

LUCAS DE SOUZA CARDOSO

**ESTRUTURA MODULAR AJUSTÁVEL PARA
ERGÔMETROS DE CADEIRANTES DESPORTIVOS**



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

2015

LUCAS DE SOUZA CARDOSO

**ESTRUTURA MODULAR AJUSTÁVEL PARA ERGÔMETROS
DE CADEIRANTES DESPORTIVOS**

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

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

Orientador (a): Prof. Dr^a. Sonia A. Goulart de Oliveira

UBERLÂNDIA – MG

2015

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

C268e Cardoso, Lucas de Souza, 1981
2015 Estrutura modular ajustável para ergômetros de cadeirantes
desportivos / Lucas de Souza Cardoso. - 2015.

168 f. : il.

Orientadora: Sonia Aparecida Goulart de Oliveira.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
Inclui bibliografia.

1. Ergonometria - Teses. 2. Cadeiras de rodas - Teses. 3. Deficientes
físicos - Teses. 4. Atletas com deficiência - Teses. I. Oliveira, Sonia
Aparecida Goulart de, 1959. II. Universidade Federal de Uberlândia.
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. III. Título.

CDU: 621

LUCAS DE SOUZA CARDOSO

**ESTRUTURA MODULAR AJUSTÁVEL PARA ERGÔMETROS
DE CADEIRANTES DESPORTIVOS**

Dissertação _____ pelo Programa de
Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade
Federal de Uberlândia

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e
Vibrações.

Banca Examinadora:

Prof. Dr^a. Sonia A. Goulart de Oliveira – Orientador

Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo – Avaliador

Prof. Dr. Luciano Lúporini Menegaldo – Avaliador

Sérgio Nadler – Convidado

Uberlândia, 27 de março de 2015.

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.

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

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

À agência de fomentos FAPEMIG pelo amparo financeiro e material para a concretização deste trabalho.

Às, não menos importantes, agências de fomento CAPES, CNPq e PROEX que mantêm viva a esperança pela legitimação da pesquisa científica neste país.

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

Especialmente ao professor Cleudmar Amaral de Araújo que deu sustento a este trabalho atuando, na prática, como um importante co-orientador, além de nos confiar este tema de objeto de pesquisa, tão fascinante e privilegiado.

À empresa Alphamix Indústria e Comércio que exerceu um papel sem igual para a condução ilustre deste trabalho, sem a necessidade de menção à honorabilidade de seu representante Sérgio Nadler.

Aos amigos da equipe do Ergômetro, especialmente o Elton e o Diego que somaram forças comigo para que este trabalho se concluisse – particularmente pela elaboração inicial da estrutura do Elton possibilitando seu processo evolutivo até o estado atual.

Ao conjunto da sala FEMEC-CIMNE por me conceder os instrumentos de pesquisa necessários e proporcionar a condição de fazer parte de um grupo de pesquisa tão profissional.

Ao professor Antônio Marcos Gonçalves de Lima por suas aulas tão ricas e esclarecedoras me proporcionando um dos momentos mais ricos de aprendizagem acadêmica em minha vida.

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 biênio 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.

A todos os calorosos amigos adquiridos durante o mestrado, vindos de longe, mostrando-se pessoas tão contidas de vida e esperança pelo melhor, como Moisés, Elton, Diego, Luís Fernando, Gabriela, Thiago, Rogério, Arnaldo, Peterson, Daniel, Caroline, Isadora, Kamilla, Vincent, Luís, Márcio, Neto e demais.

Ao amigo e colega Valdico, presente como um técnico de excelência para o Laboratório de Projetos Mecânicos, me proporcionando momentos tão ricos e engraçados.

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

CARDOSO, Lucas de Souza. **Estrutura Modular Ajustável para Ergômetro de Cadeirantes Desportivos**. 2015. 168 f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, MG, Brasil.

Resumo

Um dos problemas mais comuns quanto à utilização de cadeiras de rodas convencionais é a sua inadequação estrutural para com as necessidades particulares dos seus usuários, e que vem sendo, tradicionalmente, propagada aos modelos desportivos e aos equipamentos de avaliação cardiovasculares, como ergômetros, manocletas, etc. Destarte, o papel fundamental desta dissertação de mestrado foi observar todas as limitações inerentes e resolvê-las de forma prática e legítima, pelo entendimento profundo da natureza funcional das deficiências físicas e das necessidades ergonômicas e antropométricas dos dependentes de cadeiras de rodas. Este trabalho apresenta o resultado de uma pesquisa que investigou a conjuntura fisiopatológica da realidade diária dos cadeirantes desportivos, propondo uma estrutura em módulos, acoplável a ergômetros. Esta estrutura procura garantir àquelas pessoas um ajustamento anatômico ideal, projetando os aspectos fisiológicos que envolvem a prescrição técnica do modelo adequado de cadeiras de rodas e dos protocolos de avaliação ergométrica. Os resultados obtidos deram-se na forma da concepção estrutural que compõe um equipamento complexo e preciso, mas de fácil abstração de manuseio e adequada capacidade mecânica de sustentação e segurança. Os aspectos técnicos do modelo envolvem as configurações mais importantes que traduzem as relações ergonômicas das fisiologias de pessoas com as mais diversas deficiências físicas, considerando também, uma expressiva amplitude de medidas e massas corporais. Assim, o equipamento cumpre com o papel de se adequar a uma larga faixa de pessoas e suas particularidades fisiológicas.

CARDOSO, Lucas de Souza. **Adjustable Modular Structure for Ergometer of Paralympic Wheelchair**. 2015. 168 p. M. Sc. Dissertation, Federal University of Uberlândia, MG, Brazil.

Abstract

One of the most common problems in the use of conventional wheelchairs is its structural inadequacy towards the particular needs of its users, and that has been traditionally propagated to sports models and cardiovascular evaluation equipment such as ergometers, manocletas, etc. Thus, the fundamental role of this master's thesis was to observe all the inherent limitations and resolve them in a practical and legitimate way, the deep understanding of the functional nature of disabilities and ergonomic and anthropometric needs of dependent on wheelchairs. This paper presents the results of a study that investigated the pathophysiological situation of daily reality of sports wheelchair, proposing a structure in modules, attachable to ergometers. This framework seeks to ensure those people an ideal anatomical adjustment, designing the physiological aspects involving the technical specification of the appropriate model of wheelchairs and exercise assessment protocols. The results are given in the form of structural design that makes up a complex and precise equipment, but easy to use abstraction and adequate mechanical ability to support and safety. The technical aspects of the model involve a whole range of settings that reflect the ergonomic relationships of physiology of people with various physical disabilities, also considering a significant range of measures and body weights. Thus, the equipment complies with the paper suit a wide range of people and their physiological characteristics.

Keywords: *Structure, Adjustable, Ergometer, Wheelchairs, Physical Disabilities.*

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1	Exemplos de ergômetros baseados em rolamentos.....	6
Figura 1.2	Ergômetro para cadeirantes ERG-CR09.....	8
Figura 2.1	Escala expandida de condição de acometimento (EDSS).....	13
Figura 2.2	Tipos de distrofias musculares.....	17
Figura 2.3	Secções da Coluna Vertebral.....	18
Figura 2.4	Esclerose Múltipla.....	21
Figura 2.5	Mapeamento da secção nervosa da medula espinhal.....	21
Figura 2.6	Nervo periférico traumatizado.....	22
Figura 2.7	Níveis de amputação dos membros superiores e inferiores.....	24
Figura 2.8	Deficiência de HG da glândula pituitária.....	25
Figura 2.9	Posturas defeituosas da coluna vertebral.....	26
Figura 2.10	Principais deformações das artropatias.....	27
Figura 2.11	Desenvolvimento da DORT/LER.....	28
Figura 2.12	Propriedades ergonômicas fundamentais de uma cadeira de rodas.....	32
Figura 2.13	Organograma da classificação funcional do Andebol.....	36
Figura 2.14	Organograma da classificação funcional do Atletismo.....	37
Figura 2.15	Organograma da classificação funcional do Basquetebol.....	39
Figura 2.16	Organograma da classificação funcional do Parabadminton.....	40
Figura 2.17	Organograma da classificação funcional do Rúgbi.....	41
Figura 2.18	Organograma da classificação funcional do Tênis.....	43
Figura 2.19	Organograma da classificação funcional do Tênis de Mesa.....	44
Figura 2.20	Cadeira de rodas de Andebol.....	47
Figura 2.21	Cadeira de rodas de Atletismo.....	49
Figura 2.22	Condições da cadeira de rodas de Basquetebol.....	50
Figura 2.23	Cadeira de rodas de Basquetebol.....	51
Figura 2.24	Cadeira de rodas de Parabadminton.....	52
Figura 2.25	Especificações técnicas da cadeira de rodas de Rúgbi.....	54
Figura 2.26	Cadeira de rodas de Rúgbi Ataque.....	55
Figura 2.27	Cadeira de rodas de Rúgbi Defesa.....	56
Figura 2.28	Cadeira de rodas de Tênis.....	57
Figura 2.29	Cadeira de rodas de Tênis de Mesa.....	58
Figura 3.1	Amostras de perfilados estruturais das ligas de alumínio aeronáutico....	65
Figura 3.2	Acessórios conciliados no projeto da estrutura.....	66
Figura 3.3	Esferas da relação cadeira e cadeirante.....	67
Figura 3.4	Estrutura modular ajustável para o Ergômetro de Cadeirantes.....	68
Figura 3.5	Identificação dos componentes estruturais.....	69
Figura 3.6	Montagem da base principal.....	72
Figura 3.7	Montagem da base do assento.....	72
Figura 3.8	Montagem das colunas do encosto.....	73
Figura 3.9	Montagem do encosto e do assento.....	73
Figura 3.10	Montagem do apoio dos pés.....	74
Figura 3.11	Montagem do contorno das pernas.....	74
Figura 3.12	Montagem completa.....	75

Figura 3.13	Sistema mecânico com a resistência eletromagnética.....	76
Figura 3.14	Esquema de conectividade do sistema mecânico à estrutura.....	77
Figura 3.15	Atritos laterais entre cadeiras emparelhadas nas partidas desportivas....	78
Figura 3.16	Mecanismo de fixação do ângulo de cambagem das rodas.....	79
Figura 3.17	Transmissão do torque pela junta homocinética telescópica.....	80
Figura 3.18	Interferência na tensão torcional nas Juntas Homocinéticas.....	81
Figura 3.19	Esquema de Cambagem na Estrutura Modular Ajustável.....	82
Figura 3.20	Conflito estrutural na cambagem das rodas.....	82
Figura 3.21	Configuração sem cambagem das rodas de propulsão.....	83
Figura 3.22	Comparação longitudinal entre as estruturas relacionadas.....	84
Figura 3.23	Abertura unilateral da estrutura modular.....	85
Figura 3.24	Detalhe da barra roscada de abertura do assento.....	85
Figura 3.25	Imparidade entre os ângulos de exigência nas juntas.....	86
Figura 3.26	Esquema do Pinhão e Cremalheira.....	87
Figura 3.27	Esquema do Sistema Mecânico Duplo.....	88
Figura 3.28	Esquema das Polias Deslizantes.....	89
Figura 3.29	Gabarito do <i>Tilt</i>	90
Figura 3.30	Marcadores com as sete configurações de <i>tilt</i>	90
Figura 3.31	Gabarito com o Pino de Ajuste do <i>Tilt</i>	91
Figura 3.32	Detalhe da sapata de acomodação do pino.....	92
Figura 3.33	Cintas de acomodação lombar.....	93
Figura 3.34	Processo numérico de análise de elementos finitos.....	94
Figura 3.35	Geometria capturada para a base principal da estrutura.....	96
Figura 3.36	Geometria capturada para a configuração largo50 e longo60.....	97
Figura 3.37	Geometria capturada para a configuração estreito25 e longo60.....	98
Figura 3.38	Geometria capturada para a configuração largo50 e curto30.....	98
Figura 3.39	Geometria capturada para a configuração estreito25 e curto30.....	99
Figura 3.40	Geometria capturada para a análise de contato no gabarito.....	100
Figura 3.41	Verificação de integridade geométrica dos modelos estruturais.....	102
Figura 3.42	Modelagem das malhas de elementos finitos dos modelos.....	103
Figura 3.43	Programação de atrito nas zonas de contato do gabarito.....	104
Figura 3.44	Malha do contato entre o pino do gabarito e a estrutura do assento.....	105
Figura 3.45	Condições de Contorno de Engastamento.....	106
Figura 3.46	Condições de Contorno de Carregamento.....	108
Figura 4.1	Sistema de coordenadas retangulares de referência dos GDL's.....	110
Figura 4.2	Ajuste de largura do assento.....	111
Figura 4.3	Ajuste de profundidade do assento.....	112
Figura 4.4	Ajuste generalizado do <i>tilt</i>	113
Figura 4.5	Ajuste do <i>tilt</i> pós-glúteos.....	114
Figura 4.6	Ajuste de altura do assento ao apoio dos pés.....	115
Figura 4.7	Ajuste de inclinação do apoio dos pés.....	116
Figura 4.8	Ajuste de largura do encosto.....	117
Figura 4.9	Ajuste de altura do encosto.....	118
Figura 4.10	Ajuste de inclinação do Encosto Anterior à Lombar L ₁	119
Figura 4.11	Ajuste de inclinação do Encosto Posterior à Lombar L ₁	120
Figura 4.12	Ajuste da extensão de afunilamento das coxas.....	121
Figura 4.13	Ajuste da extensão de afunilamento das panturrilhas.....	122

Figura 4.14	Ajuste do centro de gravidade.....	123
Figura 4.15	Ajuste da largura do apoio dos pés.....	124
Figura 4.16	Ajuste do alinhamento do apoio dos pés.....	125
Figura 4.17	Ajuste da altura do assento até o aro de propulsão.....	126
Figura 4.18	Ajuste da cambagem das rodas de propulsão.....	127
Figura 4.19	Ajuste da distância das rodas ao quadro.....	128
Figura 4.20	Tensões equivalentes na base principal da estrutura.....	129
Figura 4.21	Região das tensões equivalentes máximas.....	130
Figura 4.22	Deslocamentos totais na base principal da estrutura.....	130
Figura 4.23	Deslocamentos totais na base principal (Escala Aumentada).....	131
Figura 4.24	Tensões equivalentes no assento largo50 e longo60.....	132
Figura 4.25	Regiões das tensões equivalentes máximas no assento.....	132
Figura 4.26	Deslocamentos totais no assento largo50 e longo60.....	133
Figura 4.27	Deslocamentos totais no assento largo50 e longo60 (Escala Aumentada).....	133
Figura 4.28	Tensões equivalentes no assento estreito25 e longo60.....	134
Figura 4.29	Deslocamentos totais no assento estreito25 e longo60.....	135
Figura 4.30	Deslocamentos totais no assento estreito25 e longo60 (Escala Aumentada).....	135
Figura 4.31	Tensões equivalentes no assento largo50 e curto30.....	136
Figura 4.32	Deslocamentos totais no assento largo50 e curto30.....	137
Figura 4.33	Deslocamentos totais no assento largo50 e curto30 (Escala Aumentada).....	137
Figura 4.34	Tensões equivalentes no assento estreito25 e curto30.....	138
Figura 4.35	Deslocamentos totais da liga 6061 T-6F no assento estreito25 e curto30.....	139
Figura 4.36	Deslocamentos totais da liga 7075 T-651 no assento estreito25 e curto30.....	140
Figura 4.37	Deslocamentos totais no assento estreito25 e curto30 (Escala Aumentada) 6061 T-6F.....	140
Figura 4.38	Deslocamentos totais no assento estreito25 e curto30 (Escala Aumentada) 7075 T-651.....	141
Figura 4.39	Gráficos de convergência das forças no contato do gabarito.....	141
Figura 4.40	Tensões equivalentes na superfície de contato do pino.....	142
Figura 4.41	Tensões equivalentes na barra do gabarito.....	143
Figura 4.42	Tensões equivalentes no pino.....	144
Figura 4.43	Deslocamentos totais na superfície de contato do pino.....	145
Figura 4.44	Deslocamentos totais na superfície de contato do pino (Escala Aumentada).....	146
Figura 4.45	Deslocamentos totais na barra do gabarito.....	147
Figura 4.46	Deslocamentos totais na barra do gabarito (Escala Aumentada).....	148
Figura 4.47	Deslocamentos totais no pino.....	149
Figura 4.48	Deslocamentos totais no pino (Escala Aumentada).....	150
Figura 5.1	Tensões equivalentes excedentes nas hastes do assento.....	152
Figura 5.2	Tensões equivalentes excedentes no trilho.....	153
Figura 5.3	Tensões equivalentes excedentes nas hastes do assento dos glúteos...	154
Figura 5.4	Assimetria estrutural.....	155

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1	Quanto à permanência da deficiência física.....	12
Tabela 2.2	Aspectos fisiológicos das Dismotrias Cerebrais.....	15
Tabela 2.3	Tipos de Miopatias.....	16
Tabela 2.4	Classificações topográficas das deficiências físicas.....	29
Tabela 2.5	Modalidades desportivas pertinentes à pesquisa.....	34
Tabela 2.6	Descrição das classes funcionais do andebol.....	36
Tabela 2.7	Descrição das classes funcionais do atletismo.....	37
Tabela 2.8	Descrição das classes funcionais do basquetebol.....	39
Tabela 2.9	Descrição das classes funcionais do parabadminton.....	40
Tabela 2.10	Descrição das classes funcionais do rúgbi.....	42
Tabela 2.11	Descrição das classes funcionais do tênis de mesa.....	44
Tabela 2.12	Especificações ergonômicas de projeto.....	46
Tabela 2.13	Relações ergonômicas e antropométricas do modelo andebol.....	48
Tabela 2.14	Relações ergonômicas e antropométricas do modelo atletismo.....	49
Tabela 2.15	Relações ergonômicas e antropométricas do modelo basquetebol.....	51
Tabela 2.16	Relações ergonômicas e antropométricas do modelo parabadminton...	52
Tabela 2.17	Relações ergonômicas e antropométricas do modelo rúgbi ataque.....	55
Tabela 2.18	Relações ergonômicas e antropométricas do modelo rúgbi defesa.....	56
Tabela 2.19	Relações ergonômicas e antropométricas do modelo tênis.....	58
Tabela 2.20	Relações ergonômicas e antropométricas do modelo tênis de mesa.....	59
Tabela 2.21	Relações ergonômicas e antropométricas aditivas.....	60
Tabela 2.22	Relações ergonômicas e antropométricas do modelo final.....	61
Tabela 3.1	Inventário de componentes estruturais.....	70
Tabela 3.2	Ligas de alumínio e propriedades mecânicas.....	94
Tabela 3.3	Atributos físicos da base principal.....	96
Tabela 3.4	Atributos físicos da configuração largo50 e longo60.....	97
Tabela 3.5	Atributos físicos da configuração estreito25 e longo60.....	98
Tabela 3.6	Atributos físicos da configuração largo50 e curto30.....	99
Tabela 3.7	Atributos físicos da configuração estreito25 e curto30.....	99
Tabela 3.8	Atributos físicos da estrutura simétrica do gabarito.....	101
Tabela 4.1	Graus de liberdade e amplitudes para as propriedades ergonômicas e antropométricas do modelo.....	110

LISTA DE SÍMBOLOS

E	Módulo de elasticidade
ν	Razão de Poisson
σ_y	Limite de escoamento
σ_{ut}	Limite de resistência à tração
LI	Limite inferior
LS	Limite superior
Δ	Amplitude
GDL	Graus de liberdade
σ_M	Tensão equivalente máxima
σ_P	Tensão equivalente predominante

