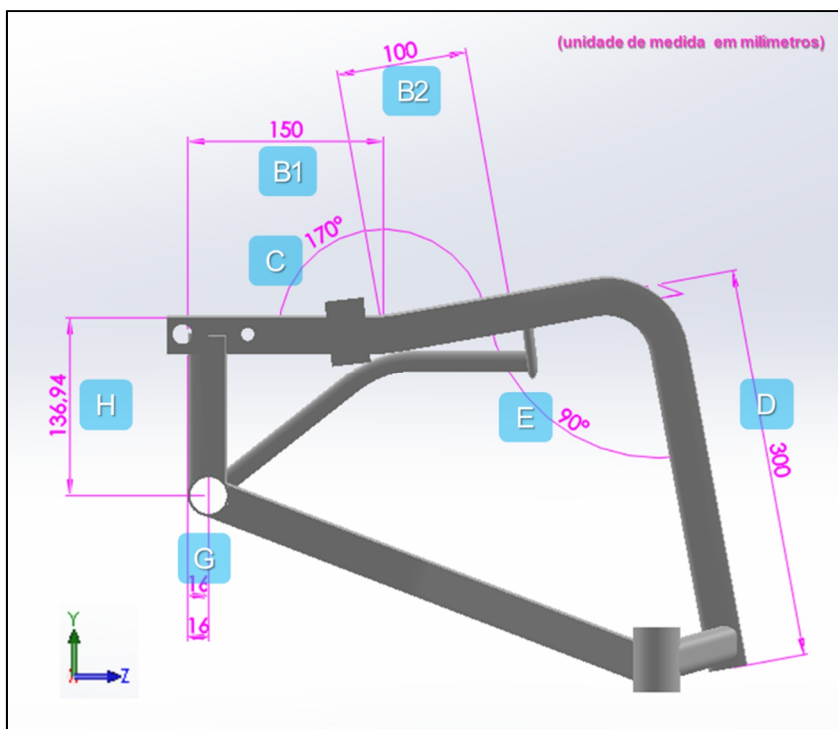


Figura 6.79 – Plano Lateral da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 2).

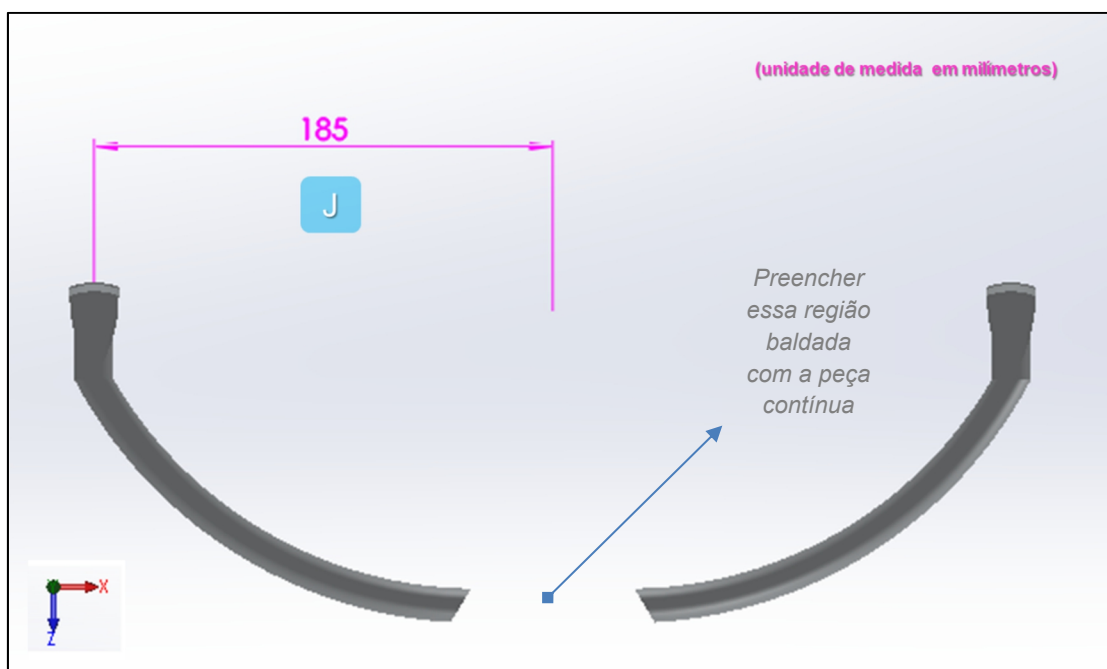


Figura 6.80 – Plano Superior da Personalização do Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 2).

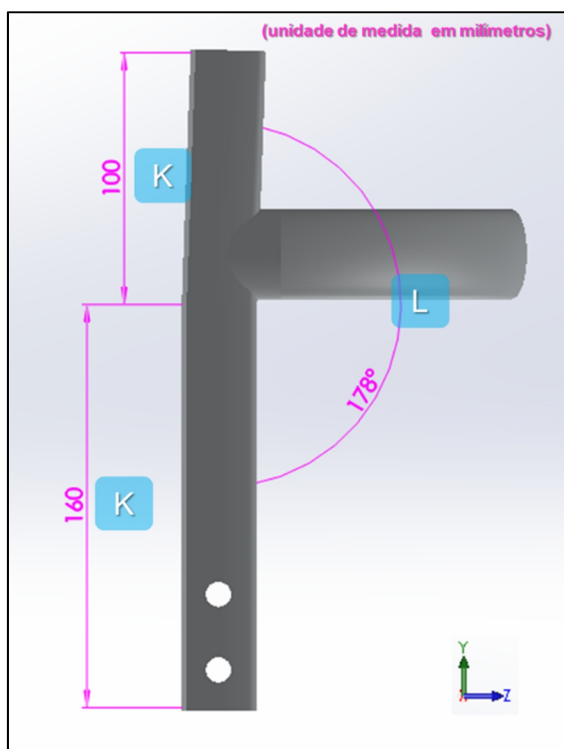


Figura 6.81 – Plano Lateral da Personalização do Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 2).

Os componentes da montagem da cadeira de rodas de uso diário que têm as suas proporções influenciadas pela parametrização modelada são o sistema de apoio das pernas, o adaptador de cambagem dos rodantes e o dispositivo de descanso de braços. As fig. 6.82, 6.83, 6.84 e 6.85 mostram estes casos.

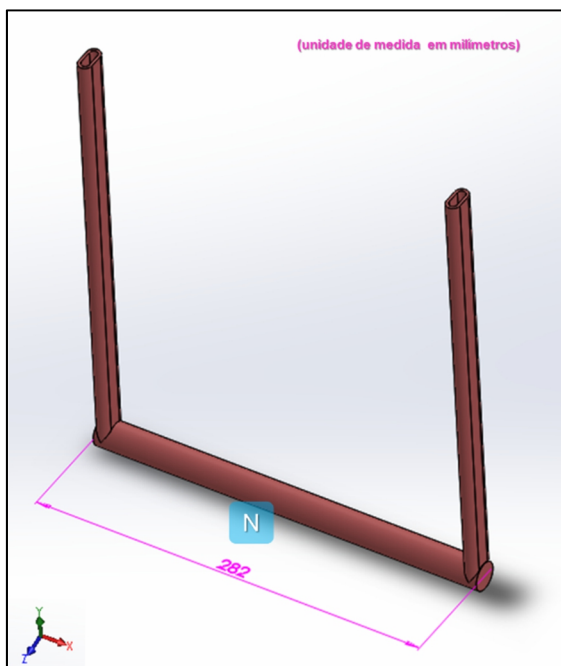


Figura 6.82 – Parametrização da haste de apoio dos pés da cadeira de uso diário (Participante 2).

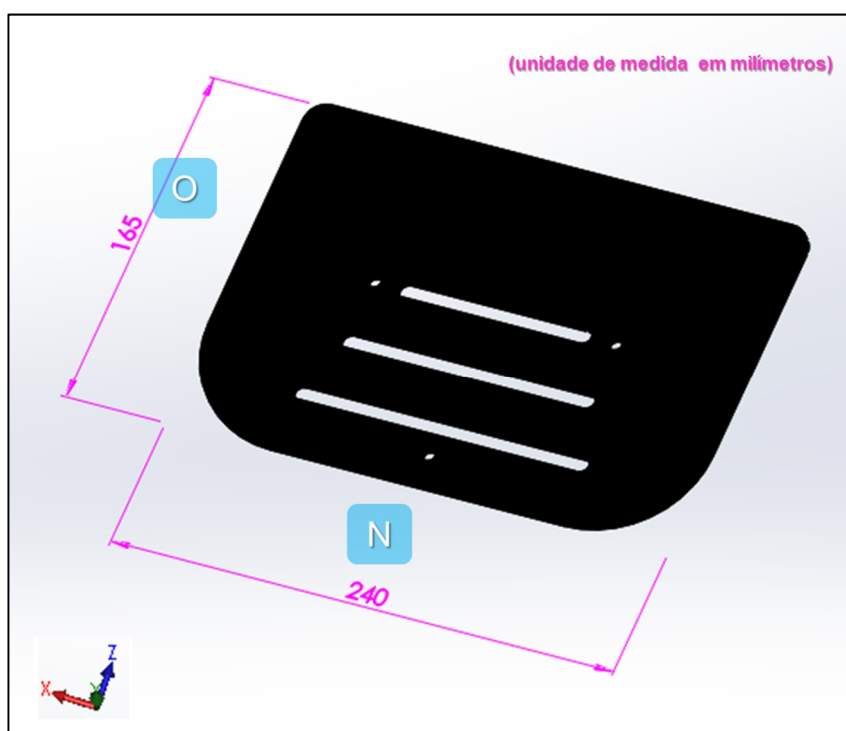


Figura 6.83 – Parametrização da base de apoio dos pés da cadeira de uso diário (Participante 2).

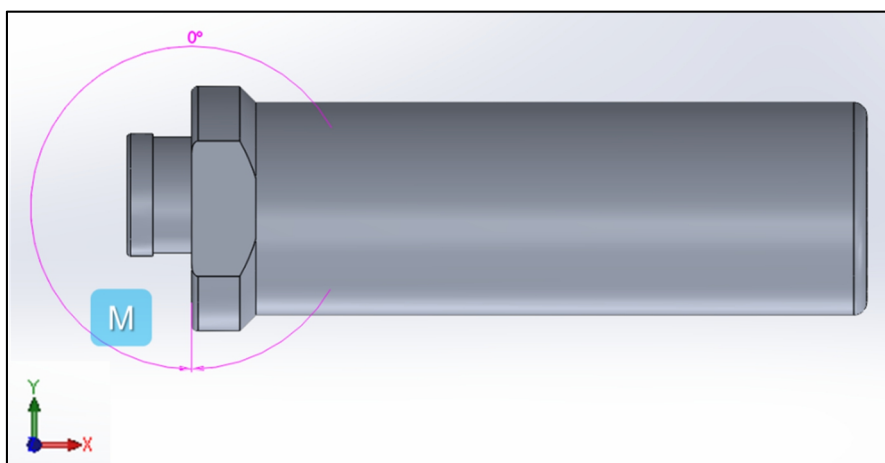


Figura 6.84 – Parametrização do adaptador de cambagem da cadeira de uso diário (Participante 2).

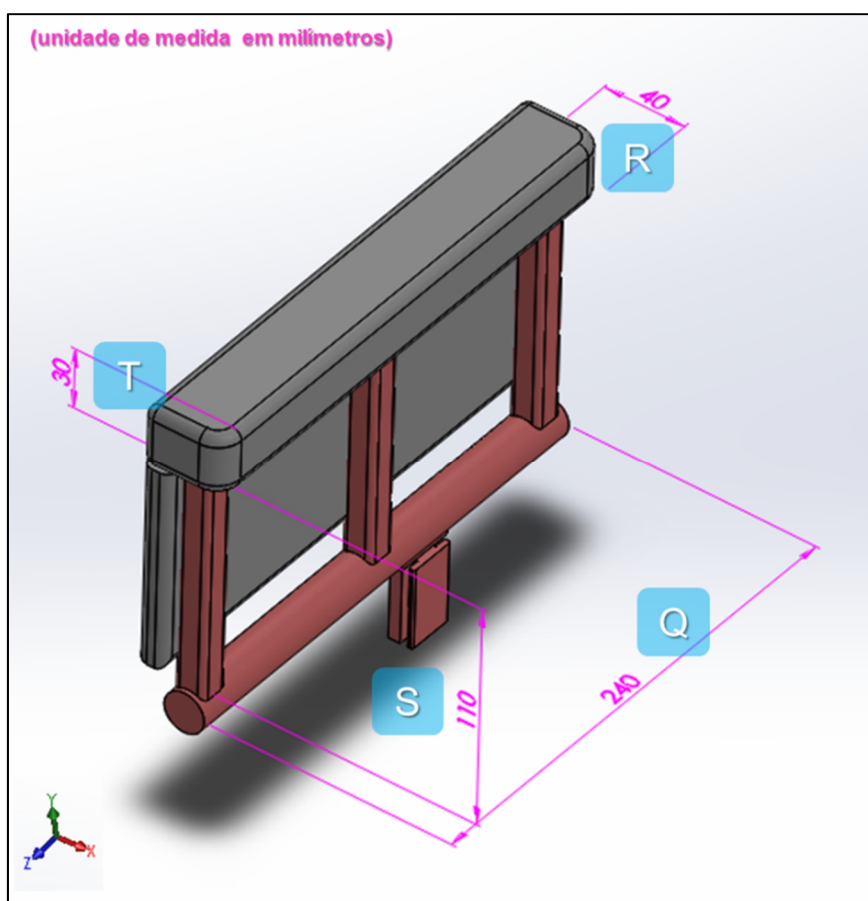


Figura 6.85 – Parametrização do descanso de braços da cadeira de uso diário (Participante 2).

O descanso de braços foi configurado com uma almofada de alta densidade de 4 cm de largura e 3 cm de espessura. O seu suporte se estende por quase toda a lateralidade da coxa do participante. A sua altura compreende a altura do assento até os seus cotovelos. Essas medidas foram obtidas por uma trena.

c) Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário com Encosto Ergonômico: *Participante II*

A mesma base de dados (visto na fig. 6.73) da personalização da cadeira de rodas de uso diário personaliza este modelo. A cadeira de rodas anatômica, otimizada, parametrizada e personalizada de uso diário com encosto ergonômico para o segundo participante, compatível também com as modalidades de bocha paralímpica, tiro ao alvo e tiro com arco foi dimensionada em 7,36 kg com todos os seus componentes de montagem exceto os rodantes de propulsão. Observa-se que o modelo foi prescrito para fabricação em liga de alumínio aeronáutico 6061 T - 6F. A fig. 6.86 mostra as propriedades desta cadeira de rodas.

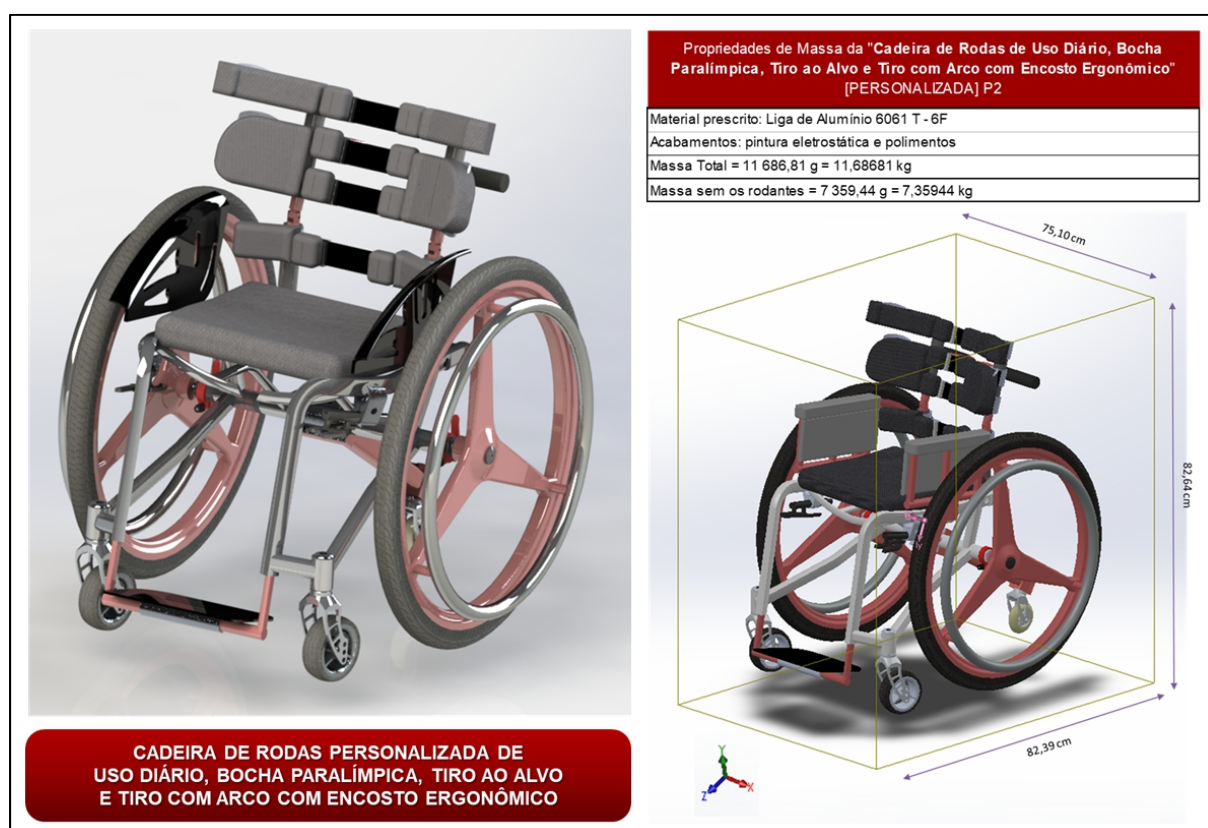


Figura 6.86 – Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico (Participante 2).

A fig. 6.87 ilustra a cadeira de rodas de uso diário com encosto ergonômico adotando o descanso de braços ao invés do protetor lateral de quadril. A fig. 6.88 ilustra a cadeira de rodas de uso diário com encosto ergonômico em diversas vistas. O modelo está representado com o dispositivo anti-tombo implementado, reforçando os seus aspectos pró-esportivos.

Estes aspectos remetem à uma experiência de engajamento e atitude para com a habilitação física do usuário.



Figura 6.87 – Cadeira de Rodas Personalizada de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico e o Descanso de Braços (Participante 2).

No caso do segundo participante, o dispositivo anti-tombo é expressamente recomendado para esse modelo, contra capotagens por empino. Neste modelo, o encosto ergonômico representa uma parte estrutural que se projeta para trás do plano dorsal do cadeirante. A profundidade encurtada do assento pela antropometria do participante pode favorecer o empino, com o incremento do encosto ergonômico.

Como no caso anterior, o encosto ergonômico possui ajustabilidade permanente da posição de suas hastes de acomodação da coluna cervical, do alongamento de suas colunas e da sua abertura longitudinal. Nas atividades esportivas de recreação e de lazer, o encosto pode ter algumas peças removidas, assumindo uma forma similar às das cadeiras de rodas paralímpicas. E o dispositivo anti-tombo pode ser acoplado ou configurado conforme desejo do cadeirante.

As parametrizações dos ajustes personalizados, para o respectivo modelo, estão ilustradas nas fig. 6.89, 6.90, 6.91 e 6.92.

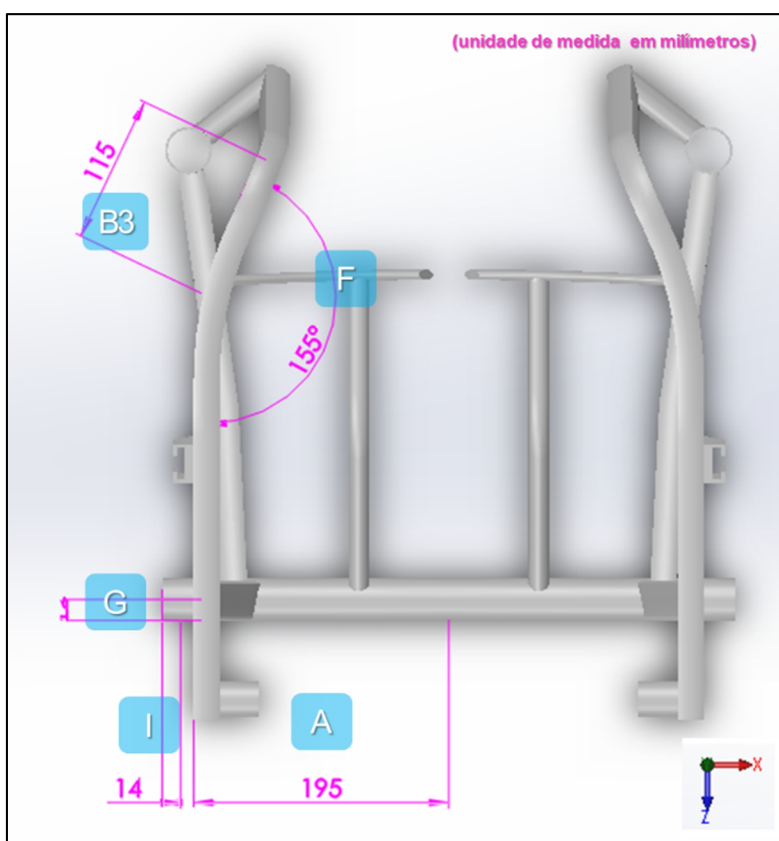


Figura 6.90 – Plano Superior da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico (Participante 2).

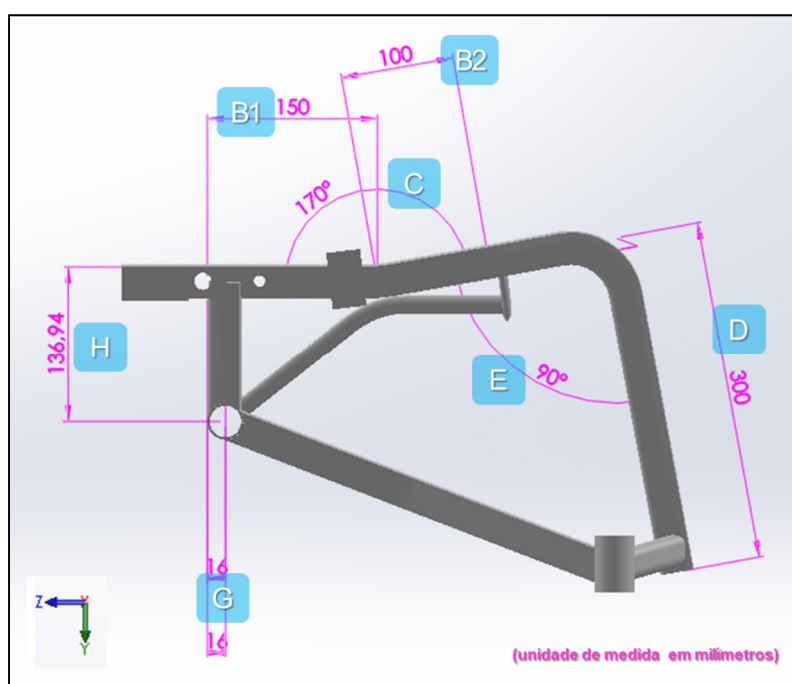


Figura 6.91 – Plano Lateral da Personalização da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Paralímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco com Encosto Ergonômico (Participante 2).

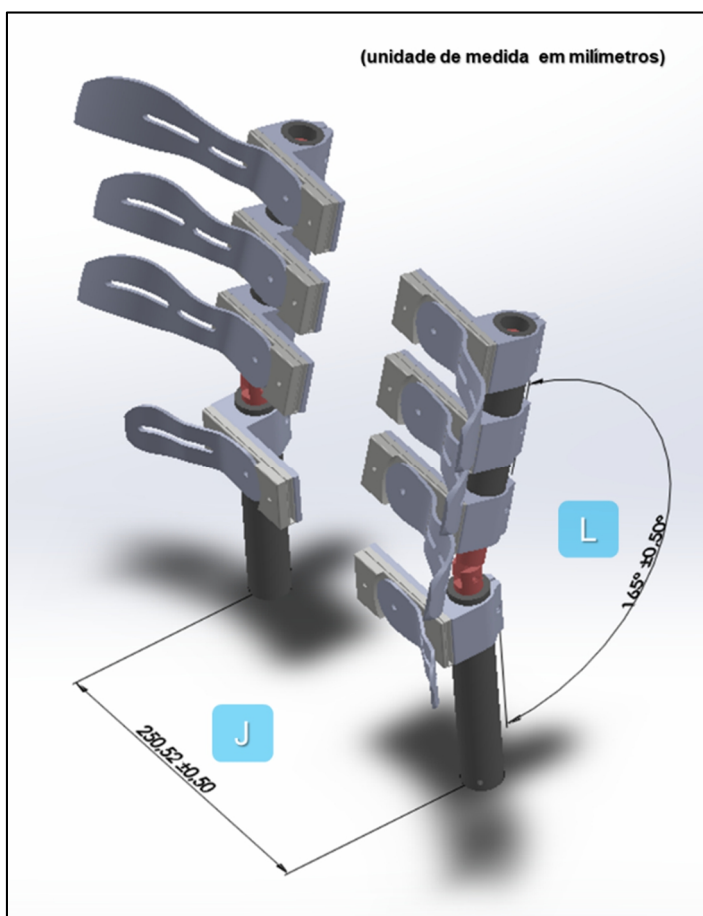


Figura 6.92 – Configuração do Encosto Ergonômico da Cadeira de Rodas de Uso Diário, Bocha Parolímpica, Tiro ao Alvo e Tiro com Arco (Participante 2).

d) Manocleta de Ciclismo Personalizada: *Participante II*

Os resultados do procedimento experimental que forneceram a parametrização da cadeira de rodas de uso diário personalizada corroboram com a personalização de uma manocleta (*handbike*) de ciclismo, ideal para o lazer e a recreação. Devido às proporções aproximadas entre as anatomias dos dois participantes avaliados, a parametrização da manocleta pode ser equivalente. Isso é possível pela natureza de utilização da manocleta, em que não há contornos ergonômicos amoldando-se ao corpo do paratleta como nas cadeiras de rodas. A manocleta é uma bicicleta de passeio própria para cadeirantes.

Neste caso, os dispositivos de regulação permanente da manocleta cumprem com a função de personalização do modelo para este participante. As fig. 6.93 e 6.94 mostram essas configurações compatibilizados para a antropometria do segundo participante.

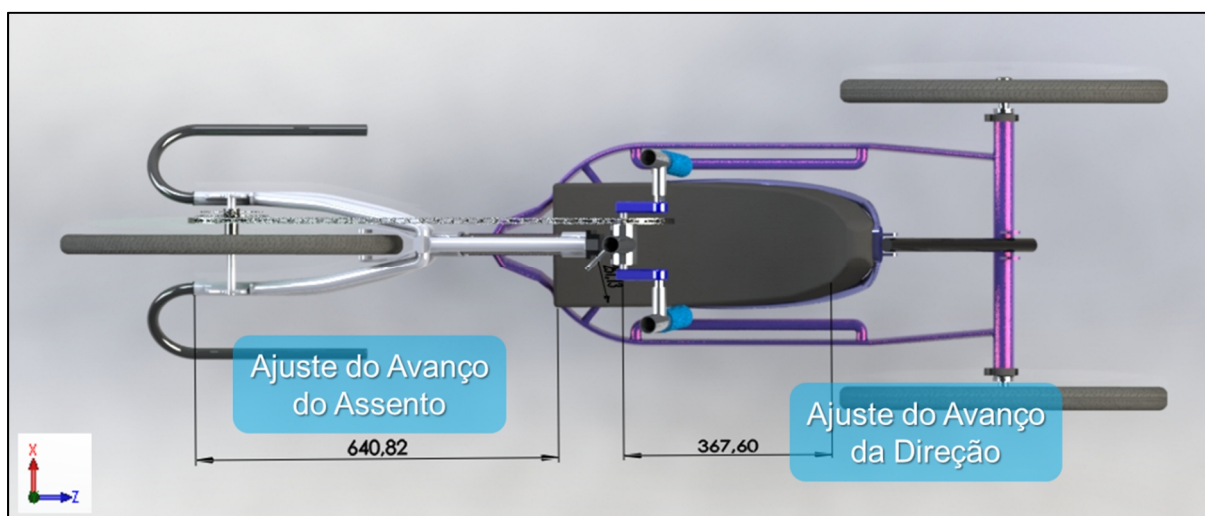


Figura 6.93 – Plano superior da configuração personalizada da manocleta de ciclismo (Participante 2).

Os dispositivos de regulação permanente dão à manocleta a função de adaptabilidade para diversas anatomias humanas. Podem ser citados a regulação da inclinação do *cockpit*, a regulação do avanço ou recuo do assento, do comprimento e da angulação do apoio das pernas e a regulação da altura e da distância do sistema de direção com a manopla de propulsão.

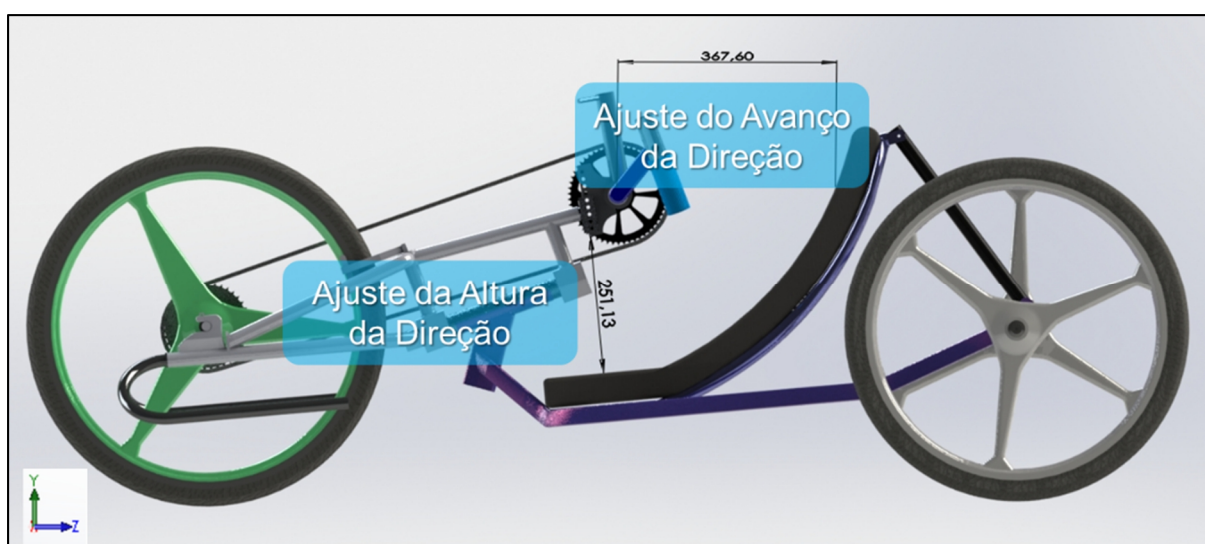
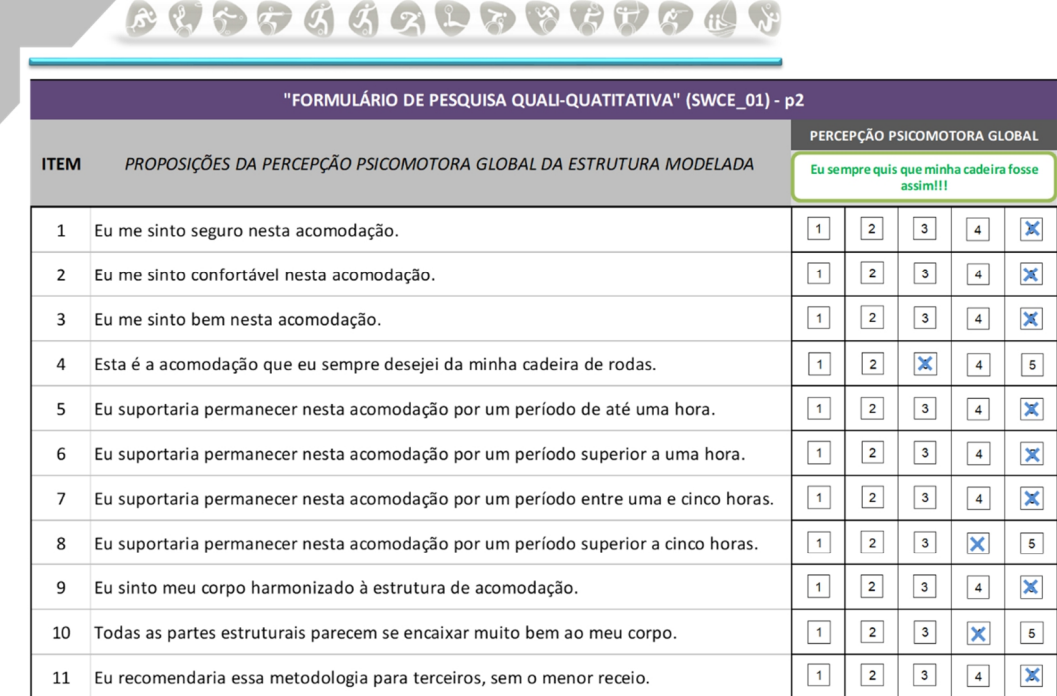


Figura 6.94 – Plano lateral da configuração personalizada da manocleta de ciclismo (Participante 2).

Finalizados os procedimentos de prescrição das cadeiras de rodas de tênis e de uso diário, o segundo participante contribuiu com a avaliação de sua percepção psicomotora

global do SWCE com a metodologia operacional. A tab. 6.7 apresenta os resultados dessa percepção. Foram avaliadas as condições de conforto, segurança e equivalência sensitiva de acomodação do SWCE, compatível com uma cadeira de rodas personalizada.

Tabela 6.7 – Formulário da Percepção Psicomotora Global do SWCE (Participante 2).



"FORMULÁRIO DE PESQUISA QUALI-QUANTITATIVA" (SWCE_01) - p2

PERCEPÇÃO PSICOMOTORA GLOBAL

Eu sempre quis que minha cadeira fosse assim!!!

ITEM	PROPOSIÇÕES DA PERCEPÇÃO PSICOMOTORA GLOBAL DA ESTRUTURA MODELADA	1	2	3	4	5
1	Eu me sinto seguro nesta acomodação.					X
2	Eu me sinto confortável nesta acomodação.					X
3	Eu me sinto bem nesta acomodação.					X
4	Esta é a acomodação que eu sempre desejei da minha cadeira de rodas.			X		
5	Eu suportaria permanecer nesta acomodação por um período de até uma hora.					X
6	Eu suportaria permanecer nesta acomodação por um período superior a uma hora.					X
7	Eu suportaria permanecer nesta acomodação por um período entre uma e cinco horas.					X
8	Eu suportaria permanecer nesta acomodação por um período superior a cinco horas.				X	
9	Eu sinto meu corpo harmonizado à estrutura de acomodação.					X
10	Todas as partes estruturais parecem se encaixar muito bem ao meu corpo.				X	
11	Eu recomendaria essa metodologia para terceiros, sem o menor receio.					X

LEGENDA DA PERCEPÇÃO PSICOMOTORA:

- 1 Discordo totalmente
- 2 Discordo parcialmente
- 3 Não concordo nem discordo
- 4 Concordo parcialmente
- 5 Concordo plenamente

Como no caso do primeiro participante, os experimentos com este paratleta se estenderam por aproximadamente três horas, pelo seu desejo e interesse. O participante não apresentou cansaço, fadiga ou desgaste psicológico durante o decorrer da metodologia até a sua conclusão. De forma análoga ao primeiro caso, o equipamento proporcionou estabilidade durante os procedimentos de ajuste, durante os exercícios de propulsão e principalmente durante as transferências posturais.

O caso de incompatibilidade do SWCE com esse participante foi para o ajuste antropométrico do apoio dos pés. Essa limitação não impediu as personalizações das cadeiras de rodas, uma vez que, a sua característica de ajuste antropométrico não influenciaria os ensaios de prescrição. A medição deste aspecto da fisiologia do participante foi realizada por uma trena complementar. Contudo, a falta de acomodação adequada dos pés do participante no SWCE comprometeu a plena concordância da percepção global para todos os ajustes. Por exemplo, não foi possível ao paratleta avaliar a sua concordância com

a acomodação dos seus pés, assim como, não proporcionou a experiência sensorial de que todas as partes estruturais estariam bem encaixadas ao seu corpo.

Para todos os demais ajustes houve plena concordância do participante com o conforto, segurança e sensação de estar numa cadeira de rodas personalizada. Este participante apresentou plena convicção sobre a recomendação desta metodologia de prescrição a terceiros, sem quaisquer receios. O seu breve testemunho, acerca dos testes, está registrado a seguir, sem alterações do seu discurso.

Caso o equipamento não seja capaz, sob nenhuma amplitude de ajuste possível, satisfazer plenamente a condição de personalização significa que o SWCE é incompatível com as características daquela pessoa. Isso não significa que não seja possível personalizar uma cadeira de rodas parametrizada, nesta situação. Mapear os ajustes enquanto antropométricos e ergonômicos permite estabelecer estratégias alternativas. E nestas situações, a incompatibilidade estará na natureza antropométrica (relacionada às amplitudes dos ajustes do SWCE) e não na natureza ergonômica (relacionada ao funcionamento dos ajustes). Baseado nisso, a melhor estratégia alternativa para a incompatibilidade está no emprego de instrumentos de medidas auxiliares, como trenas e réguas.

“Eu achei muito bom fazer os testes. Deu pra entender muita coisa. Eu gostei de ver uma cadeira de rodas personalizada. Deu pra ter uma sensação clara de estar sentado numa cadeira de rodas de verdade, do jeito certo pra mim. Durante o toque parecia que eu tava subindo uma rampa ou andando num chão difícil. ” (PARTICIPANTE 2)

Similar ao primeiro participante, este paratleta indicou concordância plena com o realismo dos exercícios de propulsão com resistência mecânica (visto na tab. 6.7).

Na fig. 6.95, está ilustrado o gráfico da percepção psicomotora dos ajustes personalizados para o segundo participante. Para quase todos os ajustes houve concordância nas proposições, como mostram as colunas do gráfico (acima da escala 3: não concordo nem discordo).

Os sinais de concordância parcial ocorreram nos casos em que a condição improvisada do apoio dos pés estava contida. Contudo, o participante não indicou qualquer discordância ou insatisfação com o desempenho geral do equipamento SWCE e da metodologia de prescrição. Como a condição de apoio dos pés não estava idealmente atendida, o participante não soube dizer se concordaria ou discordaria de a acomodação ser aquela que ele sempre havia desejado. Analogamente, não foi possível concordar plenamente com a sensação de

ter o corpo efetivamente harmonizado à estrutura de acomodação. Para todos os outros ajustes houve a disposição para essa concordância.