SUMÁRIO

Resumo.....	x
Abstract.....	xi
Lista de Figuras.....	xii
Lista de Tabelas.....	xv
Lista de Símbolos.....	xvi
CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO.....	1
CAPÍTULO II – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	10
2.1. Características Fisiopatológicas das Deficiências Físicas.....	12
2.1.1. <i>Lesões Cerebrais</i>	14
2.1.2. <i>Miopatias</i>	16
2.1.3. <i>Lesão Medular</i>	17
2.1.4. <i>Disrafismo Espinal</i>	20
2.1.5. <i>Esclerose Múltipla</i>	20
2.1.6. <i>Lesões Nervosas Periféricas</i>	22
2.1.7. <i>Amputações</i>	23
2.1.8. <i>Nanismo Pituitário e Acondroplasia</i>	24
2.1.9. <i>Distúrbios Posturais da Coluna</i>	25
2.1.10. <i>Artropatias</i>	26
2.1.11. <i>Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho</i>	27
2.2. Classificações das Topografias das Deficiências Físicas.....	28
2.3. As Modalidades Desportivas com Deficientes Cadeirantes.....	31
2.3.1. <i>As Cadeiras de Rodas Manuais</i>	31
2.3.1.1. <i>Propriedades Ergonômicas de uma Cadeira de Rodas Manual</i>	32
2.3.2. <i>Esportes Paralímpicos Baseados em Cadeiras de Rodas Manuais</i>	33
2.3.3. <i>Classificação Funcional das Modalidades Abordadas no Esporte Paralímpico</i>	34
2.3.3.1. <i>Classificação Funcional do Andebol (ou Handebol)</i>	35
2.3.3.2. <i>Classificação Funcional do Atletismo</i>	36
2.3.3.3. <i>Classificação Funcional do Basquetebol</i>	38
2.3.3.4. <i>Classificação Funcional do Parabadminton</i>	39
2.3.3.5. <i>Classificação Funcional do Rúgbi (ou Rugby)</i>	40
2.3.3.6. <i>Classificação Funcional do Tênis em Cadeiras de Rodas</i>	43
2.3.3.7. <i>Classificação Funcional do Tênis de Mesa</i>	43

2.3.4. <i>Ergonomia e Antropometria das Cadeiras de Rodas nas Modalidades Paradesportivas Abordadas</i>	45
2.3.4.1. Ergometria na Cadeira de Rodas de Andebol.....	47
2.3.4.2. Ergometria na Cadeira de Rodas de Atletismo.....	48
2.3.4.3. Ergometria na Cadeira de Rodas de Basquetebol.....	49
2.3.4.4. Ergometria na Cadeira de Rodas de Parabadminton.....	52
2.3.4.5. Ergometria na Cadeira de Rodas de Rúgbi.....	53
2.3.4.6. Ergometria na Cadeira de Rodas de Tênis.....	57
2.3.4.7. Ergometria na Cadeira de Rodas de Tênis de Mesa.....	58
2.3.5. <i>Variáveis Ergonómicas Aditivas</i>	59
CAPÍTULO III – MATERIAIS E MÉTODOS	62
3.1. A Ergonomia no Projeto de Produtos	62
3.2. Materiais	63
3.2.1. <i>Ligas Metálicas</i>	63
3.2.2. <i>Perfis Estruturais</i>	64
3.2.3. <i>Acessórios</i>	65
3.3. Métodos	66
3.3.1. <i>Métodos de Análise Ergonómica</i>	67
3.3.2. <i>Desenho Técnico</i>	68
3.3.2.1. <i>Esquema de Montagem da Estrutura</i>	71
3.3.2.2. <i>Soluções Particulares do Projeto</i>	75
3.3.3. <i>Métodos de Elementos Finitos</i>	93
3.3.3.1. <i>Captura Geométrica</i>	95
3.3.3.2. <i>Verificação de Reparos Geométricos</i>	101
3.3.3.3. <i>Geração de Malhas de Elementos Finitos</i>	102
3.3.3.4. <i>Condições de Contorno</i>	106
CAPÍTULO IV – RESULTADOS	109
4.1. Graus de liberdade e suas amplitudes se adequando às modalidades desportivas para as classes funcionais	109
4.1.1. <i>Configuração Modular da Estrutura</i>	111
4.2. Resultados da Análise de Elementos Finitos	129
CAPÍTULO V – DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	151
CAPÍTULO VI – CONCLUSÃO	156
6.1. Propostas para novos estudos	157
CAPÍTULO VII – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	158

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

As atividades desportivas para as pessoas com deficiência é uma realidade desde meados do século vinte. E de forma promissora vem agregando, desde então, valor e técnicas científicas ao seu contexto. No Brasil, os esportes paralímpicos vêm ganhando espaço progressivamente, nos últimos dez anos. No país já estão presentes praticamente todas as modalidades desportivas, com equipes técnicas estruturadas.

No ano de 2016 haverá as Olimpíadas e as Paraolimpíadas do Rio de Janeiro, estimulando diversos setores econômicos, paratletas e pesquisadores a fim de desenvolver novos conhecimentos e tecnologias.

Primeiramente, foram investigadas as características principais da relação cadeira de rodas e cadeirante. Uma característica marcante desta relação é a generalização conceitual do equipamento, que vem sendo disponibilizado aos usuários diversos, sem considerar as suas características e deficiências físicas pessoais, de forma a generalizar os parâmetros do equipamento.

Assim, é importante conhecer as especificidades desta relação – cadeira/atleta. Contudo, poucas alterações têm sido propostas no que tange às dimensões dos componentes estruturais do equipamento. Se um equipamento desta natureza tem o papel de auxiliar o usuário deficiente de forma a garantir-lhe o máximo de liberdade de locomoção e estabilidade, então não se justifica desprezar uma contínua diversidade de dimensões antropométricas, generalizando-as em modelos manufaturados em série.

Como em outros casos de acessórios de acessibilidade (muletas, botas, apoios, luvas, equipamentos de proteção) as cadeiras de rodas foram adotadas por seus usuários para atividades extraconvencionais, como atividades desportivas. E para tanto, estes acessórios e equipamentos foram aplicados em sua forma natural, isto é, sem adequadas adaptações.

Na intenção de atender estas necessidades de adequação e adaptação, este

trabalho propôs o desenvolvimento de uma estrutura ergonômica acoplável a um sistema de resistência mecânica que, associados, contemplam um ergômetro ajustável para pessoas com deficiências físicas dependentes de cadeiras de rodas. O ergômetro ajustável visa contribuir com a habilitação e reabilitação física destes indivíduos, além de identificar as suas dimensões antropométricas pessoais configurando um modelo de tecnologia assistiva adequada.

Este trabalho foi desenvolvido em parceria com a empresa *Alphamix Indústria e Comércio Ltda*. A *Alphamix* tem atuado com a fabricação e desenvolvimento de Cadeiras de Rodas para uso convencional e desportivo, especializando-se no ramo da personalização de equipamentos assistivos.

O contexto histórico dos esportes paralímpicos tem seu início marcado pela contingência das deficiências físicas cujo tratamento baseia-se em reabilitação. Segundo Freire (2008) o contingente de indivíduos com deficiências físicas, além de possuir um registro histórico, também é afetado durante crises sociais como guerras, atentados terroristas, crimes contra civis, acidentes entre outros.

Freire (2008), ainda relaciona os primeiros procedimentos formais de reabilitação através de exercícios físicos, esforços atléticos e inserção do indivíduo deficiente em esportes, propriamente definidos como paralímpicos. Essa iniciativa começou com o neurologista alemão *Sir Ludwig Guttmann* no Hospital de Stoke Mandeville, na cidade inglesa de Aylesbury.

Gonzalez (2007) afirma que os esportes paralímpicos se iniciaram efetivamente após a primeira guerra mundial, onde soldados amputados em combate foram iniciados nos esportes de tiro com arco e flecha. Com o passar do tempo os esportes paralímpicos transpuseram seu caráter de reabilitação e expandiram para uma noção organizacional de modalidade desportiva.

Desde a segunda guerra mundial os esportes paralímpicos tornaram-se oficialmente parte dos jogos olímpicos, desenvolvidos de forma paralela.

E ainda, algumas modalidades desportivas foram adaptadas para deficientes usuários de equipamentos funcionais como cadeiras de rodas, assentos entre outros. Com o crescimento dos esportes adaptados e das tecnologias adotadas, as Paralimpíadas ganharam notoriedade, atingindo o reconhecimento de um dos maiores eventos organizados do mundo. Nos anos de 1960 foi criado o Comitê Paralímpico Internacional – IPC.

Desde os Jogos de Atenas, em 2004, os esportes paralímpicos ganharam mais importância no Brasil, destacando inúmeros paratletas em diversas modalidades como basquetebol, ciclismo, bocha, esgrima e até futebol sobre rodas.

O emprego de cadeiras de rodas em esportes paralímpicos vem passando por diversas melhorias e adequações ergonômicas. Jorge (2005) menciona que 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. A fim de estabelecer esta noção de adaptabilidade entre o equipamento e o usuário paralímpico, Calegari (2010) afirma a necessidade de se adequar as regras desportivas exclusivamente para esses clientes. Nesta ótica destacou-se a Organização Internacional de Esportes para os Mutilados – ISOD, desenvolvendo a científicidade do paradesporto. A modalidade do andebol 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. Cooper *et al* (2001) ressalta as implicações da falta de adequação do equipamento em função das necessidades dos usuários, inclusive, enfatizando as próprias implicações básicas de se locomover por meio de cadeiras de rodas. Para Cooper (2001) as pessoas com tetraplegia ou lesões na medula espinhal ao nível cervical podem encontrar dificuldades no processo de propulsão da cadeira de rodas manual devido à fadiga e fraqueza do músculo das extremidades dos membros superiores. E neste caso, a fadiga pode levar a um prejuízo irreversível impossibilitando ao usuário uma propulsão manual independente.

Koontz (2009) se aprofunda nesta abordagem determinando outros prejuízos relacionados à incompatibilidade entre o equipamento e o paratleta, além de lesões nos membros superiores. Menciona por exemplo, 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.

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

Ainda, Koontz (2009) indica tendências que vêm para solucionar estes problemas – como, observância do material e das medidas do equipamento, peso da estrutura e ajustabilidade. Para este pesquisador, no futuro serão adotados ensaios de intervenção e estudos maiores que permitirão modelos estatísticos mais complexos que deverão harmonizar as estruturas do equipamento paralímpico e do paratleta.

Estas tendências têm sido observadas nos últimos anos, e algumas organizações especialistas na produção de cadeiras de rodas paralímpicas buscam o desenvolvimento

tecnológico e científico de seus processos produtivos de forma a alcançar uma qualidade que vislumbre esta aderência equipamento/paratleta.

Para o Instituto Brasileiro dos Direitos da Pessoa com Deficiência – IBDD (2008), os portadores de deficiência devem ser reintegrados à sociedade mostrando a sua natureza ativa e sua contribuição, e que o desenvolvimento econômico, social e ambiental está triangulado ao empenho que se emprega ao comportamento ético humano. Certas medidas podem gerar um aprimoramento pessoal e profissional do portador de deficiências, devolvendo-lhe a autoconfiança e a vontade de vencer e superar os obstáculos.

A ergometria tem sido muito empregada para o desenvolvimento destas pessoas. Não se pode falar em ergometria antes de se entender ergonomia. A ergonomia é a ciência que estuda os projetos de máquinas, equipamentos, sistemas e operações, proporcionando o máximo de segurança, saúde, conforto e eficiência no trabalho. Trata-se de uma ciência interdisciplinar que agrupa vários ramos de estudo para a sua base científica e tecnológica. Para Carriel e Paschoarelli (2009, 34p.) o *design* é um destes ramos que contribuem para que a ergonomia atinja seus objetivos – e no caso aqui tratado, será responsável pela qualidade anatômica do modelo.

O termo ergometria provém da junção de duas palavras gregas – *ergon* que significa trabalho e *metron* significando medida. Os ergômetros são instrumentos que avaliam a capacidade metabólica, aeróbica ou anaeróbica de um indivíduo experimentalmente – de modo reproduzível e válido – através do trabalho físico. O estado da arte no ramo da ergometria concilia o conhecimento científico e as tecnologias até então empregados.

Durante um exercício de longa duração e baixa ou média intensidade o oxigênio é utilizado para a produção de energia pelo metabolismo das moléculas Adenosina Trifosfato (ATP) caracterizando os exercícios aeróbicos; Nos exercícios de grande intensidade e curta duração, o metabolismo das ATP independe do oxigênio, e sim pelos processos alático ou lático podendo produzir ácido láctico determinando os exercícios anaeróbicos.

O tipo de contração e movimento produzidos dependem, em grande parte, da estrutura e capacidade metabólica dos músculos esqueléticos envolvidos; enquanto um esforço continuado, baseado nas fibras vermelhas musculares requer constante energia, obtida, preferencialmente, em aerobiose, as variações bruscas de atividade que se baseiam na contratilidade das fibras brancas utilizam energia imediatamente disponível, sob a forma de fosfocreatina e ATP pré-existentes e ou com recurso à glicose anaeróbia. (MARTINS E SILVA, 1989, 57p.)

Portanto, de modo geral, o metabolismo pode ser entendido como um conjunto de reações químicas celulares que mantém as células ativas (crescer, dividir, etc.) e vivas. E

para tanto, os ergômetros exercem a função de auxiliar estas reações na forma de esforços físicos caracterizados. Estes esforços são atividades físicas cardiovasculares.

Desde a revolução industrial e as suas influências no modo de vida das pessoas – como, por exemplo, o sedentarismo – as atividades físicas vêm sendo um mecanismo importante de manutenção do bem-estar e da saúde pública, com uma relação direta entre a prática da atividade física e a redução dos índices de mortalidade (BERLIN E COLDITZ apud DE OLIVEIRA, 2006a, 04p.). Deste ponto, os ergômetros também têm sido tecnologias de manutenção das atividades físicas, e no contexto das deficiências e fisiopatologias, um meio de habilitação e/ou reabilitação pessoal.

Conforme os ergômetros atendem diversos tipos de práticas esportivas, originam respostas fisiológicas distintas entre si. Tais respostas variam em função do grupo muscular trabalhado pelo ergômetro e as suas características funcionais. Por isso, nos últimos anos, diversos tipos de ergômetros foram desenvolvidos. Ergômetros em esteira que simulam a atividade física de uma caminhada ou corrida; ergômetros de força e resistência que simulam o esporte de remos, por exemplo, entre outros.

Devido à sua faculdade de controlar o nível de intensidade e resistência do exercício físico, os ergômetros também são importantes para a prescrição das atividades físicas para indivíduos debilitados com necessidades especiais. De acordo com Magalhães e Soares (apud DE OLIVEIRA, 2006b, 23p.) os ergômetros se caracterizam por reunir os seguintes atributos:

Devem integrar um dispositivo analógico ou digital para controle da velocidade, rotações, resistência e percentagem de inclinação e/ou declinação no caso do tapete rolante, e os mesmos devem poder ser facilmente ajustáveis durante o teste ou exercício; - Devem permitir que o indivíduo consiga executar um esforço máximo sem atingir os limites do aparelho (em especial nas variáveis velocidade e resistência); - Dado que normalmente, não é possível estimar diretamente o dispêndio energético, os aparelhos devem permitir a entrada de alguns parâmetros necessários para o cálculo do mesmo (como o peso ou o sexo), e apresentar o valor atual ou final desse mesmo gasto calórico; - O mecanismo de controle deve oferecer uma margem de erro inferior a 1%; - A estrutura física dos aparelhos (o seu tamanho e ergonomia) deve ser ajustável às características físicas dos praticantes; - As características, de segurança, que envolvem os equipamentos devem oferecer confiança ao praticante e ao avaliador/professor; - O mecanismo de calibração deve ser de fácil utilização.

Contudo, algumas características podem variar entre os ergômetros de acordo com as suas funções ergométricas, como módulos de ajustes, grupos musculares a serem trabalhados e indicadores fisiológicos correlatos. A sua adequabilidade ao usuário deve ter de caráter ergonômico.

Os primeiros ergômetros para deficientes físicos cadeirantes foram os ergômetros de braço com manivelas, também denominados, cicloergômetros manuais; e os ergômetros com sistema de rolamentos.

Os ergômetros com sistema de rolamentos baseiam-se em plataformas onde a própria cadeira de rodas do cadeirante é posicionada, e as rodas de propulsão são sobrepostas aos rolamentos com sistema de resistência integrado.

Em ambos os modelos expostos na fig. 1.1, os ergômetros funcionam com rolos conectados a válvulas e bombas hidráulicas, além de componentes elétricos que respondem pelo controle da resistência à propulsão do ergômetro. Há painéis de controles de interface do sistema.

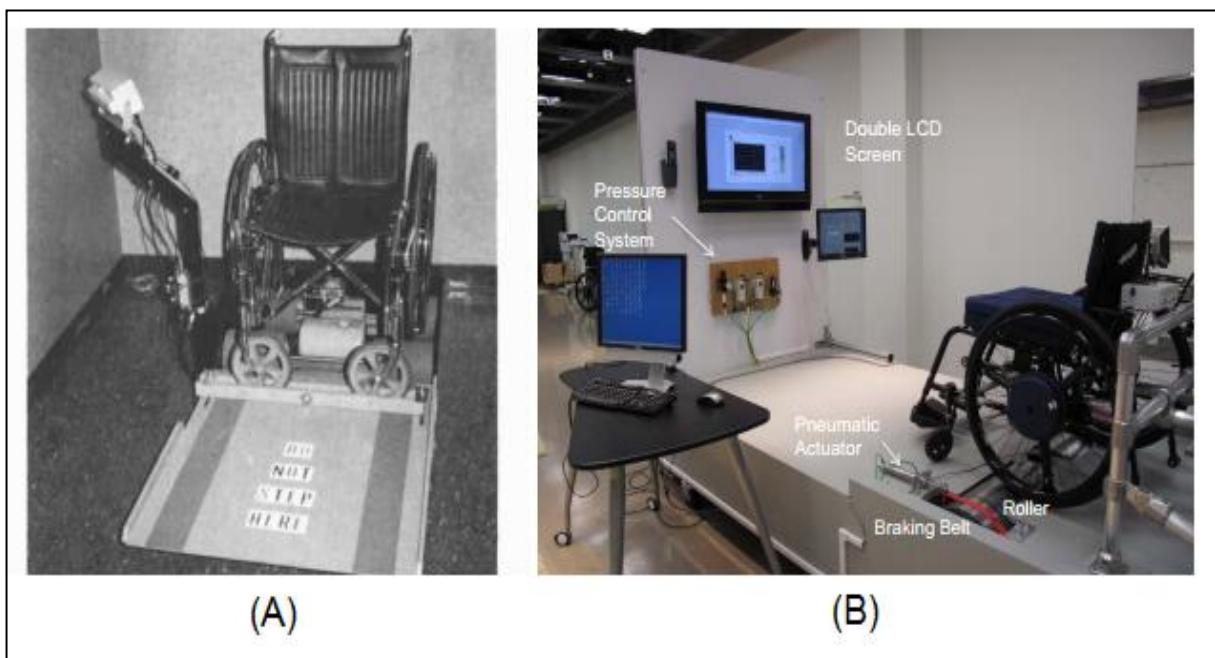


Figura 1.1 – Exemplos de ergômetros baseados em sistema de rolamentos. Fonte: (a) Motloch *et al* (1983); (b) Wu *et al* [201-].

Uma limitação deste tipo de ergômetro é não possuir um módulo de assento ajustável para as medidas corporais da pessoa testada; mas ao invés, usa-se a própria cadeira de rodas acoplada ao sistema; visto que, o comum das vezes é a mesma cadeira já não ter sido fabricada sob as medidas corporais citadas. Portanto, os ergômetros têm sido limitados por realizar uma avaliação ergométrica sem conformar as medidas ergonômicas do sujeito avaliado.

Os dados avaliados são – a velocidade média desenvolvida pelo indivíduo, para uma determinada distância ou intervalo de tempo de propulsão, a frequência dos esforços físicos de propulsão e eficiência mecânica do sistema. Alguns modelos de ergômetros ainda

conciliam a estes dados, indicadores fisiológicos – como frequência cardíaca, ventilação, pressão arterial. O conjunto destes dados é analisado para um prognóstico das condições metabólicas e fisiológicas do indivíduo. Para tanto, são empregados protocolos guias dos experimentos.

Ergômetros também têm sido empregados como meios de treinamento físico para a recuperação de pessoas com deficiências ou lesões medulares. Uma pesquisa, neste sentido, publicada no *Yonsei Medical Jornal* (1993), coordenada por Yim afirma que os efeitos de emprego do ergômetro no treinamento foram positivos durante o período experimental.

Após cinco semanas de uso do ergômetro no treinamento, a capacidade muscular na região dos ombros, o potencial de trabalho, o torque e a capacidade cardiorrespiratória melhoraram. O pico médio de torque na flexão dos ombros aumentou significativamente (YIM, 1993, 282p.).

Entre os períodos de 2007 a 2010, o Laboratório de Projetos Mecânicos 'Prof. Henner A. Gomide' da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia desenvolveu o primeiro protótipo de um ergômetro para cadeirantes denominado como ERG-CR09. Trata-se de um equipamento baseado nas estruturas das cadeiras de rodas convencionais acoplado a um sistema de resistência eletromagnética.

O ERG-CR09, ilustrado na fig. 1.2, permitiu a análise e a definição de protocolos orientados a paratletas considerando os aspectos biomecânicos do movimento de propulsão realizado por eles.

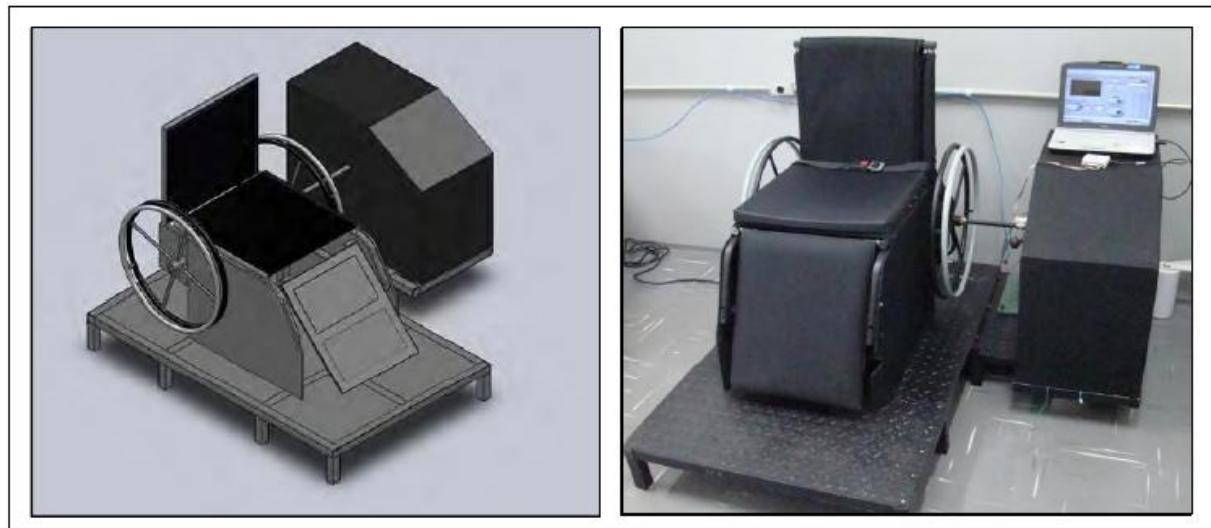


Figura 1.2 – Ergômetro para cadeirantes ERG-CR09. Fonte: Novais (2010).

O ergômetro para cadeirantes, ERG-CR09, realizou testes anaeróbicos de *Wingate* possibilitando a identificação individual das potências absolutas desenvolvidas por voluntários testados.

O modelo de ergômetro citado, ainda passou por melhorias e adaptações realizadas pelo respectivo laboratório, que em 2012 caracterizaram uma nova edição (Ergo1) do equipamento. As adaptações realizadas compreendem uma alteração no material e perfil da estrutura, e a integração operacional do sistema de resistência eletromagnética e do módulo de propulsão.

Até a versão atual, o ergômetro ainda apresenta limitações quanto a um módulo de assento mais adequado às linhas de desenho das cadeiras de rodas desportivas, como também, a ajustabilidade multidimensional para com as relações antropométricas dos indivíduos submetidos aos testes.

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 olímpicos, 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 foram baseados em instrumentos convencionais de assessoria aos deficientes físicos, como por exemplo, apoios, bengalas, cadeiras de rodas, luvas e equipamentos de proteção individual.

Em alguns casos, estes instrumentos eram de propriedade e uso convencional por parte destes indivíduos enquanto civis, e que foram adotados por eles também em suas atividades desportivas. Nota-se que a aplicação destas tecnologias assistivas, ao longo da história, foi tomada de forma genérica, desconsiderando as particularidades antropométricas de cada indivíduo.

Notavelmente, o exercício olímpico se diferencia das atividades cotidianas (ou normais) na medida em que demanda do indivíduo um desempenho acentuado de sua capacidade física em atividade extra motriciais – como velocidade, resistência, flexibilidade, destreza, entre outros. Assim, os equipamentos adequados em atividades físicas convencionais podem não o 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 paratletas 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. Esta mesma deficiência de projeto foi transferida para os modelos de ergômetros convencionais para pessoas com deficiências físicas dependentes de cadeiras de rodas.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

As deficiências físicas estão entre os principais fatores ergonômicos e antropométricos da inter-relação atleta paralímpico e a cadeira desportiva. Para as modalidades desportivas aqui tratadas, as distinções de deficiências físicas inerentes estão baseadas nas implicâncias e/ou limitações que estas exercem para o paratleta. No mais das vezes, estas implicâncias parametrizam os atletas em categorias funcionais – agrupando os atletas por similaridade de deficiência.

Uma vez que, as modalidades abordadas (atletismo, basquetebol, *rúgbi*, andebol, *badminton*, tênis e tênis de mesa) estão sujeitas à contribuição ativa de cadeiras de rodas manuais no exercício desportivo, as seguintes deficiências se perspectivam por meio de suas inter-relações com o equipamento. Esta postura faz um filtro no todo das definições de deficiências para uma conceituação que converge para o objeto de pesquisa deste trabalho.

Antes de tudo, a definição técnica, universalmente aceita, de deficiências pessoais tem uma designação tardia. Somente a partir da década de setenta, do século vinte, é que a OMS – Organização Mundial da Saúde concebeu uma definição para o fenômeno, fazendo-o se organizar quanto aos tipos de deficiências, naturezas, amplitudes, entre outros. O manual ICIDH – Classificação Internacional de Imparidades, Deficiências e Desvantagens, da OMS foi publicado em 1980 (VIEIRA, 2011a, 67p.).

O termo vem se atualizando e legitimando desde então.

No Brasil, a lei que define e regulamenta as Deficiências Físicas é a de Nº. 7.853 de 24 de Outubro de 1.989. Em 20 de Dezembro de 1.999 o Decreto Nº. 3.298 regulamentou a lei Nº 7.853/89 consolidando as normas de proteção e dando outras providências necessárias para o caso de Portadores de Deficiências. Este último (Brasil, 1999, art. 3º) define deficiências como:

I - deficiência – toda perda ou anormalidade de uma estrutura ou função psicológica, fisiológica ou anatômica que gere incapacidade para o desempenho de atividade, dentro do padrão considerado normal para o ser humano;

II - deficiência permanente – aquela que ocorreu ou se estabilizou durante um período de tempo suficiente para não permitir recuperação ou ter probabilidade de que se altere, apesar de novos tratamentos; e

III - incapacidade – uma redução efetiva e acentuada da capacidade de integração social, com necessidade de equipamentos, adaptações, meios ou recursos especiais para que a pessoa portadora de deficiência possa receber ou transmitir informações necessárias ao seu bem-estar pessoal e ao desempenho de função ou atividade a ser exercida.

Assim, as deficiências podem ser entendidas como fisiopatologias. Dentre as deficiências conhecidas podem ser citadas: Deficiência Visual, Deficiência Motora, Deficiência Auditiva, Deficiência Intelectual, Deficiência Física, Distúrbios Fonoaudiológicos, Distúrbios de Aprendizagem e em casos combinados das deficiências. Neste caso, as “Deficiências Físicas” abrangeram a pesquisa que direcionou esta dissertação – e serão estas, tratadas aqui. Segundo o Censo 2010 do IBGE (2014), aproximadamente 24% da população brasileira é portadora de algum tipo de deficiência, e aproximadamente 5% destes são deficientes físicos.

Quanto à natureza das deficiências, de acordo com Teixeira (2010, 01p.), podem ser Hereditárias – quando são consequentes de doenças transmitidas pelos genes, Congênitas – quando se manifesta no indivíduo durante a fase intrauterina ou natalina, e por último, Adquiridas – provenientes de doenças, infecções, acidentes, traumatismos, agentes químicos e intoxicações, ferimentos com armas, agressões, acidentes automobilísticos, entre outros. Portanto, a deficiência é um fator oriundo de uma doença ou disfunção intrínseca do indivíduo.

Independente da natureza causal de uma fisiopatologia, as consequências impõem restrições pessoais ao indivíduo. De acordo com Vieira (2011b, 68p.) as consequências em sua essência são – a Debilidade (ou deficiência em si mesma) que na maioria das vezes é externamente perceptível, a Incapacidade que está implícita e é determinada pela debilidade, e a Dificuldade que são as implicâncias ambientais da debilidade como inibição social, desmotivação e exclusão. Portanto, a compleição de uma deficiência é, claramente, uma desvantagem para o indivíduo – prejuízo que impede o seu desempenho igualitário, caracterizando uma discordância para as expectativas do indivíduo ou para o seu grupo social.

Nesta perspectiva, para Battistella (201-, 15p.) “este termo (deficiência) denota os aspectos negativos da interação entre um indivíduo (com um estado ou condição de saúde) e os fatores contextuais do indivíduo (fatores ambientais e pessoais).” E ainda, complementando, “a deficiência física, independente da sua forma de manifestação, pode afetar a imagem corporal do indivíduo. Com a perda de uma parte do corpo o indivíduo pode

ter uma brusca alteração da imagem corporal" (DE BENEDETTO apud ALBUQUERQUE E FALKENBACH, 2009a, 01p.).

Os indivíduos com deficiências podem ser tratados e inseridos com sucesso na sociedade, na maioria dos casos. O seu tratamento deve ser planejado e com medidas adequadas, de forma que, estes indivíduos recebam estímulos positivos para a sua recuperação ou reabilitação. "Todos os portadores de deficiência necessitam de estímulos ambientais fortes, para ativar e atualizar os seus potenciais em desenvolvimento" (PIMENTA, 2012,10p.).

2.1. Características Fisiopatológicas das Deficiências Físicas

A deficiência física é um comprometimento do aparelho de locomoção. Baseado nos conceitos revistos "as deficiências físicas englobam quaisquer alterações que comprometem o aparelho locomotor, isto é, os sistemas osteoarticular, muscular e nervoso, causando comprometimento significativo na sua forma e função." (VIEIRA, 2011c, 71p.). De acordo com a tab. 2.1, as deficiências físicas podem ser:

Tabela 2.1 – Quanto à permanência da deficiência física.

Temporária	O indivíduo poderá voltar às suas condições normais, ou anteriores, depois de tratamento correto da enfermidade.
Recuperável	O indivíduo pode desenvolver uma melhora gradual de sua condição, ou pelo menos, suprir o prejuízo com adaptações ou reeducação motora.
Definitiva	Quando mesmo com o tratamento ideal, o indivíduo não apresenta melhora ou recuperação, seja por adaptações, suplência ou reeducação.
Compensável	É quando a patologia permite recuperação por meio de compensação ou substituição do elemento afetado, como por exemplo, transplantes de órgãos, adoção de próteses ou ortóteses.

Analogicamente, as deficiências físicas podem ter uma causa de natureza neurológica ou de natureza ortopédica. E para Mattos (2010, 10p.) quanto ao grau de acometimento podem ser *leves, moderadas ou graves*. A figura 2.1 remonta estas condições:

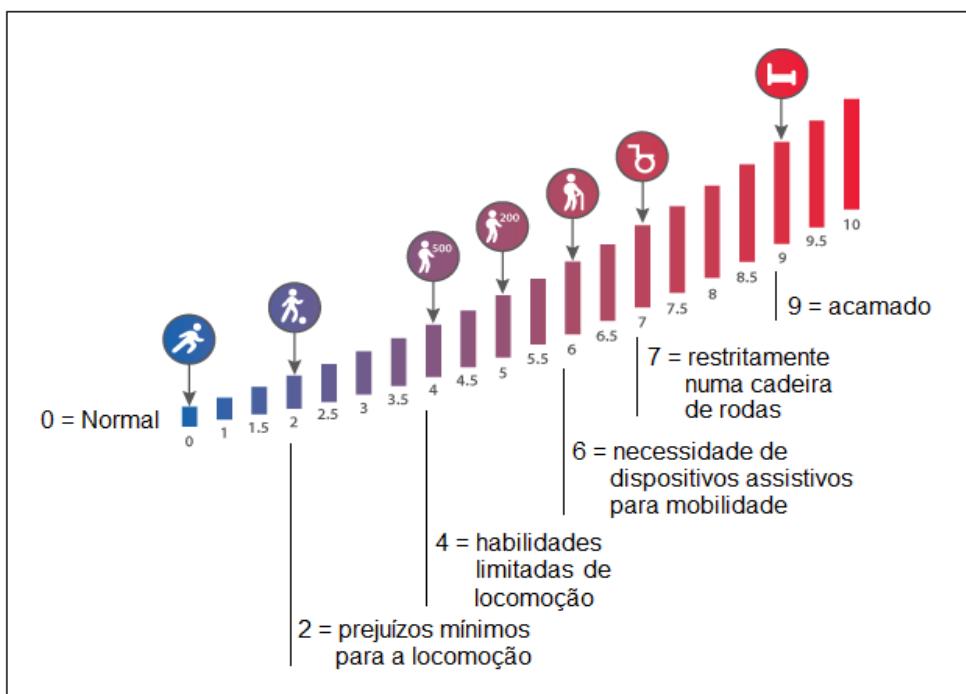


Figura 2.1 – Escala expandida de condição de acometimento (EDSS). Fonte: Adaptado de Biogen (2014).

A *National Multiple Sclerosis Society* apresenta uma guia escalar com os níveis de acometimento físico e suas implicações, citada de Kurtzke (1983, 1445p.) por meio da EDSS – *Expanded Disability Status Scale*; e determina que:

- I. Pessoas declaradas com grau zero de acometimento físico na escala são tidas como normais ou sem prejuízos;
- II. A partir do grau dois há presença de prejuízos com dimensões mínimas ao sistema funcional;
- III. No nível três classifica-se como prejuízo moderado ao sistema funcional;
- IV. Ao nível quatro as habilidades do sistema funcional estão prejudicadas sem impor dependência de cuidados ambulatórios ou de tecnologias assistivas para uma locomoção de até quinhentos metros;
- V. Ao nível cinco o espaço de locomoção independente diminui para duzentos metros;
- VI. Na altura do nível seis o indivíduo necessita de auxílio ao sistema funcional de locomoção – nestes casos, o indivíduo pode apresentar algum tipo de amputação ou deficiência física de moderada a grave;
- VII. O nível sete classifica os indivíduos restritos à condição de cadeirantes, e evolui para graus mais severos até a escala oito;

- VIII. O nível nove, o indivíduo é tido como acamado e depende de cuidados pessoais ou ambulatórios, bem como de assistências;
- IX. Ao atingir o grau dez de acometimento do sistema funcional o indivíduo é levado ao falecimento.

En quanto fisiopatologias, as deficiências físicas em seu arcabouço, compreendem casos específicos. Contudo, algumas definições se rearranjam de forma diferente nas diversas fontes bibliográficas, podendo ser suprimidas em algumas. Mas de forma mais esclarecedora, tem-se:

2.1.1. Lesões Cerebrais

Entre algumas diversidades de possíveis lesões cerebrais, têm-se as principais como – dismotria cerebral ontogenética ou paralisia cerebral, hidrocefalia, poliomielite, acidentes vasculares cerebrais, epilepsias e convulsões. Embora, as epilepsias e convulsões sejam formas de lesões cerebrais, estas não são pertinentes à respectiva dissertação, pois não representam restrições permanentes ao aparelho locomotor – por isso, os pacientes acometidos com estas doenças não são necessariamente classificados como pessoas com deficiência.

É importante enfatizar que o cérebro, sendo uma máquina orgânica de alta complexidade possui função neuroplástica. A neuroplasticidade é a capacidade do sistema nervoso de se modificar funcionalmente, de acordo com as exigências ou condições ambientais. Em condições patológicas a neuroplasticidade é responsável pela recuperação do tecido nervoso. Borella e Sacchelli (2009a, 161p.) definem a neuroplasticidade como “a capacidade de adaptação do sistema nervoso, especialmente a dos neurônios, às mudanças de condições do ambiente que ocorrem diariamente na vida dos indivíduos”. Enfim, a neuroplasticidade é toda e qualquer mutação permanente e não periódica do sistema nervoso e é mais propensa na infância.

Por meio da neuroplasticidade os indivíduos podem se recuperar de danos agressivos ao cérebro – como, por exemplo, vítimas de acidentes gravíssimos com perda de massa encefálica deixando sequelas. As sequelas como surdez, déficit motor, deficiência fonoaudiológica e outros, podem ser totalmente recuperadas devido à neuroplasticidade.

A plasticidade biológica é propriedade dos mecanismos celulares – daí sua natureza regeneradora. As diversas partes fisiológicas do corpo humano são representadas em diferentes partes do córtex motor primário. A coordenação motora é sobreposta nesse

córtex. Assim, devido a estes mapas corticais os exercícios motores e mentais ativam as funções cerebrais.

E ainda, “a pré-prática da experiência acelera a prática relacionada com as alterações da ativação funcional do cérebro. Isso sugere que a recuperação do cérebro prejudicado é melhor se o indivíduo tiver melhor educação e maior atividade intelectual antes da lesão” (O’CONNELL, M.J. apud Borella e Sacchelli, 2009b, 164p.).

Para os casos mais importantes de dismotrias cerebrais ontogenéticas, a tab. 2.2 explica suas implicações fisiológicas.

Tabela 2.2 – Aspectos fisiológicos das Dismotrias Cerebrais.

Rigidez	Os músculos dos membros se enrijecem de forma tensa e apresentam um comportamento de contração violenta ao se tentar alongar ou flexionar estes músculos. Os principais reflexos musculares são inibidos. A rigidez é a forma mais severa de espasticidade – vem a seguir.
Espasticidade	Quando o tônus muscular é muito tenso, ou alto, é caracterizada uma forma de dismotria cerebral espástica. As pessoas com dismotria espástica apresentam uma mobilidade desajeitada ou descoordenada devida à alta tensão muscular. Devido ao estado tenso dos músculos, ao longo do crescimento o indivíduo desenvolva deformidades ortopédicas.
Atetose	É a atividade involuntária e compulsiva dos músculos, onde o tônus muscular apresenta intensa variação de tamanho. A atetóide é a flutuação do tônus muscular, ora baixo, ora alto.
Ataxia	É uma lesão no cerebelo que provoca a diminuição do tônus muscular, mobilidade descoordenada e deficiência no equilíbrio. Os indivíduos com dismotria atáxica tendem a ser trêmulos e instáveis.
Tremor	O tremor é comum na movimentação muscular involuntária.
Hipotonía	Com tônus muscular baixo os músculos apresentam frouxidão e flacidez. Também é denominada atonia e geralmente é uma fase antecessora à atetose.
Mista	É a combinação de classificações num mesmo indivíduo. Uma combinação muito comum é dismotria espástica-atetóide. Aponta-se que a paralisia cerebral de 25% dos indivíduos é mista.