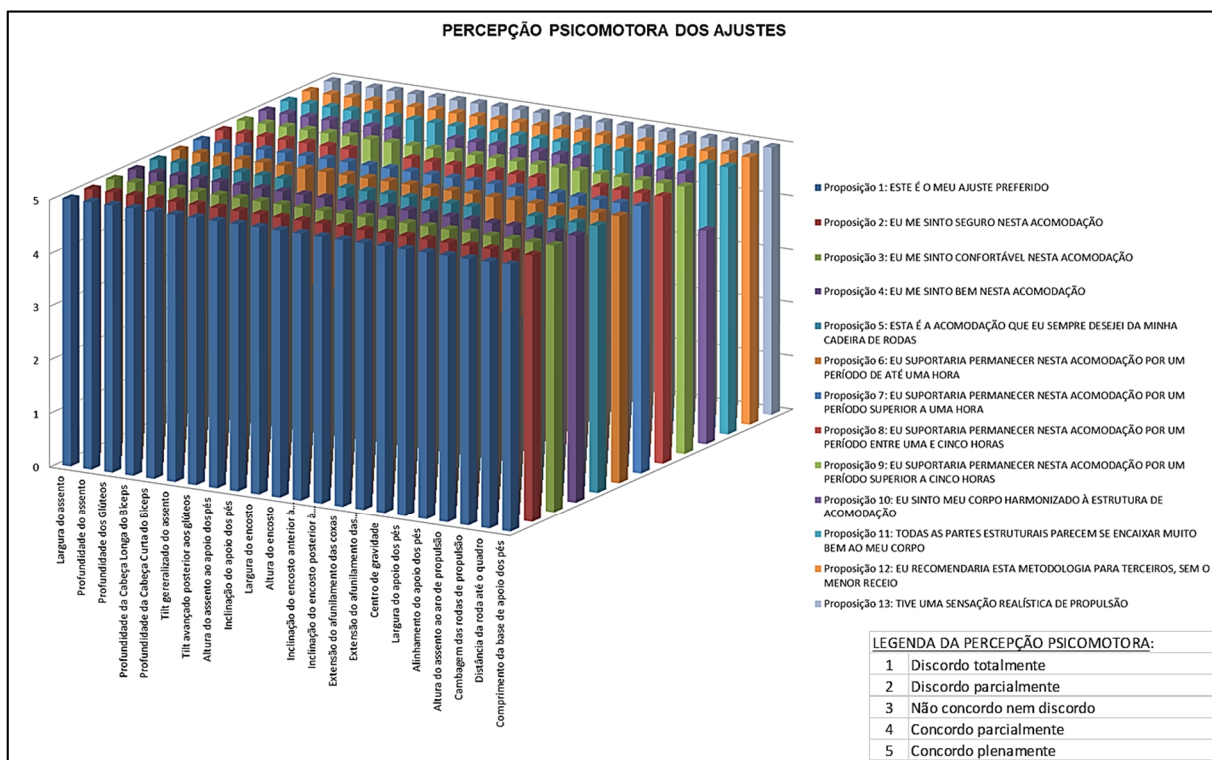


Figura 6.95 – Gráfico da percepção psicomotora dos ajustes personalizados (Participante 2).

Similarmente ao caso anterior, a densidade do bloco do gráfico mostra a intensidade da concordância do participante para com as proposições, indicando qualitativamente como é a sua percepção psicomotora favorável em relação à metodologia.

Ao final, foi realizada a comparação perceptiva do participante entre a sua cadeira de rodas pessoal e a cadeira de rodas simulada pelos ajustes personalizados do equipamento SWCE. Para tanto, obteve-se do participante uma percepção cognitiva de sensação realística em relação à acomodação do SWCE, como uma condição essencial para se estabelecer uma correlação confiável entre os modelos (pessoal e SWCE). Foram comparados os atributos – conforto, segurança, adequação ergonômica e sensação de compatibilidade física.

A fig. 6.96 ilustra o gráfico comparativo global entre a cadeira de rodas pessoal do participante e a condição simulada pelo SWCE personalizado.

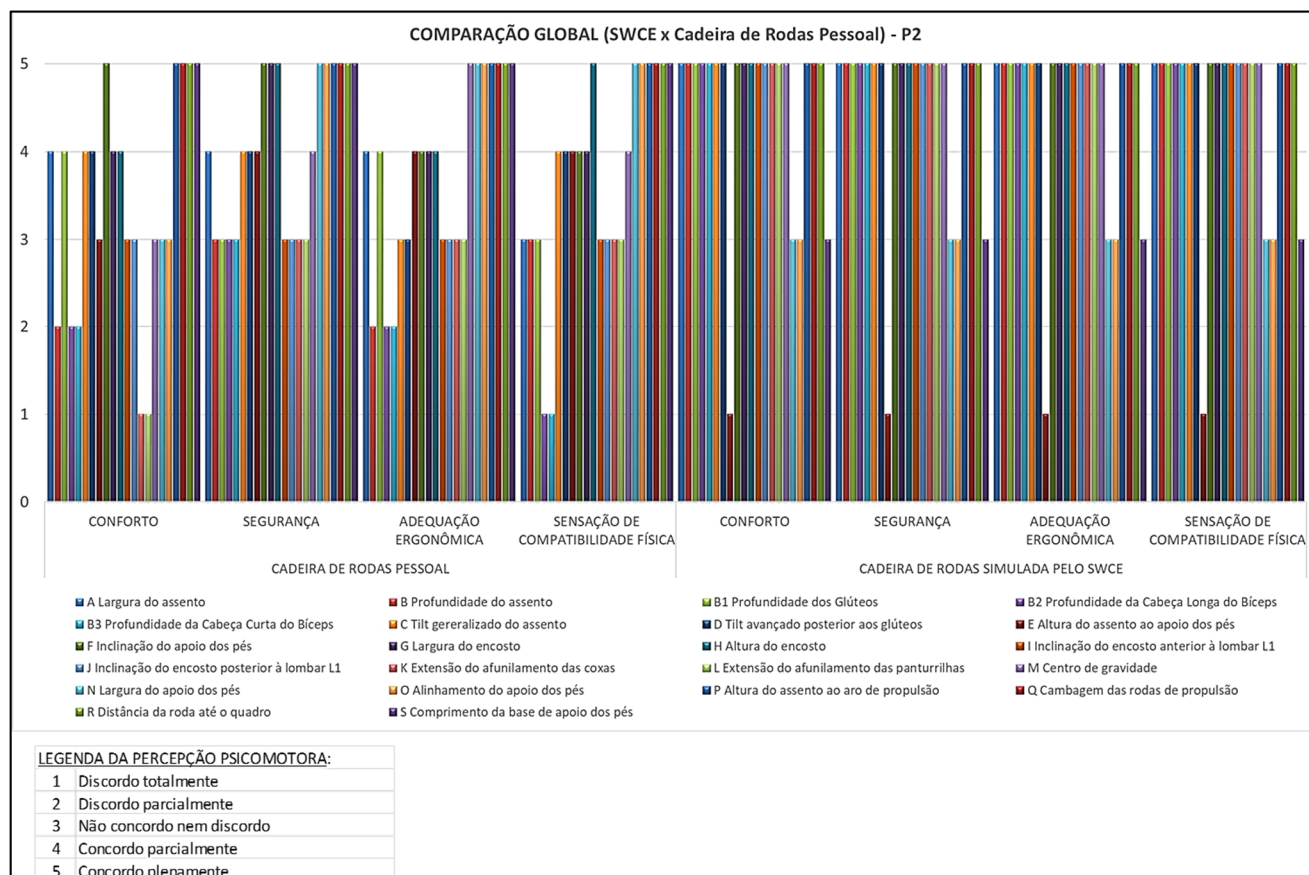


Figura 6.96 – Gráfico Comparativo entre a Cadeira de Rodas Pessoal e o SWCE (Participante 2).

De modo geral a percepção de conforto, segurança, adequação ergonômica e sensação de compatibilidade física no SWCE foi confirmada plenamente pelo participante, para a maioria das condições avaliadas. Novamente, a condição improvisada do sistema de apoio dos pés não possibilitou uma apreciação retórica do equipamento. Contudo, o SWCE satisfaz todas as condições de ajuste que estavam insatisfatórias na cadeira de rodas pessoal do participante, com a exceção do apoio dos pés. Ressalva-se que esta cadeira era emprestada do seu preparador físico, e não compreendida a modelagem necessária, mas aproximada das suas medidas anatômicas.

A seguir as escalas de percepção avaliadas serão abordadas separadamente por atributo considerado. A fig. 6.97 apresenta o gráfico comparativo do atributo *conforto* entre a cadeira de rodas pessoal e a cadeira simulada pelo SWCE.

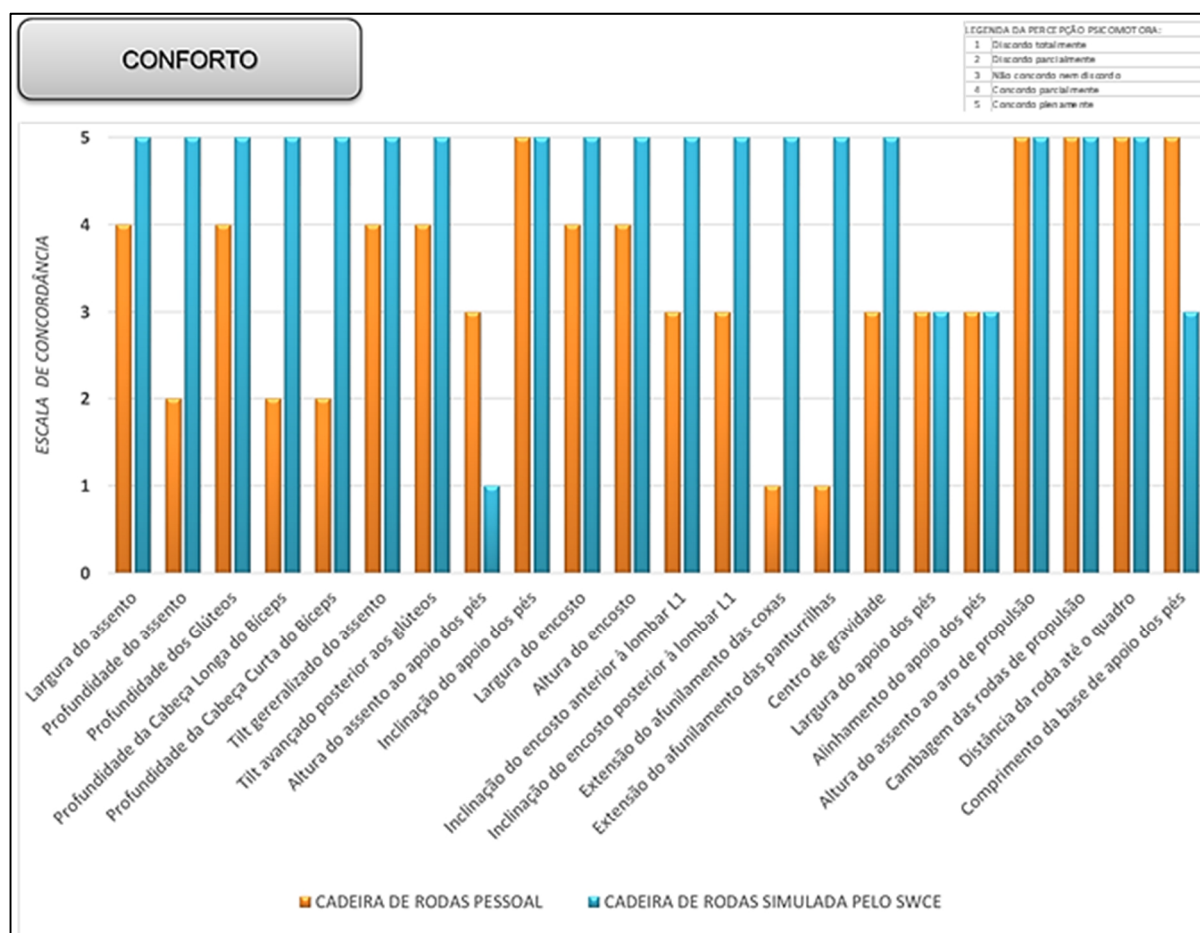


Figura 6.97 – Gráfico Comparativo de Conforto: CR x SWCE (Participante 2).

O participante considerou o equipamento SWCE, configurado para a sua condição personalizada, confortável em todos os ajustes ergo-antropométricos, com exceção ao sistema de apoio dos pés. Houve uma discordância total a respeito da altura do assento ao apoio dos pés no SWCE, e consequentemente, atribuiu a escala 3 (não concordo nem discordo) para a largura e o comprimento da base do apoio dos pés. O fato de a base de apoio dos pés do SWCE não ter sido alcançada impossibilitou ao participante realizar a sua apreciação. Essa é a única condição em que a cadeira de rodas emprestada obteve um resultado melhor do que o equipamento.

Em relação à esta cadeira de rodas pessoal há evidentes sinais de algum desconforto. Embora a cadeira de rodas pessoal ofereça condições de uso e jogo para o paratleta, a sua acomodação é insatisfatória principalmente nos quesitos de profundidade do assento e afunilamento das pernas. Desta forma, as sinalizações de percepção psicomotora de conforto do participante denunciam a condição provisória da cadeira de rodas emprestada.

A fig. 6.98 apresenta o gráfico comparativo do atributo *segurança* entre a cadeira de rodas pessoal e a cadeira simulada pelo SWCE.

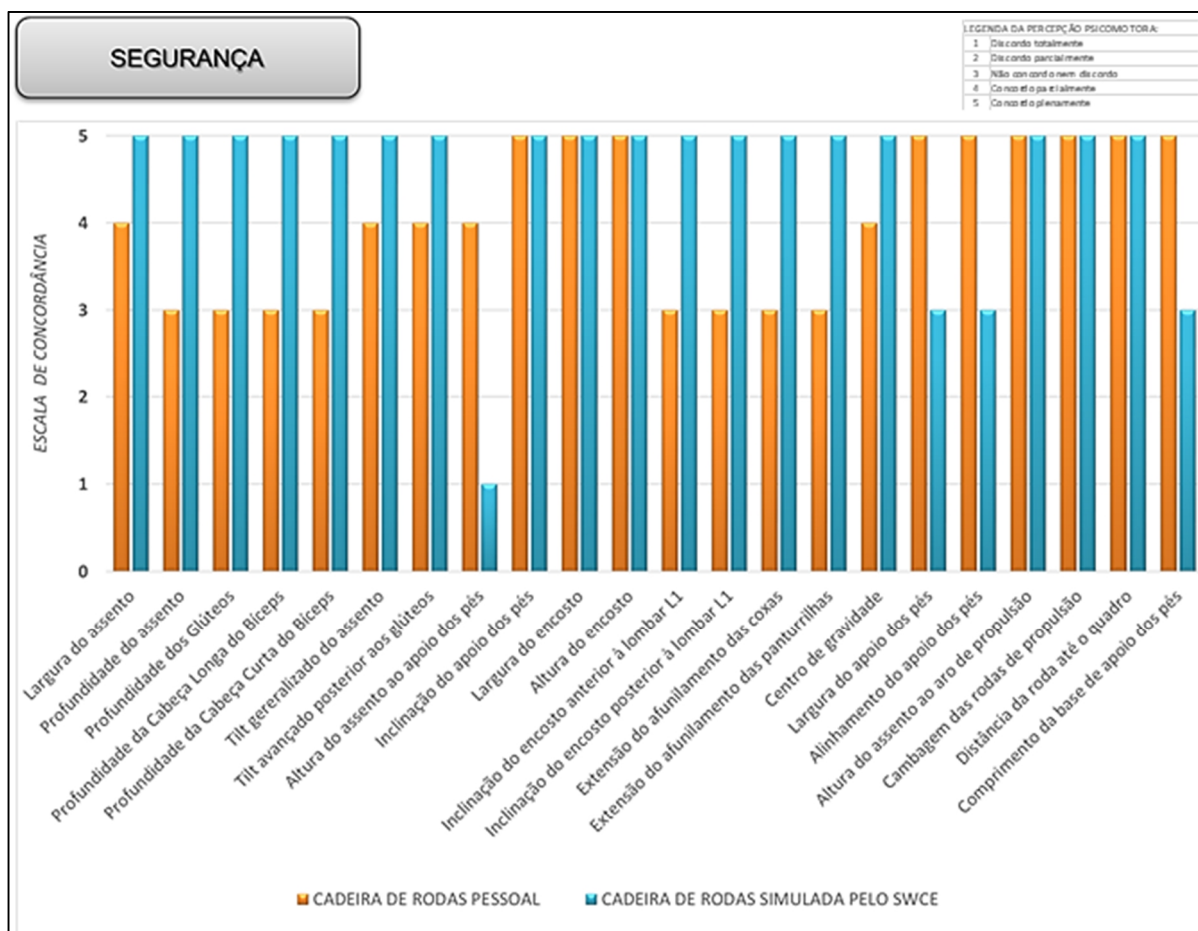


Figura 6.98 – Gráfico Comparativo de Segurança: CR x SWCE (Participante 2).

O participante considerou o equipamento SWCE, configurado para a sua condição personalizada, seguro em todos os ajustes ergo-antropométricos exceto naqueles relacionados ao sistema de apoio dos pés. De modo geral, o participante considerou a acomodação no SWCE estável para a sua segurança.

A avaliação mostre que o participante tem dúvidas sobre a qualidade de segurança na sua cadeira de rodas pessoal, nos fatores profundidade do assento, inclinação do encosto e afunilamento das pernas.

A fig. 6.99 apresenta o gráfico comparativo do atributo *adequação ergonômica* entre a cadeira de rodas pessoal e a cadeira simulada pelo SWCE. Similarmente, o participante avaliou os ajustes personalizados do equipamento SWCE como adequados ergonomicamente com a sua fisiologia, com exceção ao apoio dos pés. O participante manifestou discordância parcial para com a adequação da cadeira no quesito da profundidade do assento. Não concordou nem discordou da inclinação do assento, da inclinação do encosto e da extensão de afunilamento das pernas. Foram atribuídos como adequados – na cadeira

de rodas pessoal – o centro de gravidade, a altura do assento aos aros de propulsão (alcance manual dos aros), a largura, o comprimento e o alinhamento da base de apoio dos pés, a cambagem das rodas e a distância das rodas até o quadro.

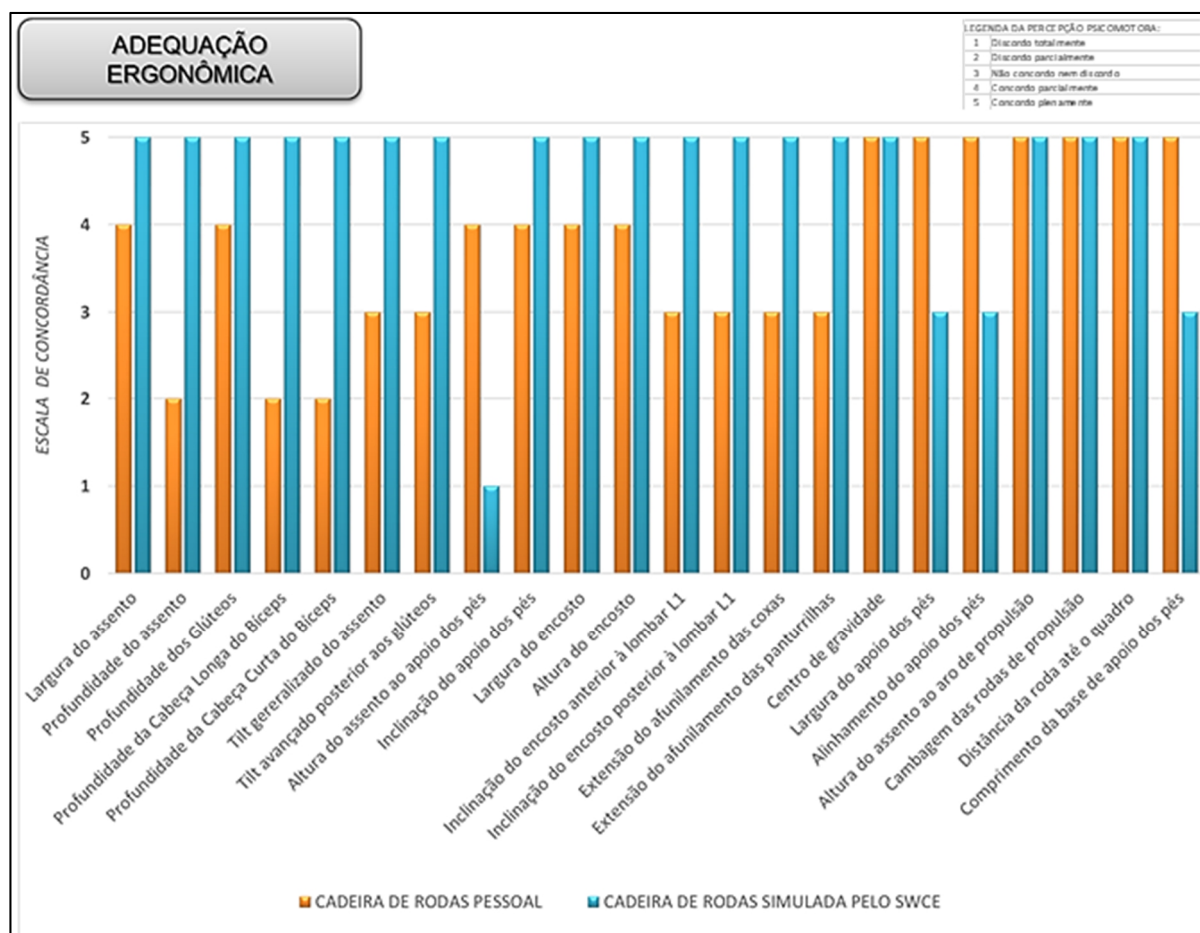


Figura 6.99 – Gráfico Comparativo de Adequação Ergonômica: CR x SWCE (Participante 2).

A fig. 6.100 apresenta o gráfico comparativo do atributo *sensação de compatibilidade física* entre a cadeira de rodas pessoal e a cadeira simulada pelo SWCE. Houve concordância plena com a sensação de compatibilidade física em todos os ajustes personalizados pelo equipamento SWCE, com exceção daqueles relacionados ao apoio dos pés.

O participante considerou que a sua cadeira de rodas emprestada proporciona a sensação de compatibilidade física somente quanto à altura do encosto, largura, comprimento e alinhamento do apoio dos pés, à altura do assento até os aros de propulsão e na distância das rodas até o quadro.

O participante julgou a profundidade do assento a partir da cabeça longa do músculo bíceps da coxa. Não concordou nem discordou de pelos menos 7 fatores dos 22 avaliados. Os demais fatores avaliados receberam concordâncias parciais.

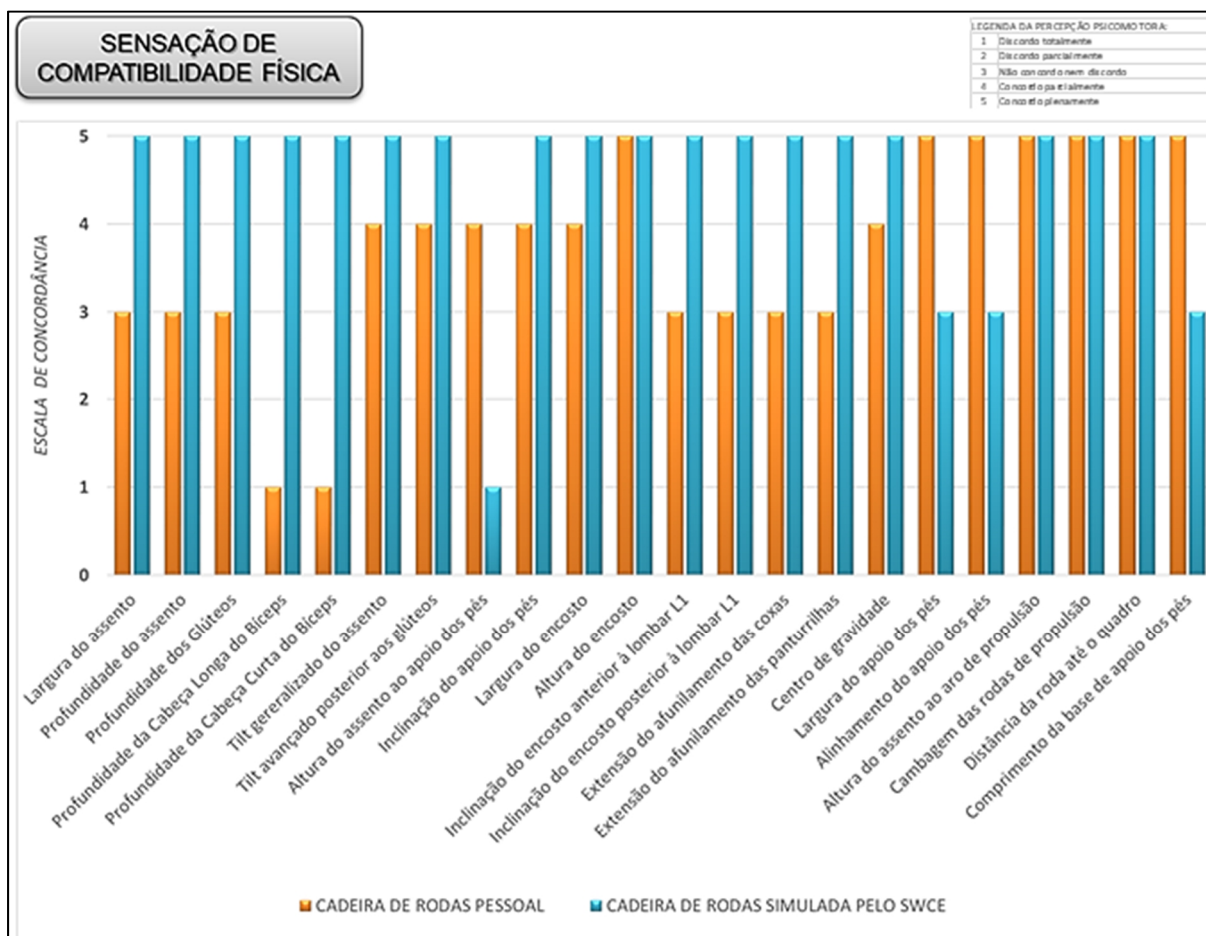


Figura 6.100 – Gráfico Comparativo de Sensação de Compatibilidade Física: CR x SWCE (Participante 2).

e) Exercícios de propulsão no SWCE: *Participante II*

O segundo participante realizou os testes de propulsão no SWCE, onde os exercícios físicos aplicam um torque manual nos aros de propulsão dos rodantes, nas condições com e sem resistência mecânica.

De acordo com o protocolo, para cada ajuste configurado, o participante é submetido a um exercício de propulsão manual dos rodantes durante um intervalo cronometrado de 30 segundos. Entre os ajustes há um período de descanso de 2 minutos.

O participante avaliado goza de liberdade para escolher quantos testes deseja realizar, bem como quais ajustes quer avaliar. O segundo participante realizou os testes com os seguintes ajustes: sem resistência (*Ajuste 0*), com meia volta no parafuso de acionamento (*Ajuste A2, com ½ mm de avanço*) e com uma volta completa no parafuso (*Ajuste A4, com 1*

mm de avanço). A fig. 6.101 ilustra o gráfico da energia cinética total resultante, para cada rodante individualmente (impulso da mão direita e impulso da mão esquerda).

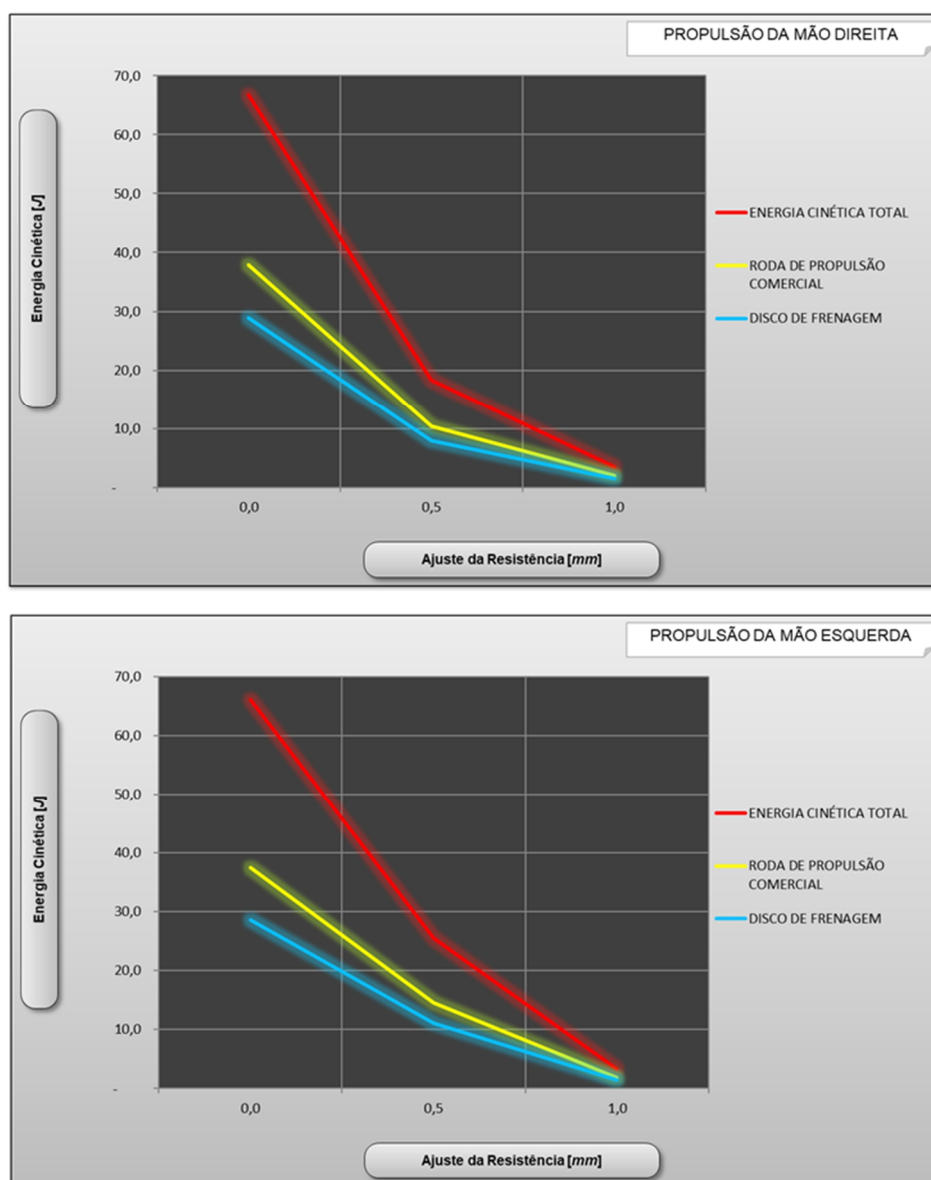


Figura 6.101 – Gráficos da Energia Cinética nos Exercícios de Propulsão (Participante 2).

Similar ao que ocorreu com o primeiro participante, observa-se maior estabilidade na propulsão realizada pela mão esquerda. Ressalva-se que os testes com ambos os participantes ocorreram em datas diferentes. O segundo tenista também é destro com os golpes da raquete.

As velocidades de propulsão desenvolvidas durante os testes foram aproximadas para as duas mãos, com alternâncias de rendimento. Ora a mão direita desenvolvia maior velocidade, ora a mão esquerda a desenvolvia. De forma análoga, ocorreu com os

coeficientes de flutuação da velocidade rotacional do tambor. Em alguns momentos o tambor direito resultava numa maior flutuação, e em outros isso ocorria com o tambor esquerdo. A fig. 5.102 destaca os ciclocomputadores, direito e esquerdo, instalados no SWCE, controlando os testes.

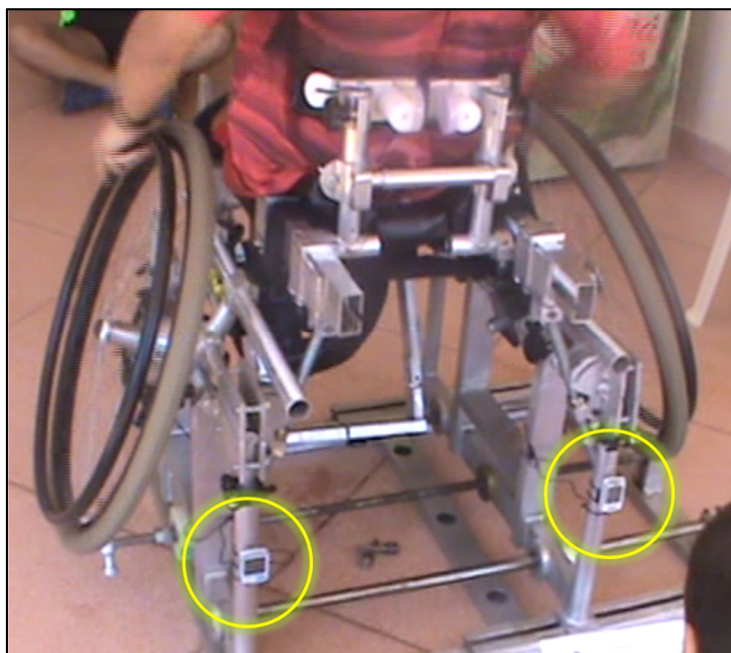


Figura 6.102 – Medição das velocidades de propulsão (Participante 2).

Com os rodantes livres de resistência mecânica, os resultados das energias cinéticas totais foram de 66,8 J para a propulsão direita, e 66,1 J para a propulsão esquerda. O segundo participante produziu 26,7% a mais de energia cinética que o primeiro participante com a mão direita e 21,3% a mais com a mão esquerda, para a mesma condição sem resistência mecânica.

Com a ativação da resistência, com o avanço do parafuso em 0,5 mm a Energia Cinética do braço direito caiu para 18,3 J, contra 25,6 J no braço esquerdo. Na configuração de ajuste da resistência com o parafuso avançado em 1,0 mm a energia cinética do braço direito caiu para 3,5 J, contra 3,3 J no braço esquerdo.

As alternâncias entre as energias cinéticas, e eventualmente entre as velocidades rotacionais, para os impulsos da mão direita e esquerda do participante descrevem um comportamento natural na biomecânica humana. Estes resultados são influenciados por diversas variáveis, tangíveis e intangíveis. Entre as variáveis intangíveis pode ser citado o empenho instantâneo dado pela pessoa, para cada membro (braço) coordenado individualmente. As explosões de empenho durante a impulsão dos rodantes provocam sinais de fadiga muscular diferentes para cada membro, influenciando na sua recuperação durante

as fases de descanso. Vale observar que os participantes eram informados de seu desempenho durante (ao longo dos 30 segundos) e após os testes (na fase de recuperação). Estes informativos surtiem alguma influência sobre o empenho na propulsão dada.

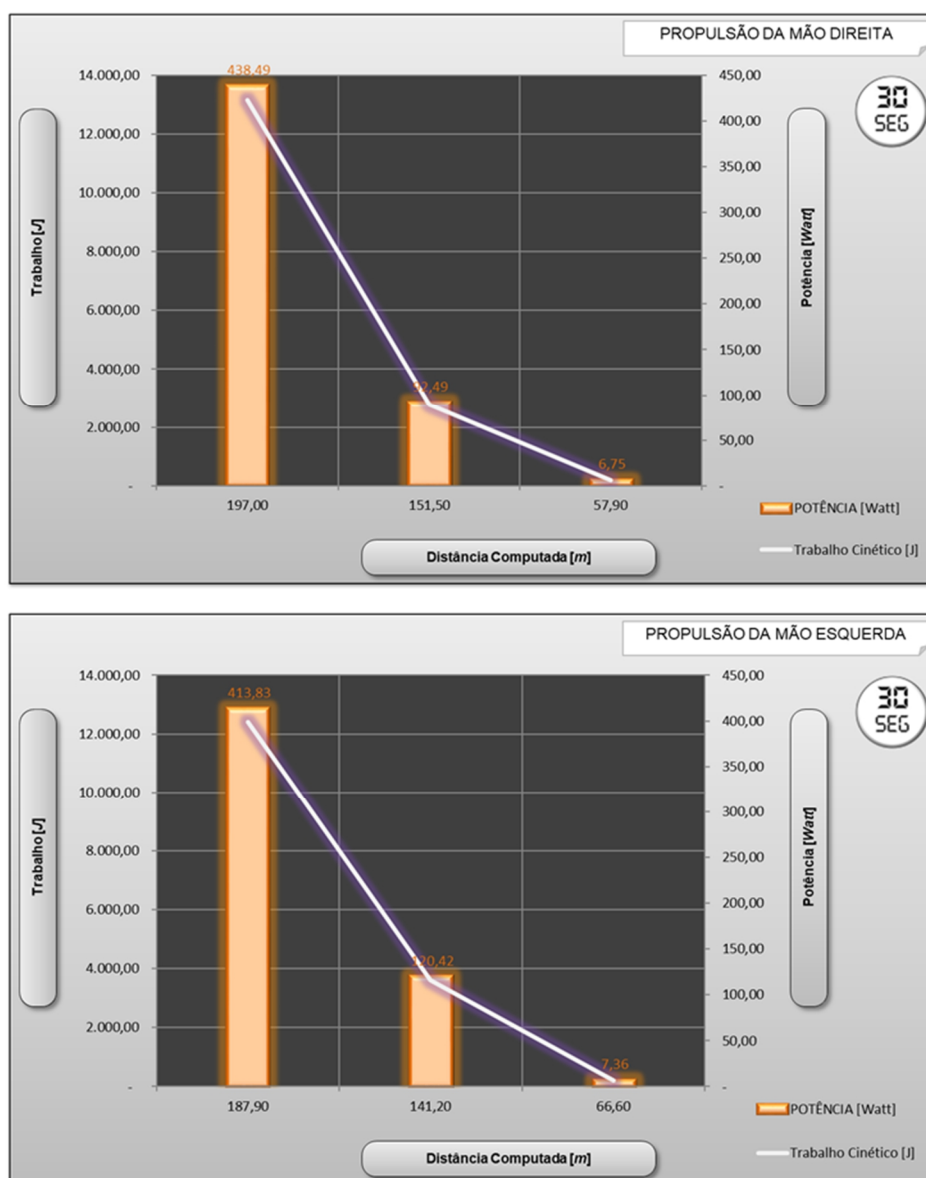


Figura 6.103 – Gráficos da Potência Mecânica nos Exercícios de Propulsão (Participante 2).

A partir das distâncias percorridas marcadas pelo ciclocomputador para cada ajuste experimentado – durante o intervalo protocolar de 30 segundos – é possível estimar os trabalhos mecânicos equivalentes, bem como as potências mecânicas desenvolvidas para cada rodante individualmente. A fig. 6.103 apresenta os gráficos destas grandezas físicas estimadas.

O trabalho realizado pela propulsão do rodante direito, com o ajuste sem resistência mecânica, foi de 13,15 kJ com uma potência mecânica de 438,50 W. Na propulsão do rodante esquerdo o trabalho realizado foi de 12,4 kJ e uma potência mecânica de 413,8 W. Nesta configuração a distância calculada pelo ciclocomputador para o rodante direito foi de 197,00 metros. Para o rodante esquerdo essa distância foi de 187,90 metros.

Para o primeiro ajuste com resistência mecânica nos rodantes, o trabalho realizado pelo impulso direito foi de 2,77 kJ e uma potência mecânica de 92,5 W. No impulso esquerdo o trabalho realizado foi de 3,6 kJ e uma potência mecânica de 120,4 W. As distâncias computadas para a propulsão direita e esquerda respectivamente foram de 151,50 metros e 141,20 metros.

Por fim, no último ajuste consentido pelo participante, o trabalho realizado pela propulsão do rodante direito foi de 202,5 J e uma potência mecânica de 6,75 W. Na propulsão do rodante esquerdo, o trabalho realizado foi de 220,7 J com potência mecânica de 7,4 W.

Como no caso anterior, estas informações podem ser utilizadas em pesquisas de desempenho atlético, fazendo comparações entre diversas fisiologias. Também podem ser utilizadas como referências de treinamentos e orientações para a equipe técnica do paratleta.