Por causa da dinâmica neurocelular as práticas de atividades motoras influenciam a lesão cerebral, e logo, favorecem a neuroplasticidade efetuada pelas alterações metabólicas na fase de reabilitação. “O treino de tarefas e habilidades funcionais sensibiliza árvores dendríticas que estão repletas de canais simpáticos excitáveis operando em diferentes escalas de tempo, permitindo uma sofisticada plasticidade neural” (BIERNASKIE, J.; CORBETT, D. apud Borella e Sacchelli, 2009c, 164p.). Portanto, as experiências pessoais e comportamentais são capazes de produzir alterações plásticas neurológicas em adultos saudáveis ou lesionados.

As paralisias cerebrais podem devir de causas pré-natalinas, peri-natalinas ou pós-natalinas – como, hipertensão materna, incompatibilidade sanguínea entre a mãe e o feto, lesões causadas durante o trabalho de parto, asfixia, infecções, prematuridade, entre outros.

2.1.2. *Miopatias*

As miopatias são as doenças que compartilham a principal característica de acometer os tecidos musculares. Para Carvalho (2005, 35p.) as doenças musculares ainda são:

As desordens musculares podem ser subdivididas em miopatia, quando a patologia é confinada ao músculo sem nenhuma anormalidade estrutural no nervo periférico, e neuropatia ou desordem neurogênica na qual a fraqueza muscular é secundária a alteração do nervo periférico, isto é, da ponta anterior da medula até a junção neuromuscular. Ambas podem ser subdivididas em - hereditária ou adquirida, aguda ou crônica.

A tabela 2.3 enuncia os tipos conhecidos de miopatias.

Tabela 2.3 – Tipos de Miopatias.

TIPOS	SEGMENTAÇÕES
Miopatia Congênita	Distrofia Muscular Progressiva
	Distrofia Muscular de Duchenne (DMD)
	Distrofia Muscular de Becker (DMB)
	Distrofia Muscular de Emery-Dreifuss (DMED)
	Distrofia Muscular do Tipo Cinturas
	Distrofia Muscular Facio-Escáculo-Umeral
	Distrofia Muscular Óculo-Faríngea
Distrofia Miotônica	
Miopatias Inflamatórias	Dermatomiosite
	Polimiosite
Miopatias Metabólicas Primárias	

As miopatias congênitas acometem certas regiões específicas, de acordo com Orozco (2013). Para a ABDIM – Associação Brasileira de Distrofia Muscular (2011) estas regiões sofrem uma forma de degeneração do tecido muscular, provocando fraqueza. De acordo com a Patient, Co (2014), as regiões afetadas são mostradas na fig. 2.2.

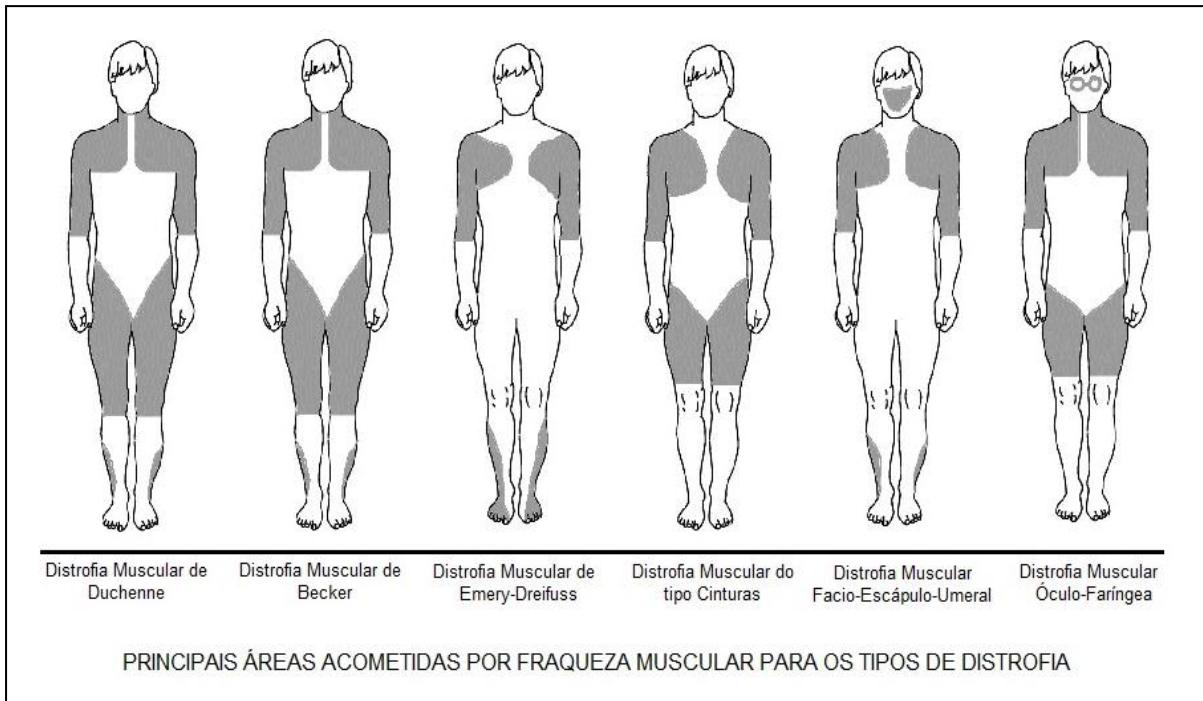


Figura 2.2 – Tipos de distrofias musculares. Fonte: Adaptado de Patient, Co (2014).

A distrofia miotônica também é uma doença hereditária que provoca uma rigidez (miotonia) muscular característica. Na dermatomiosite aparece uma lesão primária dos capilares intramusculares, pela ação de anticorpos e complemento, levando à sua destruição; enquanto que na polimiosite a lesão nas fibras musculares é diretamente provocada por linfócitos citotóxicos.

As miopatias metabólicas primárias são desordens neuromusculares, acometendo o neurônio motor periférico e da junção mioneural. Ataca a fibra muscular. Ocorrem devido à “alteração do metabolismo glicogênio, das mitocôndrias ou dos canais iônicos.” (REED, 2002, 101p.)

2.1.3. Lesão Medular

A lesão medular é um distúrbio ortopédico adquirido pelo indivíduo como resultado de eventos traumáticos ou não traumáticos, acidentes, ou problemas de crescimento e desenvolvimento de ordem neurológica ou patológica. Para Vieira (2011d, 60p.) a lesão é

“causada em sua maioria, por acidentes de carro, quedas, violência urbana com ferimentos por arma de fogo ou objetos perfurantes”.

Provoca na pessoa a perda das funções motoras e sensitiva a partir do tronco ou das extremidades anatômicas. Acontece como consequência de danos totais ou parciais ao tecido nervoso ao longo da medula espinhal.

A forma como as debilidades da lesão medular se manifestarão depende da região lesionada, seja, cervical, torácica, dorsal, sacra ou coccígena; mostrado na fig. 2.3.

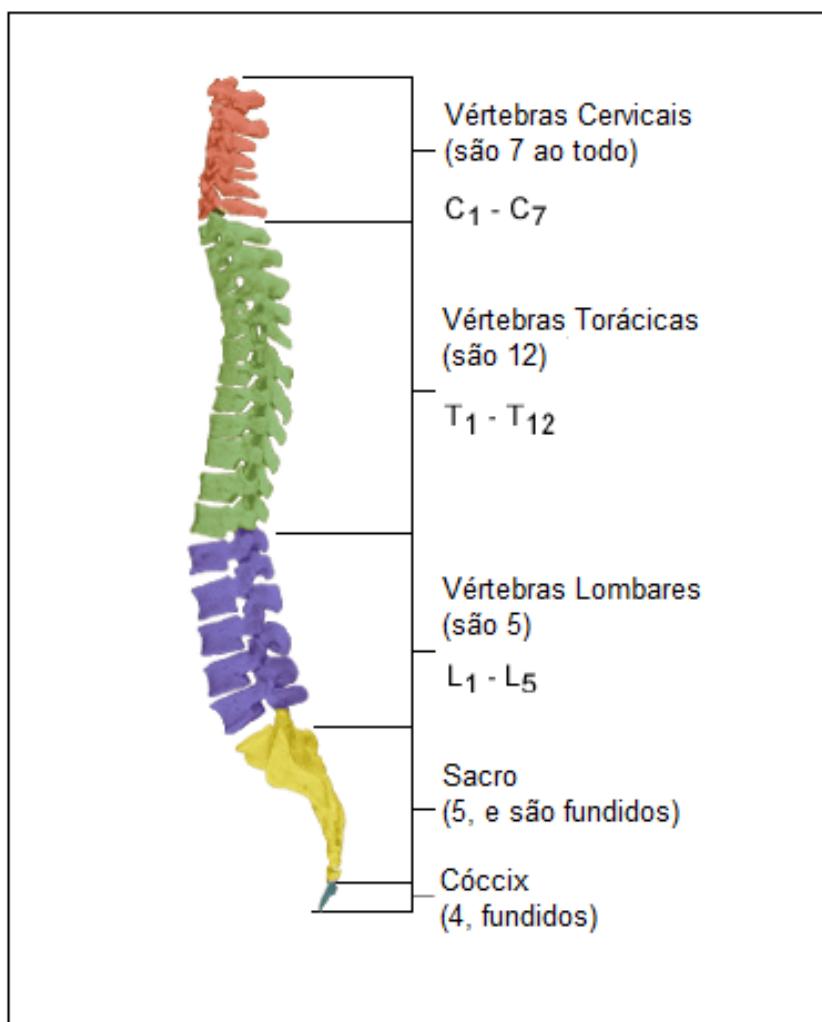


Figura 2.3 – Secções da Coluna Vertebral. Fonte: Adaptado de Orozco (2013).

Os danos à medula espinhal provocam déficits superficiais ou profundos nos segmentos corporais logo abaixo do nível da lesão. A altura da lesão, ao longo da coluna vertebral é identificada pela vértebra relacionada – podendo ser cervicais, designadas com a letra ‘C’ e a sua ordem correspondente, sendo sete ao todo (C₁-C₇); torácicas designadas pela letra ‘T’ e em doze (T₁-T₁₂); lombares com a letra ‘L’ em cinco (L₁-L₅), da região do

sacro com vértebras fundidas contadas em cinco e, ao final, a região do cóccix com quatro vértebras fundidas.

Além de dependerem do nível topográfico de cometimento da coluna vertebral, as lesões também serão influenciadas pelo seu grau. O grau da lesão medular pode ser completo ou incompleto. Cerezetti *et al* (2012a, 319p.) explica que “nas lesões completas existe perda sensitiva e paralisia motora total abaixo do nível da lesão devido à interrupção completa dos tratos nervosos. Em uma lesão incompleta estão preservados grupos musculares e áreas sensitivas que não foram afetados”.

A partir do grau da lesão podem ser identificadas algumas síndromes medulares – síndrome contramedular onde os membros superiores são mais afetados do que os inferiores; síndrome Brown-Séquard que é uma debilidade motora unilateral, uma vez que, o lado seccional da medula atingido sofre o dano motor, e o lado oposto sofre a perda de sensibilidade térmica e dolorosa; síndrome medular anterior onde há perda da capacidade motora e da sensibilidade térmica e dolorosa, porém a propriocepção (ou cinestesia) é preservada; síndrome medular transversa, que é uma lesão posterior ao cone medular (próximo do sacro) com perda motora (paralisia espástica) e sensitiva completa (anestesia superficial e profunda); síndrome do cone medular, uma lesão da medula sacral e das raízes lombares, com perda motora (paralisia flácida) e sensitiva dos dermatomos lombossacros correspondentes; e por último, síndrome da cauda equina, que é uma lesão nas raízes lombossacras anterior ao cone medular com perda motora (paralisia flácida) e sensitiva relacionada às raízes afetadas.

Ao sofrer injúria medular o acometido deve evitar contraturas, úlceras de decúbito, diminuir o gasto energético diário, dadas as alterações de metabolismo após a lesão, e manter uma dieta saudável, visto que está mais propenso à obesidade. Há alta incidência de infecções renais, urinárias, febre, face corada e outras enfermidades entre os lesionados.

Apesar do aumento nos índices de vítimas de lesão medular nos últimos anos, tem havido paralelamente uma diminuição nos óbitos, e consequentemente o aumento de pessoas que apresentam incapacidades decorrentes dessa condição, o que leva à importância dos estudos sobre as técnicas e processos de reabilitação para pessoas que sofreram lesão medular. (CEREZETTI *et al*, 2012b, 321p.)

Têm sido perceptíveis os índices de recuperação das pessoas lesionadas medular traumáticas, pressupondo-se como resultado de novos métodos mais eficazes de tratamento e assistência. Manejos estes que têm sido mais adequados, de modo mais imediato. Neste raciocínio, completam Andrade e Gonçalves (2007, 402p.): “É consensual que a recuperação neurológica é influenciada pela gravidade da lesão. A recuperação

funcional relaciona-se com a idade do doente, nível da lesão medular, e abordagem terapêutica na fase aguda.”

2.1.4. Disrafismo Espinal

Trata-se de uma lesão congênita responsável pela má-formação da coluna cervical. É um distúrbio neurológico. Acomete principalmente as pessoas em crescimento. Conhecida como espinha bífida ou disrafismo espinhal (espinha dividida), devido ao efeito que provoca na coluna cervical deixando-a aberta, e impedindo a sua fusão para cobrir a medula, os nervos e as meninges.

De acordo com o Instituto da Criança do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP (2014a, 05p.), a mielomeningocele pode ser definida como:

A coluna vertebral é composta de ossos separados, chamados vértebras, que normalmente cobrem e protegem a medula espinhal. Com a espinha bífida, alguns desses ossos não estão completamente formados. Em vez disso, eles são divididos e a medula espinhal e seus revestimentos podem projetar-se através de uma protuberância como uma bolsa na parte de trás das costas coberta por uma fina camada de pele.

Esta enfermidade acomete severamente a capacidade motora do indivíduo. Os seus efeitos variam quanto ao tipo de formação de disrafismo espinhal. Basicamente, são conhecidos cinco tipos – Espinha Bífida Oculta, Meningocele ou Mielocele, Mielomeningocele, Encefalocele e Anencefalia

2.1.5. Esclerose Múltipla

A esclerose múltipla (EM) é um distúrbio neurológico crônico que afeta o sistema nervoso central acometendo o cérebro e a medula espinhal. Desta forma, as funções gerais do cérebro são comprometidas, como, a fala, a mobilidade, a visão, algumas necessidades fisiológicas e outros. A incidência é maior nas mulheres, e aparece entre os vinte e os cinquenta anos de idade. Conforme mostra a figura 2.4, o tecido do neurônio é degenerado pela perda de mielina – processo conhecido como desmielinização.

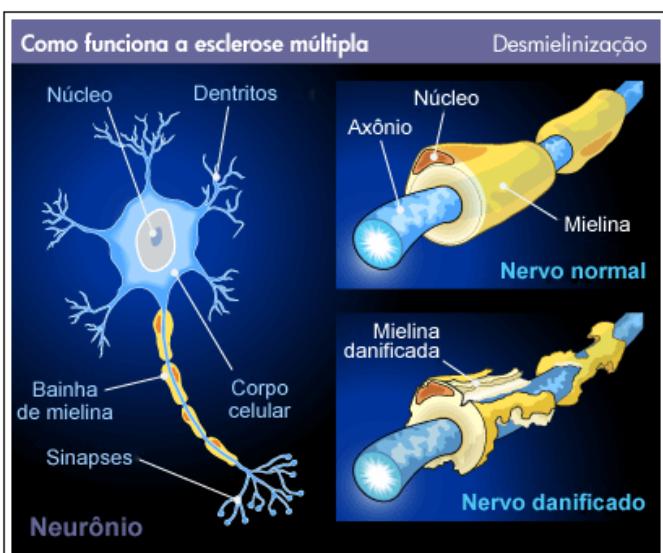


Figura 2.4 – Esclerose Múltipla. Fonte: Adaptado de Deficiente Online (2007).

Para a maior parte dos casos, o aparecimento da doença é súbito e abrupto. Embora os aspectos sintomáticos da doença sejam símiles aos das doenças mentais, a EM não é uma doença mental. Não tem profilaxia e nem é transmissível. Não é um mal curável (autoimune), e seu tratamento é baseado em amenidades dos sintomas, e a desaceleração da sua progressão. Pode ter sua origem de fundamento genético, assim como, ambiental.

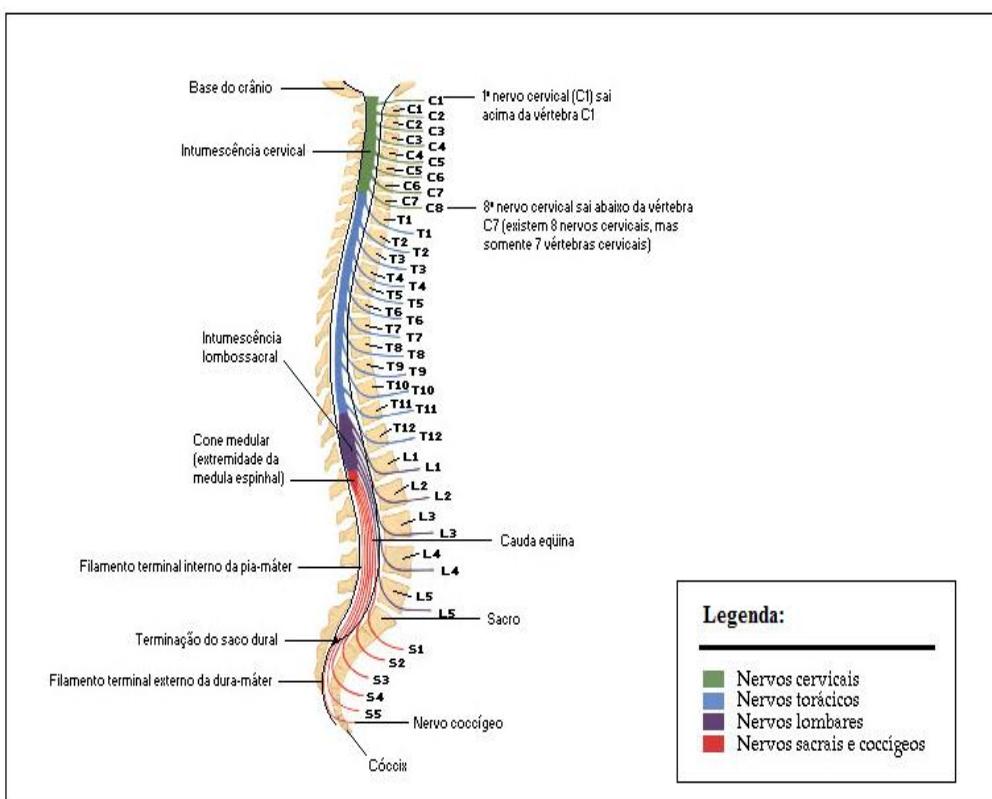


Figura 2.5 – Mapeamento da secção nervosa na medula espinhal. Fonte: Adaptado de Netter (2000).

Enfermidades que atingem o sistema nervoso alcançam o organismo como um todo dado seu lastro fisiológico, principalmente ao longo da medula espinhal, conforme ilustra a fig. 2.5, acima. Os nervos espinhais conectam a medula espinhal e são responsáveis pela inervação da cabeça, do tronco e dos membros superiores – estão mapeados de acordo com sua vértebra de alocação.

2.1.6. *Lesões Nervosas Periféricas*

As lesões nervosas periféricas (nos membros periféricos) são degenerativas ou regenerativas, dependendo de suas causas, que podem ser diversas. Um indivíduo pode adquirir uma lesão dos neurônios periféricos pelo desenvolvimento de doenças hereditárias, doenças autoimunes, uso de alcoolismo, diabetes, tumores, intoxicação, infecções, deficiências nutricionais, traumas ou por interferência ambiental.

Siqueira (2007a, 229p.) explica que “a lesão no tronco do nervo pode ter consequências funcionais e mudanças de vida para o indivíduo devido à perda sensorial e motora, dor e desconforto”. Os nervos periféricos são constituídos por cordões esbranquiçados derivados em três componentes de importância extrema – os axônios, as células de Schwann e o tecido conjuntivo.

Uma lesão adquirida por trauma pode decorrer no esmagamento do nervo fazendo com que as fibras distais sofram a degeneração Walleriana – degeneração dos axônios. Na fig. 2.6 é enfatizado um nervo periférico traumatizado por compressão, a ser submetido à descompressão.

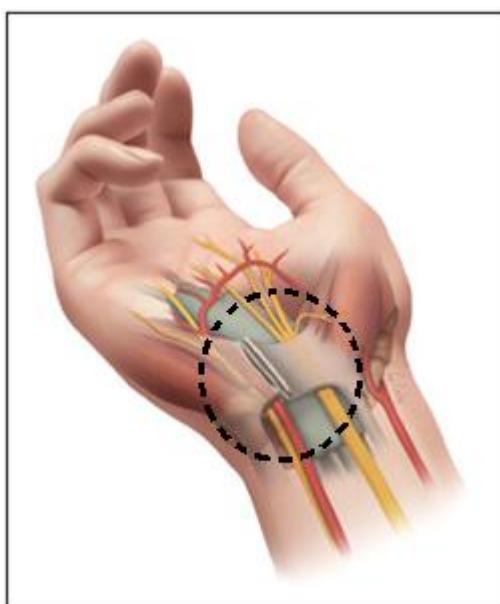


Figura 2.6 – Nervo periférico traumatizado. Fonte: Adaptado de Picarelli (2014).

Segundo Siqueira (2007b, 227p.) as lesões periféricas podem ser classificadas em Neuropatia – lesão leve com perda motora e sensitiva, sem alteração estrutural; Axonotmese – comum em lesões de esmagamento, com perda da continuidade axonal e subsequente degeneração; Neurotmese – que é a separação completa do nervo com desorganização do axônio, devido à fibrose tecidual.

2.1.7. Amputações

A amputação é um procedimento cirúrgico baseado na remoção total ou parcial de um membro que represente riscos à vida de um indivíduo. Porém, segundo Araújo *et al* (2008, 01p.) “para algumas pessoas, este termo traz consigo a ideia de mutilação e derrota, além de um sentido negativo ligado à incapacidade e dependência”.

Entre as principais causas da amputação, são citadas as doenças vasculares periféricas, mais comuns em pessoas de idade avançada; os traumas ocasionados por acidentes ou atentados, bastante frequentes entre adultos jovens do sexo masculino; etiologias de natureza neuropáticas, tumorais, infecciosas, ou congênitas. Contudo, ainda complementa Araújo *et al* (2008b, 02p.):

“A única indicação absoluta para a realização de uma amputação, independente de outra circunstância, envolve a presença de um processo séptico de grande proporção, colocando em risco iminente a vida do paciente e/ou a perda irrecuperável do suprimento sanguíneo arterial do membro”.

Sob esta ótica, a amputação pode ser entendida como um método de tratamento de doenças (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013, 06p.).

De forma análoga as amputações e as deficiências físicas possuem um correspondente fisiopatológico, além de, na maioria das vezes, se reduzirem às mesmas implicações. “Marcadas pela falta de um membro ou segmento corporal, as pessoas amputadas trazem inscritos em seus corpos sinais que as identificam como sendo diferentes, não raras vezes, sendo identificadas também como seres imperfeitos e incapazes.” (LUCCIA apud ALBUQUERQUE E FALKENBACH, 2009b, 01p.).

Quanto ao nível de intervenção, a amputação bifurca-se para os membros superiores e inferiores.

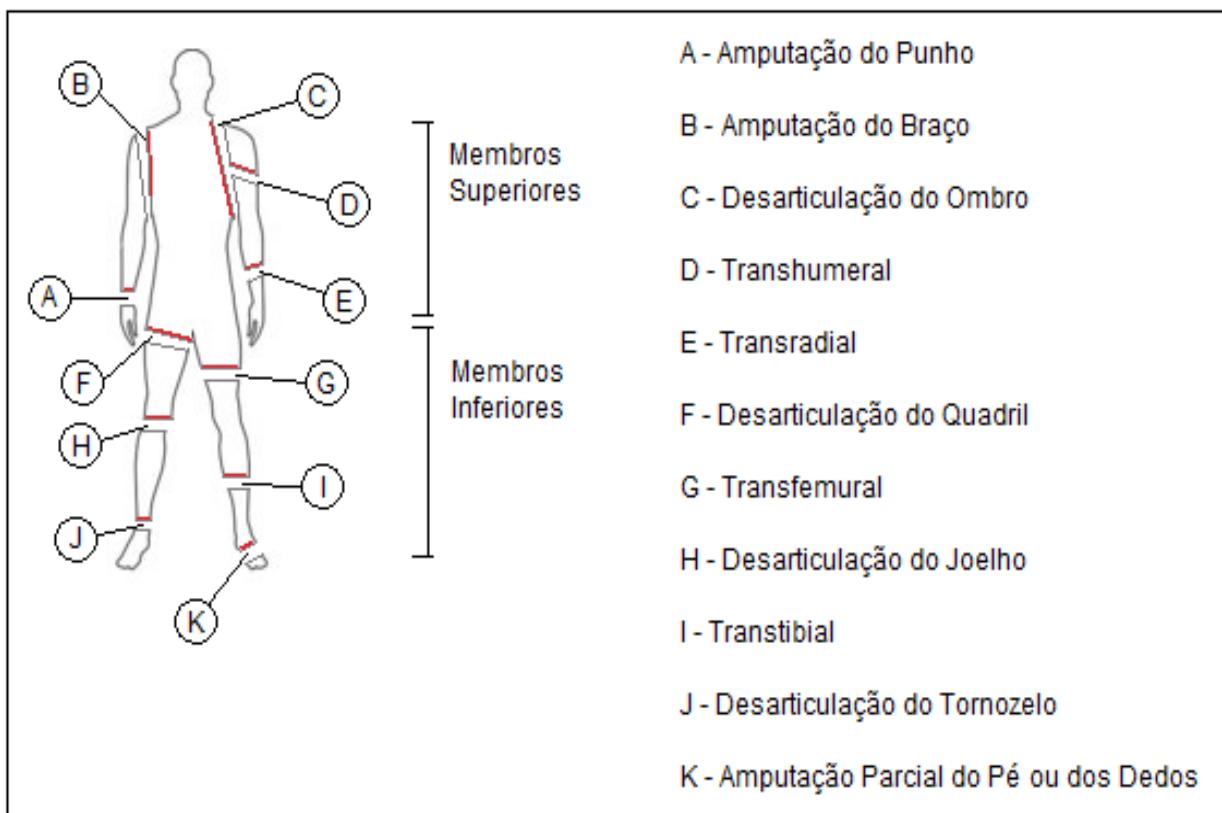


Figura 2.7 – Níveis de amputação dos membros superiores e inferiores.

Conforme a fig. 2.7, os procedimentos cirúrgicos de amputação podem se segmentar sobre a extensão dos membros inferiores e superiores. A respectiva figura ilustra os casos mais gerais e representativos das amputações.

2.1.8. Nanismo Pituitário e Acondroplasia

O nanismo pituitário é uma deficiência hipofisária da produção do hormônio responsável pelo crescimento humano (HGH – *Human Growth Hormone*, ou também Somatotropina). Não possui uma etiologia (ou causa) uniforme, antes sendo consequência de diversas patologias. Quezado e Fontenele (2006, 01p.) relacionam as més-formações congênitas do hipotálamo e pituitária, os distúrbios geneticamente determinados, os tumores, os processos inflamatórios crônicos, e até, os efeitos colaterais de tratamentos radioterapêuticos e quimioterápicos como sendo as suas principais causas.

Especificamente, as glândulas hipófise e/ou pituitária sofrem de insuficiência na produção do HG, resultando na baixa estatura dos indivíduos incididos, conforme a fig. 2.8.

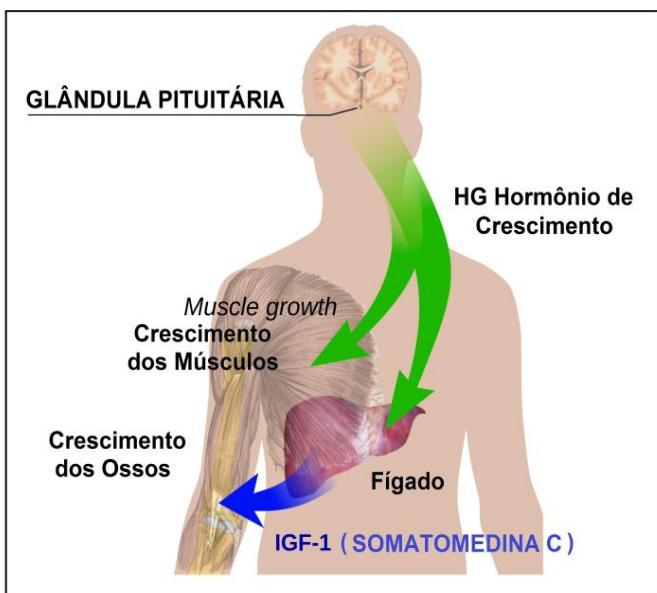


Figura 2.8 – Deficiência de HG da glândula pituitária. Fonte: Adaptado de Boundless Biology (2014).

A Somatomedina C ou IGF-1 é uma substância produzida, principalmente, no fígado que age conciliada com o HG para colaborar com o desenvolvimento das células com um todo, e desta forma, promovendo o crescimento dos tecidos em geral.

A deficiência hormonal de crescimento é mais bem identificada pelo retardado de desenvolvimento durante a infância; “a velocidade de crescimento diminui progressivamente e a idade óssea é atrasada” (DA SILVA, 2004, 09p.).

2.1.9. Distúrbios Posturais da Coluna

Os desvios posturais são demarcados a partir da concepção de postura correta ou ideal da coluna vertebral. De acordo com Carnaval (apud BIAVA, 2008, 02p.) a postura ideal se define como:

[...] a boa postura é aquela que um indivíduo, em posição ostostática exige pequeno esforço da musculatura e dos ligamentos para se manter nessa posição. Representa um alinhamento dinâmico dos vários segmentos corporais, nas várias posições, de tal maneira que, cada segmento ocupe uma posição próxima à sua posição de "equilíbrio mecânico". Assim, ele encontra o melhor equilíbrio estático.

A postura defeituosa gera agressões à coluna e ao sistema muscular e ósseo de modo geral. Entre alguns fatores que podem contribuir para a acomodação da má postura são a obesidade, más-formações, anomalias congênitas ou adquiridas, desequilíbrios

musculares, frouxidão tecidual, distúrbios de respiração, sequelas de traumas, doenças psicossomáticas, entre outros.

A figura 2.9 ilustra os tipos mais comuns de posturas defeituosas da coluna vertebral. Estas posturas podem gerar e/ou agravar lesões lombares e cervicais, como patologias da coluna, entre elas a lordose, a escoliose, cifose, e outras; e evoluírem para traumas mais severos.

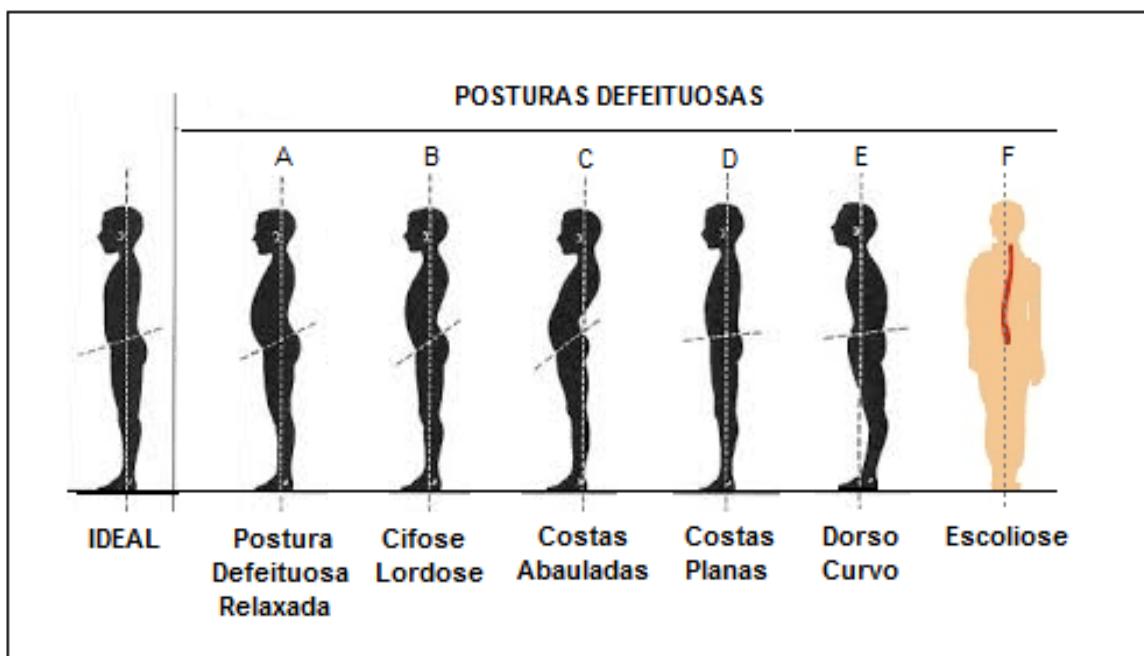


Figura 2.9 – Posturas defeituosas da coluna vertebral. Fonte: Adaptado de Oliveira (2011).

Os distúrbios da coluna vertebral também se refletem para as articulações dos membros, produzindo gravames estruturais e mecânicos para o corpo, visto que desempenha um papel importante para a sustentação e equilíbrio corporal.

2.1.10. Artropatias

As artropatias são manifestações musculoesqueléticas das doenças reumatológicas, como a rigidez, a artrite e a artralgia. Os reumatismos são determinados por dores nas articulações e rigidez; e podem ser inflamatórios e não inflamatórios. Entre as principais doenças reumáticas apresentam-se a osteoporose, a fibromialgia, a osteodistrofia, a atrite reumatóide, o lúpus, a bursite, a tendinite e a gota. Algumas destas doenças ainda não apresentam uma etiologia conhecida.

As artropatias podem se manifestar de forma geral no organismo, afetando outros órgãos, tecidos e sistemas. Acometem mais mulheres do que homens, com maior frequência a partir dos quarenta anos de idade. As artropatias se apresentam patologicamente como inflamações, fibrose, destruição da cartilagem e osso subcondral, enfraquecimento dos ligamentos e inflamações nos tendões. Conforme a fig. 2.10, as artropatias também podem provocar deformidades articulares.



Figura 2.10 – Principais deformações das artropatias. Fonte: Adaptado de Di Ciero (2014).

2.1.11. Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho

Os distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho são doenças ocupacionais, que desenvolvem lesões nas partes funcionais do corpo do indivíduo. De acordo com Rosa *et al* (2000, 01p.) “os Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho (DORT), anteriormente conhecidos como Lesões por Esforços Repetitivos (LER) são fenômenos mundiais, trazendo repercussões negativas para trabalhadores, empresas e a sociedade”.

Geralmente, estes distúrbios são desenvolvidos pela repetição de movimentos e posturas inadequadas. São mais frequentes entre os cargos escriturários. Também podem ser frutos de tensão emocional, clima organizacional insalubre, problemas psicossociais.

Estes distúrbios têm como principais sintomas a dor aguda e persistente, inflamações musculares ou de tendões e ligamentos, fraqueza localizada na região sintomática, tremor, fadiga, entre outros. A figura 2.11 ilustra as regiões mais perturbadas.

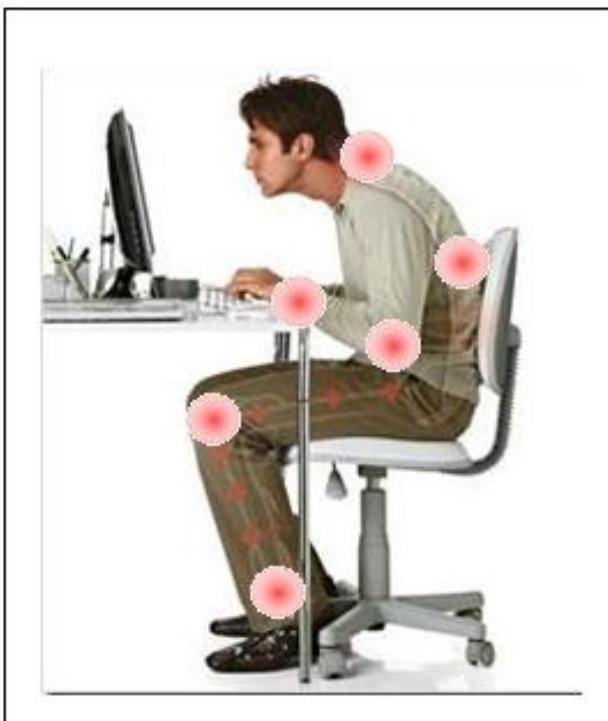


Figura 2.11 – Desenvolvimento da DORT/LER. Fonte: Adaptado de Nunes (2011).

O tratamento é extenso, e muitas vezes sugere a interrupção temporária da atividade ocupacional. Em alguns casos os danos são irreversíveis.

2.2. Classificações das Topografias das Deficiências Físicas

Destarte, as deficiências físicas podem compreender distúrbios neurológicos ou ortopédicos.

Os diversos tipos de deficiências físicas são causados por trauma, agressões ao sistema nervoso central, ao cérebro, ao cerebelo e ao encéfalo, além da medula espinhal. Esses danos podem ser produzidos por herança genética, malformação ou agressões físicas, acidentes e se apresentam de forma permanente ou transitória. (VIEIRA, 2011e, 75p.)

Quanto à topografia do cometimento físico e motor, as deficiências físicas recebem uma classificação que representa os aspectos funcionais e a abordagem adequada de suas debilidades. Recebem a classificação conciliada à terminologia *Plegia* – nos casos de perda total da função muscular e da sensibilidade; e *Paresia* – quando há perda parcial da função muscular dos membros inferiores, sem afetar a sensibilidade do local afetado. As classificações topográficas que comprometem a capacidade motora seguem na tab. 2.4.

Tabela 2.4 – Classificações topográficas das deficiências físicas.

• <u>Monoplegia</u>	Perda total das funções motoras de um único membro seja este superior ou inferior.	
• <u>Monoparesia</u>	Perda parcial das funções motoras de um único membro seja este superior ou inferior.	
• Diplegia Espástica ou Paraplegia	Perda total de todas as funções motoras dos membros inferiores, geralmente causada por traumas de lesão medular.	
• Diparesia ou Paraparesia	Perda parcial das funções motoras dos membros inferiores e paralisia sensitiva, comum em vítimas de lesão medular incompleta ou sequelados de pólio.	
• <u>Triplegia</u>	Perda total das funções motoras em três membros.	
• <u>Triparesia</u>	Perda parcial das funções motoras em três membros.	
• <u>Tetraplegia</u>	Perda total das funções motoras de forma global para todos os membros.	
• <u>Tetraparesia</u>	Perda parcial das funções motoras de forma global para todos os membros.	
• <u>Hemiplegia</u>	Perda total das funções motoras de um dos hemisférios corporais, direito ou esquerdo; é comum em acometidos de AVC's.	
• <u>Hemiparesia</u>	Perda parcial das funções motoras de um dos hemisférios do corpo; típica de lesionados cerebrais e sequelados de dismotria cerebral.	