6.3 ANÁLISE DE TENSÕES DOS MODELOS PARAMETRIZADOS POR MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

A resistência estrutural de diversos componentes dos equipamentos e protótipo foram avaliados considerando uma análise de tensões em condições estática-estrutural utilizando os níveis de Tensão de *Von Mises* máxima, e os níveis de deslocamento e deformação total ocorrida em cada modelo.

6.3.1 Análise de Tensões e Deformações da Cadeira de Rodas de Uso Diário

A “Cadeira de Rodas de Uso Diário” apresentou boa resposta às condições de tensão submetidas por método de elementos finitos. A fig. 6.104 mostra os deslocamentos geométricos ocorridos na estrutura sob tensão, com carregamento arbitrário de 200 kgf. Esta carga possui uma ordem de grandeza maior do que as condições reais, de forma a submeter o modelo a condições de estressamento estrutural, e melhorar a compreensão das respostas de rigidez estimadas.

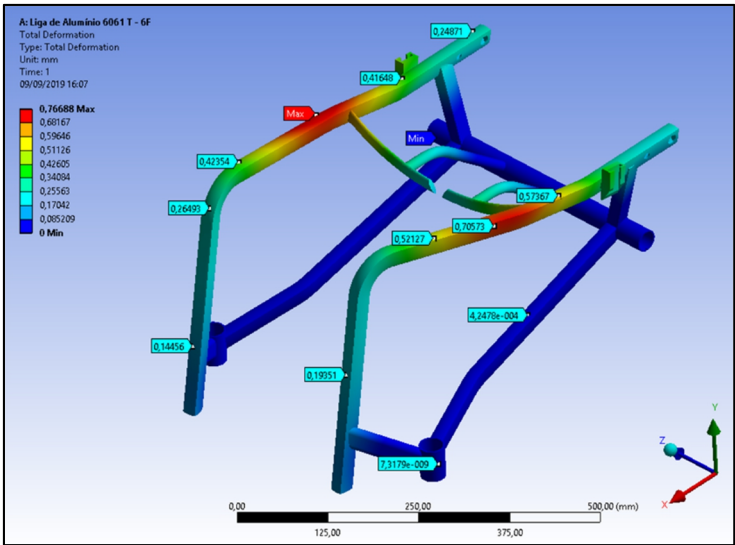


Figura 6.104 – Deslocamento geométrico máximo da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

O deslocamento máximo foi de 0,76 mm e ocorreu na região do assento. Este deslocamento é considerado bastante seguro, indicando que a estrutura do quadro possui uma rigidez bastante propícia. Aos olhos humanos esse deslocamento é quase imperceptível. Estima-se que deslocamentos mais críticos iniciam a partir de 3,00 mm.

As tensões equivalentes máximas ocorreram no quadro estrutural da cadeira de rodas na ordem de 70 Mpa, se concentrando na emenda da barra de reforço do eixo com o assento, mostrado na fig. 6.105.

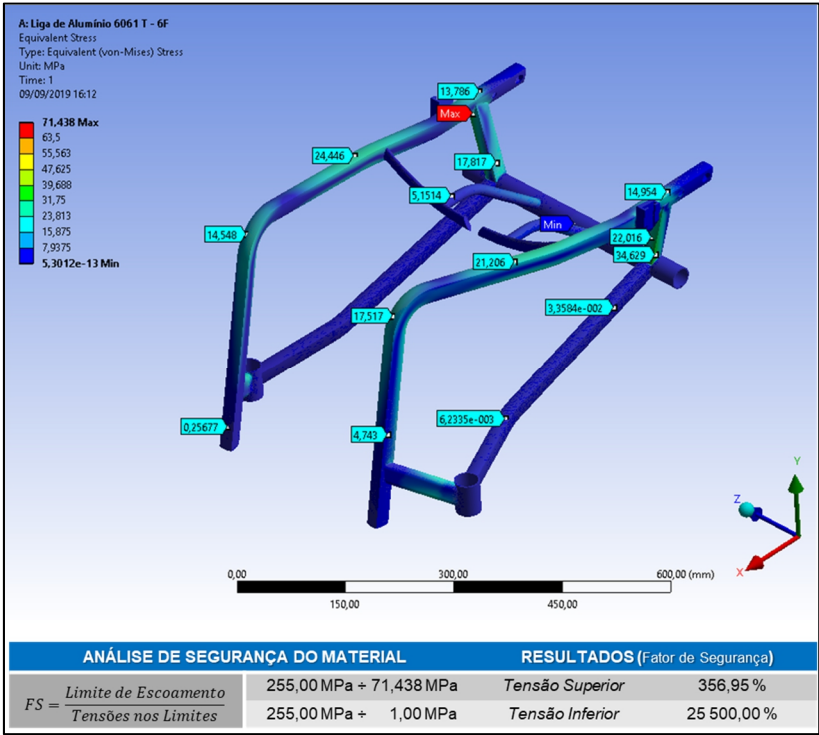


Figura 6.105 – Tensões Equivalentes no Quadro Estrutural da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

Em relação à tensão limite de escoamento da Liga de Alumínio 6061 T – 6F de 255 MPa, as tensões equivalentes máximas não representam uma condição de risco à rigidez estrutural da cadeira de rodas. Para tanto, a relação entre o limite de escoamento e as tensões equivalentes indicam o fator de segurança (FS) da região analisada. Neste caso, o fator de segurança para a região de maior tensão equivalente foi de 356,96%, isto é, a estrutura suportaria uma carga 3,5 vezes maior do que a imposta com ordem de grandeza superior à realidade. As tensões equivalentes mínimas ocorridas são muito pequenas, tendendo a zero, para tanto, o fator de segurança tenderá ao infinito. Portanto, o quadro anatômico da cadeira de rodas apresentou excelente rigidez estrutural.

O encosto da cadeira de rodas apresentou deslocamento máximo de 1,6 mm, para as condições de contorno com carregamento arbitrário imposto de 100 kgf, como mostrado na fig. 6.106.

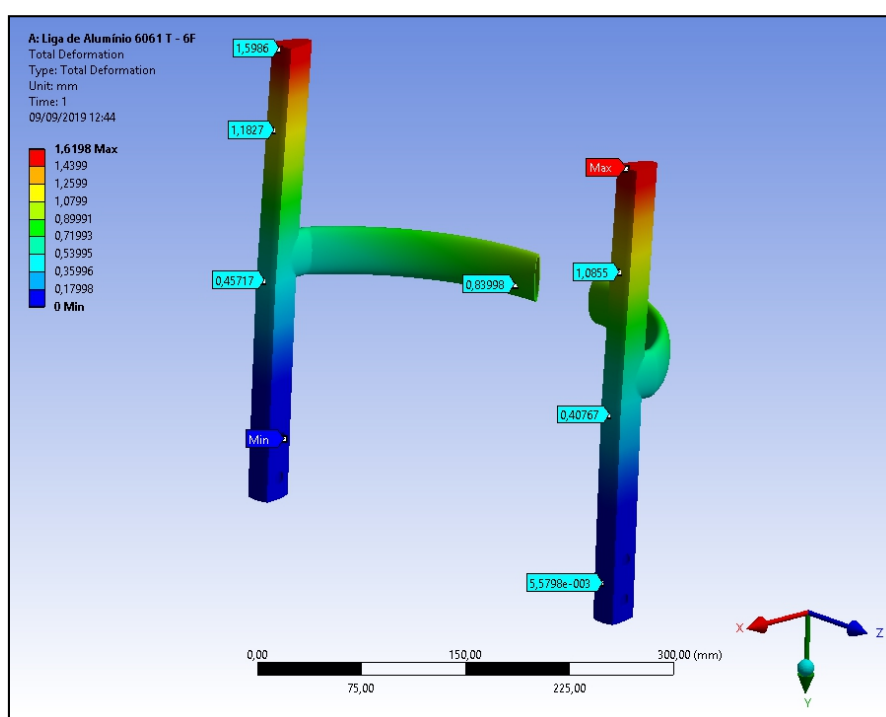


Figura 6.106 – Deslocamento geométrico máximo do Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

As tensões equivalentes máximas foram de até 158 Mpa e ocorreram na região de acoplamento ao quadro estrutural da cadeira de rodas (ver fig. 6.107). O fator de segurança (FS) para esta região foi de 161,54%, indicando uma condição segura de uso para uma carga superdimensionada, para uma análise estática estrutural. A fig. 6.108 mostra com maior detalhe esta região. Não foram consideradas as condições de contato nos parafusos de acoplamento no quadro estrutural da cadeira, e que na prática, exercem a função de engastamento do encosto.

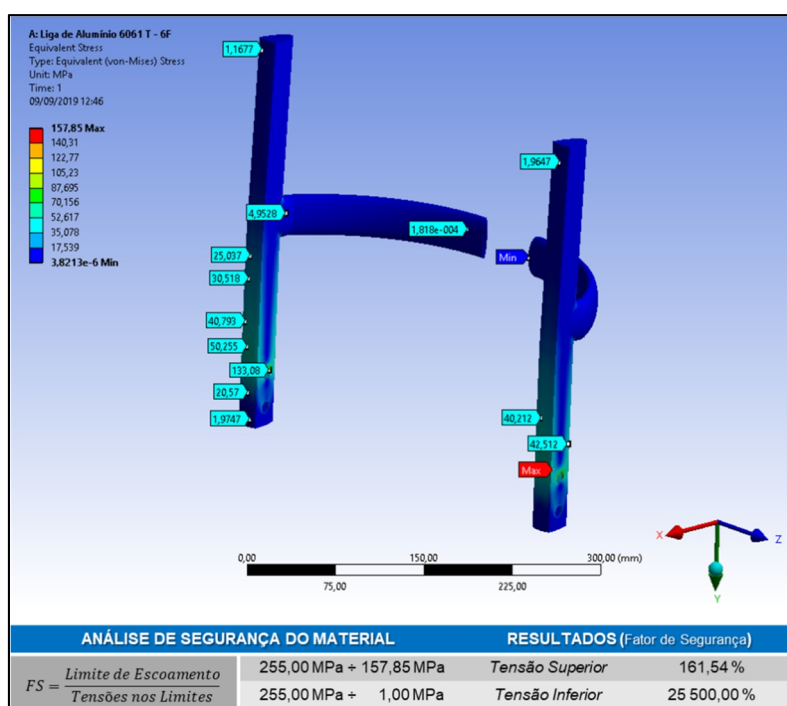


Figura 6.107 – Tensões Equivalentes no Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

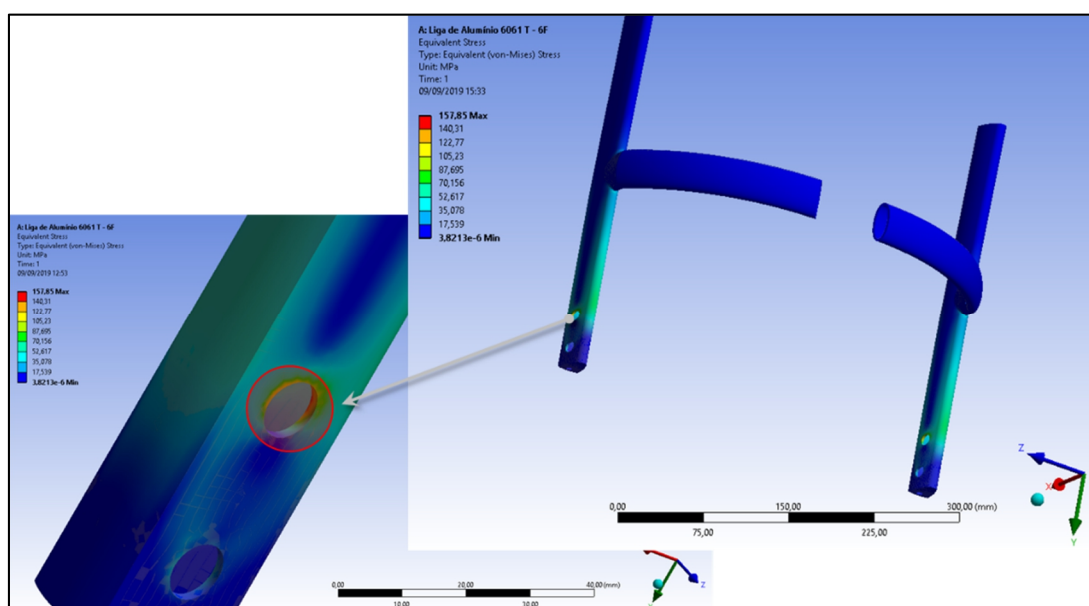


Figura 6.108 – Tensões Equivalentes Máximas no Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

6.3.2 Análise estrutural para Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico

A fig. 6.109 mostra os deslocamentos geométricos ocorridos na estrutura sob tensão, com carregamento de 200 kgf, para a “Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico”, limitado a uma análise estática estrutural.

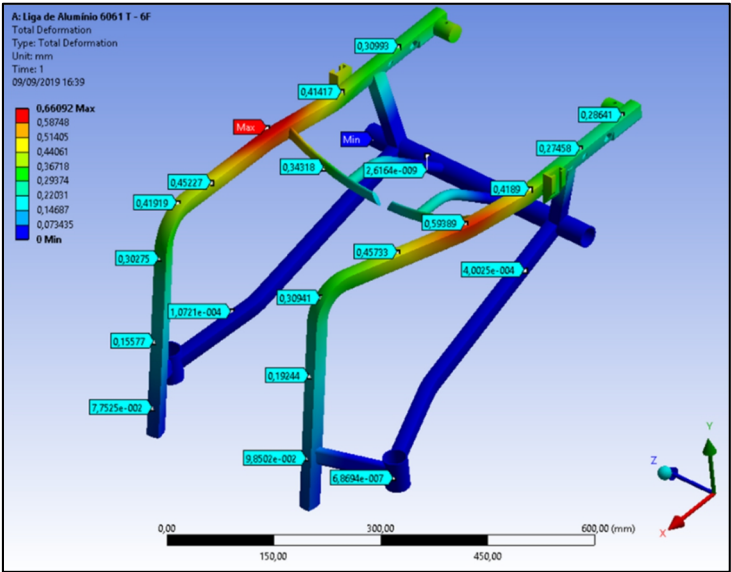


Figura 6.109 – Deslocamento geométrico máximo da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.

O deslocamento máximo foi de 0,66 mm e ocorreu na região do assento. Este deslocamento é considerado bastante seguro, indicando que a estrutura do quadro possui uma rigidez bastante propícia. As tensões equivalentes máximas ocorreram no quadro estrutural da cadeira de rodas na ordem de 67 Mpa, se concentrando na emenda da barra de reforço do eixo com o assento, mostrado na fig. 6.110.

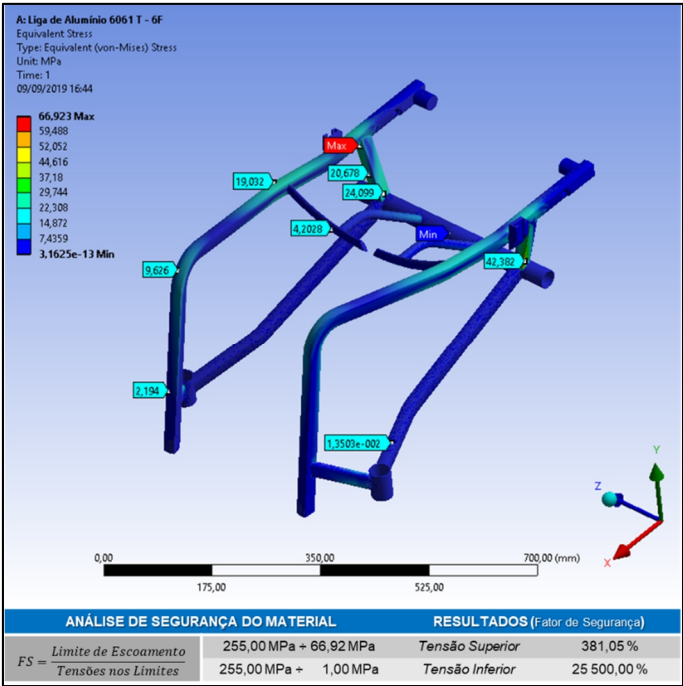


Figura 6.110 – Tensões Equivalentes no Quadro Estrutural da Cadeira de Rodas de Uso Diário com Encosto Ergonômico.

Em relação à tensão limite de escoamento da Liga de Alumínio 6061 T – 6F de 255 MPa, as tensões equivalentes máximas não representam uma condição de risco à rigidez estrutural da cadeira de rodas. Para tanto, a relação entre o limite de escoamento e as tensões equivalentes indicam o fator de segurança (FS) da região analisada. Neste caso, o fator de segurança para a região de maior tensão equivalente foi de 381,05%, isto é, a estrutura suportaria uma carga 3,8 vezes maior do que a imposta. As tensões equivalentes mínimas ocorridas são pequenas, tendendo a zero, e deste modo, o fator de segurança tenderá ao infinito. Portanto, o quadro anatômico da cadeira de rodas apresentou excelente rigidez estrutural.

O encosto ergonômico da cadeira de rodas de uso diário apresentou um deslocamento máximo de 4,15 mm, para as condições de contorno com carregamento arbitrário imposto de 50 kgf, como mostrado na fig. 6.111.

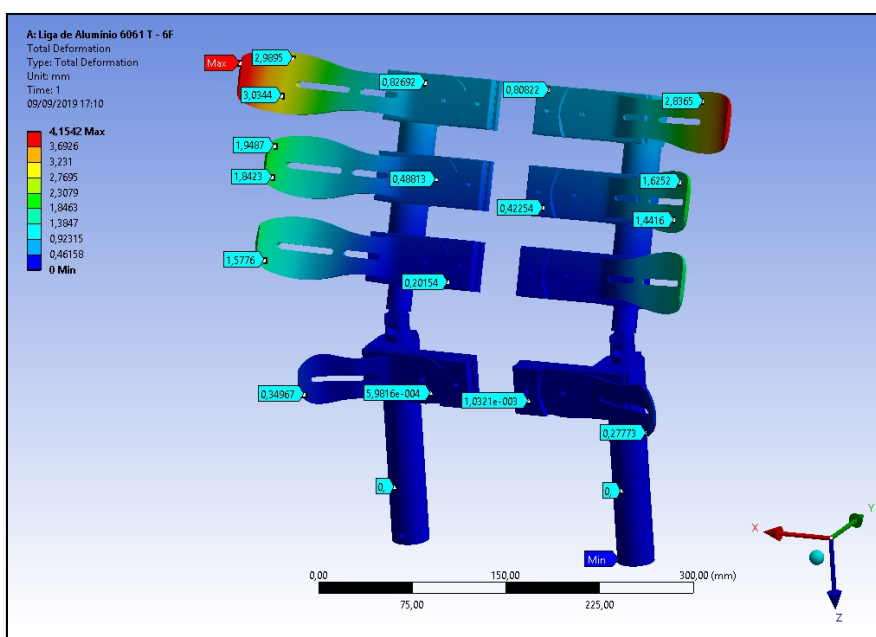


Figura 6.111 – Deslocamento geométrico máximo do Encosto Ergonômico da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

Estes deslocamentos ocorreram nas bordas das hastes de contorno, e não caracterizam uma condição de risco para o cadeirante, uma vez que, a estrutura do encosto que o sustenta manteve deslocamento global de aproximadamente 2 mm. E ainda, as tensões equivalentes nestas bordas são muito baixas, como mostra a fig. 6.112. O deslocamento geométrico máximo do Encosto em escala aumentada, com a finalidade de esclarecer as tendências de deslocamento geométrico para cargas exponencialmente maiores.

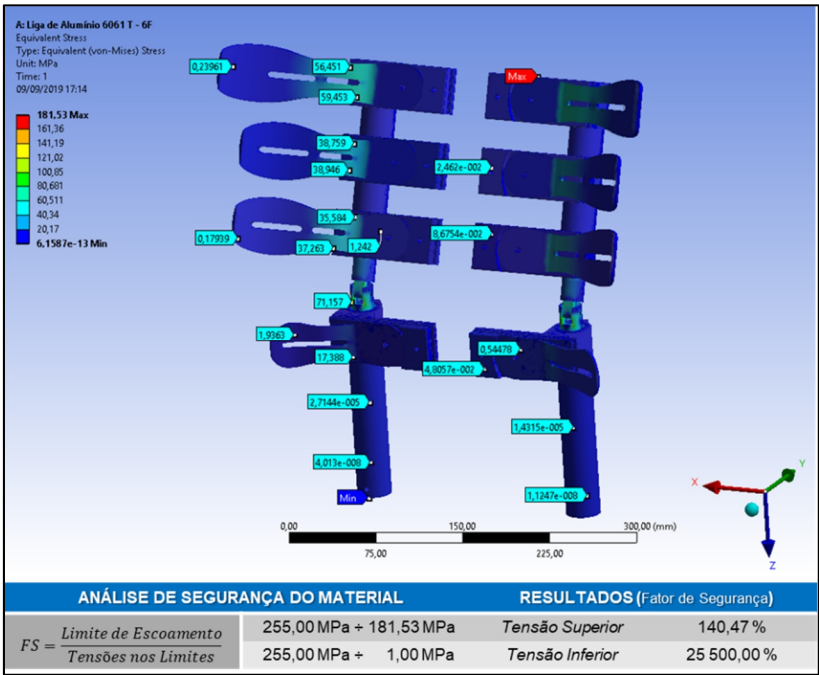


Figura 6.112 – Tensões Equivalentes no Encosto Ergonômico da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

A tensão equivalente máxima desenvolvida no encosto ergonômico da cadeira de rodas foi de 181,50 Mpa, se concentrando numa pequena superfície de contato no acoplamento das hastes cervicais com as suas abraçadeiras de suporte. O fator de segurança (FS) para esta tensão máxima foi de 140,47%, correspondendo a uma boa margem de confiabilidade, para um carregamento arbitrário superdimensionado. A fig. 6.113 destaca essa região de tensões máximas.

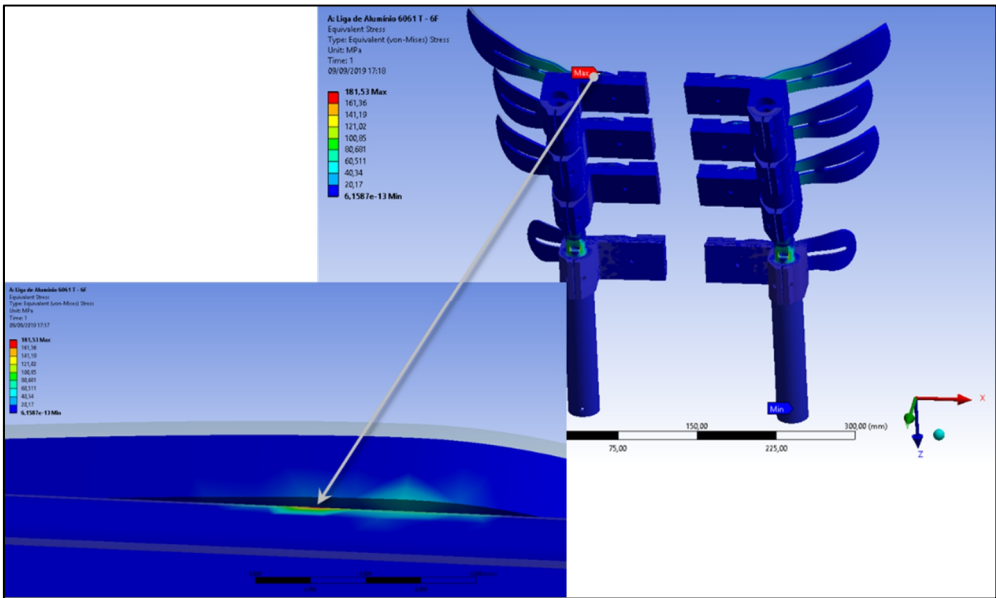


Figura 6.113 – Tensões Equivalentes Máximas no Encosto da Cadeira de Rodas de Uso Diário.

A região destacada representa uma superfície comprimida entre o vértice da abraçadeira de suporte e a espessura da haste cervical. Sob compressão a pequena superfície poderá encruar, aumentando a sua dureza estrutural. Ainda que, estas tensões máximas não representem uma condição de risco devido ao seu fator de segurança, algumas estratégias podem ser adotadas para reduzi-las. Por exemplo, efetuar um chanfro poderia aliviar o efeito cortante do esmagamento entre estas superfícies, e que certamente é o responsável por elevar as tensões equivalentes.

6.3.3 Análise de Tensões e Deformações da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol

A “Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol” analisada para a condição estática estrutural apresentou uma resposta favorável às condições de tensão submetidas por método de elementos finitos. A fig. 6.114 mostra os deslocamentos geométricos ocorridos na estrutura sob tensão, com carregamento dimensionado em 200 kgf.

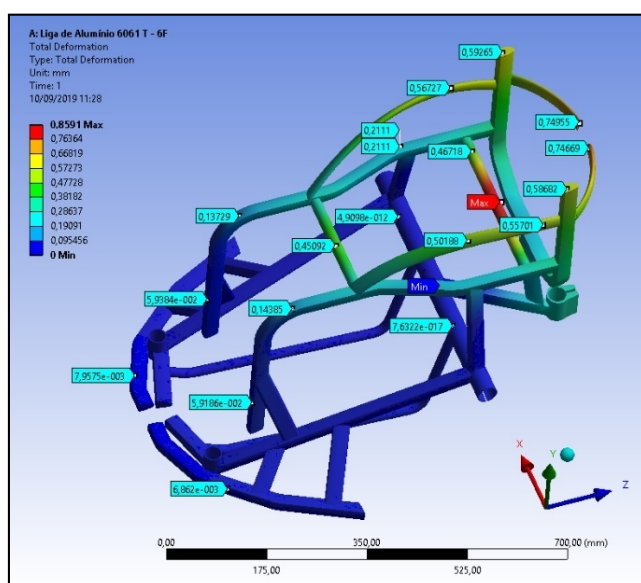


Figura 6.114 – Deslocamento geométrico máximo da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.

O deslocamento máximo da geometria ocorreu na barra de reforço do assento com uma dimensão de 0,86 mm sem criticidade para o projeto.

As tensões equivalentes máximas chegaram a 70,76 MPa, implicando num fator de segurança de 360,4%. A região afetada é uma pequena superfície na emenda da barra de reforço do assento com o próprio assento. A fig. 6.115 ilustra estas tensões e a fig. 6.116 destaca essa região. Estes resultados não demandam atenção específica ou revisões no projeto.

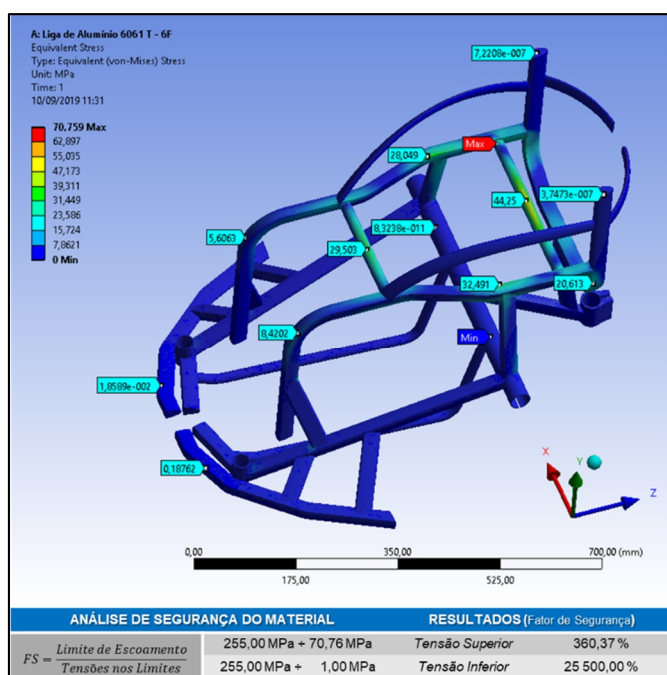


Figura 6.115 – Tensões Equivalentes na Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.

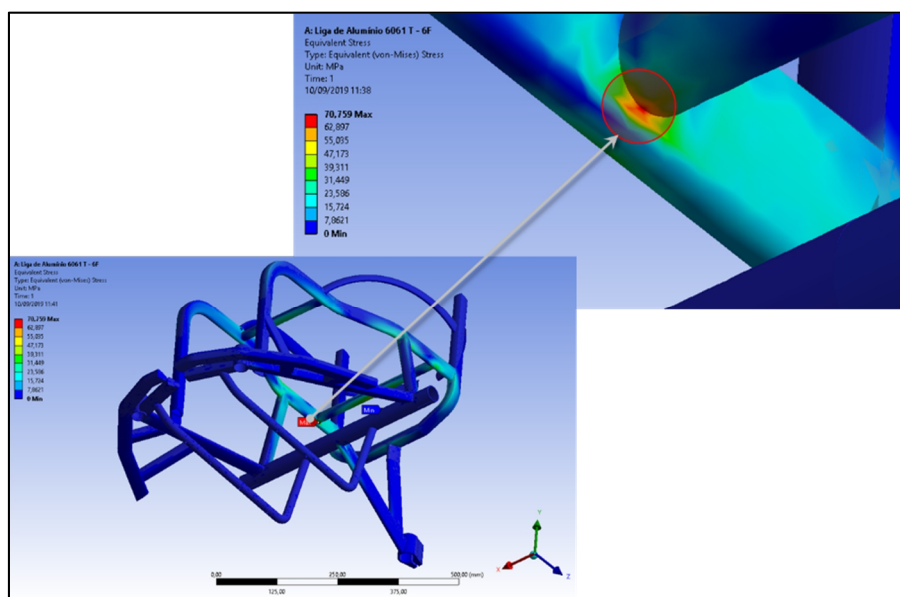


Figura 6.116 – Tensões Equivalentes Máximas na Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol.

6.3.4 Análise de Tensões e Deformações da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo

A “Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo” também apresentou boa resposta às condições de tensão submetidas por método de elementos finitos. A fig. 6.117 mostra os deslocamentos geométricos ocorridos na estrutura sob tensão, com carga arbitrária de 200 kgf.

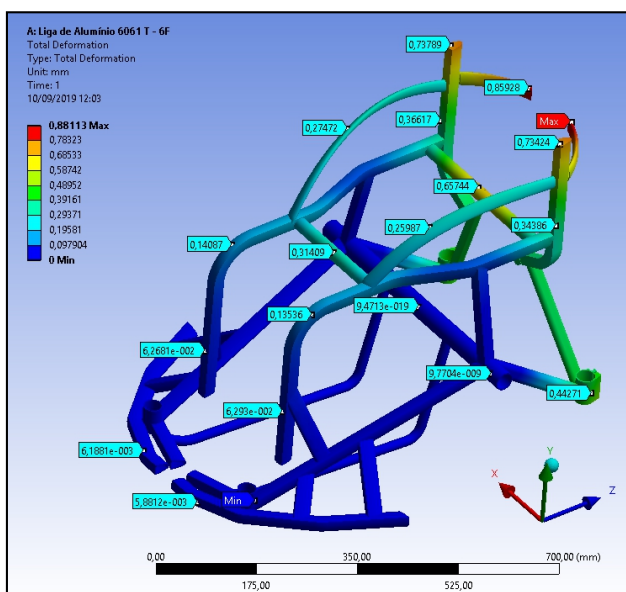


Figura 6.117 – Deslocamento geométrico da Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo.

O deslocamento máximo da geometria ocorreu nas colunas do encosto e no dispositivo de propulsão assistiva, com uma dimensão de 0,88 mm sem criticidade para o projeto. Ainda, ressalva-se que esse deslocamento ocorrido se deu devido à abertura do desenho do respectivo dispositivo. Na prática essa abertura não existiria, uma vez que, representa apenas uma estratégia de desenho técnico para a parametrização do CAD, permitindo ajustes dimensionais na largura da cadeira de rodas. E neste caso, não haveria esse deslocamento para esta região especificamente.

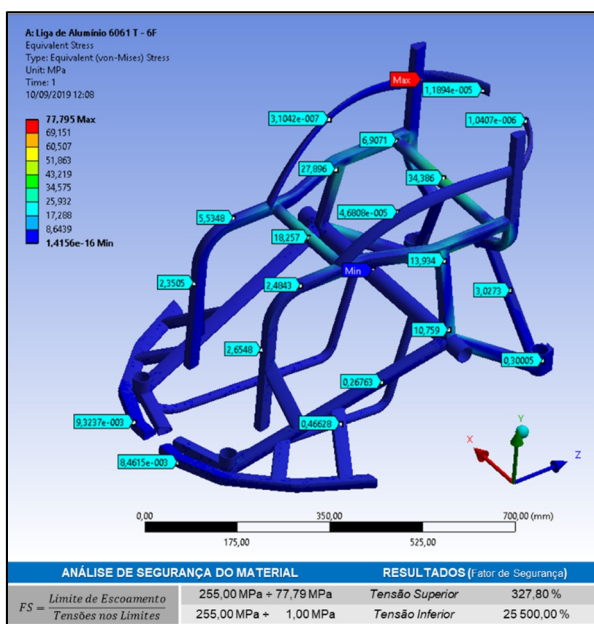


Figura 6.118 – Tensões Equivalentes na Cadeira de Rodas de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo.

As tensões equivalentes máximas chegaram a 77,8 MPa, implicando num fator de segurança de 327,8% (ver fig. 6.118). Estes resultados não demandam atenção específica ou revisões no projeto.

6.3.5 Análise de Tensões e Deformações da Cadeira de Rodas de Parabadminton

A fig. 6.119 mostra os deslocamentos geométricos ocorridos na estrutura sob tensão, com carregamento dimensionado em 200 kgf, para a “Cadeira de Rodas de Parabadminton”, para uma análise estática estrutural.

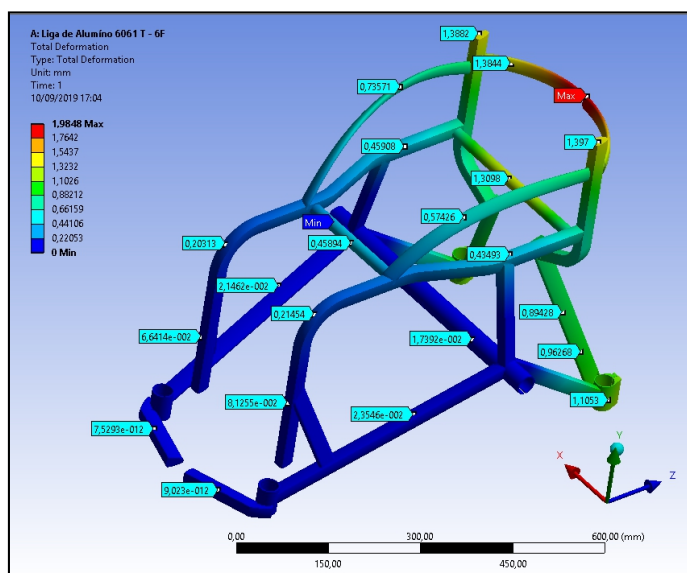


Figura 6.119 – Deslocamento geométrico da Cadeira de Rodas de Parabadminton.

O deslocamento máximo da geometria ocorreu nas colunas do encosto e no dispositivo de propulsão assistiva, com uma dimensão de 1,98 mm sem criticidade para o projeto. Esse deslocamento pode ser virtualmente aumentado para uma escala 5 vezes maior, mostrando com mais clareza o sentido dos deslocamentos e como a estrutura se deformaria sob um carregamento exponencialmente maior. As tensões equivalentes máximas chegaram a 122,5 MPa, implicando num fator de segurança de 203,18%. A região afetada é uma pequena superfície na emenda da barra de reforço do assento e o eixo dos rodantes de propulsão. A fig. 6.120 ilustra estas tensões. Estes resultados não demandam atenção específica ou revisões no projeto.

Não houveram torções críticas na estrutura que demandasse reforços nas conexões e cordões de soldas. Estes resultados não consideram os efeitos estimados em análises transientes ou modais.

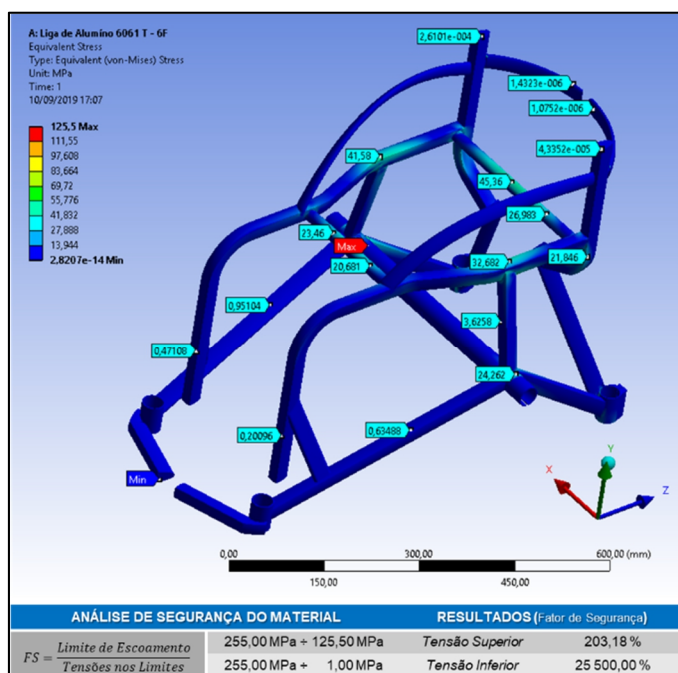


Figura 6.120 – Tensões Equivalentes na Cadeira de Rodas de Parabadminton.

6.3.6 Análise de Tensões e Deformações da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque

A “Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque” possui um dos quadros com a maior quantidade de material destinado ao reforço estrutural, em função da dinâmica das competições com intensos embates e contatos interpessoais. Para uma análise estática estrutural a cadeira apresentou satisfatória resposta às condições de tensão submetidas por método de elementos finitos. A fig. 6.121 mostra os deslocamentos geométricos ocorridos na estrutura sob tensão, com carregamento dimensionado em 200 kgf.

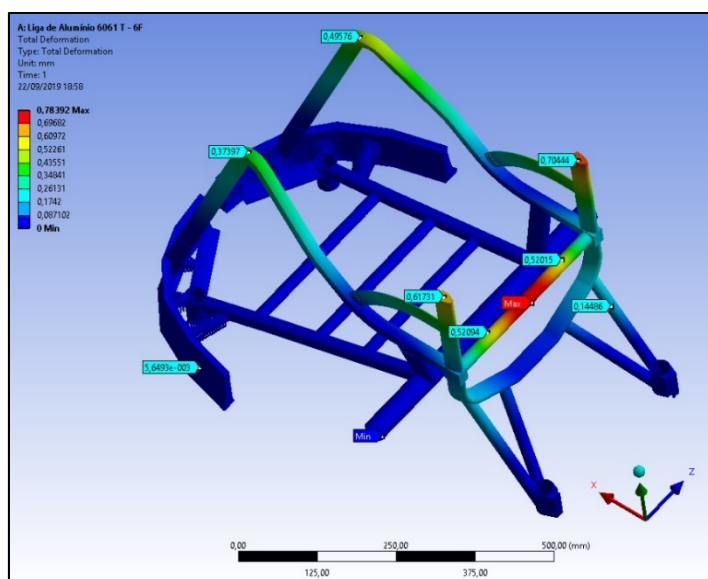


Figura 6.121 – Deslocamento geométrico da Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.

O deslocamento máximo da geometria ocorreu nas colunas do encosto, com uma dimensão de 0,78 mm sem criticidade para o projeto. As tensões equivalentes máximas chegaram a 121,4 MPa, implicando num fator de segurança de 210,10%. A região afetada é uma pequena superfície na emenda da barra de reforço do assento com o próprio assento. A fig. 6.122 ilustra estas tensões. Estes resultados não demandam atenção específica ou revisões no projeto.