As *Plegias* ou *Paresias* também podem se apresentar como *Simétricas* – quando os membros comprometidos estão dispostos no mesmo hemisfério; ou *Assimétricas* – quando se cruzam entre os dois hemisférios.

Quanto maior o grau de acometimento das *plegias* e/ou *paresias*, mais implicâncias para outras áreas do organismo poderão se desdobrar. Por exemplo, no caso mais severo que é a quadriplegia ou tetraplegia, o indivíduo pode apresentar debilidade na musculatura no tronco, e em alguns casos, até distúrbios na mecânica respiratória – onde pode aparecer associado algum tipo de demência mental, pela insuficiência de oxigenação do cérebro.

Enfim, as deficiências físicas podem ter sua origem em distúrbios neurológicos ou ortopédicos, advindos de lesões ou más-formações. Além de lesões neurológicas, lesões na medula também podem produzir deficiências físicas. De modo geral, a severidade da doença implicará na intensidade dos sintomas ou comprometimento motor.

Estas implicações não se limitam às restrições físicas, mas também, podem gerar debilidades motivacionais e pessoais para o indivíduo, pelos desgastes sociais advindos. Entretanto, nos últimos anos, a sociedade de um modo geral têm sido mobilizada a um entendimento mais adequado quanto à natureza e consequências das deficiências físicas para o indivíduo, de modo a integrá-lo efetivamente ao seu cotidiano.

As práticas esportivas têm sido uma forma efetiva de inclusão social de pessoas com deficiências físicas. Em alguns casos as deficiências podem ter seus sintomas amenizados pelo processo de reabilitação física para os esportes. O esporte pode se posicionar como um mecanismo de superação para o praticante deficiente, aprimora a sua força e o seu equilíbrio, desenvolvem a coordenação motora e a agilidade.

As diversas modalidades desportivas possuem características específicas, que influenciam no desenvolvimento motor do paratleta. Por exemplo, o basquetebol desenvolve a capacidade de equilíbrio do tronco, melhora a eficiência da propulsão e ativa a função de manobrar a cadeira de rodas; o rúgbi desenvolve a resistência física do paratleta e a sua capacidade de reação aos impactos do terreno e superar obstáculos; o atletismo melhora as funções cardiovasculares e respiratórias da pessoa; e o andebol melhora a coordenação motora multifuncional do atleta.

2.3. As Modalidades Desportivas com Deficientes Cadeirantes

O IPC – Comitê Paralímpico Internacional (2014, 01p.) estabelece algumas categorias de deficiências admitidas em competições desportivas – deficiência visual, paralisia cerebral, indivíduos cadeirantes, amputados, nanismo, deficiência intelectual, deficientes físicos, e outras, desde que adequadas às condições de desporto. Esta dissertação trata da participação de deficientes em cadeiras de rodas nas atividades desportivas e cotidianas; portanto, estas modalidades foram eleitas para a continuidade desta investigação científica.

2.3.1. As Cadeiras de Rodas Manuais

O aparecimento das cadeiras de rodas manuais remonta a um período antigo e sem lastro histórico preciso. As cadeiras de rodas manuais têm sido uma forma pioneira de tecnologia assistiva. Conforme citado pelo Portal Nacional da Tecnologia Assistiva (2013, 01p.) o CAT – Comitê de Ajudas Técnicas definiu em sua Ata VII de 2007 que tecnologias assistivas são:

Produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade, relacionada à atividade e participação, de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social.

Embora se desconheça a origem das cadeiras de rodas, algumas ilustrações e pinturas fazem referência à sua aplicação.

Uma das primeiras e alegóricas gravuras de uma cadeira de rodas, que chegou até nós, está em um vaso grego do século IV AC. Nela aparece muito claramente Hefesto (Hephaistos), o deus grego da metalurgia e das artes mais finas, comodamente sentado em uma cadeira de rodas com aros (inovador) e acionada por dois cisnes (muito imaginativo). Ou seja, a ideia de uma cadeira de rodas autopropulsionada, anfíbia e que não demandava esforço algum do ocupante [...] (DA SILVA E DEL'ACQUA, 200-, 01p.)

Com o dinamismo da modernidade os modelos de cadeiras de rodas foram adquirindo adaptações e melhorias, além de serem adotadas em diversos ramos da atividade humana além da locomoção cotidiana.

Atualmente já estão disponíveis no mercado cadeiras de rodas motorizadas – que têm exercido apreciável satisfação por parte dos usuários. Porém, o objeto de estudo desta dissertação se restringe às cadeiras de rodas manuais adotadas em esportes para deficientes físicos. As propriedades mecânicas e industriais abordadas serão diretamente apropriadas ao mencionado perfil do objeto de estudo.

2.3.1.1. Propriedades Ergonômicas de uma Cadeira de Rodas Manual

Visto que as cadeiras de rodas são estruturas com a função de acomodar uma pessoa sentada, garantindo-lhe conforto e locomoção, algumas propriedades estruturais são básicas para qualquer modelo. Contudo, estas propriedades foram ignoradas por décadas nos projetos genéricos de cadeiras de rodas. Aqui estas propriedades serão cuidadosamente investigadas e observadas – e orientarão a proposta de ergômetro em módulos ajustáveis para estas mesmas propriedades. Portanto, além de básicas, estas propriedades são determinantes para a compatibilidade ergonômica do projeto da cadeira para com o seu usuário. E serão estas propriedades, investigadas a partir daqui e que definirão os aspectos técnicos deste trabalho. A figura 2.12 ilustra estas características ergonômicas fundamentais.

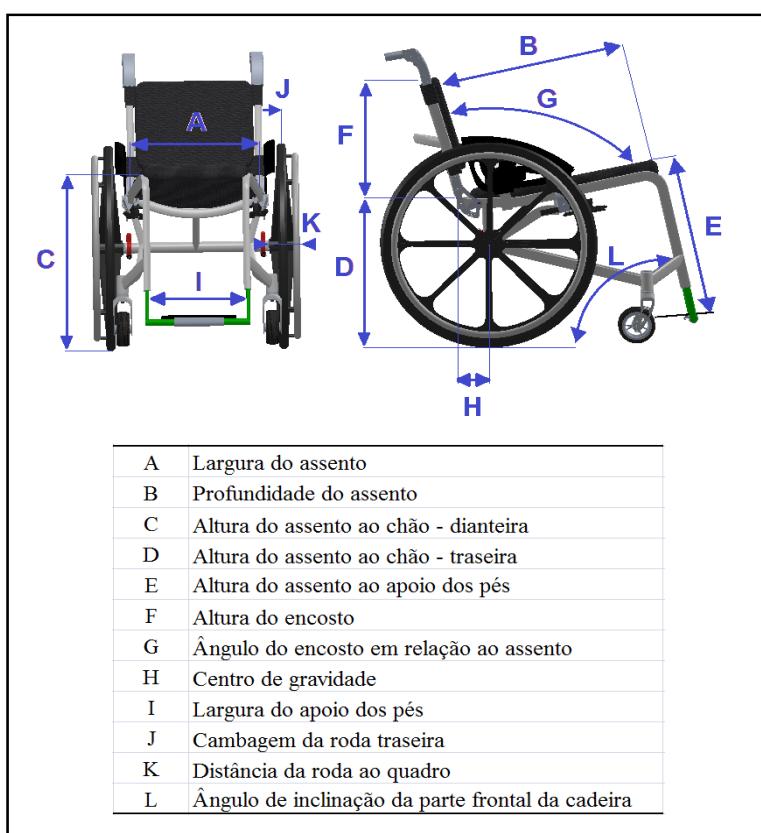


Figura 2.12 – Propriedades ergonômicas fundamentais de uma cadeira de rodas.

- Discriminação das propriedades fundamentais:
 - a) Largura do assento: a largura do assento se define pela ajustabilidade do quadril do usuário no assento, devendo mantê-lo estabilizado, principalmente em movimentos intensos;
 - b) Profundidade do assento: a profundidade de assento é função do comprimento do fêmur ou coto (para amputados) do usuário;
 - c) Altura do assento ao chão – dianteira: a diferença aritmética entre a altura posterior (C) e a altura anterior (D) é designada como inclinação do assento (*tilt*) em relação ao nível do solo;
 - d) Altura do assento ao chão – traseira: se relaciona com o item anterior, estabelecendo inclinação do assento (*tilt*);
 - e) Altura do assento ao apoio dos pés: é função do comprimento da tíbia do usuário, ou melhor, da região anterior da articulação do joelho até os tornozelos numa extensão natural;
 - f) Altura do encosto: é função da topografia da lesão medular dos usuários, devendo ficar logo abaixo da altura da lesão;
 - g) Ângulo do encosto em relação ao assento: depende do grau de acometimento da pessoa com deficiência, e define estabilidade para a propulsão da cadeira;
 - h) Centro de gravidade: o centro de gravidade é a posição de distribuição uniforme de peso sobre a estrutura, onde em qualquer direção o vetor peso será igual ou diretamente proporcional;
 - i) Largura do apoio dos pés: este item depende da extensão da planta dos pés do usuário, paralelos sem se comprimirem;
 - j) Cambagem da roda traseira: a cambagem da roda de propulsão é o quanto esta pode inclinar-se em relação ao chão;
 - k) Distância da roda ao quadro: é uma distância de segurança para que a roda não se embata com o quadro, e deve ser o mais próxima sem ultrapassar este limite de segurança;
 - l) Ângulo de inclinação da parte frontal da cadeira: é definida pelo diâmetro das rodas dianteiras e faz com que a cadeira se recline para trás ou para frente.

2.3.2. Esportes Paralímpicos Baseados em Cadeiras de Rodas Manuais

As modalidades desportivas conferidas às cadeiras de rodas manuais, em que este equipamento é parte ativa no exercício do atleta, auferidas à organização da IWASF – *International Wheelchair & Amputee Sports Federation* (2014, 01p.) seguem na tab. 2.5.

Tabela 2.5 – Modalidades desportivas pertinentes à pesquisa.

ITEM	MODALIDADE	A CADEIRA DE RODAS EXERCE CONTRIBUIÇÃO DIRETA E ATIVA NA ATIVIDADE DESPORTIVA
I	Andebol ou Handebol	✓
II	Atletismo para Cadeirantes	✓
III	Basquetebol	✓
IV	Parabadminton	✓
V	Rúgbi ou Rugby	✓
VI	Tênis em Cadeiras de Rodas	✓
VII	Tênis de Mesa	✓

Existem outras modalidades, mas que serão omitidas neste trabalho por não se adequarem aos parâmetros a serem investigados. Em algumas modalidades, embora esteja presente, a cadeira de rodas atua apenas como acento ou apoio, e não influenciaativamente ou diretamente no exercício do atleta. Um exemplo desta situação é a modalidade de tiro esportivo, onde o paratleta cadeirante poderia competir em igualdade com um atleta sem deficiências nos membros inferiores, sem prejuízos, pois neste caso, a cadeira de rodas não contribuiativamente ao exercício atlético.

2.3.3. *Classificação Funcional das Modalidades Abordadas no Esporte Paralímpico*

A classificação funcional é uma forma de se contemplar as necessidades e limitações das pessoas com deficiências físicas inseridas nas atividades desportivas. Por meio da classificação os paratletas podem ser escalados por parâmetros técnicos e ponderados em classes fisiopatológicas.

Portanto, os atributos pessoais e pertinentes à deficiência física específica de um indivíduo denotam um parâmetro de similitude para com outros indivíduos com a mesma gama de atribuições.

O CPB – Comitê Paralímpico Brasileiro (2014, 02p.) afirma que “conceitualmente, a classificação utilizada hoje na prática do desporto adaptado constitui-se em um fator de nivelamento entre os aspectos da capacidade física e competitiva, colocando as deficiências semelhantes em um grupo determinado.”

Essa particularidade possibilita maior competitividade entre os atletas de múltiplas sequelas, vislumbrando uma competição equiparada. A classificação funcional também tem o papel de garantir a elegibilidade de um indivíduo para competir em certa modalidade.

O sistema de classificação varia entre os esportes em função das habilidades necessárias para desempenhá-lo corretamente. A classificação é realizada em três esferas – médica, funcional e técnica. E os profissionais capacitados para encaminhá-la são médicos, fisioterapeutas e educadores físicos.

A seção A do Manual Esportivo da CPISRA – Associação Internacional de Esportes e Recreação da Paralisia Cerebral (2009, 08p.) define estas esferas, onde; a abordagem médica – é uma avaliação física que identifica a patologia e o estado de saúde do candidato; abordagem funcional – avalia a capacidade física, a força muscular, a amplitude dos movimentos, a coordenação motora para as atividades; e a abordagem técnica – avalia as condições de competitividade desportiva do indivíduo, em testes de prova que apontam a adequabilidade entre o atleta, seus dispositivos assistivos e as condições do exercício esportivo envolvido.

2.3.3.1. Classificação Funcional do Andebol (ou Handebol)

O Handebol (HCR) é uma modalidade na qual a cadeira de rodas é parte essencial. É constituído de seis jogadores cadeirantes que necessitam de capacidade funcional para realizar movimentos como impulsionar a cadeira de rodas, driblar, passar a bola, receber, arremessar e pegar rebotes.

O Andebol possui duas vertentes – HCR 4 que adapta as regras do andebol de areia para quadra, e o HCR 7 que adapta o andebol de salão para sete jogadores.

O Andebol adaptado para cadeiras de rodas surgiu no Paraná/BRA, em meados de 2005. A figura 2.13 expõe o organograma da classificação funcional do andebol e a tab. 2.6 faz a sua discriminação.

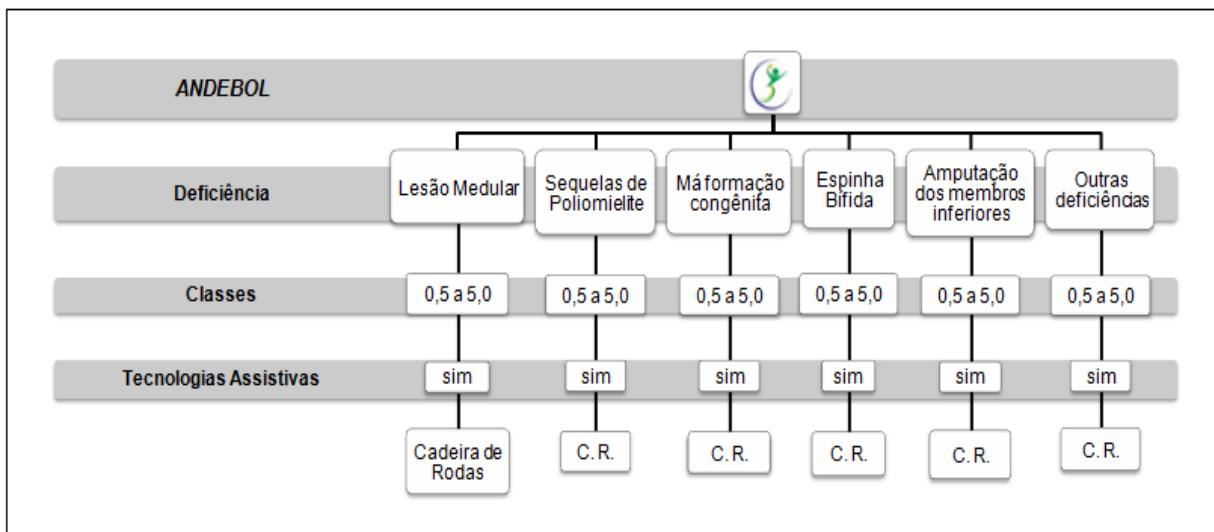


Figura 2.13 – Organograma da classificação funcional do andebol.

Tabela 2.6 – Descrição das classes funcionais do andebol.

CLASSE	DESCRIÇÃO
0,5 a 5,0	Cada jogador é avaliado e recebe uma pontuação de 0,5 a 5,0 como peso de sua deficiência, sendo 0,5 o jogador com menor função física e 5,0 o jogador com maior função física ou deficiência mínima. O exercício do andebol exige que o paratleta possua total capacidade funcional dos membros superiores, dos músculos abdominais e dorsais, bem como, flexibilidade e equilíbrio do tronco. Atletas das classes de 3,5 a 4,5 recebem almofadas distintas com no máximo cinco centímetros de altura, enquanto as demais têm dez centímetros.

O andebol é uma modalidade desportiva para indivíduos dependentes de cadeiras de rodas que permite a inclusão de pessoas com diversos tipos de deficiências físicas de variadas causalidades – desde que com boa funcionalidade dos membros superiores.

2.3.3.2. Classificação Funcional do Atletismo

A modalidade de atletismo é recorrente em dois formatos de corrida – pista, designada com a letra T (*Track*), e campo com a letra F (*Field*). Assim, antes da classe podem aparecer estas letras. A figura 2.14 mostra o organograma da classificação funcional do atletismo e a tab. 2.7 faz a sua discriminação.

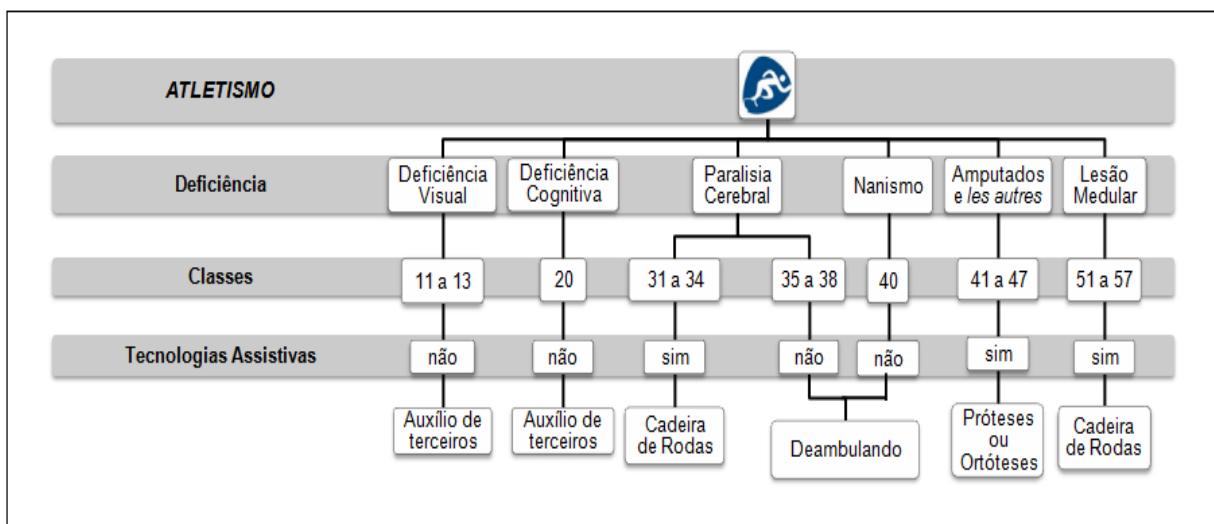


Figura 2.14 – Organograma da classificação funcional do atletismo.

Tabela 2.7 – Descrição das classes funcionais do atletismo. Fonte: Adaptado de SELJF (2014).