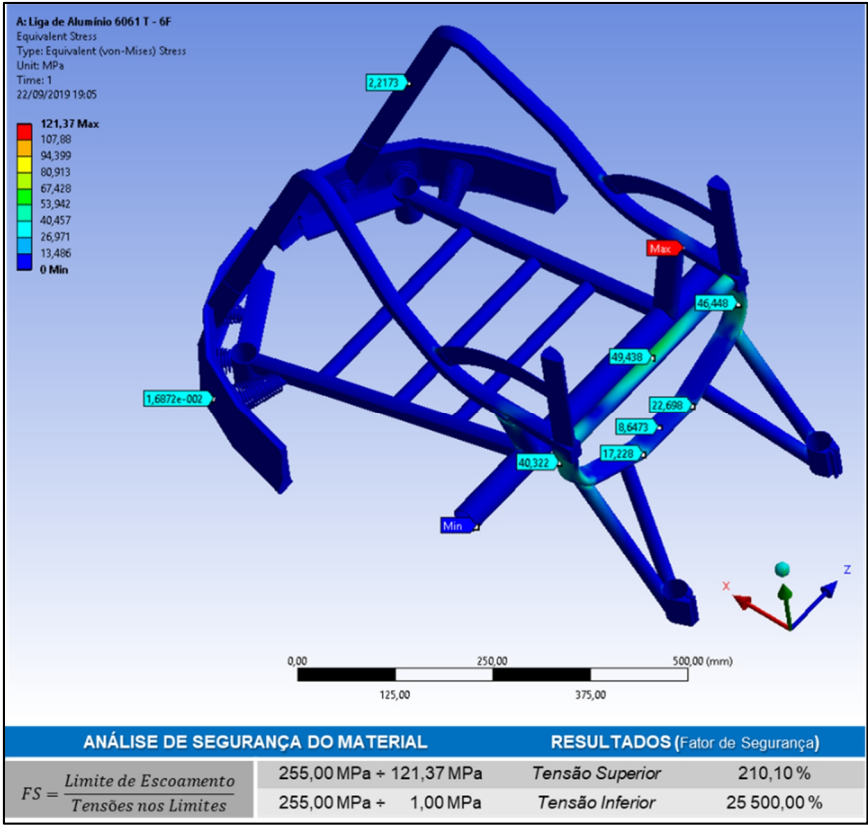


Figura 6.122 – Tensões Equivalentes na Cadeira de Rodas de Rúgbi Ataque.

6.3.7 Análise de Tensões e Deformações da Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa

Como no caso da cadeira de ataque, a “Cadeira de Rodas de Rúgbi Defesa” apresentou boa resposta às condições de tensão submetidas por método de elementos finitos. A fig. 6.123 mostra os deslocamentos geométricos ocorridos na estrutura sob tensão, com carregamento dimensionado em 200 kgf.

Contudo, o quadro estrutural desta cadeira possui um arcabouço diferente na sua parte frontal, implicando em distribuições de tensões diferentes nestas regiões. Os deslocamentos geométricos se estenderam na ordem de 0,70 mm pela haste de acomodação das coxas e

6.3.8 Análise de Tensões e Deformações da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima

A análise de tensões aplicada à “Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima” mostrou um dos maiores deslocamentos, entre todos os modelos avaliados, mas ainda assim bem abaixo da estimativa crítica. A fig. 6.125 mostra os deslocamentos geométricos ocorridos na estrutura sob tensão, com carregamento de 200 kgf.

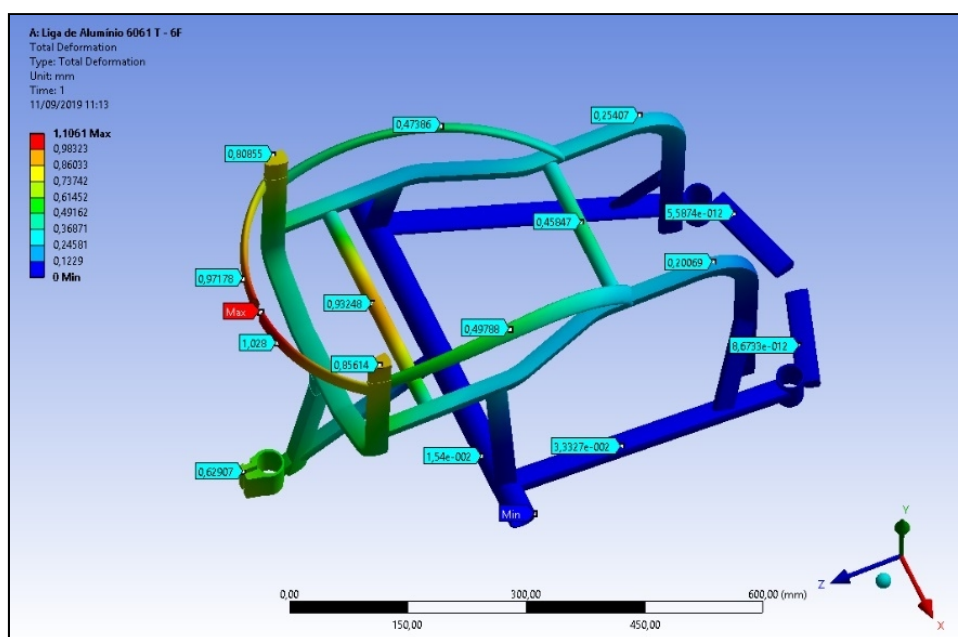


Figura 6.125 – Deslocamento geométrico da Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.

O deslocamento máximo da geometria ocorreu nas colunas do encosto até o dispositivo de propulsão assistiva, com uma dimensão de 1,10 mm sem criticidade para o projeto. Essa região onde houve o deslocamento máximo não representa qualquer condição de risco de falha estrutural que implique na queda do cadeirante.

As tensões equivalentes máximas chegaram a 129,53 MPa, implicando num fator de segurança de 196,86%. A região afetada é uma pequena superfície na emenda da barra de reforço do assento com o próprio assento. A fig. 6.126 ilustra estas tensões. Estes resultados não demandam atenção específica ou revisões no projeto.

A fig. 6.127 destaca as regiões da geometria onde ocorreram as máximas tensões equivalentes. Embora não seja necessário realizar intervenções de projeto nestes locais, reforços podem ser implementados facilmente por meio de cordões de solda ou aumento na espessura das paredes de tubo que faz o reforço do assento.

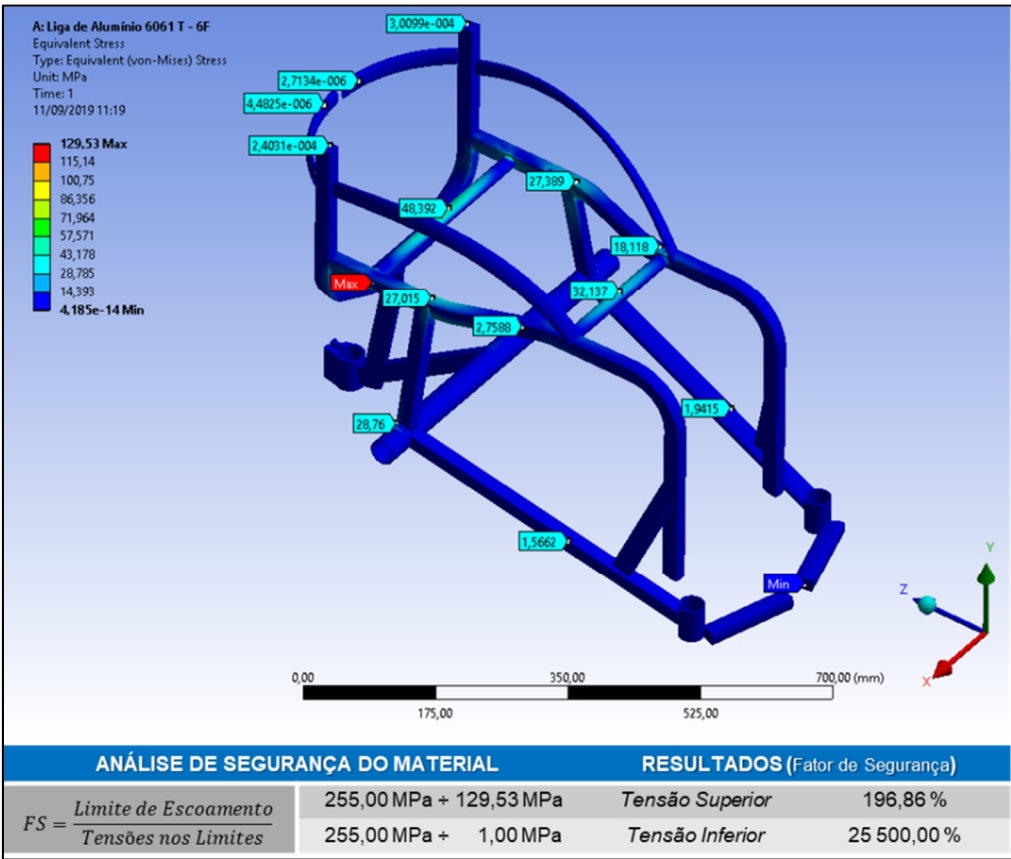


Figura 6.126 – Tensões Equivalentes na Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.

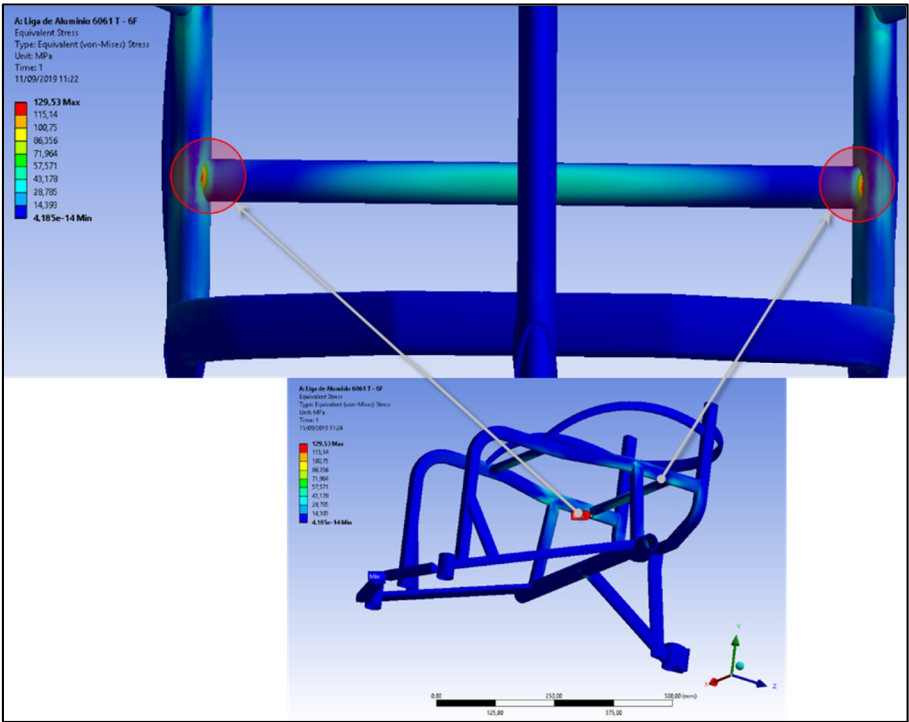


Figura 6.127 – Tensões Equivalentes Máximas na Cadeira de Rodas de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima.

6.3.9 Análise de Tensões e Deformações do *Handbike* (Manocleta) de Ciclismo

O “*Handbike* (Manocleta) de Ciclismo” apresentou boa resposta às condições de tensão submetidas por método de elementos finitos. A fig. 6.128 mostra os deslocamentos geométricos ocorridos na estrutura do quadro sob tensão, com carregamento dimensionado de 100 kgf. A fig. 6.129 mostra os deslocamentos geométricos ocorridas no garfo dianteiro da manocleta, para um carregamento de 200 kgf.

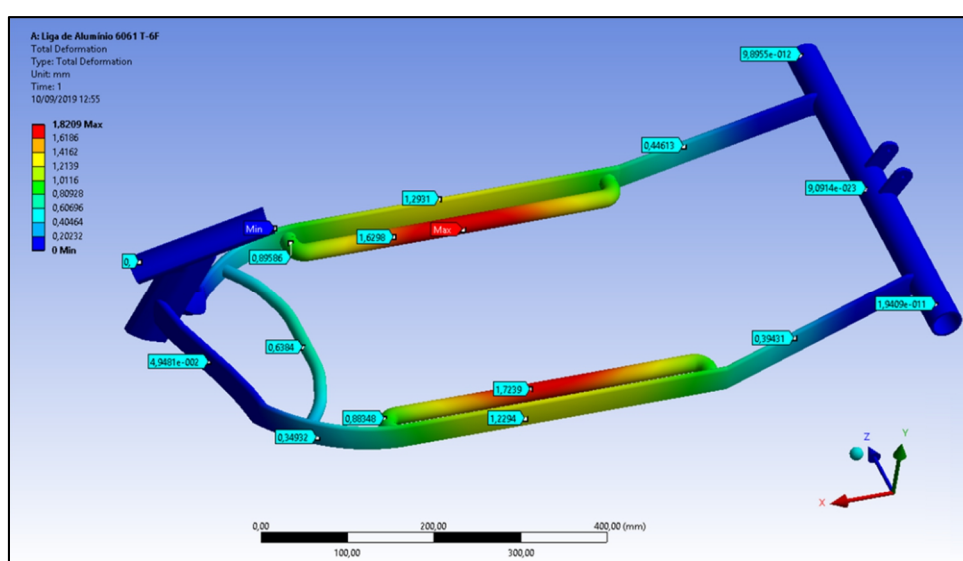


Figura 6.128 – Deslocamento geométrico máximo no quadro da Manocleta de Corrida.

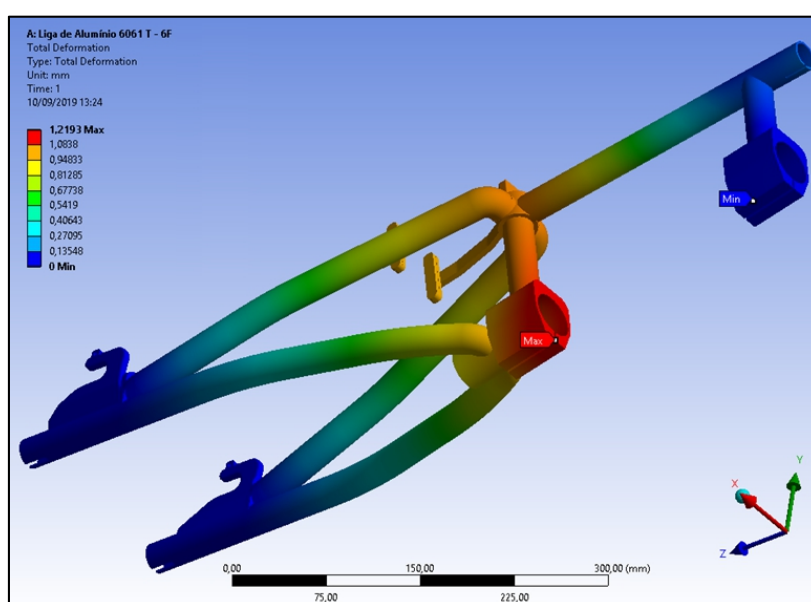


Figura 6.129 – Deslocamento geométrico máximo no garfo dianteiro da Manocleta de Corrida.

Na fig. 6.128, o deslocamento máximo da geometria ocorreu na base de acoplamento do *cockpit* na ordem de 1,82 mm. Na fig. 6.129 o deslocamento máximo de 1,22 mm ocorreu na abraçadeira de acoplamento da barra de direção do garfo dianteiro. Nenhum destes deslocamentos representa um fator de criticidade para o projeto.

Ressalva-se que na prática, com os dois modelos acoplados entre si, a dinâmica do carregamento e os modos dos deslocamentos seriam diferentes do mostrado nas simulações. Porém, para realizar uma simulação mais realística, nesse caso, seria demandado um alto custo computacional, e provavelmente não traria informações muito contraditórias para o caso. Deste modo, as simulações realizadas, individualmente, para estas geometrias trouxeram informações satisfatórias para a análise destes projetos.

As tensões equivalentes máximas chegaram a 145,46 MPa, implicando num fator de segurança de 175,30%, na região do quadro da manocleta. No garfo dianteiro, as tensões equivalentes máximas se aproximam de 131 MPa, e um fator de segurança de 195%. As tensões mínimas tenderam a zero, e para tanto, o fator de segurança tenderia a infinito (ver fig. 6.130 e 6.131).

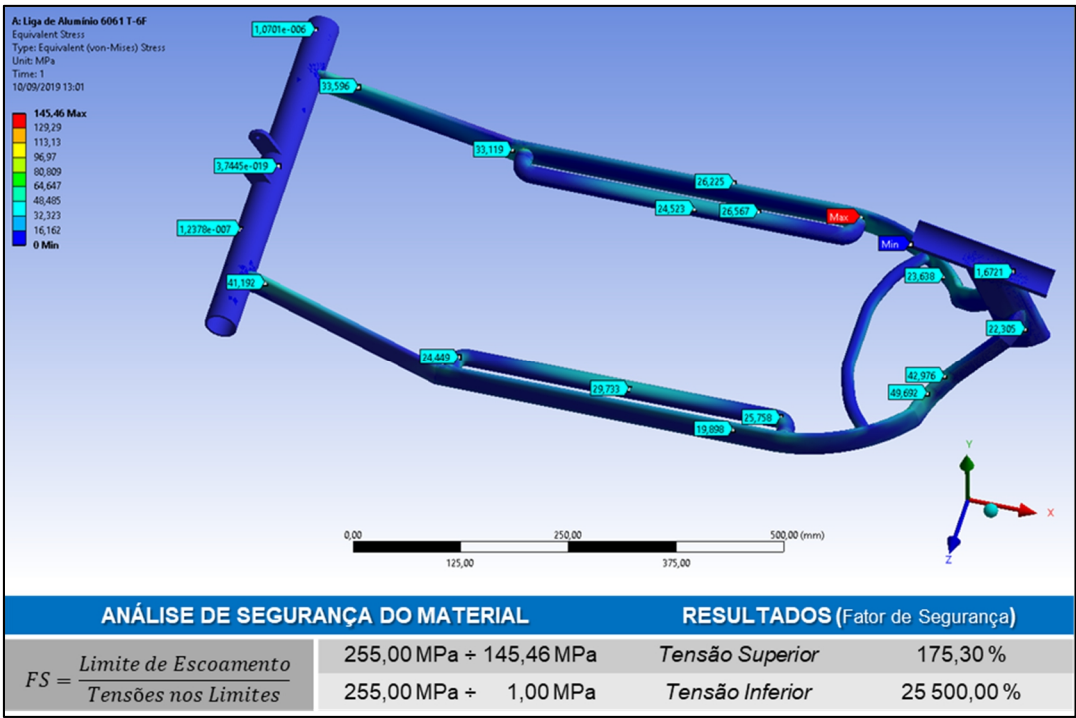


Figura 6.130 – Tensões Equivalentes no quadro da Manocleta de Corrida.

No quadro da Manocleta a região mais afetada é uma pequena superfície na emenda da barra de acoplamento do *cockpit* que permite o seu ajuste de profundidade (ver fig. 6.132). Nesta região podem ser aplicados reforços de soldagem ou espessura das paredes dos tubos sem grandes incrementos de custo de fabricação.

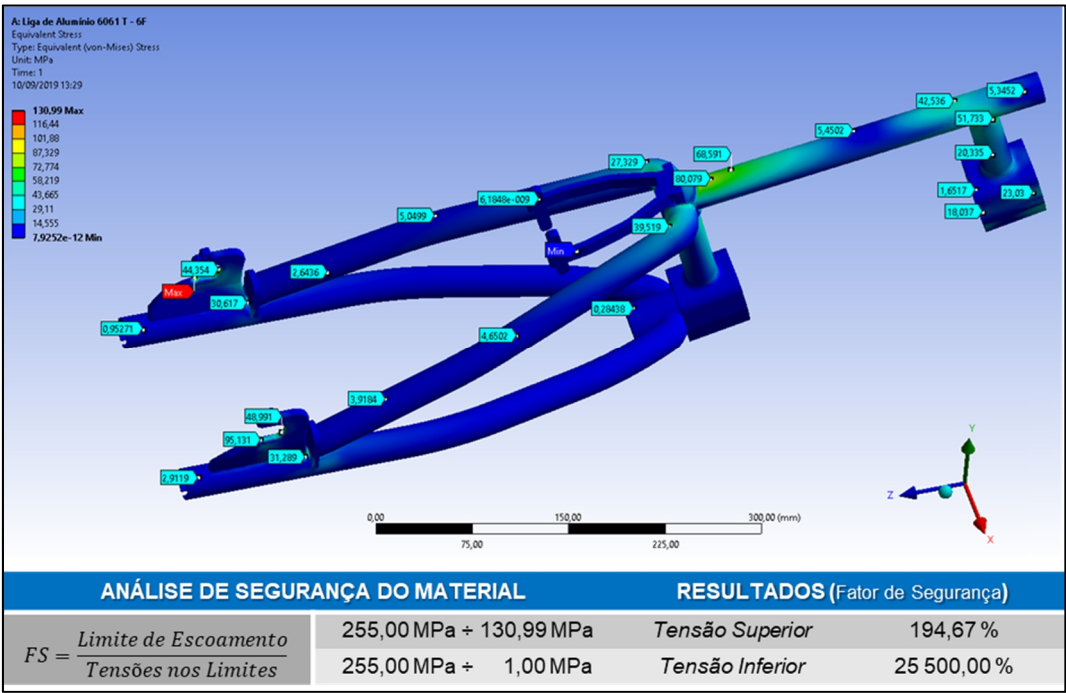


Figura 6.131 – Tensões Equivalentes no garfo dianteiro da Manocleta de Corrida.

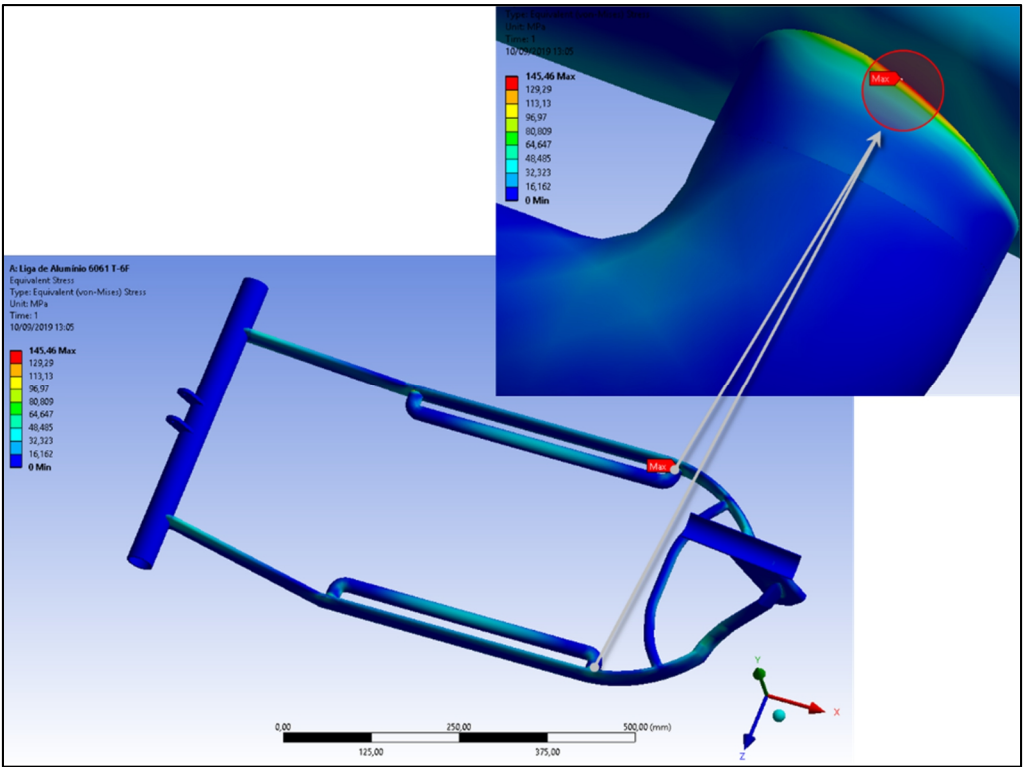


Figura 6.132 – Tensões Equivalentes Máximas no quadro da Manocleta de Corrida.

A fig. 6.133 destaca as regiões da geometria do garfo dianteiro onde ocorreram as máximas tensões equivalentes. Trata-se de uma região muito pequena sob torção, no dispositivo de acoplamento do eixo do rodante dianteiro. Embora não seja necessário realizar

intervenções de projeto nestes locais, reforços podem ser implementados facilmente aumentando a espessura da chapa que dá a acoplagem ao eixo do rodante.

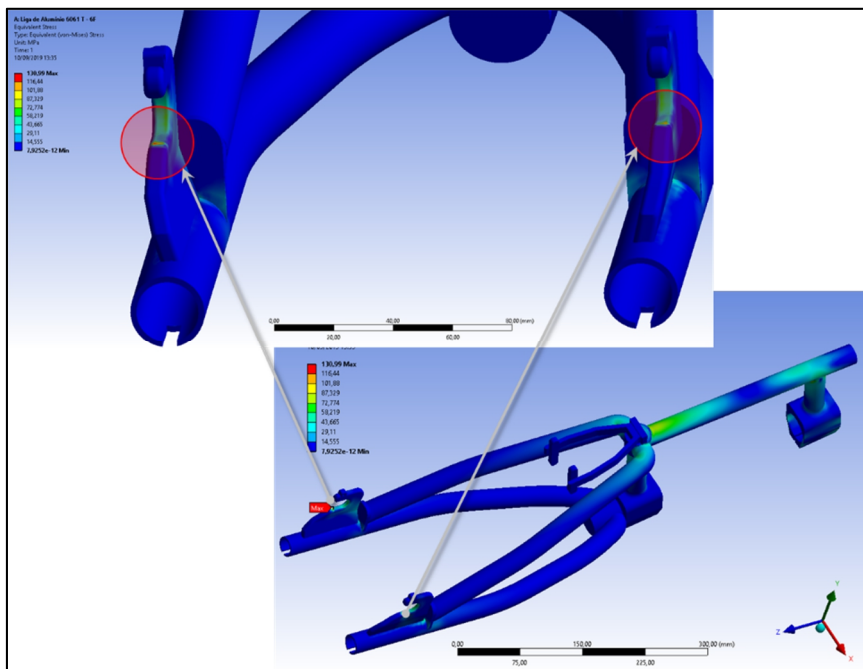


Figura 6.133 – Tensões Equivalentes Máximas no garfo dianteiro da Manocleta de Corrida.

6.3.10 Análise de Tensões e Deformações dos Componentes Estruturais dos Modelos

Os componentes estruturais avaliados apresentaram boa resposta às situações de tensão submetidas por método de elementos finitos, com carregamentos superdimensionados e condições de contorno realísticas.

6.3.10.1 Análise de Tensões e Deformações da Haste de Apoio da Base dos Pés

Sob um carregamento arbitrário e superdimensionado de 200 kgf, a haste de apoio da base dos pés desenvolveu um deslocamento geométrico máximo de 0,29 mm, sem gerar criticidades para ao projeto. A fig. 6.134 ilustra estes deslocamentos.

As tensões equivalentes máximas chegaram a 200,87 MPa com um fator de segurança de 126,94% (ver fig. 6.135). Estas tensões ocorreram na emenda das colunas com a viga que dá suporte à base dos pés. Embora este resultado não represente qualquer criticidade para o projeto, dado o atual carregamento superdimensionado, intervenções podem ser realizadas maximizando o cordão de solda ou alterando a geometria para a conformação em “U” de uma peça única (dispensando a soldagem).

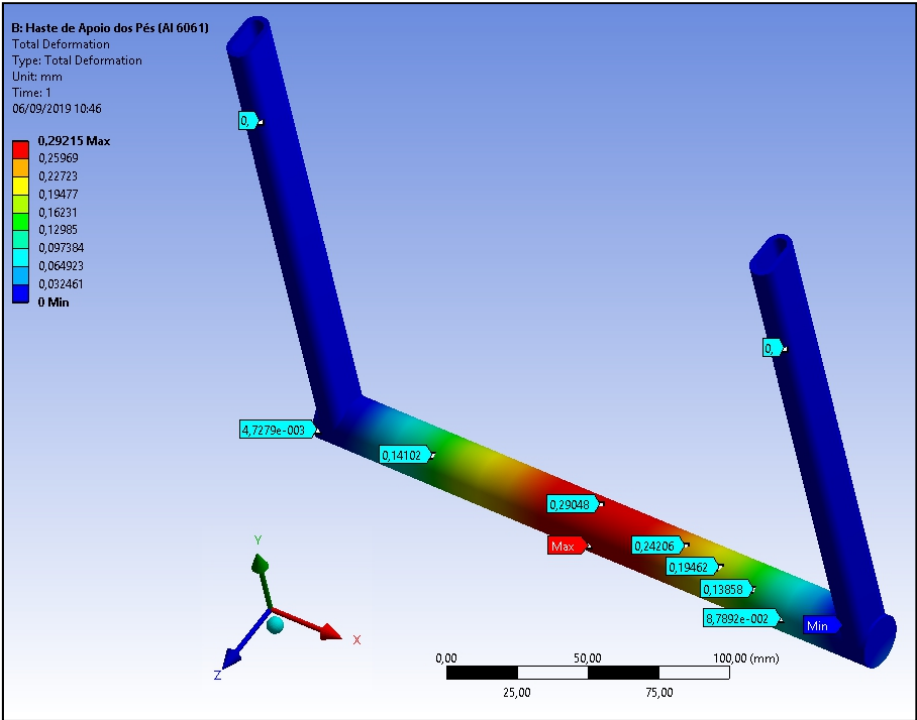


Figura 6.134 – Deslocamento geométrico máximo na haste de apoio da base dos pés.

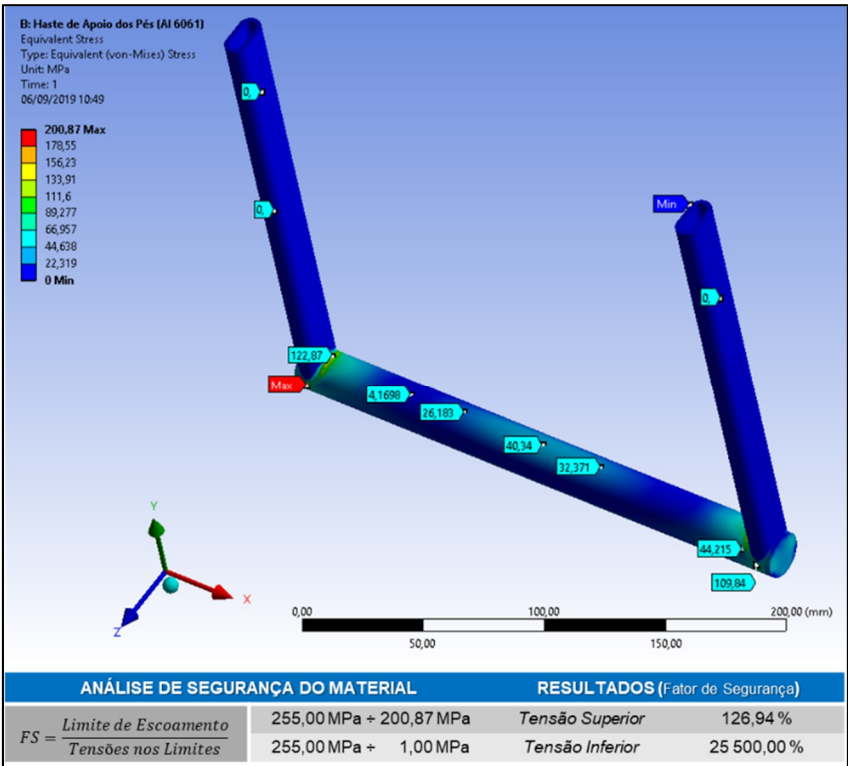


Figura 6.135 – Tensões Equivalentes na haste de apoio da base dos pés.

6.3.10.2 Análise de Tensões e Deformações do Ajustador de Inclinação do Encosto de Uso Diário

O carregamento arbitrário e dimensionado acima da realidade foi de 100 kgf, onde o ajustador de inclinação do encosto de uso diário desenvolveu um deslocamento geométrico máximo de 0,19 mm, sem gerar criticidades para ao projeto. A fig. 6.136 ilustra estes deslocamentos.

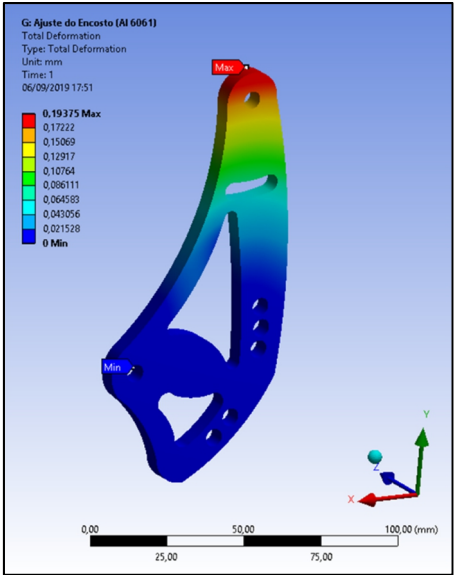


Figura 6.136 – Deslocamento geométrico máximo no componente ajustador de inclinação do encosto.

As tensões equivalentes máximas chegaram a 133,76 MPa com um fator de segurança de 190,63% (ver fig. 6.137). Estas tensões máximas ocorreram nas paredes internas do rasgo de percurso do ajuste de inclinação do encosto (ver fig. 6.138). Embora estes resultados não representem uma preocupação estrutural para o projeto, intervenções podem facilmente serem feitas aumentando a espessura da chapa de fabricação desta peça.

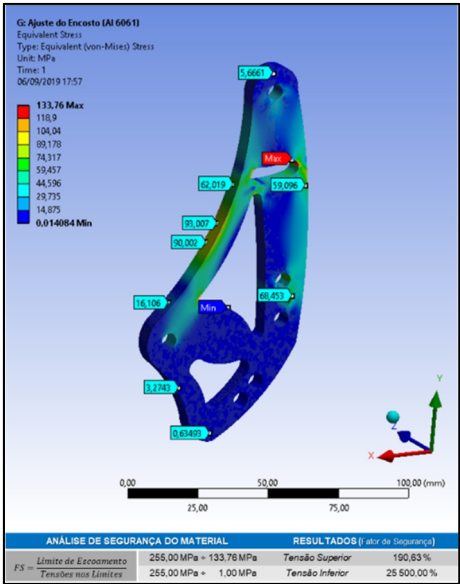


Figura 6.137 – Tensões Equivalentes no ajustador de inclinação do encosto.

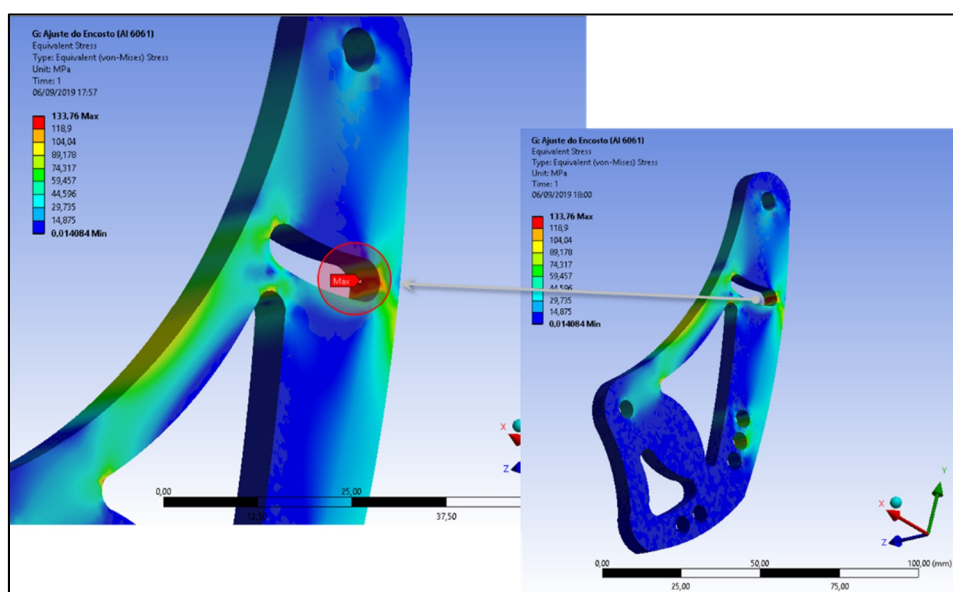


Figura 6.138 – Tensões Equivalentes máximas no ajustador de inclinação do encosto.

6.3.10.3 Análise de Tensões e Deformações do Garfo Dianteiro de Uso Diário

Para o garfo dianteiro de uso diário o carregamento arbitrário e superdimensionado foi de 100 kgf, resultando num deslocamento geométrico máximo de 0,23 mm, sem gerar criticidades para ao projeto. A fig. 6.139 ilustra estes deslocamentos.

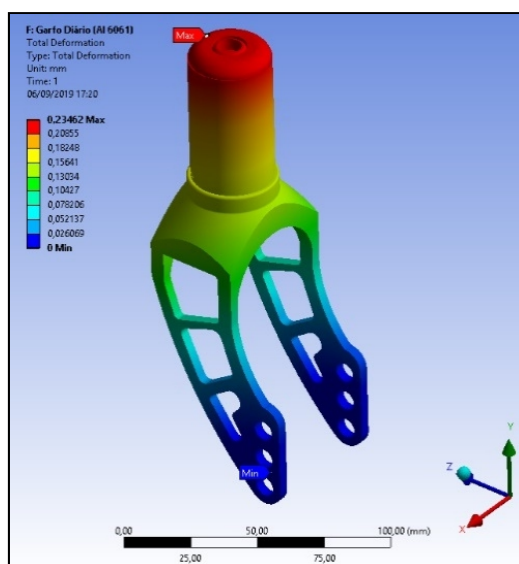


Figura 6.139 – Deslocamento geométrico máximo no componente garfo dianteiro de uso diário.

As tensões equivalentes máximas chegaram a 110,12 MPa com um fator de segurança de 231,56% (ver fig. 6.140). Tais tensões máximas ocorreram nas paredes internas do furo de acoplamento do eixo do rodízio. Estes resultados não representam uma situação crítica

para o projeto, mas intervenções podem facilmente serem feitas aumentando a espessura da chapa de fabricação desta peça.

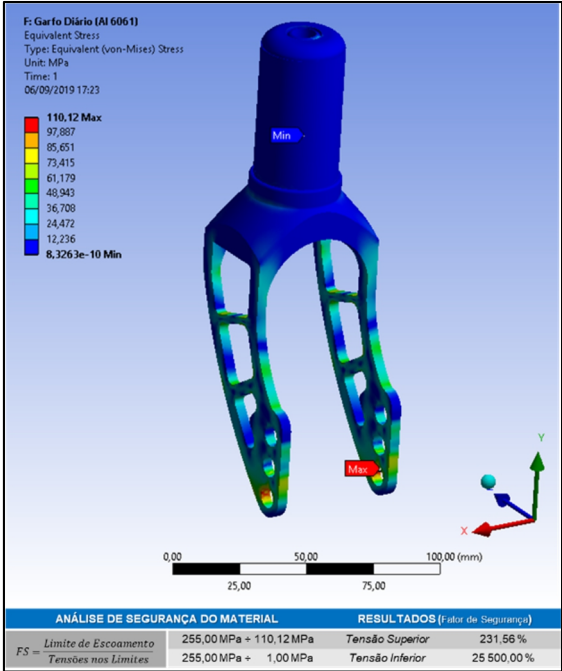


Figura 6.140 – Tensões Equivalentes no garfo dianteiro de uso diário.

6.3.10.4 Análise de Tensões e Deformações da Base de Apoio dos Pés

A base de apoio dos pés foi carregada arbitrariamente com carga de 200 kgf, implicando num deslocamento geométrico máximo de 2,64 mm na extremidade da chapa. Esse resultado não implica em criticidades para ao projeto. A fig. 6.141 ilustra este deslocamento.

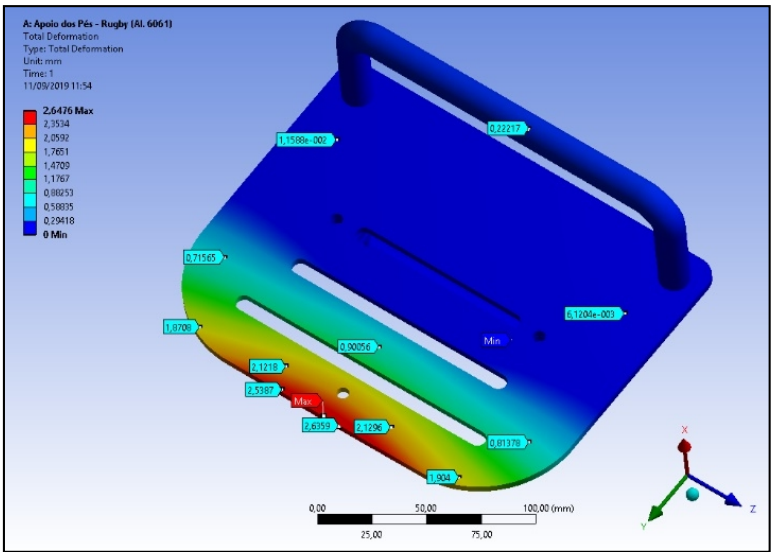


Figura 6.141 – Deslocamento geométrico máximo no componente da base de apoio dos pés.

As tensões equivalentes máximas chegaram a 247,5 MPa com um fator de segurança de 103,03% (ver fig. 6.142). Estas tensões máximas ocorreram em regiões muito pequenas sob compressão na superfície da chapa em contato com a quina da abraçadeira (ver fig. 6.143).

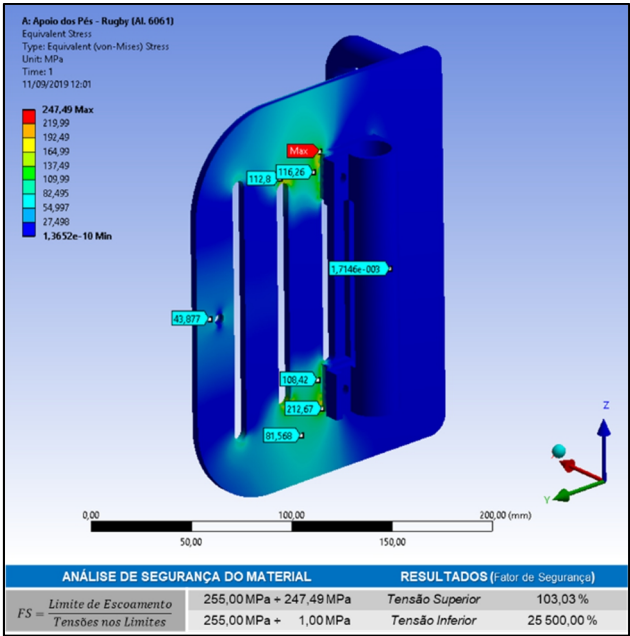


Figura 6.142 – Tensões Equivalentes na base de apoio dos pés.

Regiões muito pequenas sob uma compressão tendem a encruar, elevando a sua tenacidade superficial, de forma que estas tensões serão reduzidas. Estes resultados não representam uma situação crítica para o projeto, mas intervenções podem facilmente serem feitas aumentando a espessura da chapa de fabricação desta peça, e chanfrando as quinas da abraçadeira em contato.

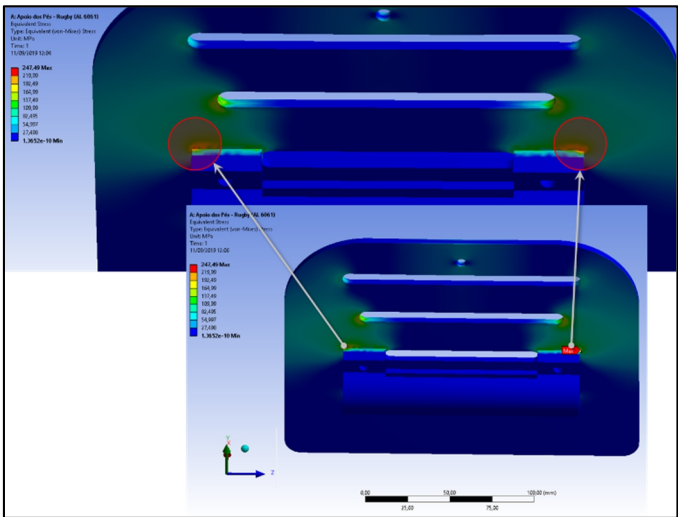


Figura 6.143 – Tensões Equivalentes máximas na base de apoio dos pés.

6.3.10.5 Análise de Tensões e Deformações do Adaptador de Cambagem das Rodas de Propulsão

O adaptador de cambagem das rodas de propulsão foi carregado arbitrariamente com carga superdimensionada de 200 kgf, implicando num deslocamento geométrico máximo de 0,007 mm na extremidade do acoplamento do eixo do rodante. Esse resultado não implica em criticidades para ao projeto. A fig. 6.144 ilustra este deslocamento.

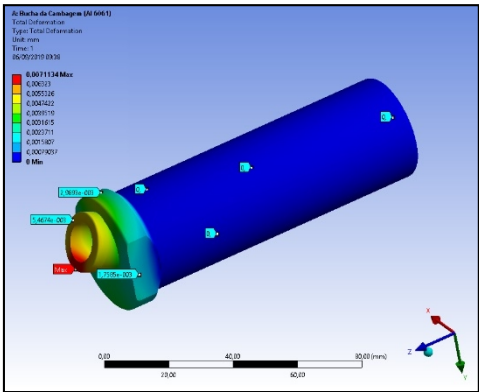


Figura 6.144 – Deslocamento geométrico máximo no componente adaptador de cambagem das rodas de propulsão.

As tensões equivalentes máximas chegaram a 37,2 MPa com um fator de segurança de 686,0% (ver fig. 6.145). Estas tensões máximas ocorreram em regiões muito pequenas sob tração na emenda soldada do cilindro de ajuste de cambagem com o corpo do adaptador (ver fig. 6.146). Não são necessárias recomendações de adaptações neste projeto.

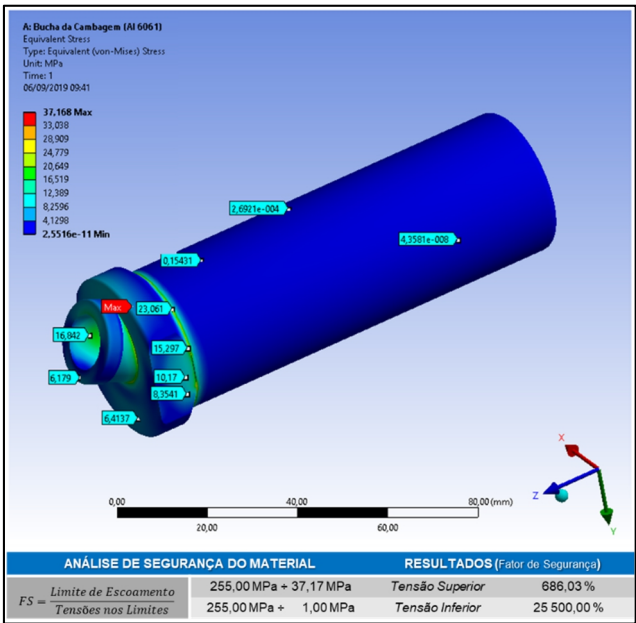


Figura 6.145 – Tensões Equivalentes no adaptador de cambagem das rodas de propulsão.

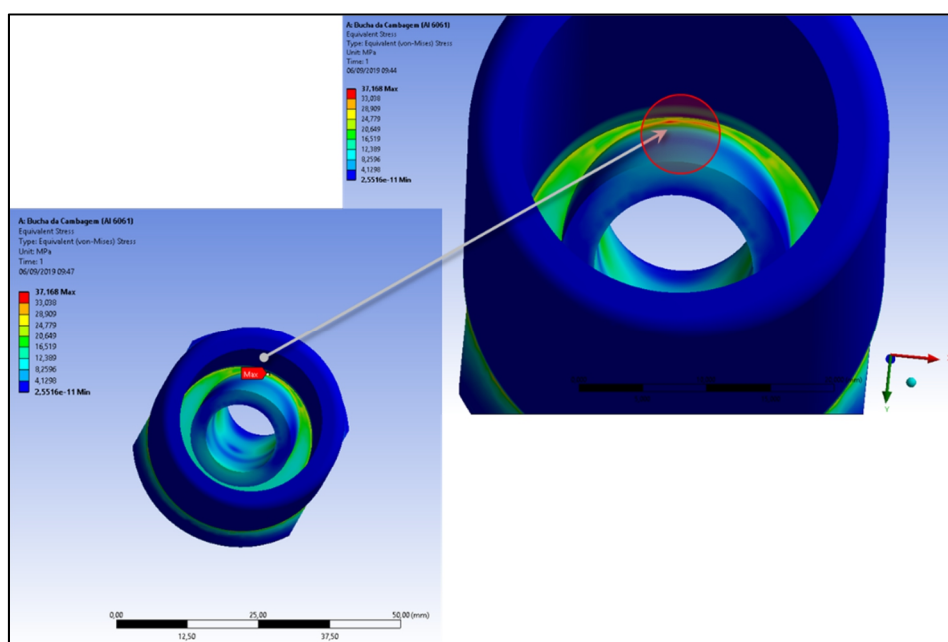


Figura 6.146 – Tensões Equivalentes máximas no adaptador de cambagem das rodas de propulsão.

6.3.10.6 Análise de Tensões e Deformações do Eixo de Acoplamento Rápida dos Rodantes

O eixo de acoplamento rápida dos rodantes foi carregado arbitrariamente com carga de 200 kgf, implicando num deslocamento geométrico máximo de 0,007 mm na sua extremidade. Esse resultado não implica em criticidades para ao projeto. A fig. 6.147 ilustra este deslocamento.

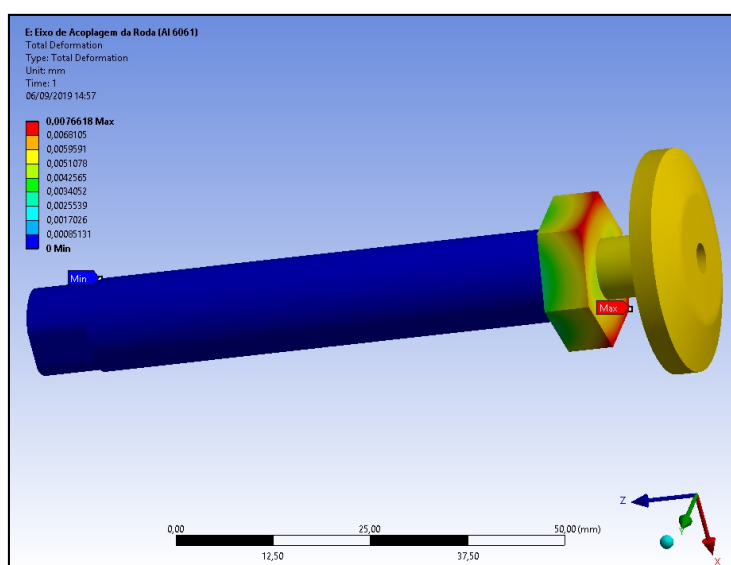


Figura 6.147 – Deslocamento geométrico máximo no componente eixo de acoplamento rápida dos rodantes.

As tensões equivalentes máximas chegaram a 88,16 MPa com um fator de segurança de 289,24% (ver fig. 6.148). Não são necessárias recomendações de adaptações neste projeto.

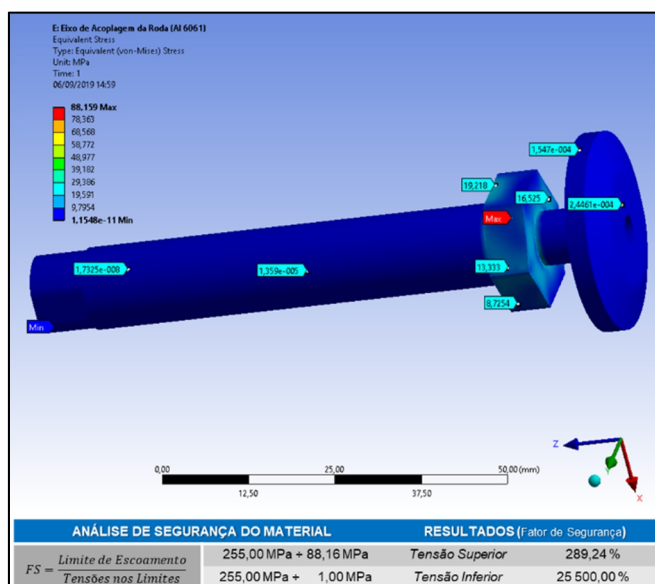


Figura 6.148 – Tensões Equivalentes no eixo de acoplamento rápida dos rodantes.

6.3.10.7 Análise de Tensões e Deformações do Garfo Dianteiro Esportivo

O garfo dianteiro esportivo foi carregado arbitrariamente com carga de 100 kgf, implicando num deslocamento geométrico máximo de 0,30 mm. Esse resultado não implica em criticidades para ao projeto. A fig. 6.149 ilustra este deslocamento.

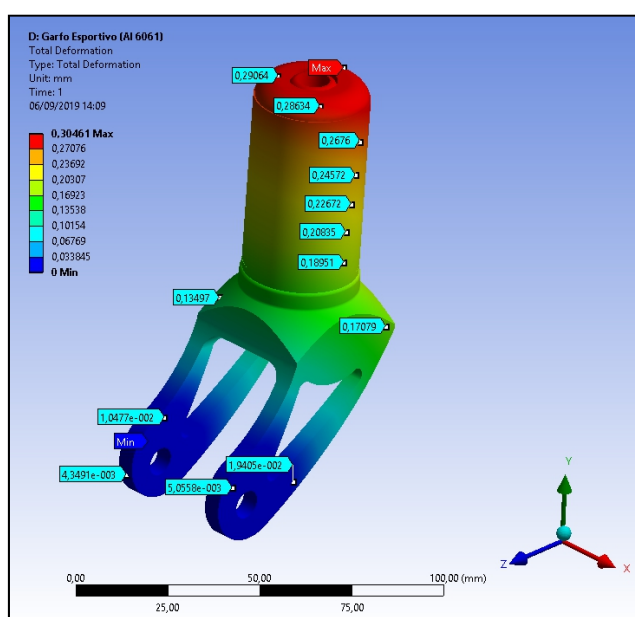


Figura 6.149 – Deslocamento geométrico máximo no componente garfo dianteiro esportivo.

As tensões equivalentes máximas chegaram a 93,9 MPa com um fator de segurança de 271,50% (ver fig. 6.150). As tensões máximas ocorreram no contorno interno do garfo esportivo que estende como suporte do eixo do rodízio (ver fig. 6.151). Não são necessárias recomendações de adaptações neste projeto.

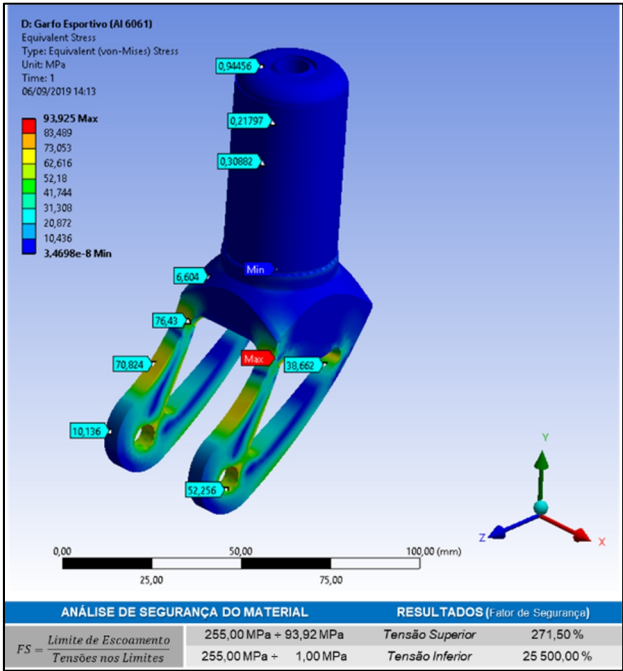


Figura 6.150 – Tensões Equivalentes no garfo dianteiro esportivo.

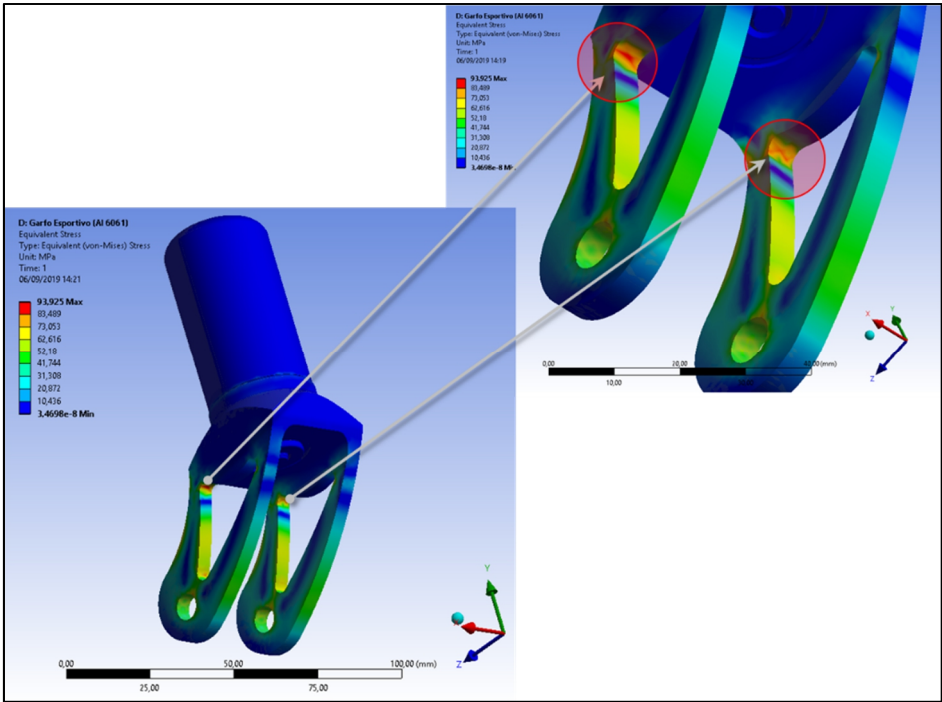


Figura 6.151 – Tensões Equivalentes máximas no garfo dianteiro esportivo.

CAPÍTULO VII

DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

A capacidade de configurações e ajustes atribuídos à estrutura modular do SWCE foi projetada considerando diferentes relações antropométricas e ergonômicas para os cadeirantes e o projeto das cadeiras de rodas.

Na análise estrutural via MEF dos diferentes projetos das cadeiras de rodas parametrizados observou-se rigidez satisfatória considerando os carregamentos impostos em uma condição estática. Eventuais melhorias ou intervenções de projeto são facilmente solucionados, conforme mostraram os seus resultados.

Uma das contribuições deste projeto para a sociedade e pessoas com deficiência é o desenvolvimento e a validação de um método inovador que propõe minimizar o problema de inadequação fisiológica no projeto de cadeiras de rodas.

Tecnologia assistiva é uma solução que garante assistência à acessibilidade, autonomia e qualidade de vida de pessoas com deficiência.

Neste capítulo, os resultados obtidos dos projetos das cadeiras de rodas, da metodologia de prescrição para os estudos de casos são discutidos considerando as diferentes hipóteses deste trabalho.

7.1 METODOLOGIA DE PRESCRIÇÃO DE CADEIRAS DE RODAS UTILIZANDO O SWCE

Considerando os estudos de casos e a metodologia de prescrição proposta neste trabalho, pelo menos 251 casos de deficiências físicas classificados para os esportes paralímpicos estão sendo atendidos. A fig. 7.1 relaciona a incidência destes casos para cada modalidade esportiva e destaca a abrangência do atendimento da Metodologia de Prescrição Automatizada com o SWCE.

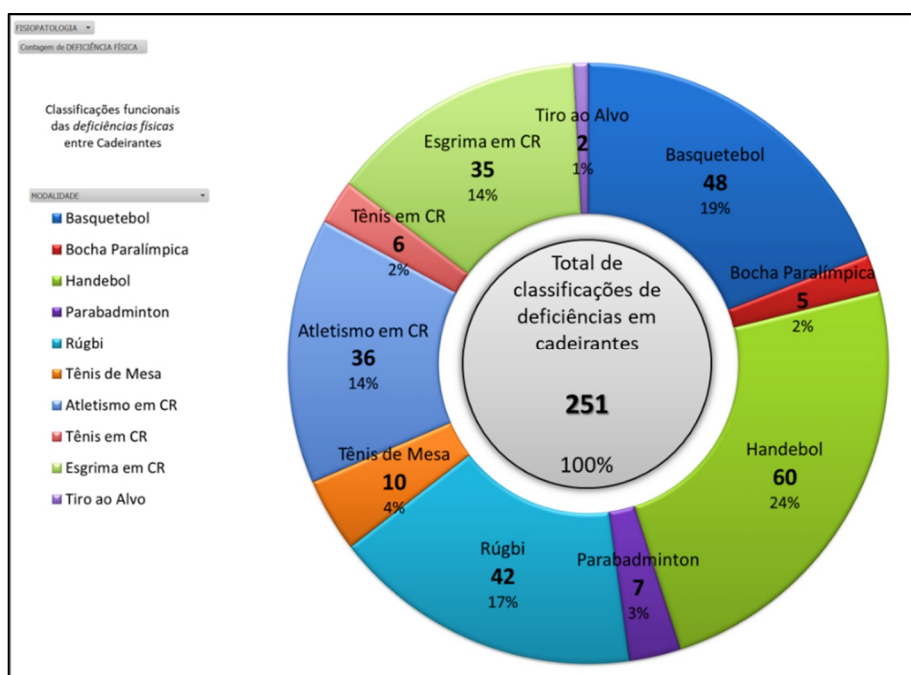


Figura 7.1 – Abrangência efetiva da Metodologia de Prescrição de Cadeiras de Rodas com o SWCE.

Deste modo, a totalidade dos casos de deficiências físicas classificadas para os esportes de basquetebol, bocha paralímpica, handebol, parabadminton, rúgbi, tênis em cadeira de rodas, tênis de mesa, atletismo em cadeiras de rodas, esgrima em cadeiras de rodas, tiro ao alvo e tiro com arco em cadeiras de rodas, está sendo contemplada pela metodologia de prescrição do SWCE.

Contudo, o equipamento de personalização de cadeiras de rodas foi planejado e construído para atender uma faixa de dimensões antropométricas considerando anatomias médias de adultos.

Como foi observado, durante os experimentos houve um caso de ajuste inadequado para um participante cujas dimensões anatômicas se assemelhavam às de uma criança. Todavia, para abranger esses casos, poucas adaptações de projeto necessitam ser realizados no equipamento.

A condição mais importante para validar a metodologia de prescrição com o equipamento é a satisfação perceptiva para os usuários, ou seja, o SWCE equivaler à uma cadeira de rodas. Ou ainda, do SWCE proporcionar uma experiência sensorial de acomodação de uma cadeira de rodas personalizada para a pessoa assentada. Portanto, dever-se-ia afastar da percepção psicomotora do paratleta, ou seja, a sensação de estar acomodado sobre um equipamento. Somente com a satisfação desta condição é que seria confiável correlacionar os atributos de conforto, adequação fisiológica, segurança e

compatibilidade física entre uma cadeira de rodas real e a cadeira de rodas simulada pelo equipamento. Os resultados dos estudos de casos sinalizaram claramente esta satisfação.

A partir de então, a metodologia consolidou a primeira condição de prescrição de cadeiras de rodas da tríplice relação, recomendada no estado da arte: características fisiológicas, ambiente de vivência e estilo de vida do cadeirante. Uma vez que, a metodologia SWCE é legitimamente capaz de personalizar cadeiras de rodas compatíveis com as necessidades fisiológicas do cadeirante, os modelos parametrizados suplementares da metodologia deveriam conter características de projeto que satisfizessem o seu ambiente de vivência e o seu estilo de vida.

Para isso, a metodologia foi constituída de formulários completos que estabeleceram uma anamnese da pessoa avaliada. Estes formulários foram importantes para se mapear, além das dimensões ergo-antropométricas da pessoa, o seu estilo de vida (categoria esportiva ou de vida diária, capacidade de propulsão e transferência, diagnóstico clínico do tipo de deficiência e acometimentos, tempo de cadeirante, comprometimento físico, controle de tronco e membros, etc.) e o seu ambiente de vivência (taxa de circulação com a cadeira, uso majoritário, distâncias médias percorridas com a cadeira de rodas, etc). A consolidação destes documentos de mapeamento e controle foi obtida pelo engajamento de escalas de percepção psicomotora da parte do cadeirante.

Os projetos modelados de cadeiras de rodas parametrizadas foram desenvolvidos de forma a atender estas condições de utilização e estilo de vida do usuário. Os resultados obtidos pelas análises de elementos finitos mostraram a viabilidade estrutural dos projetos cadeiras e do equipamento SWCE.

No planejamento e na modelagem das cadeiras de rodas desenvolvidas houve uma compatibilização com os parâmetros ajustáveis do equipamento de personalização. Uma vez que, as condições parametrizáveis por ele, deveriam encontrar um recurso correspondente nas cadeiras de rodas personalizáveis, isto é, estabelecer uma ressonância entre as necessidades prescritas pelo equipamento e as soluções ofertadas pelas cadeiras de rodas modeladas.

Estas soluções de engenharia precisaram encontrar um tipo de dispositivo ajustável diretamente correlacionado no equipamento SWCE. Então, o equipamento precisava conter todos os mecanismos de ajuste e possibilidade de personalização intrinsecamente correlacionados aos escopos das cadeiras de rodas parametrizadas. E daí, validar a principal hipótese desta tese: uma cadeira de rodas personalizada ideal deve ter em seu escopo de projeto a sobreposição de um mecanismo multirregulável que simule o perfil customizado de algo que corresponda à cadeira e que tenha como base as características ergo-antropométricas do cadeirante.

Esta é a função principal do equipamento SWCE, cujo desempenho foi satisfatório. O SWCE é constituído de uma gama de ajustes controlados que simulam uma condição de uma cadeira de rodas a ser personalizada, proporcionando uma experiência de sobreposição sensorial de uma cadeira de rodas personalizada real. E por isso, foi planejado para fornecer dimensões críticas de personalização a serem transferidas para um projeto de cadeira. Esta funcionalidade ainda é suplementada por uma linha de cadeiras de rodas parametrizadas que fazem a aquisição destas informações assumindo idealmente a forma e o conteúdo do projeto personalizado. Nisto se baseia a natureza automatizada do seu procedimento de prescrição.

A realização funcional do equipamento SWCE e da metodologia de prescrição proposta é essencialmente baseada numa solução tecnológica inovadora que entende a fisiologia das deficiências físicas e como ela se adere à utilização de uma cadeira de rodas. De forma única e original esta metodologia distingue as relações de uso de uma cadeira de rodas em correlação antropométrica e correlação ergonômica, e apresenta dispositivos de ajuste correspondentes a cada uma delas. A fig. 7.2 ilustra essa abordagem.

Portanto, a cinesiologia de utilização de uma cadeira de rodas, seja ela de vida diária ou esportiva, ou a sua cineantropometria está estritamente condicionada às características ergo-antropométricas assumidas pelo corpo humano quando colocado na posição postural de acomodação e propulsão da cadeira. Para isso, o equipamento foi concebido em ajustes que possuem boa amplitude antropométrica e adequado grau de liberdade funcional (que equivale à ergonomia do uso da cadeira de rodas).

Além de personalizar cadeiras de rodas esportivas e de uso diário, de forma ideal e efetiva, a metodologia também foi capaz de proporcionar aos cadeirantes avaliados uma melhoria no seu autoconhecimento enquanto pessoa com deficiência física, ampliando a sua autopercepção fisiológica. Por meio de testes físicos e experimentações de diversas combinações de ajustes, a pessoa pode vivenciar uma diversidade de experiências psicomotoras. Inclusive, podendo explorar novas técnicas e abordagens paralímpicas que melhorem o seu desempenho, ou que ampliem a sua capacidade de reabilitação física.

Através de diversas combinações de ajustes é possível entender a fisiologia do movimento de propulsão e utilização da cadeira, e, com isso, buscar um aperfeiçoamento da solicitação biomecânica dos músculos. As diversas condições de ajustes do SWCE permitiram observar como o esforço físico altera a sua localização e dimensão espacial na medida em que a postura do corpo humano é alterada.

O sistema de resistência mecânica do SWCE efetivamente proporcionou uma experiência para a propulsão de uma cadeira de rodas, simulando diferentes condições de resistência, por exemplo, como a movimentação da cadeira de rodas em um terreno irregular que exige um maior esforço de propulsão nos aros. Também apresentou a capacidade de

fornecer dados para a base de cálculo da potência mecânica e da energia cinética do movimento de propulsão.

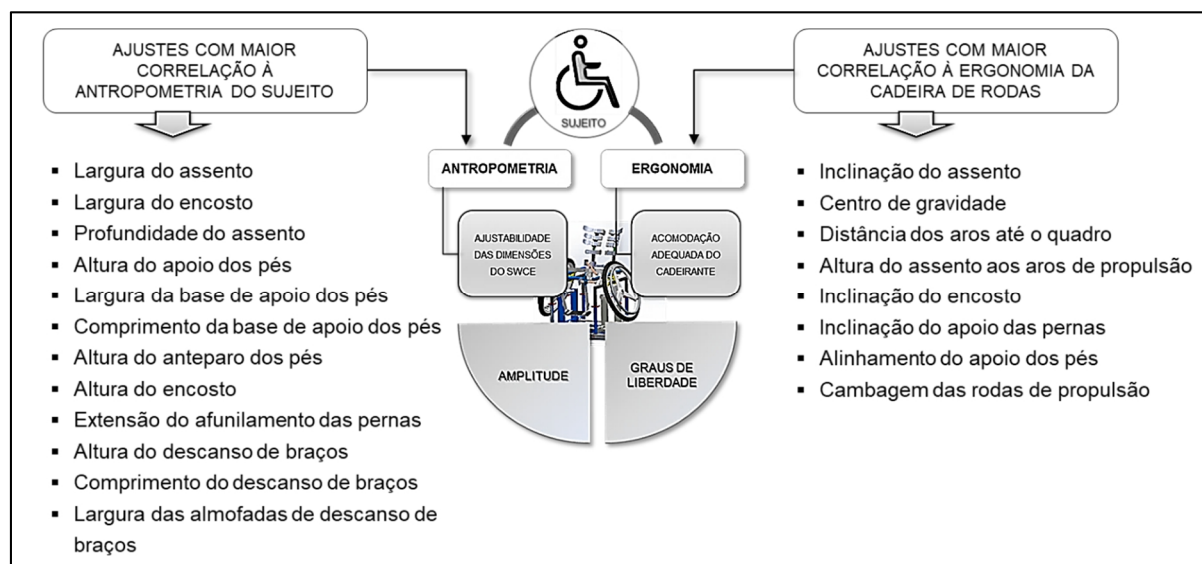


Figura 7.2 – Correlação dos ajustes do SWCE com a ergo-antropometria das pessoas com deficiências.

Os resultados ainda mostraram que a adequação do cadeirante na acomodação da cadeira de rodas personalizada está condicionada às condições de ajustes do equipamento de prescrição às suas dimensões antropométricas e à capacidade deste equipamento em reproduzir a cinesiologia do movimento de propulsão. Por isso os ajustes compatibilizados e parametrizados podem ter funções correlacionadas às características antropométricas do indivíduo e às características ergonômicas da vivência em uma cadeira de rodas. Isso valida as duas primeiras hipóteses levantadas.

Uma prescrição adequada para uma cadeira de rodas personalizadas depende de um sistema que se compatibilize com o corpo humano, na posição postural de acomodação e propulsão de uma cadeira de rodas, de forma realística. A pessoa acomodada no equipamento deve ter uma clara experiência sensitiva de estar sentada sobre uma cadeira de rodas. E com todos os ajustes configurados sob medida, esta experiência deve remeter a uma cadeira de rodas personalizada. A metodologia aqui proposta cumpre com esta função e, portanto, considerando os dois estudos de caso, validou a primeira e a segunda hipótese do trabalho.

O produto final da prescrição é uma cadeira de rodas personalizada e o seu projeto depende da transferência de dados parametrizados.

A terceira hipótese do trabalho foi validada quando a “metodologia de prescrição do SWCE”, colocada em prática, mostrou experiências psicomotoras diferentes que são naturalmente subjetivas na vivência do cadeirante. Neste contexto, os testes de prescrição

utilizando o equipamento personalizado conferiram aos participantes a apreciação de experiências sensitivas desconhecidas para eles. Essas experiências ampliaram o seu conhecimento, bem como, romperam com paradigmas pré-concebidos estabelecendo novas reformulações cognitivas. Isso foi possível devido ao fato, aqui comprovado, de que a utilização de uma cadeira de rodas possui um aspecto objetivo (antropométrico) determinado pelas características pessoais e um aspecto subjetivo (ergonômico) influenciado pela sua disposição cognitiva.

Os aspectos antropométricos da prescrição são facilmente reconhecíveis pela pessoa, pois são evidenciados pela sua antropometria. Porém, os aspectos ergonômicos dependem das sensações que uma determinada combinação de ajustes proporciona e como estas sensações são processadas na subjetividade do cadeirante.

Por fim, o Equipamento SWCE associado à metodologia operacional da prescrição demonstraram duas funções importantes, ou seja, o equipamento pode ser utilizado para a prescrição de cadeiras de rodas personalizadas, como também pode ser utilizado como um equipamento de avaliação ergo-antropométrica de paratletas ou cadeirantes não-atletas, como mostra a fig. 7.3. Investigações na literatura, neste sentido, não identificaram nenhum equipamento que realize estas funções, isoladamente ou conciliadas. Não têm sido encontrados equipamentos dedicados à personalização de cadeiras de rodas, como também não têm sido ofertados dispositivos e testes que avaliem aspectos antropométricos e ergonômicos do movimento humano de forma combinada e instrumentada. Portanto, estas condições combinadas são inovadoras e representam importantes contribuições deste trabalho.

Os estudos de casos avaliaram o processo proposto para a prescrição de modelos personalizados de cadeiras de rodas e, paralelamente, indiretamente fez uma avaliação física personalizada com diferentes ajustes, considerando os testes de velocidade, ensaios com resistências, potência mecânica, avaliação global das dimensões ergo-antropométricas do corpo humano e percepção psicomotora.

Atualmente, existem poucos estudos sobre automatização e adequação de prescrição de cadeiras de rodas personalizadas. Como também não têm sido encontradas na literatura, pesquisas que avaliem o desempenho humano dos membros superiores, sob condição customizada que reúna uma satisfação fisiológica das medidas antropométricas do corpo com a adequação do trabalho ergonômico realizado pelos seus grupos musculares. Portanto, não foram encontrados estudos dedicados a ensaios cujos fatores de influência admitem personalizações para pessoas com deficiência no processo de deambulação.

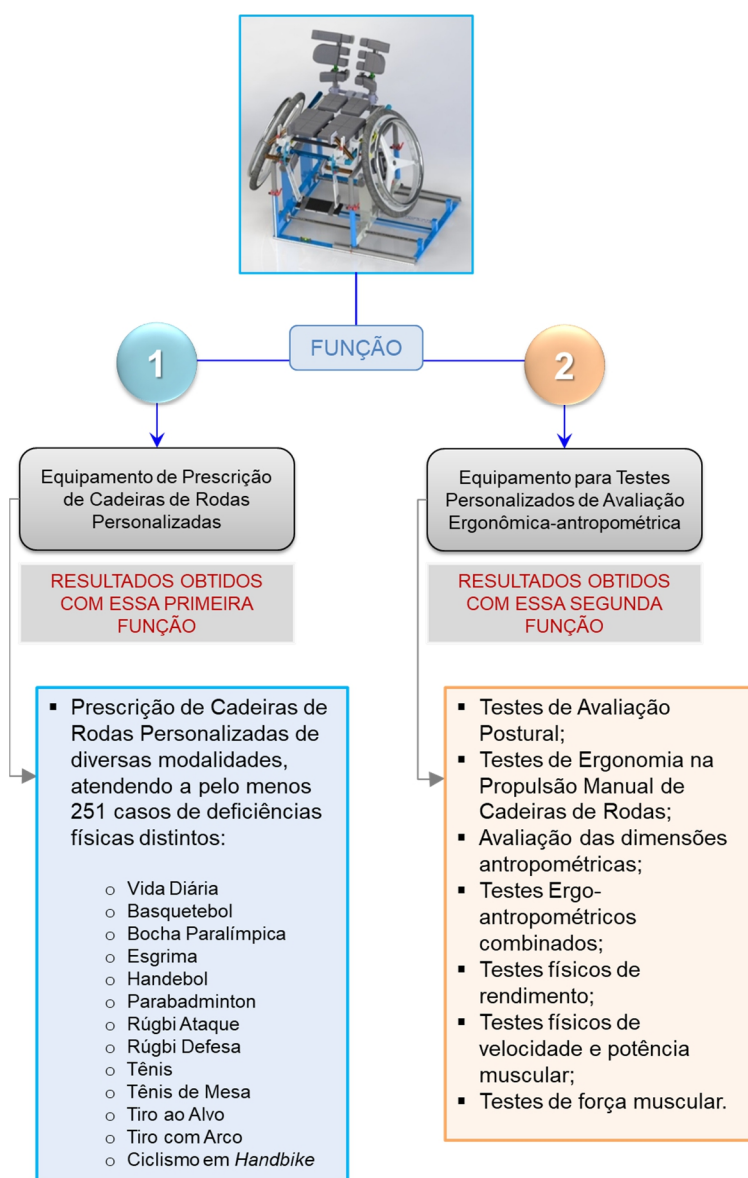


Figura 7.3 – Extensão funcional considerando a metodologia de análise utilizando o SWCE.