CLASSE	DESCRIÇÃO
11	Deficiência visual de nenhuma percepção luminosa em ambos os olhos, incapacidade de reconhecimento de formas.
12	Alguma capacidade de reconhecimento.
13	Acuidade visual de 2/60 a 6/60.
20	Deficiência intelectual.
31	Com tetraplegia espástica, atetóide, atáxica ou mista, e comprometimento severo dos quatro membros.
32	Tetraplegia espástica e atetóide com grau severo a moderado.
33	Tetraplegia simétrica ou assimétrica moderada, triplégia ou hemiplegia severa na cadeira de rodas.
34	Paraplegia com comprometimento severo a moderado, com problemas de controle nos membros superiores e no tronco.
35	Diplegia com comprometimento moderado, podendo utilizar assistência para andar, mas não necessariamente na posição em pé ou arremessando, compete deambulando (andando).
36	Dismotria cerebral, atetóide, atáxica ou mista, com comprometimento moderado nos quatro membros, e o atleta deambula sem necessidade de assistência.
37	Hemiplegia com comprometimento moderado e boa capacidade funcional.
38	Diplegia, hemiplegia ou monoplegia, com comprometimento mínimo.
40	Nanismo oriundo de acondroplasia.
41	Nanismo.
42	Amputação simples, transfemural.
43	Amputação transtibial em ambas as pernas.
44	Amputação transtibial em uma das pernas.
45	Amputação transhumeral ou transradial em ambos os braços.
46	Amputação transhumeral ou transradial em um dos braços.
47	Atletas com deficiências nos membros superiores, em que os membros têm extensão subnormal com índice menor do que $0,674 \times$ altura em pé de comprimento da parte do acrônio até a ponta do dedo.

Tabela 2.7 – Continuação da descrição das classes funcionais.

CLASSE	DESCRIÇÃO
51	Comprometimento funcional dos ombros, cotovelos ou punhos. Sequelas de poliomielite, lesões medulares e amputações.
52	Funções normais ao longo dos braços, mas com comprometimento da flexão e extensão dos dedos. Sequelas de poliomielite, lesões medulares e amputações.
53	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.
54	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.
55	Comprometimento total das pernas, maior controle do tronco e flexão abdominal. Sequelas de poliomielite, lesões medulares e amputações.
56	Comprometimento total dos tornozelos, pequena flexão do joelho sem capacidade de abdução, mas com adução, e boas funções dos membros superiores. Sequelas de poliomielite, lesões medulares e amputações.
57	Membros superiores funcionais, bom controle do tronco, flexão e extensão do quadril, amputação transfemural próxima do joelho. Sequelas de poliomielite, lesões medulares e amputações.

2.3.3.3. Classificação Funcional do Basquetebol

A faixa de classificação funcional do basquete em cadeiras de rodas é 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. Nesta modalidade os paratletas devem ter a capacidade de impulsionar independentemente a cadeira de rodas, e de executar movimentos fundamentais do esporte como driblar, arremessar, passar, rebotear e reagir resistentemente a contatos de oponentes.

No basquete, de acordo com a Comissão de Classificação de Jogadores da IWBF (2004, 03p.), 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.

Complementando, a Associação Desportiva para Deficientes (2004, 01p.) afirma que o basquetebol em cadeira de rodas é uma modalidade paradesportiva desenvolvida de forma adaptada para pessoas com deficiência física nos membros inferiores. Neste esporte, a cadeira de rodas é um equipamento essencial e colaborativo para o desempenho do paratleta. A classificação funcional do basquetebol é mostrada na fig. 2.15, e discriminada na tab. 2.8.

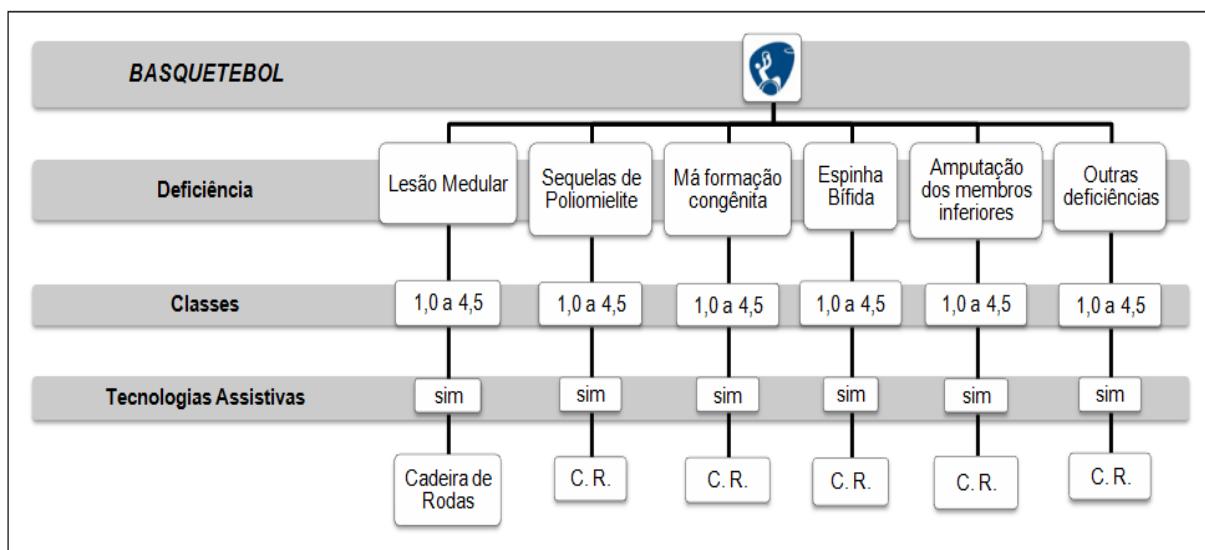


Figura 2.15 – Organograma da classificação funcional do basquetebol.

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.

Tabela 2.8 – Descrição das classes funcionais do basquetebol.

CLASSE	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 sete centímetros de distância do joelho (coto longo), amputação.
4,5	Amputação simples ou dupla transtibial, ou simples transfemural mais simples transtibial.

2.3.3.4. Classificação Funcional do Parabadminton

O *badminton* para deficientes, ou ainda, o parabadminton é um esporte adaptado similar ao tênis, onde os jogadores arremessam uma peteca. O esporte é dividido em seis

categorias ou classes – sendo duas para cadeirantes e as demais classes para deambulantes. A figura 2.16 mostra a classificação funcional do *badminton* e a tab. 2.9 faz a sua discriminação.

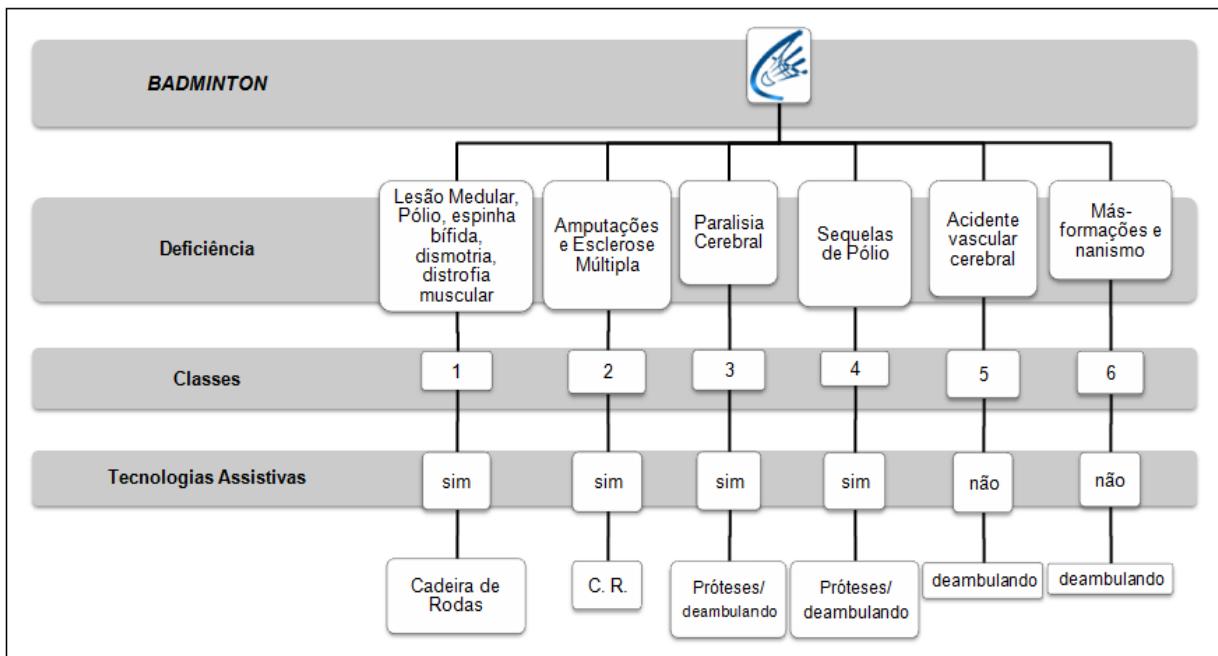


Figura 2.16 – Organograma da classificação funcional do parabadminton.

Tabela 2.9 – Descrição das classes funcionais parabadminton.

CLASSE	DESCRIÇÃO
1	Cadeirantes, acometimento severo, de lesão medular, poliomielite, espinha bífida, dismotria cerebral com limitações graves, distrofia muscular, diplegia severa, triplegia, tetraplegia.
2	Cadeirantes, amputações simples ou duplas transfemurais, esclerose múltipla.
3	Deambulantes, dismotria cerebral com comprometimentos moderados, articulações rígidas dos membros inferiores, hemiplegia, usuários de próteses ou ortóteses.
4	Deambulantes, sequelados de pólio com moderação, usuários de próteses ou ortóteses.
5	Deambulantes sequelados de acidentes vasculares cerebrais, hemiplégicos, ou com rigidez.
6	Deambulantes com más-formações leves e nanismo.

2.3.3.5. Classificação Funcional do Rúgbi (ou Rugby)

O Rúgbi é uma modalidade desportiva para ambos os sexos, praticado por indivíduos tetraplégicos. Afirmado pelo Comitê Paralímpico Brasileiro (2014, 01p.) a classificação é

baseada em teste de banco – 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 – que é avaliação da capacidade desportiva do paratleta.

O modelo de cadeira de rodas no rúgbi se modifica para o exercício do ataque e da defesa. Para a Federação Internacional de Rugby em Cadeiras de Rodas (2011, 09p.) o paratleta deve ser capaz de exercer movimentos fundamentais do rúgbi, como girar a cadeira, empinar, impulsionar para frente e para trás, mudar a direção, parar e arrancar, tocar a cadeira contra a resistência de um bloqueador, driblar, passar a bola, recuperar a bola do chão e outras funções.

E ainda, os fatores avaliados na classificação são o teste de banco, avaliação técnica que determina a capacidade do candidato de exercer as atividades do rúgbi, e avaliação em quadra. As classes funcionais do rúgbi vão de 0,5 a 3,5; candidatos que se enquadrem na classe 4,0 ou maior, são considerados inelegíveis para a modalidade. A classificação funcional do rúgbi é mostrada na fig. 2.17.

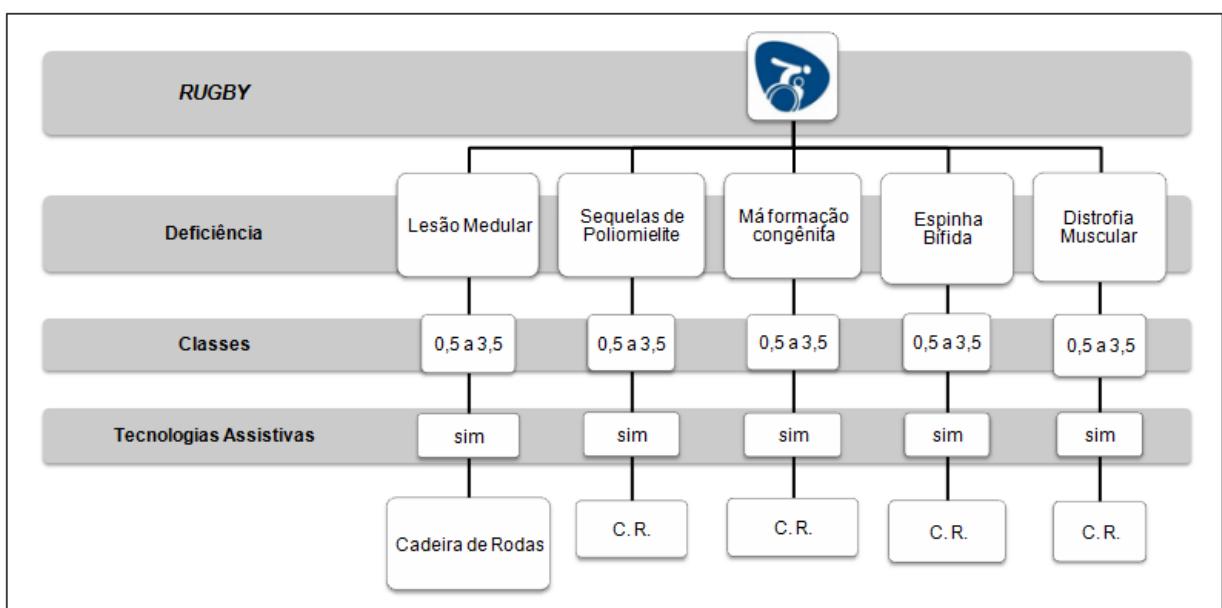


Figura 2.17 – Organograma da classificação funcional do rúgbi.

Pelas regras de classificação funcional do rúgbi nota-se que os paratletas das classes 0,5; 1,0 e 1,5 são mais adequados para atuarem nas posições de defesa, enquanto que, 2,0; 2,5; 3,0 e 3,5 são mais adequados para as posições de ataque.

A tabela 2.10 descreve as particularidades das classes funcionais do rúgbi.

Tabela 2.10 – Descrição das classes funcionais do rúgbi.

CLASSE	DESCRIÇÃO
0,5	O candidato nesta classe é ideal para a função de bloqueio, devido à 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.
1,0	Bloqueador e repositor de bola, porém não é um bom manipulador da bola, devido à 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.
1,5	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.
2,0	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.
2,5	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.
3,0	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.
3,5	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.

Pelas regras de classificação funcional do rúgbi nota-se que os paratletas das classes 0,5; 1,0 e 1,5 são mais adequados para atuarem nas posições de defesa, enquanto que, 2,0; 2,5; 3,0 e 3,5 são mais adequados para as posições de ataque.

Nas diretrizes desportivas do rúgbi é mencionado que esta modalidade é direcionada às pessoas tetraplégicas. Contudo, pela análise das classificações funcionais alguns paratletas parecem não se restringir à tetraplegia.

O rúgbi é um esporte de contato, dinâmico, e de equipes. Exige destrezas relevantes da parte do paratleta, tanto para a propulsão da cadeira de rodas, como para o seu equilíbrio e movimentação. Constitui-se de dribles, passadas rápidas de bola, arremessos e choques físicos entre atletas.

No Brasil existem alguns casos de paratletas com amputações transradiais duplas que utilizam os "cotocos" para realizar a propulsão e demais movimentos em jogos, mostrando a

capacidade de reabilitação destes indivíduos, desenvolvendo destrezas especiais – algumas vezes até mesmo extraordinárias.

2.3.3.6. Classificação Funcional do Tênis em Cadeiras de Rodas

O tênis em cadeiras de rodas é uma modalidade desportiva individual, sendo bastante semelhante à sua versão convencional. Como mostra a fig. 2.18 não possui classificação funcional para as deficiências físicas elegíveis.

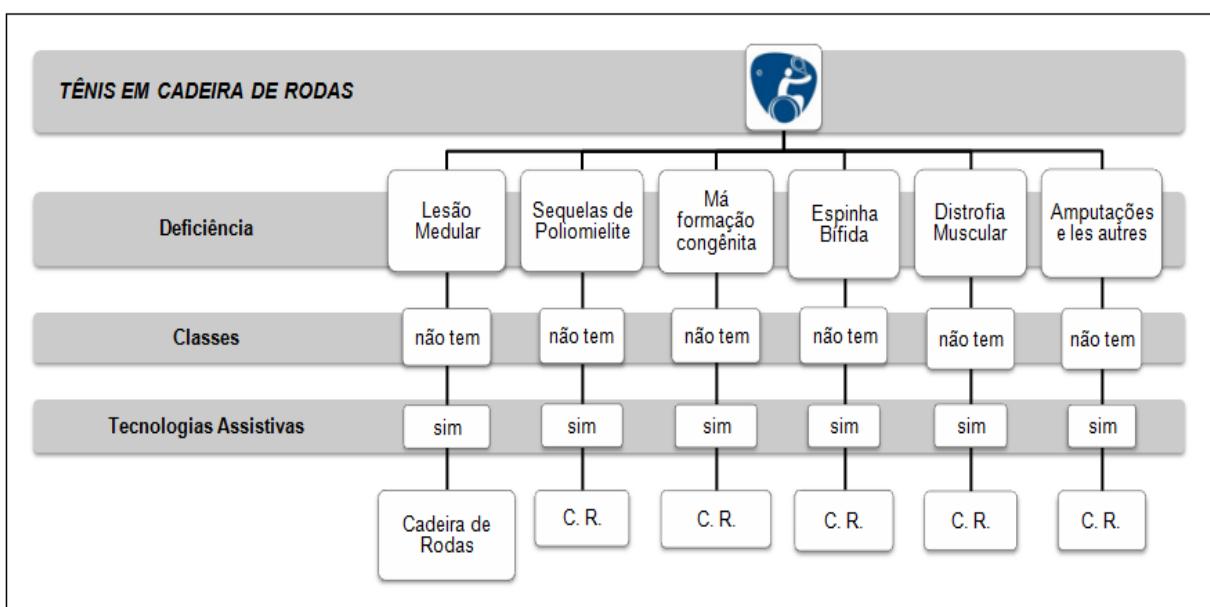


Figura 2.18 – Organograma da classificação funcional do tênis em cadeira de rodas.

2.3.3.7. Classificação Funcional do Tênis de Mesa

O tênis de mesa é uma modalidade exercida por paratletas de ambos os sexos, portadores de dismotria cerebral, amputados e cadeirantes de modo geral. As partidas podem ser em grupo ou individuais.

A sua classificação funcional é dividida no segmento de cadeirantes, de deambulantes (andantes) e deambulantes com deficiência intelectual. Para todas as classes é permitido se amarrar a raquete na mão ou punho. A figura 2.19 ilustra as classes funcionais do tênis de mesa, e a sua discriminação é detalhada na tab. 2.11.