Considerando os estudos realizados neste trabalho, verificou-se uma série de benefícios para os usuários de cadeiras de rodas, bem como, para a sociedade, ou seja,

- Benefícios para os usuários de cadeira de rodas:

- Melhor conhecimento das características físico-anatômicas do próprio corpo;
- Melhorias no autoconhecimento e autopercepção;
- Ampliação da cognição consciente do quadro condicional em que vive o cadeirante;
- Simulação de condições diversas podendo avaliar diferentes configurações de ajustes, otimizando e ampliando a experiência psicomotora da pessoa sem custos com protótipos e improvisação de modelos;

- Melhor contribuição do sistema proposto com a modelagem das cadeiras de rodas com base na experiência realística do usuário, experimentando condições de contorno diversas e sob medida;
- Possibilidade de reconhecimento dos limites físicos que podem ser avaliados pelo sistema de prescrição, melhorando a percepção do usuário sobre possibilidades de melhoria da sua saúde e desempenho;
- Melhor orientação e direcionamento dos esforços físicos de reabilitação física e habilitação devido a diferentes condições de testes ergonômicos oferecidos pelo modelo;
- Melhoria na qualidade de vida do usuário quando passar a utilizar uma cadeira de rodas personalizada;
- Melhoria da automotivação, e busca por um sentimento de significado social para o usuário com o uso de uma cadeira de rodas personalizada;
- Melhoria no nível de autonomia e acessibilidade do cadeirante, pela substituição de sua cadeira de rodas genérica por uma personalizada;
- Correções fisiológicas oriundas da troca da cadeira de rodas inadequada por uma personalizada, devido ao reajuste postural no assento;
- Pode facilitar o desenvolvimento de uma disciplina comportamental de correção postural do cadeirante devido à adequabilidade da cadeira personalizada;
- Melhoria da habilitação esportiva e desenvolvimento de novas competências psicomotoras do cadeirante após a substituição de sua cadeira genérica por uma personalizada;
- Diminuição da disponibilidade, no longo prazo, de modelos provisórios de cadeiras de rodas que geram custos pessoais, em prol da adoção de modelos definitivos ao usuário;
- O sistema permite uma avaliação ergonômica do indivíduo considerando condições ideais de adequação do modelo, na forma personalizada, o que geralmente não ocorre em ambientes clínicos ou desportivos;
- Reduzir as chances de desenvolver lesões cervicais, como lordose, cifose, etc., decorrentes do uso prolongado de cadeiras de rodas genéricas que proporcionam inadequações posturais;
- Reduzir o sedentarismo e a obesidade, proporcionados pela inércia do cadeirante devido ao desconforto na cadeira.

- Benefícios para a sociedade:

- Leitura precisa e pontual das medidas físicas podendo servir de informação de apoio para outros diagnósticos e análises clínicas, melhorando os bancos de dados da gestão em saúde pública nesta área;
- Ampliação das perspectivas de modelagem de cadeiras de rodas parametrizadas para os cadeirantes;
- Resolução do problema de tentativas e erro, tradicionalmente empregado nas fabricações de cadeiras de rodas prescritas;
- Maior rapidez e menor custo nos protocolos de prescrição de cadeiras de rodas, influenciando o intervalo entre a fabricação e a entrega de cadeiras de rodas personalizada;
- Minimização dos custos de fabricação de cadeiras de rodas com a eliminação de processos de tentativas que geram desperdícios e retrabalhos;
- Maior precisão, objetividade e simplicidade dos procedimentos de prescrição de cadeiras de rodas;
- Possível aumento no contingente de entregas de cadeiras de rodas personalizadas para usuários em espera por atendimento;
- Diminuição da disponibilidade de modelos provisórios de cadeiras de rodas que geram custos sociais, em prol da adoção de modelos definitivos aos usuários;
- Melhorias no quadro da saúde pública envolvendo pessoas com deficiências, pela melhor adequação postural e ergonômica de cadeiras de rodas sob medida e a sua influência sobre enfermidades adjacentes como desgaste muscular, fadiga osteomuscular, insuficiência renal, insuficiência cardiovascular, expectativa de vida, entre outros, geralmente ocasionados pela inadequação dos projetos;
- Redução da utilização de cadeiras de rodas genéricas na sociedade de modo geral, que ocasionam problemas físicos e outros transtornos aos usuários;
- Ampliação dos conhecimentos científicos e tecnológicos do tema, produzidos pelo ambiente acadêmico da pesquisa, impactando positivamente a literatura, artigos e periódicos científicos, nas áreas de saúde, engenharia de projetos e ciências humanas e sociais.
- Alternativa ao processo convencional de prescrição via internet e simplificação do processo de prescrição geral, minimizando a influência de um especialista para avaliar medidas antropométricas e características gerais de personalização de cadeira de rodas.

CAPÍTULO VIII

CONCLUSÃO

A metodologia de prescrição automatizada de cadeiras de rodas personalizadas, de alto rendimento ou vida diária, se baseia num processo estruturado e sistematizado que fornece modelos de cadeiras de rodas parametrizados de acordo com as características fisiopatológicas dos usuários. Os modelos de cadeiras de rodas compreendem uma linha completa de 13 modalidades esportivas, mais a modalidade de uso diário. Neste arcabouço, a metodologia proposta de prescrição desenvolvida contempla cerca de 250 tipos de deficiências físicas classificadas no esporte paralímpico, além dos casos não classificados. As categorias atendidas são – Basquetebol, Bocha Paralímpica, Esgrima, Handebol, Parabadminton, Rúgbi Ataque, Rúgbi Defesa, Tênis de Quadra, Tênis de Campo, Tênis de Mesa, Tiro ao Alvo, Tiro com Arco, Ciclismo em Manobretas e Cadeiras de Rodas de Vida diária.

O processo de prescrição automatizada de cadeiras de rodas personalizadas demanda um sistema de leitura e coleta de dados inerentes às propriedades físicas e anatômicas dos cadeirantes avaliados. Estas propriedades são caracterizadas pelas dimensões antropométricas do corpo humano e as suas relações ergonômicas com o uso e a propulsão biomecânica de cadeiras de rodas manuais.

No mercado, a produção de cadeiras de rodas personalizadas ainda é uma realidade pouco desenvolvida, prevalecendo técnicas de prescrição baseadas em medidas tiradas do corpo humano. A transferência destas medidas para o projeto de uma cadeira, em grande parte das vezes, não corresponde às características fiéis do cliente. Isso ocorre, devido às dificuldades do processo de fabricação e, principalmente, pelo método do processo de prescrição, baseada na realização de medidas feitas no corpo humano e interpretadas para uma estrutura mecânica sem nenhuma correlação geométrica.

A prescrição de uma cadeira de rodas personalizada utilizando um equipamento demanda uma estrutura ajustável que possa assumir diferentes variações antropométricas. Essa é a essência da concepção do SWCE – Equipamento de Personalização de Cadeiras de Rodas Esportivas e de Alto Rendimento. Trata-se de uma estrutura modular com a forma de uma cadeira de rodas que reproduz um projeto personalizado por meio da sobreposição das medidas antropométricas do cadeirante. Portanto, o SWCE tem a função de estabelecer um canal direto de comunicação entre medidas ajustadas para o corpo humano e uma cadeira de rodas a ser personalizada.

A prescrição automatizada de cadeiras de rodas personalizadas é estruturada por uma metodologia científica e sistêmica, utilizando o SWCE, um protocolo operacional formal e uma linha de projetos preliminares de cadeiras de rodas parametrizadas. Para tanto, os mecanismos modulares do SWCE e os parâmetros modelados das cadeiras de rodas projetadas compartilham aspectos funcionais que se correlacionam às necessidades prescritíveis da fisiologia das pessoas com deficiências. Por meio desta correlação funcional, busca-se uma condição específica da fisiopatologia do indivíduo que seja compreendida pelo SWCE, associando estas informações ao projeto de uma cadeira de rodas personalizada.

O equipamento SWCE apresentou boa capacidade de aderência às características físicas dos paratletas avaliados, fornecendo medidas de suas antropometrias. Também, desempenhou um papel importante ao reproduzir situações típicas da ergonomia da utilização de uma cadeira de rodas, esportiva e de uso diário. Nestas situações, os participantes puderam experimentar combinações de ajustes que reproduziram condições ergonômicas de postura e propulsão, desconhecidas para eles. E assim, dando-lhes oportunidades de expandir suas autopercepções psicomotoras.

Destes ensaios resultaram projetos de cadeiras de rodas personalizados às necessidades dos participantes, e às suas percepções cognitivas de conforto, segurança e adequação. Os modelos de cadeiras de rodas desenvolvidos, além de conter os parâmetros ergo-antropométricos, são constituídos de contornos anatômicos que modelam o perfil anatômico dos cadeirantes.

Os participantes manifestaram boa aceitação à metodologia de prescrição, aos modelos de cadeiras de rodas apresentados, e, principalmente, à condição de acomodação no equipamento SWCE. Foi unânime a apreciação da acomodação do SWCE equivalente à acomodação de uma cadeira de rodas, legitimando a sua funcionalidade enquanto dispositivo de reprodução de simulações realísticas de personalização.

Os projetos personalizados das cadeiras de rodas propostas foram fundamentados em três condições: adequação à fisiologia do usuário, condição de uso e ambiente de vivência e estilo de vida do cadeirante. Com as fichas de prescrição e de fabricação os usuários

atendidos, foram disponibilizados projetos completos para a fabricação de suas futuras cadeiras personalizadas. As fichas de fabricação contêm todas as informações necessárias para um fabricante reproduzir os projetos em uma condição automatizada. Com isso, o ciclo completo do processo de produção de cadeiras de rodas personalizadas – desde as avaliações prescritivas até a entrega do produto final – ganham eficiência, redução de custos com retrabalhos e correções, redução drástica do seu intervalo de tempo total e elimina as situações de tentativa e erro típicas em procedimentos convencionais de prescrição de cadeiras de rodas, principalmente, cadeiras de rodas de alto desempenho.

As hipóteses levantadas foram verificadas e mostraram-se verdadeiras, considerando a primeira fase de análise que foi a concepção do projeto, ou seja, a prescrição de cadeiras de rodas personalizadas é melhorada quando se emprega um mecanismo multirregulável que simula as condições geométricas de uma cadeira em função das medidas ergo-antropométricas do cadeirante. Além disso, a compatibilização da modelagem física com um modelo parametrizado otimiza o processo e produz resultados com melhor qualidade. E a exposição do cadeirante a testes físicos com uma modelagem parametrizada sob medida pode lhe conferir novas apreciações e reformulações psicomotoras, ampliando a sua autopercepção física. A fabricação da cadeira de rodas personalizada e os testes de validação após o processo de prescrição são importantes para a consolidação e validação completa de toda a metodologia.

8.1 PERSPECTIVAS DE NOVOS ESTUDOS

Considerando as perspectivas e desdobramentos deste trabalho, é possível delinear algumas abordagens futuras, e que certamente, trarão novas interpretações e abrangências para este estudo. A seguir destacam-se futuros trabalhos a serem desenvolvidos:

- Investigar as limitações ergo-antropométricas de algumas deficiências físicas que impedem ou inviabilizam a configuração de determinados ajustes ou modelagens nas cadeiras de rodas;
- Ampliar a amostra de pessoas com deficiências de forma a obter uma noção mais clara da eficiência e abrangência funcional da metodologia;
- Desenvolver novos mecanismos automatizados para realizar a configuração dos ajustes de forma a avaliar novas condições de prescrição, além de facilitar a modelagem de pessoas com deficiências com alto grau de acometimento físico;
- Introduzir novas tecnologias à metodologia de prescrição como instrumentos de medição da distribuição de pressão exercida sobre o corpo humano na

acomodação do equipamento e avaliar os seus efeitos no processo de personalização da cadeira de rodas;

- Estender os princípios funcionais da metodologia de prescrição a outras linhas de equipamentos assistivos, como bengalas, coletes posturais, andadores, equipamentos terapêuticos, entre outras tecnologias, e avaliar os seus efeitos;
- Desenvolver a metodologia de prescrição de forma a tornar-se mais simples e operacional para testes em órgãos e instituições de saúde pública, produzindo novos conhecimentos pela ampliação da amostragem;
- Desenvolver uma versão do equipamento SWCE empregável nas linhas de produção industrial de cadeiras de rodas, verificando a sua eficiência operacional e a sua contribuição para o mercado de tecnologia assistiva.
- Testar a metodologia para todos os tipos propostos de cadeiras de rodas apresentados neste trabalho;
- Fabricar e testar os diferentes modelos buscando otimizações da metodologia;
- Desenvolver um protocolo otimizado e direcionado para realizar de forma direta todo o processo de prescrição, de forma documentada e organizada, desde o projeto até o processo de fabricação final;
- Aplicar mais estudos de análise de tensões por métodos de elementos finitos às cadeiras de rodas modeladas, desenvolvendo análises modais, transientes, dinâmicas estruturais e análises de contato entre peças e superfícies;
- Produzir as cadeiras de rodas personalizadas e desenvolver estudos de caso de desempenho e rendimento, além dos efeitos, da metodologia de prescrição sobre os resultados finais da fabricação.

CAPÍTULO IX

REFERÊNCIAS

AAASP – AMERICAN ASSOCIATION OF ADAPTED SPORTS PROGRAMS, INC. The Sports Wheelchair: **set-up and maintenance**. Ed. 1ª. Atlanta: AAASP, 2006. p. 1-14. Disponível em: <http://www.adaptedsports.org/adaptedsports/resources/pdf/Sport%20Wheel%20Chair%20final.pdf>. Acesso em: 25 de Maio de 2017.

ACUÑA, K.; CRUZ, T. Avaliação do estado nutricional de adultos e idosos e situação nutricional da população brasileira. **Arq. Bras. Endocrinol. Metab.** Salvador, v. 48, n. 03, p. 345-361, jun. 2004. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/abem/v48n3/a04v48n3.pdf>. Acesso em: 17 nov. 2018. D.O.I.: 10.1590/S0004-27302007000900003.

A.D.A.M. Education. **Interactive Anatomy**: Student Version. Johns Creek: EBIX, 2019. Disponível em: <http://www.adameducation.com/aiaonline>. Acesso em: 04 jan. 2019.

ALPHAMIX. **Produtos**: Esportivos. Aparecida de Goiânia: Ellodigital, 2019. Disponível em: <http://alphamix.com.br/categorias/esportivo>. Acesso em: 02 jan. 2019.

ALUMICOPPER. **Produtos**: Alumínio 6061. São Paulo: Coppermetal, 2019. Disponível em: https://www.alumicopper.com.br/produtos_aluminio_6061.html. Acesso em: 10 ago. 2019.

AMIRALIAN, M. L.T. *et al.* Conceituando deficiência. **Revista de Saúde Pública**. São Paulo, v. 34, n. 1, p. 97-103, jan. 2000. Disponível em: <https://www.scielo.org/article/rsp/2000.v34n1/97-103/pt/>. Acesso em: 27 jun. 2019. D.O.I.: 10.1590/S0103-40142013000200002.

ARAÚJO, D. S. M. S.; ARAÚJO, C. G. S. **Aptidão Física, saúde e qualidade de vida relacionada à saúde em adultos**. Revista Brasileira de Medicina do Esporte, vol. 6, issue 5, 2000. Niterói: Scielo, 2000. p. 194-206. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/rbme/v6n5/v6n5a05.pdf>. Acesso em: 08 de Fevereiro de 2017.

ASSOCIAÇÃO DESPORTIVA PARA DEFICIENTES. ADD Esporte: **Basquetebol**. São Paulo: ADD, 2014. Disponível em: http://www.add.org.br/esporteBasquetebol.asp#.VKVr5vnF_Cs. Acesso em: 24 dez. 2014.

BALLKE Produtos para a Saúde. **Cadeira de Rodas [...]**. Pro Life. Chapecó: Ballke, 2019. Disponível em: <https://ballke.com.br/produtos/caadeira-de-rodas-para-obesos-pneu-inflavel-liberty-prolife/>. Acesso em: 23 mar. 2019.

BAPTISTA, R. R.; VAZ, M. A. Arquitetura Muscular e Envelhecimento: adaptação funcional e aspectos clínicos [...]. **Revista Fisioterapia e Pesquisa**. São Paulo, v. 16, n. 4, p. 368-373, dez. 2009. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/fp/v16n4/15.pdf>. Acesso em: 25 mar. 2019.

BESTETTI, R. B., *et al.* **Evolução do Conhecimento Anatomofisiológico do Sistema Cardiovascular: dos Egípcios a Harvey**. Sociedade Brasileira de Cardiologia. Ribeirão Preto: SBC, 2014. Disponível em: http://www.scielo.br/pdf/abc/2014nahead/pt_0066-782X-abc-20140148.pdf. Acesso em: 12 mar. 2019. D.O.I.: 10.5935/abc.20140148.

BONINGER, M. L. *et al.* Pushrim Biomechanics and Injury Prevention in Spinal Cord Injury: **Recommendations Based on CULP-SCI investigations**. JRRD, vol 42, nr. 3, supplement 1. New Jersey: DVA, 2005. Disponível em: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/05/42/3suppl1/pdf/boninger.pdf>. Acesso em: 12 de Setembro de 2013.

BRASIL. Ministério da Saúde. Gabinete do Ministro. **Normas para Prescrição de Cadeiras de Rodas e Adaptação Postural**. Portaria número 1272, de 25 de junho de 2013. Brasília: DOU, 25/06/2013. Disponível em: http://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2013/prt1272_25_06_2013.html. Acesso em: 27 jun. 2019.

BUDYNAS, R. G.; NISBETT, J. K. **Elementos de Máquinas de Shigley**: Projeto de Engenharia Mecânica. 8ª ed. Porto Alegre: McGraw Hill, 2011.

CALEGARI, D. R. **Adaptação do Handebol para a Prática em Cadeiras de Rodas**. Tese de Doutorado. Campinas: Universidade Estadual de Campinas, 2010. Disponível em: <http://www.bibliotecadigital.unicamp.br/document/>. Acesso em: 18 de Outubro de 2013.

CARDOSO, L. S. **Estrutura Modular Ajustável para Ergômetro de Cadeirantes Desportivos**. 2015. 168 f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, MG, Brasil.

COLLINS, E. G.; GATER, D.; KIRATLI, J.; BUTLER, J.; HANSON, K.; LANGBEIN, W. E. Energy cost of physical activities in persons with spinal cord injury. **The American College of Sports Medicine**, 2010. Indianapolis, v. 42, n. 4, p. 691-700, abr. 2010. Disponível em: https://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2010/04000/Energy_Cost_of_Physical_Activities_in_Persons_with.10.aspx. Acesso 20 maio 2019. D.O.I.: 10.1249/MSS.0b013e3181bb902f.

COOPER, R. A. *et al.* **Evaluation of a Pushrim-Activated, Power-Assisted Wheelchair**. Arch Phys Med Rehabil, vol 82, Issue 5. Pittsburgh: ACRM, 2001. Disponível em: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(01\)32349-3/abstract](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(01)32349-3/abstract). Acesso em: 02 de Setembro de 2013.

COOPER, R. A. *et al.* **Mechanical Efficiency and User Power Requirement with a Pushrim Activated Power Assisted Wheelchair**. Medical Engineering & Physics, vol 23, Issue 10. Pittsburgh: Elsevier, 2001. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453301000546>. Acesso em 10 de Setembro de 2013.

COSTA E SILVA, A. A. *et al.* Esporte adaptado: **abordagem sobre os fatores que influenciam a prática do esporte coletivo em cadeiras de rodas**. Revista Brasileira de Educação Física e Esporte, vol. 4, issue 27, 2013. Campinas: FEF/UNESP, 2013. p. 679-687. Disponível em: http://www.scielo.br/pdf/rbefe/v27n4/aop_1013.pdf. Acesso em: 22 de Março de 2017.

CPB – COMITÊ PARALÍMPICO BRASILEIRO *apud* PORTAL BRASIL. **Esporte: Classificação Funcional.** Brasília: Portal Brasil, 2012. Disponível em: <http://www.brasil.gov.br/esporte/2012/04/classificacao-funcional>. Acesso em: 30 de Maio de 2017.

CPB – COMITÊ PARALÍMPICO BRASILEIRO. **Lima recebe a partir desta segunda o sul-americano feminino de basquete em cadeira de rodas.** São Paulo: CPB, 2017. Disponível em: <http://www.cpb.org.br/noticia/detalhe/1455/lima-recebe-a-partir-desta-segunda-o-sul-americano-feminino-de-basquete-em-cr>. Acesso em: 23 maio 2019.

DA SILVA, A. F. **Laboratório de Anatomia: Anatomia e Exposição.** [s.l.]: [s.n.], 2008. Disponível em: <https://laboratoriodeanatomia.blogspot.com/2008/05/exposio-o-corpo-humano-fotos.html>. Acesso em 14 jun. 2019.

DOMINGUES, M. L. P. **Treino Proprioceptivo na Prevenção e Reabilitação de Lesões nos Jovens Atletas.** Revista de Desporto e Saúde, Coimbra, v. 04, n. 04, p. 29-37, [200-?]. Disponível em: <http://www.scielo.mec.pt/pdf/mot/v4n4/v4n4a05.pdf>. Acesso em: 24 jan. 2020.

DOS SANTOS, S. S.; GUIMARÃES, F. J. S. P. Avaliação antropométrica e de composição corporal de atletas paralímpicos brasileiros. **Revista Brasileira Med. Esporte.** Uberlândia, v. 8, n. 3, p. 84-91, jun. 2002. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/rbme/v8n3/v8n3a04>. Acesso em: 08 de out. 2018. D.O.I.: <http://dx.doi.org/10.1590/S1517-86922002000300004>.

DURÁN, J. E. R. **Biofísica: fundamentos e aplicações.** São Paulo: Pearson, 2003.

FARIAS, N.; BUCHALLA, C. M. A Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde da Organização Mundial da Saúde: conceitos, usos e perspectivas. **Revista Brasileira de Epidemiologia.** São Paulo, v. 8, n. 2, p. 187-193, jun. 2005. Disponível em: <https://scielosp.org/article/rbepid/2005.v8n2/187-193/>. Acesso em 17 jul. 2019. D.O.I.: 10.1590/S0103-40142013000200002.

FERREIRA, A. P. **Esportes Adaptados para Deficientes Físicos.** Revista Viva Saúde/Bem-estar, sept 2013. São Paulo: Escala, 2014. Disponível em: <http://revistavivasaude.uol.com.br/bem-estar/esportes-adaptados-para-deficientes-fisicos/1050/#>. Acesso em: 07 de Fev. 2017.

FN EDITORIAS. **Paraibano é convocado para seleção brasileira de basquete em cadeira de rodas.** João Pessoa: FN, 2017. Disponível em: <https://www.focandoanoticia.com.br/paraibano-e-convocado-para-a-selecao-brasileira-de-basquete-em-cadeira-de-rodas/>. Acesso em: 21 de out. 2019.

FROST, S.; MINES, K.; NOON, J.; SCHEFFLER, E.; STOECKLE, R. J. **Cadeira de Rodas: Pacote de Treinamento em Serviços, Manual de Referência para os Participantes.** Nível Básico, Tradução. Organização Mundial da Saúde. São Paulo: OMS, 2012. Disponível em: https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/78236/9789241503471_reference_manual_or.pdf?sessionid=1C8F104D99F99C5083316780E31CD1DC?sequence=48. Acesso em: 16 de Maio de 2018.

GARCIA DE MORAES, G. F. *et al.* **O Efeito da Prescrição de Cadeiras de Rodas de Basquetebol sobre o Desempenho Esportivo.** Revista Brasileira de Ciências do Esporte, vol. 33, issue 4. Florianópolis: RBCE, 2011. p. 991-1006. Disponível em: <http://revista.cbce.org.br/index.php/RBCE/article/view/1089>. Acesso em: 29 de Outubro de 2015.

GGDMETALS. **Produtos:** aço construção mecânica. São Paulo: GGD, 2019. Disponível em: <https://ggdmetals.com.br/>. Acesso em: 10 ago. 2019.

GORLA, J. I. *ET AL.* Quantificação da distância percorrida, velocidade média e máxima em um jogo de rúgbi em cadeiras de rodas: estudo piloto. **Physical Education and Sport Journal**, vol. 11, issue 1, p. 57-63, jan/jun 2013. Cascavel: UNIOESTE. Disponível em: <http://e-revista.unioeste.br/index.php/cadernoedfisica/article/view/7982>. Acesso em: 20 ago. 2019.

GUEDES, D. P.; GUEDES, J. E. R. P. Atividade Física, Aptidão Física e Saúde. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde.** Londrina, v. 01, n. 01, p. 18-35, fev. 1995. Disponível em: <http://rbafs.org.br/RBAFS/article/view/451/495>. Acesso em: 16 dez. 2018. D.O.I.: 10.12820/rbafs.v.1n1p18-35.

INDÚSTRIA HOJE. **Aços:** qualidade, bom atendimento, maior estoque e variedade de produtos. Disponível em: <http://www.industriahoje.com.br/wp-content/uploads/downloads/2013/04/acos.pdf>. Acesso em: 10 ago. 2019.

INTERNATIONAL WHEELCHAIR BASKETBALL FEDERATION. **Official Wheelchair Basketball Rules 2014**. Incheon: IWBf, 2014. Disponível em: http://www.wheelchairbasketball.ca/uploadedFiles/Members/Officials/IWFB_Communication/2014_IWBF_Rules_V1.pdf. Acesso em: 04 jan. 2015.

INSTITUT GUTTMANN. **Departament de Comunicació de l'Institut Guttmann**. Badalona: Guttmann, 2007. Disponível em: <https://www.guttmann.com>. Acesso em: 16 mar. 2019.

INSTITUTO PARANAENSE DE CIÊNCIA DO ESPORTE. **Parajaps 2017**. Curitiba: Secretaria da Educação e do Esporte, 2017. Disponível em: <http://www.jogosabertos.pr.gov.br/modules/noticias/article.php?storyid=7184>. Acesso em: 30 maio 2019.

JORGE, S. S.; COSTA ALEXANDRE, Neusa M. **Ergonomic Evaluation Of A Wheelchair Utilized To The Transportation Of Hospital Patients**. R Enferm 13. Rio de Janeiro: UERJ, 2005. Disponível em: <http://www.facenf.uerj.br/v13n2/v13n2a06.pdf>. Acesso em: 03 set. 2013.

KNOX, M. F. *ET AL*. Anticipatory and compensatory postural adjustments in people with low back pain: a protocol for a systematic review and meta-analysis. **Systematic Reviews Journal**. New South Wales, v. 5, n. 62, p. 242-244, abr. 2016. Disponível em: <https://systematicreviewsjournal.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13643-016-0242-4>. Acesso em: 07 de mar. 2018. D.O.I.: <https://doi.org/10.1186/s13643-016-0242-4>.

KOONTZ, Alicia M. *et al*. **Manual Wheelchair Propulsion Patterns on Natural Surfaces During Start-Up Propulsion**. Arch Phys Med Rehabil, vol 90, Issue 11. Pittsburgh: Elsevier, 2009. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999309006182>. Acesso em: 16 out. 2013.

KOUYOUMDJIAN, J. A. Anormalidades neuromusculares no desuso, senilidade e caquexia. **Arquivo Neuropsiquiátrico**. São José do Rio Preto, v. 5, n. 3, p. 299-306, jun. 1993. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/anp/v51n3/01.pdf>. Acesso em: 15 jan. 2019.

LAZZOLI *et al*. O Exercício Físico: **um fator importante para a saúde**. Revista Brasileira de Medicina do Esporte, vol. 3, issue 3, 1997. Niterói: Scielo, 1997. p. 1-2. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/rbme/v3n3/a07v3n3.pdf>. Acesso em: 08 fev. 2017.

LOCKS, R. R. *et al.* Efeitos do treinamento aeróbio e resistido nas respostas cardiovasculares de idosos ativos. **Revista Fisioterapia Mov.**, Curitiba, v. 25, n. 3, p. 541-550, set. 2012. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/fm/v25n3/10.pdf>. Acesso em: 20 mar. 2019. D.O.I.: 10.1590/S0103-51502012000300010.

MAGALHÃES, L. **Corpo Humano**. Biologia, Anatomia e Fisiologia Humanas. [s.l.]: Toda Matéria, 2019. Disponível em: <https://www.todamateria.com.br/corpo-humano/>. Acesso em: 05 maio 2019.

MELONI, V. H. M. The role of hyperplasia on the increase of skeletal muscle size. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**. Florianópolis, v. 07, n. 01, p. 59-63, jul. 2005. Disponível em: <https://periodicos.ufsc.br/index.php/rbcdh/article/view/3784/3227>. Acesso em: 18 fev. 2019. D.O.I.: <https://doi.org/10.5007/%25x>.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Resolução Nº. 466 de 12 de dezembro de 2012**. Brasília: MS, 2013. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/cns/2013/res0466_12_12_2012.html. Acesso em: 16 mar. 2018.

MUNDIAL DE ROMA. Material de Divulgação. **Mundial de esgrima em cadeiras de rodas**. Roma: Triunit, 2017. Disponível em: <http://www.resenhabahia.com/esporte/item/mundial-de-esgrima-em-cadeira-de-rodas>. Acesso em: 20 maio 2019.

MYERS, J.; DO, D.; HERBERT, W.; RIBISL, P.; FROELICHER, V.F. A Nomogram to Predict Exercise Capacity from a Specific Activity Questionnaire and Clinical Data; **The American Journal of Cardiology**, Iowa, v. 15, n. 73, p. 591-596, mar. 1994. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0002914994903409?via%3Dihub>. Acesso em: 20 maio 2019. D.O.I.: [10.1016/0002-9149\(94\)90340-9](https://doi.org/10.1016/0002-9149(94)90340-9).

NE10. UOL Blog do Torcedor. **Vai começar o nordestão de basquete em cadeira de rodas**. [s.l.]: NE10, 2013. Disponível em: <https://blogs.ne10.uol.com.br/torcedor/2013/09/11/vai-comecar-o-nordestao-de-basquete-em-cadeira-de-rodas/>. Acesso em: 25 maio 2019.

NETTER, F. H. **Atlas da Anatomia Humana**. 5ª Ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

NIEMAN, D. C. **Exercício e Saúde**. 1ª Ed. São Paulo: Manole, 1999.

NORTON, R. L. **Projeto de Máquinas: uma abordagem integrada**. 4ª ed. Porto Alegre: Bookman, 2011.

PAQUET, Victor; FEATHERS, David. **An Anthropometric Study of Manual And Powered Wheelchair Users**. International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 33, issue 3, 2004. Buffalo: State University of New York, 2003. p. 191-204. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S016981410300163X>. Acesso em: 06 out. 2015.

RASCH, P. I. **Cinesiologia e Anatomia Aplicada**. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991.

RNE – REDE NACIONAL DO ESPORTE. **Evento-teste do rúgbi em cadeira de rodas termina com vitória britânica e evolução brasileira**. Rio de Janeiro: Creative Commons, 2016. Disponível em: <http://www.rededoesporte.gov.br/pt-br/noticias/evento-teste-do-rugbi-em-cadeira-de-rodas-termina-com-vitoria-britanica-e-evolucao-brasileira>. Acesso em: 27 maio 2019.

ROSA, G. M. M. V.; GABAN, G. A.; PINTO, L. D. P. Adaptações morfofuncionais do músculo estriado esquelético relacionados à postura e o exercício físico. **Fisioterapia Brasil**. Nova Iguaçu, v. 3, n. 2, p. 100-107, ago. 2002. Disponível em: <http://portalatlanticaeditora.com.br/index.php/fisioterapiabrasil/article/view/2949>. Acesso em: 20 fev. 2019. D.O.I.: <http://dx.doi.org/10.33233/fb.v3i2.2949>.

ROTHENBERG, B. Unbeaten since 2003, wheelchair champ retires: **Esther Vergeer**. Nova Iorque: The New York Times, 2013. Disponível em: <https://www.nytimes.com/2013/02/13/sports/wheelchair-tennis-champion-esther-vergeer-retires.html>. Acesso em 25 maio 2019.

ROWHEELS. **Rowhelling**. Middleton: Rowheels, Inc., 2017. Disponível em: <https://www.rowheels.com/product/>. Acesso em 30 maio 2019.

SARKAR, Jitendu. Somatometry: **Somatometric Techniques of Measurements with Diagram**. Anthropology Your Article Library. [s.l.]: Yourarticlelibrary, 20-? Disponível em:

<http://www.yourarticlelibrary.com/essay/anthropology/somatometry-somatometric-techniques-of-measurements-with-diagram/41904/>. Acesso em: 11 out. 2015.

SHIMOSAKAI, R. **Basquete em cadeira de rodas**: primeira modalidade paralímpica brasileira. São Paulo: Turismo Adaptado, 2011. Disponível em: <https://turismoadaptado.com.br/basquete-em-cadeira-de-rodas-primeira-modalidade-paraolimpica-brasileira/>. Acesso em 21 out. 2019.

_____. **Badminton adaptado**. São Paulo: Turismo Adaptado, 2012. Disponível em: <https://turismoadaptado.com.br/badminton-adaptado-raquete-peteca-e-deficiencia-uma-mistura-de-sucesso/>. Acesso em 21 maio 2019.

SOARES, R. **O músculo e suas estruturas**. Juiz de Fora: IESPE, 2016. Disponível em: <https://www.iespe.com.br/blog/o-musculo-e-suas-estruturas/>. Acesso em: 20 jan. 2019.

TORRES, M. M. **Desenvolvimento de uma metodologia para testes ergométricos em pessoas com deficiências nos membros inferiores**. 2015. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

VALE. **Avaliação Física**: caderno de referência de esporte. Brasília: UNESCO, 2013. Disponível em: <https://unesdoc.unesco.org/ark:/48223/pf0000225004>. Acesso em: 27 jun. 2019. ISBN: 978-85-7652-165-5.

VANLANDEWIJCK, Y.; THEISEN, D.; DALY, D. **Wheelchair Propulsion Biomechanics**: implications for wheelchair sports. Sports Med. Berlin, v. 31, n. 5, p. 339-367, ap. 2001. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.2165%2F00007256-200131050-00005>. Acesso em: 14 fev. 2019. D.O.I.: 10.2165/00007256-200131050-00005.

VANZETTI Fábrica de Cadeiras de Rodas. **Medidas do Paciente**: Especificações de Cadeiras de Rodas. Araras: Vanzetti, 2016. p. 1. Disponível em: <http://www.vanzetti.com.br/portal/index.php/ficha-especificacoes-cadeira-rodas/>. Acesso em: 29 out. 2015.

VIRTUAL CARE apud ALVES, S. L.; PEREIRA, B.; MENESES, F. **Obesidade**. Porto: Metis, 2016. Disponível em: <http://metis.med.up.pt/index.php/Obesidade>. Acesso em: 13 fev. 2019.

WALGREENS. **This is what really happens in your body when you exercise: there's so much happening.** Wellness, life. [s.l.]: A Plus, 2016. Disponível em: <https://articles.aplus.com/a/chemicals-during-exercise>. Acesso em: 17 jan. 2019.

WOLF, E. *et al.* Longitudinal assessment of vibrations during manual and power wheelchair driving over select sidewalk surfaces. **Journal of Rehabilitation Research & Development.** Pittsburgh, v. 44, n. 4, p. 573-580, jan. 2007. Disponível em: https://www.herl.pitt.edu/jrrd/Wolf_Long%20Assess%20of%20Vibrat%20dur%20M&PWC_JR_RD.pdf. Acesso em 15 jul. 2019. D.O.I.: 10.1682/JRRD.2006.05.0049.

YAZBECK JR, P.; DE CARVALHO, R. T.; SABBAG, L. M. S.; BATTISTELLA, L. R. Ergoespirometria: teste de esforço cardiopulmonar, metodologia e interpretação. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia.** São Paulo, v. 71, n. 5, p. 1-2, nov. 1998. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0066-782X1998001100014. Acesso em 31 maio 2019. D.O.I.: 10.1590/S0066-782X1998001100014.

YOUNG, H. D.; FREEDMAN, R. A. **Física I: Mecânica.** 12ª ed. São Paulo: Pearson, 2008.

ZOLNERKEVIC, I. A Arte de Parar em Pé: entender a comunicação entre nervos e músculos pode auxiliar na reabilitação de pessoas com doenças neurodegenerativas. **Revista Pesquisa FAPESP**, Engenharia Biomédica. São Paulo, ed. 228, n. 02, feb. 2015. p. 46-49. Disponível em: <https://revistapesquisa.fapesp.br/2015/02/18/a-arte-de-parar-em-pe/>. Acesso em: 13 abr. 2019.

ZUCHINALI, P. *et al.* Prega cutânea tricipital como preditor prognóstico na insuficiência cardíaca ambulatorial. **Sociedade Brasileira de Cardiologia.** Porto Alegre, v. 101, n. 05, p. 434-441, jun. 2013. Disponível em: http://www.scielo.br/pdf/abc/v101n5/aop_5121.pdf. Acesso em: 12 nov. 2018. D.O.I.: 10.5935/abc.20130185.

APÊNDICE I

PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL PARA A DETERMINAÇÃO DOS COEFICIENTES DE ATRITO NA GUARNIÇÃO DE FRENAGEM

Devido à literatura não fornecer dados precisos sobre os coeficientes de atrito estático e cinético, entre o Feltro (98% PET), o Couro Animal oriundo do abdômen bovino e a superfície de Aço 1020, foi necessário realizar um procedimento experimental para determiná-los. Um bloco de 0,054 kg (54 g), revestido nas faces opostas com uma pastilha de Feltro e uma pastilha de Couro Animal respectivamente, foi submetido à ação de deslizamento sobre uma superfície de Aço 1020 ativada pelo seu ângulo de inclinação crítico (θ).

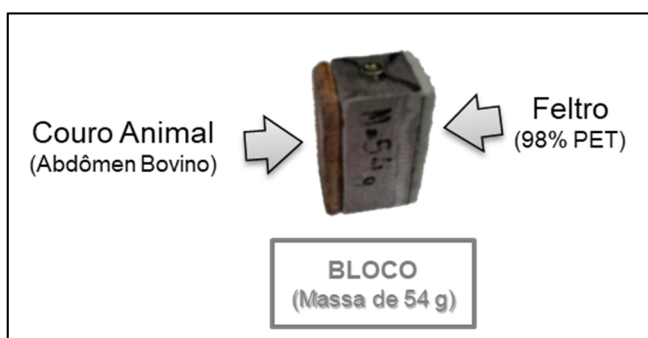


Figura Al.1 – Bloco experimental dos coeficientes de atrito.

- **Objetivo do Experimento:** identificar os coeficientes de atrito resultantes do Feltro e do Couro Animal, utilizados como alternativas de pastilhas de frenagem no disco do volante de inércia do equipamento SWCE, constituído de Aço Carbono 1020.

Tabela Al.1 – Propriedades do Aço Carbono 1020.

PROPRIEDADES DO AÇO CARBONO 1020		
COMPOSIÇÃO QUÍMICA	COMPOSTO	CONCENTRAÇÃO (%)
	Manganês, Mn	0,30 a 0,60%
	Carbono, C	0,18 a 0,23%
	Enxofre, S	0,05 (máx.)
	Fósforo, P	0,04 (máx.)
	Ferro, Fe	Restante da concentração
	Densidade	7,87 g/cm ³
	Peso Específico	77 178,33 N/m ³
	Módulo de Elasticidade	205 GPa
	Limite de Escoamento	350 MPa

Resistência à tração	420 MPa
Dureza <i>Vickers</i>	126
Dureza <i>Rockwell B</i>	68

- Materiais do Experimento: uma chapa polida de aço 1020 preparada com marcações de trajetória entre pontos, um instrumento de medição de inclinação, um cronômetro, uma trena, uma base com inclinação articulável por avanço de parafuso, um nivelador, um bloco experimental de 54 gramas com faces opostas revestidas com pastilhas de feltro e de couro e um formulário de anotações.
- a) Experimento para a Coleta de Dados para o Cálculo do Atrito Estático: o bloco foi sobreposto em uma superfície de aço 1020, com a face de contato revestida com o material a ser avaliado (experimentos com a face de feltro e depois com a face de couro). A superfície foi recebendo suaves incrementos angulares de inclinação até que o bloco em repouso decaísse pela placa, com a composição de forças do peso vencendo o atrito resistente entre as faces. O ângulo entre o plano original e o plano inclinado que determinou o deslizamento do bloco foi tido como o ângulo crítico (θ). O teste foi repetido sete vezes, para cada material avaliado, com os dados sendo apontados. O nivelador garantiu que o plano original estivesse perfeitamente paralelo com o plano acínico (lugar onde a inclinação é nula para a agulha magnética que determina precisamente os polos magnéticos do planeta).
 - b) Experimento para a Coleta de Dados para o Cálculo do Atrito Cinético: com a chapa demarcada em uma trajetória retilínea de 21 cm (0,21 m) com marcações de partida (ponto A) e chegada (ponto B) bem definidas e o bloco posicionado, o plano da superfície foi recebendo suavemente incrementos angulares na sua inclinação, até que a composição das forças do peso vencesse o atrito entre as faces e o bloco deslizasse. Com o bloco em movimento retilíneo uniforme no plano inclinado, foi cronometrado o tempo de passagem pelas demarcações de partida e chegada (pontos A e B). Ressalva-se que o bloco fora posicionado em repouso antes da demarcação de chegada alcançando-a somente após o deslizamento. Após a queda e a finalização da cronometragem, foram anotados o ângulo crítico (θ) e as alturas h dos pontos A e B em relação ao plano original. Esse procedimento foi repetido sete vezes para cada material avaliado. Deste modo, o experimento de avaliação do coeficiente de atrito cinético forneceu os dados de: ângulo de inclinação que determinou o início do deslizamento do bloco e o vencimento da

força de atrito, as alturas h_A e h_B das demarcações de partida e chegada em relação ao plano original e o tempo de queda.

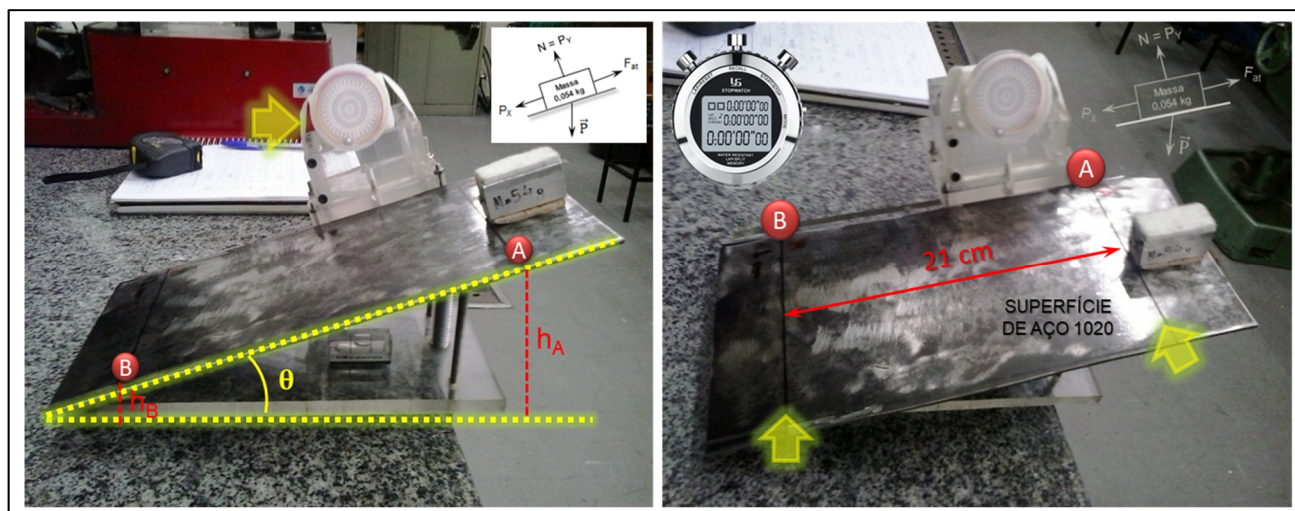


Figura A1.2 – Esquema de procedimento experimental dos coeficientes de atrito.

Os dados experimentais obtidos foram compilados nas tabelas abaixo. Foram calculados as médias amostrais e os desvios padrões entre os sete apontamentos para cada material. Assim, o desvio padrão relativo indicou uma baixa dispersão entre as leituras ($DP_{relativo} \leq 15\%$ considera-se a dispersão amostral baixa) indicando satisfatório grau de padronização e controle nos procedimentos experimentais.

EXPERIMENTO: Coeficiente de Atrito Estático			EXPERIMENTO: Coeficiente de Atrito Cinético						
Lançamentos	Ângulo Crítico (θ) [grau]		Lançamentos	h _A [cm]	h _B [cm]	Ângulo Crítico (θ) [grau]	Tempo [s]		
	FELTRO	COURO							
1	20	35	FELTRO	1	9,50	2,50	20	0,833	
2	17	34		2	8,70	2,30	18	0,939	
3	18	34		3	9,30	2,40	19	0,687	
4	19	32		4	8,30	2,30	16	0,725	
5	17	31		5	8,20	2,30	17	0,932	
6	18	34		6	9,00	2,50	17	1,082	
7	17	35		7	8,60	2,40	18	0,981	
Média	18,00	33,57		Média	8,80	2,39	17,86	0,883	
Desvio Padrão	1,1547	1,5119		Desvio Padrão	0,4536	0,0833	1,2454	0,1313	
Desvio Padrão Relativo	6,42%	4,50%		Desvio Padrão Relativo	5,15%	3,49%	6,97%	14,87%	
Dispersão	Baixa	Baixa		Dispersão	Baixa	Baixa	Baixa	Baixa	
			COURO	1	14,60	1,70	36	0,611	
				2	13,30	1,60	34	0,515	
				3	13,30	1,80	33	0,602	
				4	13,40	1,70	32	0,642	
				5	13,00	1,50	32	0,695	
				6	13,40	1,70	34	0,563	
				7	13,40	1,70	33	0,649	
				Média	13,49	1,67	33,43	0,611	
				Desvio Padrão	0,4734	0,0881	1,2936	0,0549	
				Desvio Padrão Relativo	3,51%	5,27%	3,87%	8,98%	
				Dispersão	Baixa	Baixa	Baixa	Baixa	

Figura A1.3 – Apontamento dos dados estatísticos dos testes experimentais.

Portanto, foram tidos como base de dados para os cálculos posteriores os seguintes valores:

Tabela A1.2 – Compilação final dos dados estatísticas da base de cálculo dos coeficientes de atrito.

COMPILAÇÃO DA BASE DE DADOS PARA OS CÁLCULOS APÓS A APURAÇÃO ESTATÍSTICA					
MATERIAL DA PASTILHA	Ângulo Crítico (θ) de deslizamento estático	Ângulo Crítico (θ) de deslizamento cinético	Altura do ponto de partida (h_A)	Altura do ponto de chegada (h_B)	Tempo de deslizamento cinético
<i>Couro Animal do Abdômen Bovino</i>	33,57°	33,43°	13,49 cm	1,67 cm	0,611 segundos
<i>Feltro com 98% PET</i>	18,00°	17,86°	8,80 cm	2,39 cm	0,883 segundos

Os experimentos conduzidos a fim de se calcular os coeficientes de atritos das pastilhas de Couro e de Feltro foram baseados na análise de planos inclinados. Um bloco deslizando pelo plano inclinado de ângulo conhecido (θ) sofre influência de forças de contato e de peso, conforme mostra o diagrama de corpo livre, a seguir:

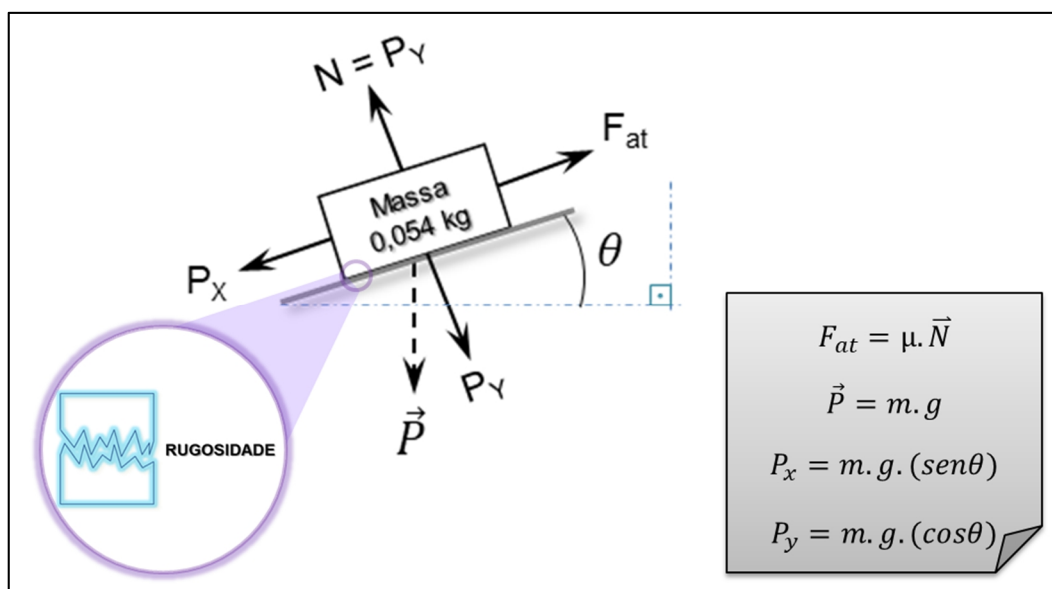


Figura A1.4 – Diagrama de corpo livre do deslizamento do bloco experimental no plano inclinado.

No fenômeno estático, o corpo está em repouso e a sua força Peso é menor do que a força resistente do atrito. No fenômeno cinético, o corpo está deslizando no plano inclinado com aceleração constante. Essa aceleração é a constante gravitacional ($g \cong 9,80665 \text{ m/s}^2$). As forças resistentes de contato que determinam o atrito são proporcionadas pelas superfícies rugosas do plano e da face do bloco.

- Cálculos dos Coeficientes de Atrito Estático:

Para Durán (2003) a intensidade das forças de atrito depende do coeficiente de atrito entre as superfícies em contato. Para que um corpo, sob a ação de forças tracionantes, saia do repouso estas forças devem vencer a força de atrito que o mantém estático. De acordo com Young & Freedman (2008) o módulo da força de atrito estático pode ser dado assim:

$$F_{at\text{estático}} \leq \mu_e \cdot N = [N] \quad (\text{A1.1})$$

Onde μ_e é o coeficiente de atrito estático entre as rugosidades superficiais, e N é a Força Normal, que é a força entre duas superfícies em contato, sendo perpendicular ao plano do contato. A força normal é igual à força P_y .

O coeficiente de atrito estático entre duas superfícies é encontrado quando a força de atrito estático máxima é superada (Young & Freedman, 2008). Deste modo, pode-se afirmar que:

$$Fat_{estático} máxima = \mu_{emáx} \cdot N = [N] \quad (Al.2)$$

Isolando o coeficiente de atrito estático (μ_e) na expressão (Al.2), tem-se:

$$\mu_{emáx} = \frac{Fat_{estático} máxima}{N} \quad (Al.3)$$

Os coeficientes de atrito, estático e cinético, são grandezas adimensionais. De acordo com o diagrama de corpo livre do deslizamento do bloco no plano inclinado, pode-se afirmar que:

$$Fat_{estático} = P_x \quad (Al.4)$$

$$N = P_y \quad (Al.5)$$

$$P_x = m \cdot g \cdot (\text{sen}\theta) \quad (Al.6)$$

$$P_y = m \cdot g \cdot (\text{cos}\theta) \quad (Al.7)$$

Substituindo a equação (Al.5) em (Al.2) e posteriormente (Al.7) em (Al.8), tem-se a seguinte expressão:

$$Fat_{estático} máxima = \mu_e \cdot P_y \quad (Al.8)$$

$$Fat_{estático} máxima = \mu_e \cdot m \cdot g \cdot (\text{cos}\theta) \quad (Al.9)$$

Assumindo que $Fat_{estático}$ é igual a P_x , e fazendo a substituição na equação (Al.9), tem-se:

$$P_x = \mu_e \cdot m \cdot g \cdot (\text{cos}\theta) \quad (Al.10)$$

Substituindo P_x da equação (Al.6) em (Al.11), chega-se à expressão:

$$m \cdot g \cdot (\text{sen}\theta) = \mu_e \cdot m \cdot g \cdot (\text{cos}\theta) \quad (Al.11)$$

O coeficiente de atrito estático também pode ser definido pela tangente do ângulo crítico, isto é, a inclinação máxima do plano que fez com que a força de atrito estático fosse superada e pusesse o corpo em deslizamento. Isso pode ser demonstrado fazendo o algebrismo na equação (Al.11) e isolando o coeficiente de atrito estático (μ_e), assim:

$$\mu_e = \frac{P_x}{P_y} = \frac{Fat}{N} = \frac{m.g.(sen\theta)}{m.g.(cos\theta)} = tan\theta \quad (Al.12)$$

Deste modo, substituindo o ângulo crítico (θ) de deslizamento estático do bloco experimental, identificado para o Couro Animal e para o Feltro, por meio dos experimentos, na equação (Al.12) chega-se aos resultados:

- $\theta_{estático}(Couro) = 33,57^\circ$;
- $\theta_{estático}(Feltro) = 18,00^\circ$.

$$\mu_e(Couro) = tan33,57^\circ = 0,663644 \text{ [adimensional]}$$

$$\mu_e(Feltro) = tan18,00^\circ = 0,324920 \text{ [adimensional]}$$

Conhecidos os coeficientes de atrito estático entre o Couro Animal e o Aço 1020 e entre o Feltro e o Aço 1020, pode-se determinar as Forças de Atrito Estático desdobradas nos experimentos, por meio da equação (Al.9), assim:

$$Fat_{estático}(Couro) = 0,663644(0,054)(9,80665)(cos33,57^\circ) = 0,292823 \text{ N ou } 0,02985 \text{ kgf}$$

$$Fat_{estático}(Feltro) = 0,324920(0,054)(9,80665)(cos18,00^\circ) = 0,163643 \text{ N ou } 0,016686 \text{ kgf}$$

$$Relação \text{ entre os } Fat_{estático} = \frac{0,292823 \text{ N (Couro)}}{0,163643 \text{ N (Feltro)}} = 179\%$$

Para o fenômeno estático, relacionado às condições experimentais adotadas (massa do bloco, ângulo crítico, etc.), o Couro em atrito com o Aço 1020 apresentou uma relação de força de contato maior do que entre o Feltro e o Aço 1020, na ordem de 79%.

▪ Cálculos dos Coeficientes de Atrito Cinético:

Uma vez que o corpo (bloco experimental) se precipitou em movimento ao longo do plano inclinado, as forças resistentes de contato entre as superfícies são tidas como força de

atrito cinético. Visto que, o corpo já se pôs em deslizamento, e continua assim, com aceleração constante, pode-se notar que as forças de atrito cinético são menores do que as forças de atrito estático. O módulo da força de atrito cinético pode ser dado por:

$$Fat_{cinético} = \mu_c \cdot N = [N] \quad (Al.13)$$

Onde μ_c é o coeficiente de atrito cinético entre as rugosidades superficiais, e N é a Força Normal, que é a força entre duas superfícies em contato, sendo perpendicular ao plano do contato. A força normal é igual à força P_y . (YOUNG & FREEDMAN, 2008)

Se o corpo está em repouso, antes de precipitar-se em deslizamento pelo plano inclinado, com ângulo crítico (θ), então a energia cinética é nula. Porém, há energia potencial gravitacional, visto que, o bloco está elevado no topo da chapa inclinada, antes da demarcação de partida (A) e, portanto, está a uma altura maior do que h_A (ver figura esquemática Al.2). Quando o bloco iniciar o deslizamento, passando pela demarcação de partida (ponto A), e chegando até o ponto B, com aceleração constante e uma velocidade de queda, então haverá uma energia cinética. As equações da energia potencial gravitacional (E_G) e da energia cinética (E_k) podem ser expressas por:

$$E_G(\text{Ponto A}) = m \cdot g \cdot (h_A - h_B) = [J] \quad (Al.14)$$

$$E_k(\text{Ponto B}) = \frac{1}{2} m \cdot V_B^2 = [J] \quad (Al.15)$$

Onde m é a massa do bloco experimental, g é a constante gravitacional ($g \cong 9,80665 \text{ m/s}^2$), h_A é a altura do ponto de partida (A) em relação ao plano original com inclinação nula, e h_B é a altura do ponto de chegada (B) em relação ao mesmo plano de inclinação nula. V_B é a velocidade com que o bloco cruza a linha de chegada (ponto B) (Ibidem).

A velocidade de deslizamento do bloco ao longo do plano inclinado, e que esteja em relação ao deslocamento do mesmo, pode ser obtida pela equação de Torricelli (Ibidem), sendo:

$$V_B^2 = V_A^2 + 2a\Delta S = [m/s] \quad (Al.16)$$

Onde ΔS é o deslocamento total realizado pelo corpo deslizando pelo plano inclinado, que no experimento compreende as distâncias de marcação dos

Pontos A e B (0,21 m). V_A é a velocidade de partida no Ponto A; isto é, vale zero, pois, o corpo parte do repouso.

Para um corpo que parte do repouso e que desenvolve aceleração constante, a expressão que determina essa aceleração é dada por:

$$a = \frac{2\Delta S}{t^2} = [m/s^2] \quad (Al.17)$$

Onde t é o tempo decorrido durante o deslocamento total realizado pelo corpo deslizando pelo plano inclinado.

Se há movimento, ou deslizamento do corpo ao longo do plano, correlacionado à força de atrito cinético, então há trabalho. Deste modo, o trabalho da força de atrito cinético ($W_{FatCINÉTICO}$) pode ser dado por (Ibidem):

$$W_{FatCINÉTICO}(\text{entre os Pontos A e B}) = E_k - E_G = [J] \quad (Al.18)$$

Então o trabalho cinético pode ser interpretado com a quantidade de deslocamento proporcionada pela condição de equilíbrio entre a energia potencial gravitacional e a energia cinética. O trabalho cinético ($W_{FatCINÉTICO}$) pode ser reescrito assim (Ibidem):

$$W_{Fat} = Fat_{cinético} \cdot \Delta S \cdot (\cos 180^\circ) \quad (Al.19)$$

Retomando as expressões das equações (Al.4), (Al.5), (Al.6) e (Al.7) e incorporando à equação (Al.13) tem-se a seguinte expressão:

$$Fat_{cinético} = \mu_c N = \mu_c P_y = \mu_c \cdot m \cdot g(\cos \theta) \quad (Al.20)$$

Com os dados compilados, oriundos dos experimentos com coleta de informações e tratamento estatístico, pode-se chegar aos seguintes resultados:

$$a_{Couro} = \frac{2(0,21)}{0,611^2} = 1,125037 \text{ m/s}^2$$

$$a_{Feltro} = \frac{2(0,21)}{0,883^2} = 0,538676 \text{ m/s}^2$$

$$V_B(Couro) = \sqrt{0^2 + 2(1,125037)0,21} = 0,687398 \text{ m/s}$$

$$V_B(Feltro) = \sqrt{0^2 + 2(0,538676)0,21} = 0,475651 \text{ m/s}$$

COURO	$E_G(Ponto A) = 0,054.9,80665. (0,1349 - 0,0167)$	0,062594 J
	$E_k(Ponto B) = \frac{1}{2} 0,054. (0,687398^2)$	0,012758 J
FELTRO	$E_G(Ponto A) = 0,054.9,80665. (0,088 - 0,0239)$	0,033945 J
	$E_k(Ponto B) = \frac{1}{2} 0,054. (0,475651^2)$	0,006109 J

$$W_{FatCINÉTICO}(Couro) = 0,012758 - 0,062594 = -0,04984 \text{ J}$$

$$W_{FatCINÉTICO}(Feltro) = 0,006109 - 0,033945 = -0,02784 \text{ J}$$

Os valores encontrados para o trabalho cinético ($W_{FatCINÉTICO}$), do Couro e do Feltro, assumiram resultados negativos, sendo coerente com o movimento de queda que o corpo sofreu. Assim, pela equação (Al.19) é possível encontrar a força de atrito cinética ($Fat_{cinético}$) desenvolvida por cada material, em função das características experimentais:

$$Fat_{cinético}(Couro) = \frac{-0,04984}{-0,21} = 0,237314 \text{ N ou } 0,024199 \text{ kgf}$$

$$Fat_{cinético}(Feltro) = \frac{-0,02784}{-0,21} = 0,132571 \text{ N ou } 0,0135 \text{ kgf}$$

$$Relação \text{ entre os } Fat_{cinético} = \frac{0,237314 \text{ N (Couro)}}{0,132571 \text{ N (Feltro)}} = 179\%$$

Para o fenômeno cinético, relacionado às condições experimentais adotadas (massa do bloco, ângulo crítico, etc.), o Couro em atrito com o Aço 1020 apresentou uma relação de força de contato maior do que entre o Feltro e o Aço 1020, na ordem de 79%. Essa simetria com o fenômeno estático indica um satisfatório grau de padronização e precisão experimental.

Encontradas as forças de atrito cinético ($Fat_{cinético}$) de cada material, pela equação (Al.20) chega-se aos resultados dos coeficientes de atrito cinético do Couro e do Feltro.

$$\mu_c(Couro) = \frac{0,237314}{0,054(9,80665)(\cos 33,43^\circ)} = 0,536973 \text{ [adimensional]}$$

$$\mu_c(Feltro) = \frac{0,132571}{0,054(9,80665)(\cos 18,00^\circ)} = 0,2630170 \text{ [adimensional]}$$

Compilando todos estes resultados, para o Atrito Estático e Cinético, tem-se a tab. AI.3, a seguir:




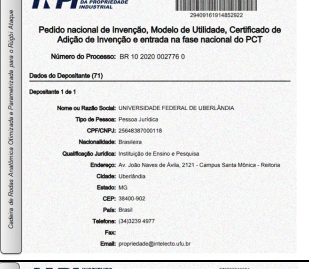
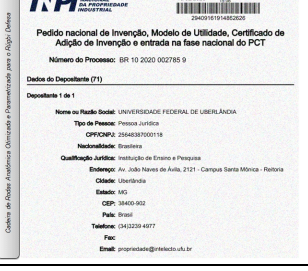
Tabela AI.3 – Compilação final dos resultados experimentais para o atrito estático e cinético.






RESULTADOS EXPERIMENTAIS DOS COEFICIENTES DE ATRITO					
MATERIAL DA PASTILHA DE FRENAGEM	Coeficiente de Atrito Estático (μ_e)	Força de Atrito Estático ($F_{atESTAT}$)	Coeficiente de Atrito Cinético (μ_c)	Força de Atrito Cinético ($F_{atCINET}$)	Relação entre os Coeficientes
Couro Animal do Abdômen Bovino	0,663644	0,292823 N	0,536973	0,237314 N	123,5898%
		0,02986 kgf		0,024199 kgf	
Feltro com 98% de Polietileno Tereftalato	0,32492	0,163643 N	0,263017	0,132571 N	123,5357%
		0,016687 kgf		0,013510 kgf	
Relação entre os Materiais	204%	179%	204%	179%	100,0438%

Comparando os coeficientes de atrito, estático e cinético entre si, para cada material individualmente, a relação permaneceu proporcional e muito próxima. Novamente, isso indica que os experimentos e os cálculos analíticos seguiram com precisão e exatidão, validando os resultados encontrados.

APÊNDICE II

DEPÓSITOS DE PEDIDOS DE PATENTE

MODELO	CONTROLE Nº.	DOCUMENTO
SWCE – Equipamento de Personalização de Cadeiras de Rodas de Alto Rendimento	BR 10 2016 008499 7 (15/04/2016) INPI	
Cadeira de Rodas Anatômica, Otimizada e Parametrizada de Uso Diário com Encosto Ergonômico	BR 10 2020 002813 8 (10/02/2020) INPI	
Cadeira de Rodas Anatômica, Otimizada e Parametrizada de Basquetebol e Handebol com Dispositivo Anti-tombo Duplo	BR 10 2020 002800 6 (10/02/2020) INPI	
Cadeira de Rodas Anatômica, Otimizada e Parametrizada de Rúgbi Ataque	BR 10 2020 002776 0 (10/02/2020) INPI	
Cadeira de Rodas Anatômica, Otimizada e Parametrizada de Rúgbi Defesa	BR 10 2020 002785 9 (10/02/2020) INPI	

Cadeira de Rodas Anatômica, Otimizada e Parametrizada de Tênis, Tênis de Mesa e Esgrima	BR 10 2020 002791 3 (10/02/2020) <i>INPI</i>	 10/02/2020 002791 3 2940310140204 Pedido nacional de Invenção, Modelo de Utilidade, Certificado de Adição de Invenção e entrada na fase nacional do PCT Número do Processo: BR 10 2020 002791 3 Dados do Depositante (71) Depositante 1 de 1 Nome ou Razão Social: UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA Tipo de Pessoa: Pessoa Jurídica CPF/CNPJ: 2564587000118 Nacionalidade: Brasileira Qualificação Jurídica: Instituição de Ensino e Pesquisa Endereço: Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Ribeira Cidade: Uberlândia Estado: MG CEP: 38400-902 País: Brasil Telefone: (34)3239 4877 Fax: Email: propriedade@ufu.br
Manocleta de Ciclismo Otimizada e Parametrizada	BR 10 2020 002768 9 (10/02/2020) <i>INPI</i>	 10/02/2020 002768 9 2940310140204 Pedido nacional de Invenção, Modelo de Utilidade, Certificado de Adição de Invenção e entrada na fase nacional do PCT Número do Processo: BR 10 2020 002768 9 Dados do Depositante (71) Depositante 1 de 1 Nome ou Razão Social: UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA Tipo de Pessoa: Pessoa Jurídica CPF/CNPJ: 2564587000118 Nacionalidade: Brasileira Qualificação Jurídica: Instituição de Ensino e Pesquisa Endereço: Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Ribeira Cidade: Uberlândia Estado: MG CEP: 38400-902 País: Brasil Telefone: (34)3239 4877 Fax: Email: propriedade@ufu.br
Cadeira de Rodas Anatômica, Otimizada e Parametrizada de Parabadminton	BR 10 2020 0155575 0 (30/07/2020) <i>INPI</i>	 30/07/2020 0155575 0 2940310140204 Pedido nacional de Invenção, Modelo de Utilidade, Certificado de Adição de Invenção e entrada na fase nacional do PCT Número do Processo: BR 10 2020 0155575 0 Dados do Depositante (71) Depositante 1 de 1 Nome ou Razão Social: UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA Tipo de Pessoa: Pessoa Jurídica CPF/CNPJ: 2564587000118 Nacionalidade: Brasileira Qualificação Jurídica: Instituição de Ensino e Pesquisa Endereço: Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Ribeira Cidade: Uberlândia Estado: MG CEP: 38400-902 País: Brasil Telefone: (34)3239 4877 Fax: Email: propriedade@ufu.br
Cadeira de Rodas Anatômica, Otimizada e Parametrizada de Uso Diário	BR 20 2020 016832 6 (18/08/2020) <i>INPI</i>	 18/08/2020 016832 6 2940310140204 Pedido nacional de Invenção, Modelo de Utilidade, Certificado de Adição de Invenção e entrada na fase nacional do PCT Número do Processo: BR 20 2020 016832 6 Dados do Depositante (71) Depositante 1 de 1 Nome ou Razão Social: UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA Tipo de Pessoa: Pessoa Jurídica CPF/CNPJ: 2564587000118 Nacionalidade: Brasileira Qualificação Jurídica: Instituição de Ensino e Pesquisa Endereço: Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Ribeira Cidade: Uberlândia Estado: MG CEP: 38400-902 País: Brasil Telefone: (34)3239 4877 Fax: Email: propriedade@ufu.br
Cadeira de Rodas Anatômica, Otimizada e Parametrizada de Basquetebol e Handebol	BR 20 2020 021031 4 (14/10/2020) <i>INPI</i>	 14/10/2020 021031 4 2940310140204 Pedido nacional de Invenção, Modelo de Utilidade, Certificado de Adição de Invenção e entrada na fase nacional do PCT Número do Processo: BR 20 2020 021031 4 Dados do Depositante (71) Depositante 1 de 1 Nome ou Razão Social: UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA Tipo de Pessoa: Pessoa Jurídica CPF/CNPJ: 2564587000118 Nacionalidade: Brasileira Qualificação Jurídica: Instituição de Ensino e Pesquisa Endereço: Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Ribeira Cidade: Uberlândia Estado: MG CEP: 38400-902 País: Brasil Telefone: (34)3239 4877 Fax: Email: propriedade@ufu.br

APÊNDICE III

IDENTIFICAÇÃO DA QUANTIDADE DE FISIOPATOLOGIAS CONTEMPLADAS PELO SISTEMA DE PRESCRIÇÃO AUTOMATIZADA (swce)

As modalidades dos esportes paralímpicos em cadeiras de rodas são coordenadas por regras de classificação funcional que objetivam equalizar as capacidades atléticas de paratletas com fisiopatologias distintas. Para que o cadeirante se candidate à atividade paralímpica ele precisa ser qualificado pela respectiva classificação funcional da modalidade. Portanto, reunindo as classes funcionais para todas as modalidades desportivas é possível identificar a quantidade total de fisiopatologias contempladas pelas classificações. E ainda, as classificações funcionais são genéricas em algumas abordagens onde duas ou mais fisiopatologias implicam no mesmo grau de limitação atlética. Assim, dentro de um grupo de paratletas com fisiopatologias distintas entre si, pode-se resultar um grau equalizado de competitividade atlética.

Concluindo, a quantidade total de fisiopatologias contempladas pelas modalidades é definida pela somatória individual da quantidade total de deficiências que cada classificação funcional prescreve, ou pela diversidade de deficiências admitidas na modalidade. Essa analogia corrobora com a determinação da quantidade de doenças que o “*sistema automatizado de prescrição de cadeiras de rodas*” desenvolvido atende. Deste modo, chegou-se à quantidade de 251 fisiopatologias contempladas pelo sistema desenvolvido.

DEFICIÊNCIAS FÍSICAS EM CADEIRANTES	CLASSIFICAÇÕES FUNCIONAIS POR MODALIDADE EM RELAÇÃO ÀS DEFICIÊNCIAS										Total
	ATLETISMO EM CR	BASQUETEBOL	BOCHA PARALÍMPICA	ESGRIMA EM CR	HANDEBOL	PARABADMINTON	RÚGBI	TÊNIS EM CR	TÊNIS DE MESA	TIRO AO ALVO	
Amputação de Membros Inferiores	6	8	0	5	10	1	7	1	5	0	43
Amputação de Membros Superiores	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	5
Distrofia Muscular	7	0	2	5	0	1	7	1	0	2	25
Esclerose Múltipla	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1
Espinha Bífida	0	8	0	5	10	1	7	1	0	0	32
Lesão Medular	7	8	0	5	10	1	7	1	0	0	39
Má formação congênita	0	8	0	5	10	0	7	1	0	0	31
Outras Deficiências	0	8	0	0	10	0	0	0	0	0	18
Paralisia Cerebral	4	0	3	5	0	1	0	0	5	0	18
Sequelas de Poliomielite	7	8	0	5	10	1	7	1	0	0	39
Totalizadores das Modalidades	36	48	5	35	60	7	42	6	10	2	251

MODALIDADE	RESTRIÇÃO DESPORTIVA	FISIOPATOLOGIA	DEFICIÊNCIA FÍSICA	CLASSES	DISCRIMINAÇÃO DAS CLASSES	OBSERVAÇÃO
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Amputação de Membros Inferiores	Transfemural	54,0	Acometimento muito severo	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Amputação de Membros Inferiores	Desarticulação do Quadril	55,0	Acometimento muito severo	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Amputação de Membros Inferiores	Desarticulação do Joelho	56,0	Acometimento muito severo	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Amputação de Membros Inferiores	Transtibial	56,0	Acometimento muito severo	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Amputação de Membros Inferiores	Desarticulação do Tornozelo	57,0	Acometimento muito severo	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Amputação de Membros Inferiores	Amputação Parcial do Pé ou dos Dedos	57,0	Acometimento muito severo	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Amputação de Membros Superiores	Amputação do Braço	51,0	Acometimento muito severo	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Amputação de Membros Superiores	Desarticulação do Ombro	51,0	Acometimento muito severo	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Amputação de Membros Superiores	Transhumeral	51,0	Acometimento muito severo	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Amputação de Membros Superiores	Transradial	51,0	Acometimento muito severo	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Amputação de Membros Superiores	Amputação do Punho	52,0	Acometimento muito severo	Ciclismo em Cadeira de Rodas

Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Distrofia Muscular	Comprometimento funcional dos ombros, cotovelos ou punhos	51,0	Acometimento muito severo	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Distrofia Muscular	Funções normais ao longo dos braços, mas com comprometimento da flexão e extensão dos dedos	52,0	Acometimento severo	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Distrofia Muscular	Comprometimento dos músculos abdominais e dorsais com funções normais dos membros superiores, também pode haver comprometimento total das pernas na classe F53. Sequelas de poliomielite, lesões medulares e amputações	53,0	Acometimento grave	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Distrofia Muscular	Comprometimento leve do tronco, e funções normais dos membros superiores, e comprometimento total dos músculos abdominais e dorsais e das pernas para a classe F54. Sequelas de poliomielite, lesões medulares e amputações	54,0	Acometimento menos grave	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Distrofia Muscular	Comprometimento total das pernas, maior controle do tronco e flexão abdominal	55,0	Acometimento ameno	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Distrofia Muscular	Comprometimento total dos tornozelos, pequena flexão do joelho sem capacidade de abdução, mas com adução, e boas funções dos membros superiores	56,0	Acometimento brando	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Distrofia Muscular	Membros superiores funcionais, bom controle do tronco, flexão e extensão do quadril, amputação transfemural próxima do joelho	57,0	Acometimento mais brando	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Lesão Medular	Comprometimento funcional dos ombros, cotovelos ou punhos	51,0	Acometimento muito severo	Ciclismo em Cadeira de Rodas

Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Lesão Medular	Funções normais ao longo dos braços, mas com comprometimento da flexão e extensão dos dedos	52,0	Acometimento severo	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Lesão Medular	Comprometimento dos músculos abdominais e dorsais com funções normais dos membros superiores, também pode haver comprometimento total das pernas na classe F53. Sequelas de poliomielite, lesões medulares e amputações	53,0	Acometimento grave	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Lesão Medular	Comprometimento leve do tronco, e funções normais dos membros superiores, e comprometimento total dos músculos abdominais e dorsais e das pernas para a classe F54. Sequelas de poliomielite, lesões medulares e amputações	54,0	Acometimento menos grave	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Lesão Medular	Comprometimento total das pernas, maior controle do tronco e flexão abdominal	55,0	Acometimento ameno	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Lesão Medular	Comprometimento total dos tornozelos, pequena flexão do joelho sem capacidade de abdução, mas com adução, e boas funções dos membros superiores	56,0	Acometimento brando	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Lesão Medular	Membros superiores funcionais, bom controle do tronco, flexão e extensão do quadril, amputação transfemural próxima do joelho	57,0	Acometimento mais brando	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Paralisia Cerebral	Com tetraplegia espástica, atetóide, atáxica ou mista, e comprometimento severo dos quatro membros	31,0	Acometimento muito severo	Ciclismo em Cadeira de Rodas

Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Paralisia Cerebral	Tetraplegia espástica e atetóide com grau severo a moderado	32,0	Acometimento severo	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Paralisia Cerebral	Tetraplegia simétrica ou assimétrica moderada, triplegia ou hemiplegia severa na cadeira de rodas	33,0	Acometimento brando	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Paralisia Cerebral	Paraplegia com comprometimento severo a moderado, com problemas de controle nos membros superiores e no tronco	34,0	Acometimento mais brando	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Sequelas de Poliomelite	Poliomelite	51,0	Acometimento muito severo	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Sequelas de Poliomelite	Poliomelite	52,0	Acometimento severo	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Sequelas de Poliomelite	Poliomelite	53,0	Acometimento grave	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Sequelas de Poliomelite	Poliomelite	54,0	Acometimento menos grave	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Sequelas de Poliomelite	Poliomelite	55,0	Acometimento ameno	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Sequelas de Poliomelite	Poliomelite	56,0	Acometimento brando	Ciclismo em Cadeira de Rodas
Atletismo em CR	Capacidade dos membros superiores	Sequelas de Poliomelite	Poliomelite	57,0	Acometimento mais brando	Ciclismo em Cadeira de Rodas

Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Amputação de Membros Inferiores	Desarticulação do Quadril	1,0	Acometimento severo	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Amputação de Membros Inferiores	Desarticulação do Quadril	1,5	Acometimento grave	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Amputação de Membros Inferiores	Amputação transfemural simples ou dupla, ou sequelas de pólio mais brandas	2,0	Acometimento menos grave	Não

Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Amputação de Membros Inferiores	Amputação transfemural simples ou dupla, ou sequelas de pólio mais brandas	2,5	Acometimento ameno	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Amputação de Membros Inferiores	Amputação transfemural simples ou dupla, ou sequelas de pólio mais brandas	3,0	Acometimento amenizado	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Amputação de Membros Inferiores	Amputação transfemural simples ou dupla, ou sequelas de pólio mais brandas	3,5	Acometimento mais ameno	Não

Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Amputação de Membros Inferiores	Amputação simples ou dupla transfemural, até sete centímetros de distância do joelho (coto longo), amputação	4,0	Acometimento menos brando	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Amputação de Membros Inferiores	Amputação simples ou dupla transtibial, ou simples transfemural mais simples transtibial	4,5	Acometimento brando	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Espinha Bífida	Mielomeningocele	1,0	Acometimento severo	Não

Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Espinha Bífida	Mielomeningocele	1,5	Acometimento grave	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Espinha Bífida	Mielomeningocele	2,0	Acometimento menos grave	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Espinha Bífida	Mielomeningocele	2,5	Acometimento ameno	Não

Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Espinha Bífida	Mielomeningocele	3,0	Acometimento amenizado	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Espinha Bífida	Mielomeningocele	3,5	Acometimento mais ameno	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Espinha Bífida	Mielomeningocele	4,0	Acometimento menos brando	Não

Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Espinha Bífida	Mielomeningocele	4,5	Acometimento brando	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Lesão Medular	Lesão total na topografia torácica, entre T ₁ e T ₁₁	1,0	Acometimento severo	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Lesão Medular	Lesão total na topografia torácica, a partir de T ₁₂ a lesões mais baixas	1,5	Acometimento grave	Não

Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Lesão Medular	Lesão parcial na topografia lombar entre L ₁ a L ₅	2,0	Acometimento menos grave	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Lesão Medular	Sequelados de pólio, dependendo do grau de comprometimento dos membros superiores e inferiores	2,5	Acometimento ameno	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Lesão Medular	Lesões torácicas incompletas em topografias mais baixas	3,0	Acometimento amenizado	Não

Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Lesão Medular	Lesões torácicas incompletas em topografias mais baixas, porém para atletas com maior equilíbrio do tronco	3,5	Acometimento mais ameno	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Lesão Medular	Lesões torácicas incompletas em topografias mais baixas, porém para atletas com maior equilíbrio do tronco	4,0	Acometimento menos brando	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Lesão Medular	Lesões torácicas incompletas em topografias mais baixas, porém para atletas com maior equilíbrio do tronco	4,5	Acometimento brando	Não

Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Má formação congênita	Má formação	1,0	Acometimento severo	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Má formação congênita	Má formação	1,5	Acometimento grave	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Má formação congênita	Má formação	2,0	Acometimento menos grave	Não

Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Má formação congênita	Má formação	2,5	Acometimento ameno	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Má formação congênita	Má formação	3,0	Acometimento amenizado	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Má formação congênita	Má formação	3,5	Acometimento mais ameno	Não

Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Má formação congênita	Má formação	4,0	Acometimento menos brando	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Má formação congênita	Má formação	4,5	Acometimento brando	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Outras Deficiências	Especificar	1,0	Acometimento severo	Não

Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Outras Deficiências	Especificar	1,5	Acometimento grave	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Outras Deficiências	Especificar	2,0	Acometimento menos grave	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Outras Deficiências	Especificar	2,5	Acometimento ameno	Não

Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Outras Deficiências	Especificar	3,0	Acometimento amenizado	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Outras Deficiências	Especificar	3,5	Acometimento mais ameno	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Outras Deficiências	Especificar	4,0	Acometimento menos brando	Não

Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Outras Deficiências	Especificar	4,5	Acometimento brando	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Sequelas de Poliomelite	Sequelados de pólio, dependendo do grau de comprometimento dos membros superiores e inferiores	1,0	Acometimento severo	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Sequelas de Poliomelite	Sequelados de pólio, dependendo do grau de comprometimento dos membros superiores e inferiores	1,5	Acometimento grave	Não

Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Sequelas de Poliomelite	Sequelados de pólio, dependendo do grau de comprometimento dos membros superiores e inferiores	2,0	Acometimento menos grave	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Sequelas de Poliomelite	Sequelados de pólio, dependendo do grau de comprometimento dos membros superiores e inferiores	2,5	Acometimento ameno	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Sequelas de Poliomelite	Sequelados de pólio, dependendo do grau de comprometimento dos membros superiores e inferiores	3,0	Acometimento amenizado	Não

Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Sequelas de Poliomelite	Sequelados de pólio, dependendo do grau de comprometimento dos membros superiores e inferiores	3,5	Acometimento mais ameno	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Sequelas de Poliomelite	Sequelados de pólio, dependendo do grau de comprometimento dos membros superiores e inferiores	4,0	Acometimento menos brando	Não
Basquetebol	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Sequelas de Poliomelite	Sequelados de pólio, dependendo do grau de comprometimento dos membros superiores e inferiores	4,5	Acometimento brando	Não
Bocha Paralímpica	Disfunção locomotora	Distrofia Muscular	Disfunção locomotora grave nos quatro membros, não apresenta força e coordenação suficiente para segurar e largar a bola, não é capaz de lançar a bola além da "linha V" em direção à quadra	BC3	Acometimento severo	Cadeira de rodas de uso diário

Bocha Paralímpica	Disfunção locomotora	Distrofia Muscular	Pequena faixa ativa de movimentos, pouca força ou severa falta de coordenação combinada com o controle do tronco, usa a força da cabeça ou dos braços para alterar a posição sentada após um desequilíbrio (exemplo após o lançamento da bola), precário controle de segurar e largar a bola, é capaz de impulsionar a cadeira, não é capaz de realizar movimentos bruscos, é capaz de manipular e lançar a bola além da "linha V", apresenta frequente balanço em pêndulo ao invés de arremesso com a mão por cima	BC4	Acometimento menos grave	Cadeira de rodas de uso diário
Bocha Paralímpica	Disfunção locomotora	Paralisia Cerebral	Incapacidade de impulsionar a cadeira, tem dificuldade de alterar a posição sentada, depende do tronco para movimentos da cabeça e dos braços, tem limitações nas mãos para segurar e largar um objeto, sem função nas pernas	BC1	Acometimento severo	Cadeira de rodas de uso diário
Bocha Paralímpica	Disfunção locomotora	Paralisia Cerebral	Capaz de controlar o tronco mas com auxílio dos braços, capaz de abrir e fechar a mão mas lentamente, capaz de impulsionar a cadeira com as mãos ou com os pés, é capaz de ficar de pé e deambular mas com dificuldades	BC2	Acometimento menos grave	Cadeira de rodas de uso diário
Bocha Paralímpica	Disfunção locomotora	Paralisia Cerebral	Disfunção locomotora grave nos quatro membros, não apresenta força e coordenação suficiente para segurar e largar a bola, não é capaz de lançar a bola além da "linha V" em direção à quadra	BC3	Acometimento severo	Cadeira de rodas de uso diário

Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Amputação de Membros Inferiores	Total equilíbrio na posição sentada, e braço armado normal, com paraplegia de lesão torácica ou tetraplegia incompleta	2,0	Acometimento menos grave	Não
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Amputação de Membros Inferiores	Bom equilíbrio na posição sentada, sem suporte para as pernas, e braço armado normal, lesões incompletas, amputação abaixo do joelho	3,0	Acometimento amenizado	Não
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Amputação de Membros Inferiores	Bom equilíbrio na posição sentada, com suporte das extremidades superiores, e braço armado normal, lesões abaixo da vértebra cervical 4	4,0	Acometimento menos brando	Não
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Amputação de Membros Inferiores	Sem equilíbrio na posição sentada, com limitações e restrições no braço armado, não possuindo extensão eficiente do cotovelo em relação à gravidade, sem função residual nas mãos sendo necessário amarrar a arma com ataduras.	1A	Acometimento severo	Arma amarrada com atadura
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Amputação de Membros Inferiores	Sem equilíbrio na posição sentada, com limitações e restrições no braço armado. Possui extensão eficiente do cotovelo em relação à gravidade, mas sem flexão das falanges, sendo necessária amarrar a arma com ataduras.	1B	Acometimento severo	Arma amarrada com atadura
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Distrofia Muscular	Total equilíbrio na posição sentada, e braço armado normal, com paraplegia de lesão torácica ou tetraplegia incompleta	2,0	Acometimento menos grave	Não
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Distrofia Muscular	Bom equilíbrio na posição sentada, sem suporte para as pernas, e braço armado normal, lesões incompletas, amputação abaixo do joelho	3,0	Acometimento amenizado	Não

Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Distrofia Muscular	Bom equilíbrio na posição sentada, com suporte das extremidades superiores, e braço armado normal, lesões abaixo da vértebra cervical 4	4,0	Acometimento menos brando	Não
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Distrofia Muscular	Sem equilíbrio na posição sentada, com limitações e restrições no braço armado, não possuindo extensão eficiente do cotovelo em relação à gravidade, sem função residual nas mãos sendo necessário amarrar a arma com ataduras.	1A	Acometimento severo	Arma amarrada com atadura
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Distrofia Muscular	Sem equilíbrio na posição sentada, com limitações e restrições no braço armado. Possui extensão eficiente do cotovelo em relação à gravidade, mas sem flexão das falanges, sendo necessária amarrar a arma com ataduras.	1B	Acometimento severo	Arma amarrada com atadura
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Espinha Bífida	Total equilíbrio na posição sentada, e braço armado normal, com paraplegia de lesão torácica ou tetraplegia incompleta	2,0	Acometimento menos grave	Não
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Espinha Bífida	Bom equilíbrio na posição sentada, sem suporte para as pernas, e braço armado normal, lesões incompletas, amputação abaixo do joelho	3,0	Acometimento amenizado	Não
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Espinha Bífida	Bom equilíbrio na posição sentada, com suporte das extremidades superiores, e braço armado normal, lesões abaixo da vértebra cervical 4	4,0	Acometimento menos brando	Não

Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Espinha Bífida	Sem equilíbrio na posição sentada, com limitações e restrições no braço armado, não possuindo extensão eficiente do cotovelo em relação à gravidade, sem função residual nas mãos sendo necessário amarrar a arma com ataduras.	1A	Acometimento severo	Arma amarrada com atadura
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Espinha Bífida	Sem equilíbrio na posição sentada, com limitações e restrições no braço armado. Possui extensão eficiente do cotovelo em relação à gravidade, mas sem flexão das falanges, sendo necessária amarrar a arma com ataduras.	1B	Acometimento severo	Arma amarrada com atadura
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Lesão Medular	Total equilíbrio na posição sentada, e braço armado normal, com paraplegia de lesão torácica ou tetraplegia incompleta	2,0	Acometimento menos grave	Não
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Lesão Medular	Bom equilíbrio na posição sentada, sem suporte para as pernas, e braço armado normal, lesões incompletas, amputação abaixo do joelho	3,0	Acometimento amenizado	Não
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Lesão Medular	Bom equilíbrio na posição sentada, com suporte das extremidades superiores, e braço armado normal, lesões abaixo da vértebra cervical 4	4,0	Acometimento menos brando	Não
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Lesão Medular	Sem equilíbrio na posição sentada, com limitações e restrições no braço armado, não possuindo extensão eficiente do cotovelo em relação à gravidade, sem função residual nas mãos sendo necessário amarrar a arma com ataduras.	1A	Acometimento severo	Arma amarrada com atadura

Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Lesão Medular	Sem equilíbrio na posição sentada, com limitações e restrições no braço armado. Possui extensão eficiente do cotovelo em relação à gravidade, mas sem flexão das falanges, sendo necessária amarrar a arma com ataduras.	1B	Acometimento severo	Arma amarrada com atadura
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Má formação congênita	Total equilíbrio na posição sentada, e braço armado normal, com paraplegia de lesão torácica ou tetraplegia incompleta	2,0	Acometimento menos grave	Não
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Má formação congênita	Bom equilíbrio na posição sentada, sem suporte para as pernas, e braço armado normal, lesões incompletas, amputação abaixo do joelho	3,0	Acometimento amenizado	Não
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Má formação congênita	Bom equilíbrio na posição sentada, com suporte das extremidades superiores, e braço armado normal, lesões abaixo da vértebra cervical 4	4,0	Acometimento menos brando	Não
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Má formação congênita	Sem equilíbrio na posição sentada, com limitações e restrições no braço armado, não possuindo extensão eficiente do cotovelo em relação à gravidade, sem função residual nas mãos sendo necessário amarrar a arma com ataduras.	1A	Acometimento severo	Arma amarrada com atadura
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Má formação congênita	Sem equilíbrio na posição sentada, com limitações e restrições no braço armado. Possui extensão eficiente do cotovelo em relação à gravidade, mas sem flexão das falanges, sendo necessária amarrar a arma com ataduras.	1B	Acometimento severo	Arma amarrada com atadura

Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Paralisia Cerebral	Total equilíbrio na posição sentada, e braço armado normal, com paraplegia de lesão torácica ou tetraplegia incompleta	2,0	Acometimento menos grave	Não
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Paralisia Cerebral	Bom equilíbrio na posição sentada, sem suporte para as pernas, e braço armado normal, lesões incompletas, amputação abaixo do joelho	3,0	Acometimento amenizado	Não
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Paralisia Cerebral	Bom equilíbrio na posição sentada, com suporte das extremidades superiores, e braço armado normal, lesões abaixo da vértebra cervical 4	4,0	Acometimento menos brando	Não
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Paralisia Cerebral	Sem equilíbrio na posição sentada, com limitações e restrições no braço armado, não possuindo extensão eficiente do cotovelo em relação à gravidade, sem função residual nas mãos sendo necessário amarrar a arma com ataduras.	1A	Acometimento severo	Arma amarrada com atadura
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Paralisia Cerebral	Sem equilíbrio na posição sentada, com limitações e restrições no braço armado. Possui extensão eficiente do cotovelo em relação à gravidade, mas sem flexão das falanges, sendo necessária amarrar a arma com ataduras.	1B	Acometimento severo	Arma amarrada com atadura
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Sequelas de Poliomelite	Total equilíbrio na posição sentada, e braço armado normal, com paraplegia de lesão torácica ou tetraplegia incompleta	2,0	Acometimento menos grave	Não
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Sequelas de Poliomelite	Bom equilíbrio na posição sentada, sem suporte para as pernas, e braço armado normal, lesões incompletas, amputação abaixo do joelho	3,0	Acometimento amenizado	Não

Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Sequelas de Poliomelite	Bom equilíbrio na posição sentada, com suporte das extremidades superiores, e braço armado normal, lesões abaixo da vértebra cervical 4	4,0	Acometimento menos brando	Não
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Sequelas de Poliomelite	Sem equilíbrio na posição sentada, com limitações e restrições no braço armado, não possuindo extensão eficiente do cotovelo em relação à gravidade, sem função residual nas mãos sendo necessário amarrar a arma com ataduras.	1A	Acometimento severo	Arma amarrada com atadura
Esgrima em CR	Paratleta ser cadeirante	Sequelas de Poliomelite	Sem equilíbrio na posição sentada, com limitações e restrições no braço armado. Possui extensão eficiente do cotovelo em relação à gravidade, mas sem flexão das falanges, sendo necessária amarrar a arma com ataduras.	1B	Acometimento severo	Arma amarrada com atadura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Amputação de Membros Inferiores	Desarticulação do Quadril	0,5	Acometimento muito severo	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Amputação de Membros Inferiores	Desarticulação do Quadril	1,0	Acometimento severo	Almofada de 10 cm de espessura

Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Amputação de Membros Inferiores	Transfemural	1,5	Acometimento grave	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Amputação de Membros Inferiores	Transfemural	2,0	Acometimento menos grave	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Amputação de Membros Inferiores	Desarticulação do Joelho	2,5	Acometimento ameno	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Amputação de Membros Inferiores	Desarticulação do Joelho	3,0	Acometimento amenizado	Almofada de 10 cm de espessura

Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Amputação de Membros Inferiores	Transtibial	3,5	Acometimento mais ameno	Almofada de 5 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Amputação de Membros Inferiores	Transtibial	4,0	Acometimento menos brando	Almofada de 5 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Amputação de Membros Inferiores	Desarticulação do Tornozelo	4,5	Acometimento brando	Almofada de 5 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Amputação de Membros Inferiores	Amputação Parcial do Pé ou dos Dedos	5,0	Acometimento mais brando	Não

Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Espinha Bífida	Mielomeningocele	0,5	Acometimento muito severo	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Espinha Bífida	Mielomeningocele	1,0	Acometimento severo	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Espinha Bífida	Mielomeningocele	1,5	Acometimento grave	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Espinha Bífida	Mielomeningocele	2,0	Acometimento menos grave	Almofada de 10 cm de espessura

Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Espinha Bífida	Mielomeningocele	2,5	Acometimento ameno	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Espinha Bífida	Mielomeningocele	3,0	Acometimento amenizado	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Espinha Bífida	Mielomeningocele	3,5	Acometimento mais ameno	Almofada de 5 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Espinha Bífida	Mielomeningocele	4,0	Acometimento menos brando	Almofada de 5 cm de espessura

Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Espinha Bífida	Mielomeningocele	4,5	Acometimento brando	Almofada de 5 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Espinha Bífida	Mielomeningocele	5,0	Acometimento mais brando	Não
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Lesão Medular	Lesão na Vértebra Cervical C1, C2, C3 e C4	0,5	Acometimento muito severo	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Lesão Medular	Lesão na Vértebra Cervical C5, C6 e C7	1,0	Acometimento severo	Almofada de 10 cm de espessura

Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Lesão Medular	Lesão na Vértebra Torácica T1 e T2	1,5	Acometimento grave	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Lesão Medular	Lesão na Vértebra Torácica T3 e T4	2,0	Acometimento menos grave	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Lesão Medular	Lesão na Vértebra Torácica T5 e T6	2,5	Acometimento ameno	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Lesão Medular	Lesão na Vértebra Torácica T7 e T8	3,0	Acometimento amenizado	Almofada de 10 cm de espessura

Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Lesão Medular	Lesão na Vértebra Torácica T9 e T10	3,5	Acometimento mais ameno	Almofada de 5 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Lesão Medular	Lesão na Vértebra Torácica T11 e T12	4,0	Acometimento menos brando	Almofada de 5 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Lesão Medular	Lesão na Vértebra Lobar L1, L2 e L3	4,5	Acometimento brando	Almofada de 5 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Lesão Medular	Lesão na Vértebra Lobar L4 e L5	5,0	Acometimento mais brando	Não

Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Má formação congênita	Má formação	0,5	Acometimento muito severo	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Má formação congênita	Má formação	1,0	Acometimento severo	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Má formação congênita	Má formação	1,5	Acometimento grave	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Má formação congênita	Má formação	2,0	Acometimento menos grave	Almofada de 10 cm de espessura

Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Má formação congênita	Má formação	2,5	Acometimento ameno	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Má formação congênita	Má formação	3,0	Acometimento amenizado	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Má formação congênita	Má formação	3,5	Acometimento mais ameno	Almofada de 5 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Má formação congênita	Má formação	4,0	Acometimento menos brando	Almofada de 5 cm de espessura

Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Má formação congênita	Má formação	4,5	Acometimento brando	Almofada de 5 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Má formação congênita	Má formação	5,0	Acometimento mais brando	Não
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Outras Deficiências	Especificar	0,5	Acometimento muito severo	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Outras Deficiências	Especificar	1,0	Acometimento severo	Almofada de 10 cm de espessura

Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Outras Deficiências	Especificar	1,5	Acometimento grave	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Outras Deficiências	Especificar	2,0	Acometimento menos grave	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Outras Deficiências	Especificar	2,5	Acometimento ameno	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Outras Deficiências	Especificar	3,0	Acometimento amenizado	Almofada de 10 cm de espessura

Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Outras Deficiências	Especificar	3,5	Acometimento mais ameno	Almofada de 5 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Outras Deficiências	Especificar	4,0	Acometimento menos brando	Almofada de 5 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Outras Deficiências	Especificar	4,5	Acometimento brando	Almofada de 5 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Outras Deficiências	Especificar	5,0	Acometimento mais brando	Não

Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Sequelas de Poliomelite	Poliomelite	0,5	Acometimento muito severo	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Sequelas de Poliomelite	Poliomelite	1,0	Acometimento severo	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Sequelas de Poliomelite	Poliomelite	1,5	Acometimento grave	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Sequelas de Poliomelite	Poliomelite	2,0	Acometimento menos grave	Almofada de 10 cm de espessura

Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Sequelas de Poliomelite	Poliomelite	2,5	Acometimento ameno	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Sequelas de Poliomelite	Poliomelite	3,0	Acometimento amenizado	Almofada de 10 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Sequelas de Poliomelite	Poliomelite	3,5	Acometimento mais ameno	Almofada de 5 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Sequelas de Poliomelite	Poliomelite	4,0	Acometimento menos brando	Almofada de 5 cm de espessura

Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Sequelas de Poliomelite	Poliomelite	4,5	Acometimento brando	Almofada de 5 cm de espessura
Handebol	Total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Sequelas de Poliomelite	Poliomelite	5,0	Acometimento mais brando	Não
Parabadminton	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Amputação de Membros Inferiores	Amputações simples ou duplas transfemorais	2,0	Acometimento menos grave	Não

Parabadminton	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Distrofia Muscular	Cadeirantes, acometimento severo, de lesão medular, poliomielite, espinha bífida, dismotria cerebral com limitações graves, distrofia muscular, diplegia severa, triplegia, tetraplegia	1,0	Acometimento severo	Não
Parabadminton	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Esclerose Múltipla	Esclerose múltipla	2,0	Acometimento menos grave	Não
Parabadminton	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Espinha Bífida	Cadeirantes, acometimento severo, de lesão medular, poliomielite, espinha bífida, dismotria cerebral com limitações graves, distrofia muscular, diplegia severa, triplegia, tetraplegia	1,0	Acometimento severo	Não

Parabadminton	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Lesão Medular	Cadeirantes, acometimento severo, de lesão medular, poliomielite, espinha bífida, dismotria cerebral com limitações graves, distrofia muscular, diplegia severa, triplegia, tetraplegia	1,0	Acometimento severo	Não
Parabadminton	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Paralisia Cerebral	Cadeirantes, acometimento severo, de lesão medular, poliomielite, espinha bífida, dismotria cerebral com limitações graves, distrofia muscular, diplegia severa, triplegia, tetraplegia	1,0	Acometimento severo	Não
Parabadminton	Total capacidade funcional dos membros superiores e das mãos, dos músculos abdominais e dorsais, flexibilidade e equilíbrio do tronco	Sequelas de Poliomielite	Cadeirantes, acometimento severo, de lesão medular, poliomielite, espinha bífida, dismotria cerebral com limitações graves, distrofia muscular, diplegia severa, triplegia, tetraplegia	1,0	Acometimento severo	Não

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Amputação de Membros Inferiores	Desarticulação do Quadril	0,5	Acometimento muito severo	Posição de Defesa
-------	--	---------------------------------	---------------------------	-----	---------------------------	-------------------

Rúgbi	Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional	Amputação de Membros Inferiores	Desarticulação do Quadril	1,0	Acometimento severo	Posição de Defesa
-------	---	---------------------------------	---------------------------	-----	---------------------	-------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Amputação de Membros Inferiores	Desarticulação do Quadril	1,5	Acometimento grave	Posição de Defesa
-------	--	---------------------------------	---------------------------	-----	--------------------	-------------------

Rúgbi	Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional	Amputação de Membros Inferiores	Amputação transfemural simples ou dupla, ou sequelas de pólio mais brandas	2,0	Acometimento menos grave	Posição de Atacante
-------	---	---------------------------------	--	-----	--------------------------	---------------------

Rúgbi	Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional	Amputação de Membros Inferiores	Amputação transfemural simples ou dupla, ou sequelas de pólio mais brandas	2,5	Acometimento ameno	Posição de Atacante
-------	---	---------------------------------	--	-----	--------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Amputação de Membros Inferiores	Amputação transfemural simples ou dupla, ou sequelas de pólio mais brandas	3,0	Acometimento amenizado	Posição de Atacante
-------	--	---------------------------------	--	-----	------------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Amputação de Membros Inferiores	Desarticulação do Joelho simples ou dupla, ou sequelas de pólio mais brandas	3,5	Acometimento mais ameno	Posição de Atacante
-------	--	---------------------------------	--	-----	-------------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Distrofia Muscular	<p>Fraqueza na extensão do ombro e pouca função dos tríceps, propulsiona a cadeira solicitando os músculos do bíceps, flexionam os cotovelos voltados para fora, tem baixa função na extensão dos punhos e das mãos, utiliza o antebraço para paradas, curvas e arrancadas</p>	0,5	Acometimento muito severo	Posição de Defesa
-------	--	--------------------	--	-----	---------------------------	-------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Distrofia Muscular	<p>Fraqueza na extensão do ombro e tríceps, tem boa capacidade de propulsão para trás e para frente, boa força no peito e nos ombros tem função multidirecional, paradas rápidas e giro da cadeira, virar para todas as direções sem parar a cadeira, fraqueza na extensão dos punhos e mãos</p>	1,0	Acometimento severo	Posição de Defesa
-------	--	--------------------	--	-----	---------------------	-------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Distrofia Muscular	<p>Excelente bloqueador e por vezes manipulador da bola, tem boa força nos ombros e estabilidade, pode manipular a bola durante a propulsão, desequilíbrio do pulso limitando a passagem de bola, pode possuir assimetria nos braços</p>	1,5	Acometimento grave	Posição de Defesa
-------	--	--------------------	--	-----	--------------------	-------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Distrofia Muscular	<p>Bom manipulador da bola e tem ombros fortes e estáveis permitindo maior velocidade de propulsão, falta de flexão dos dedos, pode segurar a bola com os punhos, mas não tem a função da mão</p>	2,0	Acometimento menos grave	Posição de Atacante
-------	--	--------------------	---	-----	--------------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Distrofia Muscular	<p>Manipulador da bola e armador rápido, com excelente força no ombro com estabilidade, pode desenvolver maior velocidade de propulsão, tem boa reação na propulsão, pode ter algum controle de tronco, boa coordenação das mãos e dedos, capaz de fazer a bola quicar</p>	2,5	Acometimento ameno	Posição de Atacante
-------	--	--------------------	--	-----	--------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Distrofia Muscular	<p>Ótimo manipulador da bola e armador, com função equilibrada dos dedos, desenvolve velocidade de propulsão, tem controle do tronco, bom passador da bola usando apenas uma mão, driblador</p>	3,0	Acometimento amenizado	Posição de Atacante
-------	--	--------------------	---	-----	------------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Distrofia Muscular	<p>Ótimo manipulador, armador e driblador – tende a ser o destaque da equipe, boa função do tronco com equilíbrio, desenvolve maior velocidade em quadra, ótimo controle da bola com uma mão, pode ter braço assimétrico</p>	3,5	Acometimento mais ameno	Posição de Atacante
-------	--	--------------------	--	-----	-------------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Espinha Bífida	<p>Fraqueza na extensão do ombro e pouca função dos tríceps, propulsiona a cadeira solicitando os músculos do bíceps, flexionam os cotovelos voltados para fora, tem baixa função na extensão dos punhos e das mãos, utiliza o antebraço para paradas, curvas e arrancadas</p>	0,5	Acometimento muito severo	Posição de Defesa
-------	--	----------------	--	-----	---------------------------	-------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Espinha Bífida	<p>Fraqueza na extensão do ombro e tríceps, tem boa capacidade de propulsão para trás e para frente, boa força no peito e nos ombros tem função multidirecional, paradas rápidas e giro da cadeira, virar para todas as direções sem parar a cadeira, fraqueza na extensão dos punhos e mãos</p>	1,0	Acometimento severo	Posição de Defesa
-------	--	----------------	--	-----	---------------------	-------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Espinha Bífida	<p>Excelente bloqueador e por vezes manipulador da bola, tem boa força nos ombros e estabilidade, pode manipular a bola durante a propulsão, desequilíbrio do pulso limitando a passagem de bola, pode possuir assimetria nos braços</p>	1,5	Acometimento grave	Posição de Defesa
-------	--	----------------	--	-----	--------------------	-------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Espinha Bífida	<p>Bom manipulador da bola e tem ombros fortes e estáveis permitindo maior velocidade de propulsão, falta de flexão dos dedos, pode segurar a bola com os punhos, mas não tem a função da mão</p>	2,0	Acometimento menos grave	Posição de Atacante
-------	--	----------------	---	-----	--------------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Espinha Bífida	<p>Manipulador da bola e armador rápido, com excelente força no ombro com estabilidade, pode desenvolver maior velocidade de propulsão, tem boa reação na propulsão, pode ter algum controle de tronco, boa coordenação das mãos e dedos, capaz de fazer a bola quicar</p>	2,5	Acometimento ameno	Posição de Atacante
-------	--	----------------	--	-----	--------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Espinha Bífida	<p>Ótimo manipulador da bola e armador, com função equilibrada dos dedos, desenvolve velocidade de propulsão, tem controle do tronco, bom passador da bola usando apenas uma mão, driblador</p>	3,0	Acometimento amenizado	Posição de Atacante
-------	--	----------------	---	-----	------------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Espinha Bífida	<p>Ótimo manipulador, armador e driblador – tende a ser o destaque da equipe, boa função do tronco com equilíbrio, desenvolve maior velocidade em quadra, ótimo controle da bola com uma mão, pode ter braço assimétrico</p>	3,5	Acometimento mais ameno	Posição de Atacante
-------	--	----------------	--	-----	-------------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Lesão Medular	<p>Fraqueza na extensão do ombro e pouca função dos tríceps, propulsiona a cadeira solicitando os músculos do bíceps, flexionam os cotovelos voltados para fora, tem baixa função na extensão dos punhos e das mãos, utiliza o antebraço para paradas, curvas e arrancadas</p>	0,5	Acometimento muito severo	Posição de Defesa
-------	--	---------------	--	-----	---------------------------	-------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Lesão Medular	<p>Fraqueza na extensão do ombro e tríceps, tem boa capacidade de propulsão para trás e para frente, boa força no peito e nos ombros tem função multidirecional, paradas rápidas e giro da cadeira, virar para todas as direções sem parar a cadeira, fraqueza na extensão dos punhos e mãos</p>	1,0	Acometimento severo	Posição de Defesa
-------	--	---------------	--	-----	---------------------	-------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Lesão Medular	<p>Excelente bloqueador e por vezes manipulador da bola, tem boa força nos ombros e estabilidade, pode manipular a bola durante a propulsão, desequilíbrio do pulso limitando a passagem de bola, pode possuir assimetria nos braços</p>	1,5	Acometimento grave	Posição de Defesa
-------	--	---------------	--	-----	--------------------	-------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Lesão Medular	<p>Bom manipulador da bola e tem ombros fortes e estáveis permitindo maior velocidade de propulsão, falta de flexão dos dedos, pode segurar a bola com os punhos, mas não tem a função da mão</p>	2,0	Acometimento menos grave	Posição de Atacante
-------	--	---------------	---	-----	--------------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Lesão Medular	<p>Manipulador da bola e armador rápido, com excelente força no ombro com estabilidade, pode desenvolver maior velocidade de propulsão, tem boa reação na propulsão, pode ter algum controle de tronco, boa coordenação das mãos e dedos, capaz de fazer a bola quicar</p>	2,5	Acometimento ameno	Posição de Atacante
-------	--	---------------	--	-----	--------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Lesão Medular	<p>Ótimo manipulador da bola e armador, com função equilibrada dos dedos, desenvolve velocidade de propulsão, tem controle do tronco, bom passador da bola usando apenas uma mão, driblador</p>	3,0	Acometimento amenizado	Posição de Atacante
-------	--	---------------	---	-----	------------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Lesão Medular	<p>Ótimo manipulador, armador e driblador – tende a ser o destaque da equipe, boa função do tronco com equilíbrio, desenvolve maior velocidade em quadra, ótimo controle da bola com uma mão, pode ter braço assimétrico</p>	3,5	Acometimento mais ameno	Posição de Atacante
-------	--	---------------	--	-----	-------------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Má formação congênita	<p>Fraqueza na extensão do ombro e pouca função dos tríceps, propulsiona a cadeira solicitando os músculos do bíceps, flexionam os cotovelos voltados para fora, tem baixa função na extensão dos punhos e das mãos, utiliza o antebraço para paradas, curvas e arrancadas</p>	0,5	Acometimento muito severo	Posição de Defesa
-------	--	-----------------------	--	-----	---------------------------	-------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Má formação congênita	<p>Fraqueza na extensão do ombro e tríceps, tem boa capacidade de propulsão para trás e para frente, boa força no peito e nos ombros tem função multidirecional, paradas rápidas e giro da cadeira, virar para todas as direções sem parar a cadeira, fraqueza na extensão dos punhos e mãos</p>	1,0	Acometimento severo	Posição de Defesa
-------	--	-----------------------	--	-----	---------------------	-------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Má formação congênita	<p>Excelente bloqueador e por vezes manipulador da bola, tem boa força nos ombros e estabilidade, pode manipular a bola durante a propulsão, desequilíbrio do pulso limitando a passagem de bola, pode possuir assimetria nos braços</p>	1,5	Acometimento grave	Posição de Defesa
-------	--	-----------------------	--	-----	--------------------	-------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Má formação congênita	<p>Bom manipulador da bola e tem ombros fortes e estáveis permitindo maior velocidade de propulsão, falta de flexão dos dedos, pode segurar a bola com os punhos, mas não tem a função da mão</p>	2,0	Acometimento menos grave	Posição de Atacante
-------	--	-----------------------	---	-----	--------------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Má formação congênita	<p>Manipulador da bola e armador rápido, com excelente força no ombro com estabilidade, pode desenvolver maior velocidade de propulsão, tem boa reação na propulsão, pode ter algum controle de tronco, boa coordenação das mãos e dedos, capaz de fazer a bola quicar</p>	2,5	Acometimento ameno	Posição de Atacante
-------	--	-----------------------	--	-----	--------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Má formação congênita	<p>Ótimo manipulador da bola e armador, com função equilibrada dos dedos, desenvolve velocidade de propulsão, tem controle do tronco, bom passador da bola usando apenas uma mão, driblador</p>	3,0	Acometimento amenizado	Posição de Atacante
-------	--	-----------------------	---	-----	------------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Má formação congênita	<p>Ótimo manipulador, armador e driblador – tende a ser o destaque da equipe, boa função do tronco com equilíbrio, desenvolve maior velocidade em quadra, ótimo controle da bola com uma mão, pode ter braço assimétrico</p>	3,5	Acometimento mais ameno	Posição de Atacante
-------	--	-----------------------	--	-----	-------------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Sequelas de Poliomelite	<p>Fraqueza na extensão do ombro e pouca função dos tríceps, propulsiona a cadeira solicitando os músculos do bíceps, flexionam os cotovelos voltados para fora, tem baixa função na extensão dos punhos e das mãos, utiliza o antebraço para paradas, curvas e arrancadas</p>	0,5	Acometimento muito severo	Posição de Defesa
-------	--	-------------------------	--	-----	---------------------------	-------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Sequelas de Poliomelite	<p>Fraqueza na extensão do ombro e tríceps, tem boa capacidade de propulsão para trás e para frente, boa força no peito e nos ombros tem função multidirecional, paradas rápidas e giro da cadeira, virar para todas as direções sem parar a cadeira, fraqueza na extensão dos punhos e mãos</p>	1,0	Acometimento severo	Posição de Defesa
-------	--	-------------------------	--	-----	---------------------	-------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Sequelas de Poliomelite	<p>Excelente bloqueador e por vezes manipulador da bola, tem boa força nos ombros e estabilidade, pode manipular a bola durante a propulsão, desequilíbrio do pulso limitando a passagem de bola, pode possuir assimetria nos braços</p>	1,5	Acometimento grave	Posição de Defesa
-------	--	-------------------------	--	-----	--------------------	-------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Sequelas de Poliomelite	<p>Bom manipulador da bola e tem ombros fortes e estáveis permitindo maior velocidade de propulsão, falta de flexão dos dedos, pode segurar a bola com os punhos, mas não tem a função da mão</p>	2,0	Acometimento menos grave	Posição de Atacante
-------	--	-------------------------	---	-----	--------------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Sequelas de Poliomelite	<p>Manipulador da bola e armador rápido, com excelente força no ombro com estabilidade, pode desenvolver maior velocidade de propulsão, tem boa reação na propulsão, pode ter algum controle de tronco, boa coordenação das mãos e dedos, capaz de fazer a bola quicar</p>	2,5	Acometimento ameno	Posição de Atacante
-------	--	-------------------------	--	-----	--------------------	---------------------

Rúgbi	<p>Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional</p>	Sequelas de Poliomelite	<p>Ótimo manipulador da bola e armador, com função equilibrada dos dedos, desenvolve velocidade de propulsão, tem controle do tronco, bom passador da bola usando apenas uma mão, driblador</p>	3,0	Acometimento amenizado	Posição de Atacante
-------	--	-------------------------	---	-----	------------------------	---------------------

Rúgbi	Teste muscular realizado ao longo da extremidade da musculatura superior, e exame de alcance do movimento, tônus e sensação; teste funcional de tronco – com avaliação do tronco e das extremidades inferiores em todos os planos e situações, com um teste manual da musculatura do tronco; e testes de movimentação funcional	Sequelas de Poliomelite	Ótimo manipulador, armador e driblador – tende a ser o destaque da equipe, boa função do tronco com equilíbrio, desenvolve maior velocidade em quadra, ótimo controle da bola com uma mão, pode ter braço assimétrico	3,5	Acometimento mais ameno	Posição de Atacante
Tênis de Mesa	Paratleta ser cadeirante	Amputação de Membros Inferiores	Tetraplegia simétrica ou assimétrica, graves desordens no equilíbrio do tronco, espasticidade na extremidade superior; ou lesionados medular na altura cervical C ₃ a C ₅	1,0	Acometimento severo	Não
Tênis de Mesa	Paratleta ser cadeirante	Amputação de Membros Inferiores	Triplegia, graves desordens no equilíbrio do tronco, espasticidade na extremidade superior; ou lesionados medular na altura cervical C ₆ a C ₇	2,0	Acometimento menos grave	Não

Tênis de Mesa	Paratleta ser cadeirante	Amputação de Membros Inferiores	Diplegia grave, limitações minimizadas no controle das extremidades superiores, desordens moderados no equilíbrio do corpo, espasticidade grave nas extremidades inferiores; ou lesionados medular na altura cervical C ₈ a torácica T ₇	3,0	Acometimento amenizado	Não
Tênis de Mesa	Paratleta ser cadeirante	Amputação de Membros Inferiores	Diplegia moderada, desordens moderadas no equilíbrio do tronco, espasticidade moderada nas extremidades inferiores; ou lesionados medular na altura torácica T ₈ à lombar L ₁ . Amputados com quadril desarticulado ou amputações duplas transfemorais com cotos curtos	4,0	Acometimento menos brando	Não
Tênis de Mesa	Paratleta ser cadeirante	Amputação de Membros Inferiores	Diplegia leve, desordens mínimas no equilíbrio do tronco, espasticidade leve nas extremidades inferiores; ou lesionados medular na altura lombar L ₂ a sacral S ₂ . Aqueles <i>les autres</i> que não se enquadram nas classes deambulantes jogam na classe cinco, utilizando próteses no quadril, joelho ou tornozelos. Os demais amputados, além dos da classe quatro, se enquadram nesta classe	5,0	Acometimento mais brando	Não
Tênis de Mesa	Paratleta ser cadeirante	Paralisia Cerebral	Tetraplegia simétrica ou assimétrica, graves desordens no equilíbrio do tronco, espasticidade na extremidade superior; ou lesionados medular na altura cervical C ₃ a C ₅	1,0	Acometimento severo	Não

Tênis de Mesa	Paratleta ser cadeirante	Paralisia Cerebral	Triplegia, graves desordens no equilíbrio do tronco, espasticidade na extremidade superior; ou lesionados medular na altura cervical C ₆ a C ₇	2,0	Acometimento menos grave	Não
Tênis de Mesa	Paratleta ser cadeirante	Paralisia Cerebral	Diplegia grave, limitações minimizadas no controle das extremidades superiores, desordens moderados no equilíbrio do corpo, espasticidade grave nas extremidades inferiores; ou lesionados medular na altura cervical C ₈ a torácica T ₇	3,0	Acometimento amenizado	Não
Tênis de Mesa	Paratleta ser cadeirante	Paralisia Cerebral	Diplegia moderada, desordens moderadas no equilíbrio do tronco, espasticidade moderada nas extremidades inferiores; ou lesionados medular na altura torácica T ₈ à lombar L ₁ . Amputados com quadril desarticulado ou amputações duplas transfemorais com cotos curtos	4,0	Acometimento menos brando	Não
Tênis de Mesa	Paratleta ser cadeirante	Paralisia Cerebral	Diplegia leve, desordens mínimas no equilíbrio do tronco, espasticidade leve nas extremidades inferiores; ou lesionados medular na altura lombar L ₂ a sacral S ₂ . Aqueles <i>les autres</i> que não se enquadram nas classes deambulantes jogam na classe cinco, utilizando próteses no quadril, joelho ou tornozelos. Os demais amputados, além dos da classe quatro, se enquadram nesta classe	5,0	Acometimento mais brando	Não

Tênis em CR	Paratleta ser cadeirante	Amputação de Membros Inferiores	Sem especificação	#	Não tem classificação funcional	Não
Tênis em CR	Paratleta ser cadeirante	Distrofia Muscular	Sem especificação	#	Não tem classificação funcional	Não
Tênis em CR	Paratleta ser cadeirante	Espinha Bífida	Sem especificação	#	Não tem classificação funcional	Não
Tênis em CR	Paratleta ser cadeirante	Lesão Medular	Sem especificação	#	Não tem classificação funcional	Não
Tênis em CR	Paratleta ser cadeirante	Má formação congênita	Sem especificação	#	Não tem classificação funcional	Não
Tênis em CR	Paratleta ser cadeirante	Sequelas de Poliomelite	Sem especificação	#	Não tem classificação funcional	Não
Tiro ao Alvo	Disfunção locomotora	Distrofia Muscular	Não é capaz de suportar o peso da arma necessitando de suporte para mantê-la em posição de mira e tiro	SH2	Acometimento grave	Cadeira de rodas de uso diário
Tiro ao Alvo	Disfunção locomotora	Distrofia Muscular	É capaz de segurar a arma e mantê-la em posição de mira e tiro	Sh6	Acometimento brando	Cadeira de rodas de uso diário