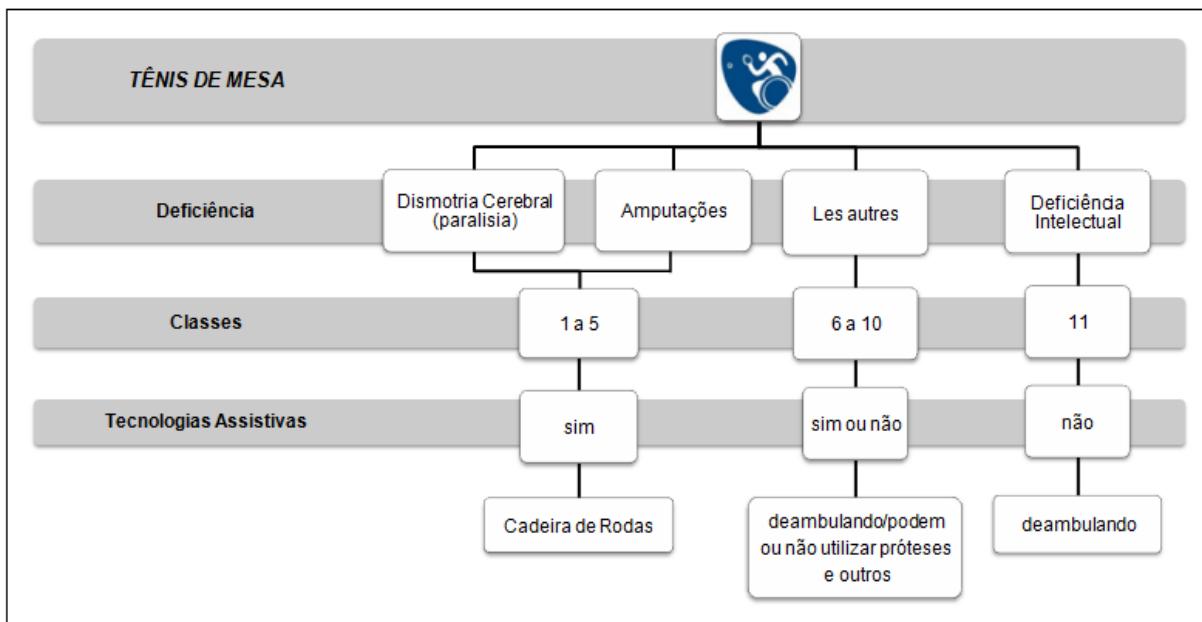


Figura 2.19 – Classificação funcional do tênis de mesa.

Tabela 2.11 – Descrição das classes funcionais do tênis de mesa.

CLASSES	DESCRÍÇÃO
1	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 .
2	Triplegia, graves desordens no equilíbrio do tronco, espasticidade na extremidade superior; ou lesionados medular na altura cervical C ₆ a C ₇ .
3	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 .
4	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 transfemurais com cotos curtos.
5	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.
6	Dismotria cerebral severa, hemiplegia afetando o braço de jogo, diplegia incluindo o braço de jogo, dismotria atetóide, amputação do braço de jogo, ou perna (s), ou braços e pernas, dupla amputação transfemural, lesão medular incompleta, artropatias no braço de jogo, ou em ambos os braços e pernas. Jogador que segura a raquete com a boca.
7	Deficiências com acometimento severo nas pernas, poliomielite, simples amputação transfemural e transtibial, lesão medular incompleta, desarticulação do quadril, simples amputação transhumeral e transradial, artropatias do braço jogador, hemiplegia ou diplegia afetando o braço jogador.

Tabela 2.11 – Continuação da descrição funcional do tênis de mesa.

CLASSE	DESCRIÇÃO
8	Acometimento moderado nas pernas, sequela de pólio em uma perna, amputação simples transfemural, quadril e joelho rígidos, desarticulação de quadril com prótese funcional, dupla amputação transtibial, lesão medular incompleta, espinha bífida no nível do sacro S ₁ , poliomielite, acometimento moderado no braço de jogo, simples amputação transradial, cotovelo rígido, ombro rígido, dismotria cerebral moderada, hemiplegia ou diplegia não afetando o braço jogador.
9	Acometimento leve nas pernas, sequela de pólio nas pernas, mas preservando bons movimentos, amputação simples transtibial, quadril rígido, joelho rígido, artropatia, espinha bífida incompleta, amputação da mão ou dos dedos, punho e dedos rígidos, hemiplegia ou monoplegia com mínimos problemas nas pernas.
10	Todas as deficiências mínimas, acometimentos muito leves nas pernas e/ou braços, amputação dos dedos, artropatia leve a moderada, punho rígido, deficiência na mão, amputações simples transradial, dismelia.
11	Atletas andantes com deficiência intelectual.

As modalidades desportivas aqui tratadas, e enfatizadas enquanto classificadoras funcionais se justificam pela contribuição dinâmica e ativa que as tecnologias assistivas – particularmente, as cadeiras de rodas – exercem sobre suas atividades.

2.3.4. Ergonomia e Antropometria das Cadeiras de Rodas nas Modalidades Paradesportivas Abordadas

A importância de se abordar as deficiências físicas e as classes funcionais nas modalidades desportivas está diretamente ligada às configurações das cadeiras de rodas utilizadas nestas modalidades, e as suas relações para com os paratletas usuários. Estes fatores estão presentes e são marcantes enquanto variáveis de influência na estrutura de uma cadeira de rodas ativa.

A ergonomia de projeto de cadeiras de rodas desportivas deve relacionar-se com as dimensões antropométricas de seu elegível usuário, e as classes funcionais determinadas pelas deficiências físicas particulares deste atleta determinam as características que seu equipamento deve apresentar.

A tabela 2.12 pontua algumas especificações ergonômicas que devem ser observadas no projeto de uma cadeira de rodas, desportiva ou convencional. Os dados e abstrações adaptadas foram extraídos de um sítio eletrônico, especialmente dirigido para pessoas dependentes de cadeiras de rodas, e é fundamentado nas experiências vividas e trocadas entre estas pessoas.

Tabela 2.12 – Especificações ergonômicas de projeto. Fonte: Adaptado de Matsuy (2010).

INTERRELACIONES	DISCRIMINAÇÃO
Centro de Gravidade X Profundidade do Assento	O centro de gravidade se relaciona com a profundidade do assento, pois, trata-se de uma variável de influência que pode favorecer tanto a acomodação do esforço de propulsão, quanto a facilidade de empinar da cadeira. Por exemplo, pessoas pequenas, com fêmur curto, e logo, com menor profundidade do assento, quando avançam muito o eixo das rodas traseiras, em direção ao centro de gravidade propiciam para que a cadeira empine com maior facilidade, podendo provocar quedas e acidentes.
Centro de Gravidade X Inclinação do Encosto	Se o encosto estiver muito inclinado para trás, o centro de gravidade se aproximará do eixo, facilitando que a cadeira empine e provocando quedas.
Centro de Gravidade X Inclinação do Encosto X Inclinação do Assento	O <i>tilt</i> é a inclinação do assento, ou ainda, a diferença entre a altura posterior e a altura anterior do assento. Caso o <i>tilt</i> seja muito acentuado, a inclinação do encosto e o centro de gravidade devem ser ajustados para compensá-la, do contrário a cadeira será inadequada.
Centro de Gravidade X Ângulo Frontal	O ângulo frontal pode aumentar a longitude da cadeira de rodas, neste caso, combinado com um centro de gravidade muito recuado pode inviabilizar a propulsão e a adequação postural.
Largura X Profundidade do Assento	A largura e a profundidade do assento têm uma relação de proporcionalidade, determinada pelas medidas do quadril e da altura da pessoa (comprimento do fêmur). Recomenda-se que a profundidade seja igual ou maior do que a largura do assento. Os únicos casos onde esta relação se inverte é para as cadeiras bariátricas – para pessoas obesas.
Rodas Dianteiras X Altura Dianteira do Assento ao Chão	O diâmetro das rodas dianteiras influencia a altura frontal da cadeira de rodas.
Cambagem das Rodas de Propulsão X Aro de Propulsão	Geralmente, os esportes em cadeiras de rodas usam, unanimemente, a cambagem diferente de zero grau – roda perpendicular ao nível do solo. A cambagem desenvolve mais estabilidade à rotação e movimentos ágeis, para as cadeiras de rodas. Porém, também implicam no aumento da resistência à propulsão. A cambagem ainda exerce uma função de segurança – por se tratar de um esporte de contato, ela mantém as mãos dos atletas nos aros, durante a propulsão, afastadas de um atleta para outro, durante choques ou embates.
Inclinação do apoio dos pés X Centro de gravidade	A inclinação do apoio dos pés pode influenciar no aumento da resistência à locomoção. Quando os pés estão mais recuados em direção ao eixo das rodas traseiras, o centro de massa se aproxima do centro de gravidade tornando a propulsão mais leve, pela diminuição de peso nas rodas dianteiras.

As unidades de medidas empregadas nesta dissertação foram aquelas mais convenientes e aplicáveis no mercado de tecnologias assistivas, no caso os milímetros, centímetros, polegadas e graus, desviando um pouco das unidades sugeridas pelo Sistema Internacional de Medidas.

2.3.4.1. Ergometria na Cadeira de Rodas de Andebol

As cadeiras de Andebol seguem com a maior parte das características comuns às cadeiras de rodas desportivas. Até então, as cadeiras de andebol eram na verdade cadeiras de basquetebol empregadas no andebol – modelos próprios estão em fase de desenvolvimento e vem sendo propostos.

De acordo com a Associação *Merseyside* de Handebol (200-, 03p.) qualquer parte da cadeira pode ser usada como ferramenta defensiva ou zona de pontuação durante a partida, assim como o próprio corpo do paratleta.

No mais, não existem mais regras declaradas acerca do equipamento assistivo do handebol. As propriedades ergonômicas presentes nas cadeiras de rodas convencionais podem ser abstraídas do modelo. Portanto, as variáveis de influência existem, mas algumas delas têm sua amplitude determinada em função das dimensões corporais do usuário.

A cadeira de rodas de Andebol possui uma barra frontal de proteção, que pode ser curva ou reta, desde que, não fique apontada. Uma roda traseira de segurança contra empino pode ser adicionada ao modelo. A figura 2.20 ilustra a cadeira de andebol detalhando suas relações ergonômicas, discriminadas pela tab. 2.13.

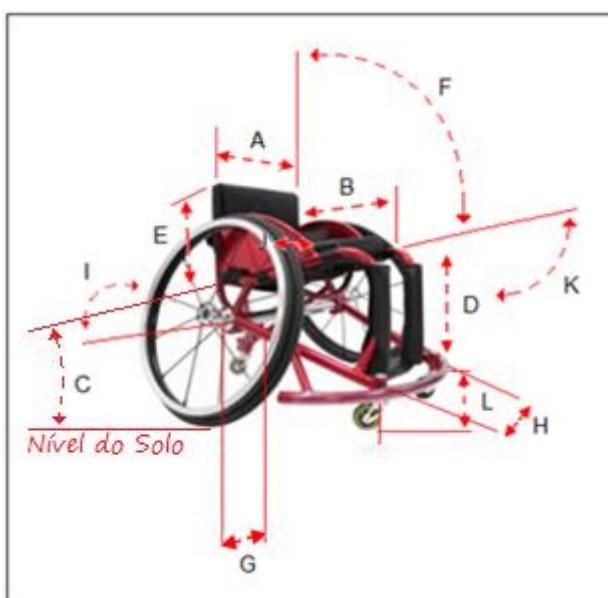


Figura 2.20 – Cadeira de rodas de Andebol. Fonte: Cortesia da Alphamix Ind. Com. Ltda.

Tabela 2.13 – Relações ergonômicas e antropométricas do modelo andebol.

ITEM	ELEMENTO ESTRUTURAL	CONDIÇÃO ERGONÔMICA
A	Largura do assento e encosto (cm)	quadril do atleta
B	Profundidade do assento (cm)	fêmur do atleta
C	Inclinação do assento ou <i>tilt</i> (graus)	80 a 100
D	Altura do assento ao apoio dos pés (cm)	tíbia do atleta
E	Altura do encosto (cm)	lombar do atleta
F	Inclinação do encosto em relação ao assento (graus)	87 a 97
G	Centro de gravidade (cm)	4 a 10
H	Largura do apoio dos pés (cm)	pés do atleta
I	Cambagem das rodas traseiras (graus)	6 a 22
J	Distância da roda até o quadro (cm)	5 a 10
K	Inclinação do apoio dos pés em relação assento (graus)	55 a 90
L	Altura da barra de proteção frontal até o nível do solo (cm)	11
ϕ	Diâmetro padrão das rodas dianteiras (mm)	68 a 72
Ø	Diâmetro padrão das rodas traseiras (polegadas)	24 a 27

As relações ergonômicas da cadeira de rodas de andebol como, as medidas do assento, do encosto e da estrutura de apoio dos pés são determinadas pelas características antropométricas do usuário. As inclinações do encosto, do apoio dos pés e do *tilt* (ângulo de inclinação do assento em relação ao nível do solo), e a cambagem da roda de propulsão foram estabelecidos tradicionalmente por entendimentos estratégicos dos próprios paratletas e suas equipes técnicas. Estas variáveis se relacionam com as condições de acometimento físico dos paratletas, como a altura de lesões medulares, fraquezas musculares, rigidez e outros.

2.3.4.2. Ergometria na Cadeira de Rodas de Atletismo

O aro de propulsão da cadeira de rodas de atletismo é menor do que os demais aros, de outras modalidades. Isso devido à proximidade com que os pneus ficam das axilas do paratleta. O modelo da cadeira é distinto na parte frontal, com um chassi avançando até um garfo com a roda dianteira de pelo menos 18 polegadas. O comprimento do chassi varia em função das medidas corporais do paratleta, como longitude do tronco e dos braços.

A figura 2.21 ilustra a cadeira de rodas de atletismo com seus esquemas ergonômicos e discriminados pela tab. 2.14.

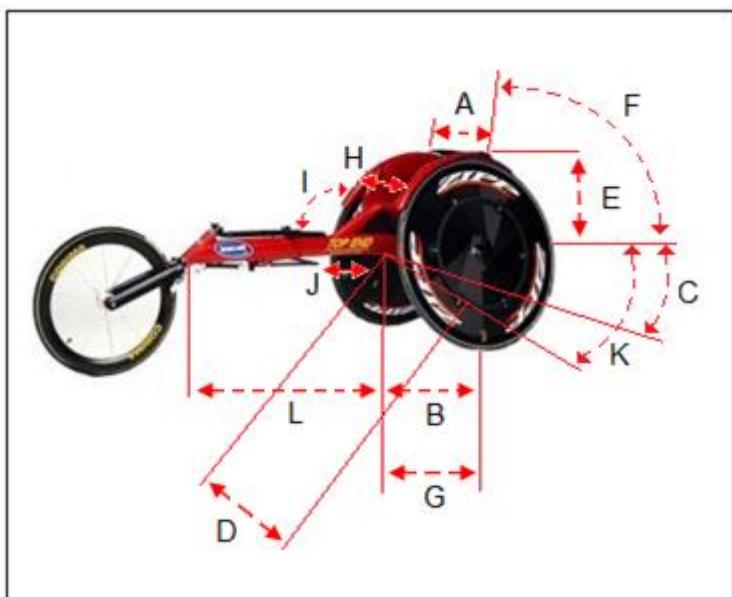


Figura 2.21 – Cadeira de rodas de Atletismo. Fonte: Cortesia da Alphamix Ind. Com. Ltda.

Tabela 2.14 – Relações ergonômicas e antropométricas do modelo atletismo.

ITEM	ELEMENTO ESTRUTURAL	CONDIÇÃO ERGONÔMICA
A	Largura do assento e encosto (cm)	quadril do atleta
B	Profundidade do assento (cm)	fêmur do atleta
C	Inclinação do assento ou <i>tilt</i> (graus)	80 a 100
D	Altura do assento ao apoio dos pés (cm)	tíbia do atleta
E	Altura do encosto (cm)	lombar do atleta
F	Inclinação do encosto em relação ao assento (graus)	87 a 97
G	Centro de gravidade (cm)	4 a 10
H	Largura do apoio dos pés (cm)	pés do atleta
I	Cambagem das rodas traseiras (graus)	6 a 22
J	Distância da roda até o quadro (cm)	5 a 10
K	Inclinação do apoio dos pés em relação assento (graus)	55 a 90
L	Longitude do chassis (cm)	90 a 110
ϕ	Diâmetro padrão da roda dianteira (polegadas)	18 a 20
\emptyset	Diâmetro padrão das rodas traseiras (polegadas)	24 a 27

As definições das relações ergonômicas e antropométricas seguem como no modelo da cadeira de Andebol.

2.3.4.3. Ergometria na Cadeira de Rodas de Basquetebol

De acordo com as regras oficiais da Federação Internacional de Basquetebol em Cadeiras de Rodas (2014a, 10p.) a cadeira de rodas de basquetebol precisa obedecer a

certas condições – como, a presença da barra frontal de proteção que deve manter uma altura de onze centímetros em relação ao nível do solo.

Observa-se que o apoio dos pés deve se manter atrás desta barra de proteção. Tal barra pode ser reta ou curva, desde que não fique apontada. A face inferior do apoio dos pés deve ser trabalhada de forma a evitar danos ao piso da quadra de jogo. A largura entre as rodas dianteiras não deve ultrapassar a largura entre os aros internos das rodas traseiras.

A altura do topo da almofada, com o jogador comprimindo o assento, até a superfície do solo deve ser estritamente 63 centímetros para paratletas das classes 1,0 a 3,0 e 58 centímetros para as classes 3,5 a 4,5. A cadeira de rodas de basquetebol pode possuir de três rodas (duas traseiras e uma dianteira) ou quatro rodas (duas traseiras e duas dianteiras). O diâmetro máximo das rodas traseiras incluindo a face dos pneus é de 69 centímetros ou aproximadamente 27 polegadas. Dispositivos de direção, freios ou engrenagens não são permitidos. A figura 2.22 detalha algumas condições da modalidade.

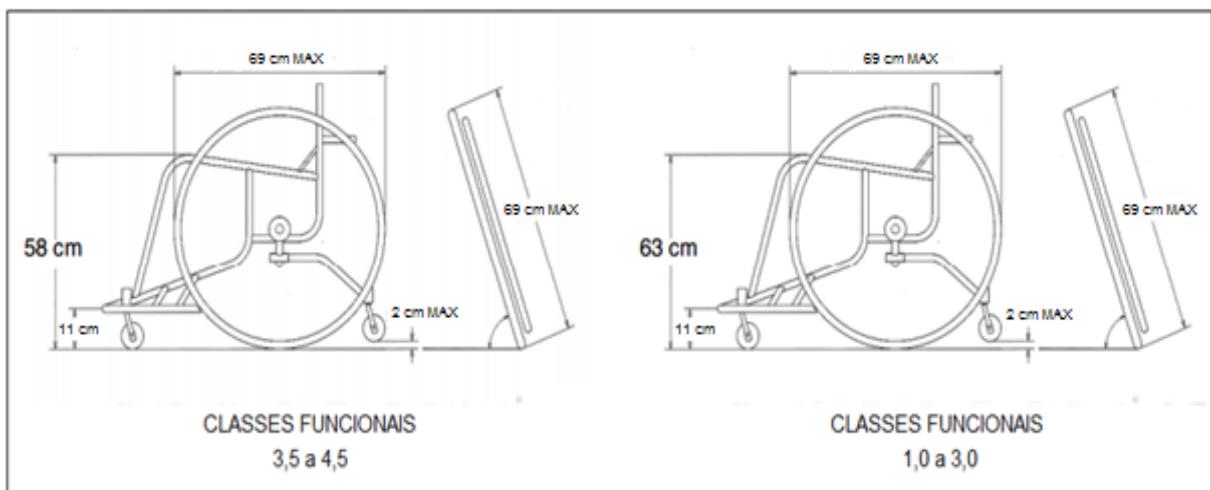


Figura 2.22 – Condições da cadeira de rodas de Basquetebol. Fonte: Adaptado de IWBF (2014).

Devido às características de arremesso no basquetebol é comum as cadeiras de rodas virarem ou tombarem para trás, pelo esforço de alcance à bola realizado pelo paratleta. Uma medida adotada para amenizar este problema foi a adoção das rodas anti-tombo (*anti-tip*), posicionadas na traseira do quadro da cadeira de rodas. Porém, em se tratando de um esporte de equipes, onde os paratletas mantém contato físico uns com os outros, foi proposto um regimento nas regras do basquetebol determinando que a haste de suporte das rodas anti-tombo devesse limitar a sua disposição dentro do perímetro da roda de propulsão. Esta iniciativa evita que as cadeiras de rodas se embaracem entre si pelas hastes das rodas anti-tombo.

Depois de investigadas, as relações ergonômicas e antropométricas do modelo de cadeira de rodas desportiva para basquetebol ficam como na fig. 2.23, discriminadas pela tab. 2.15.

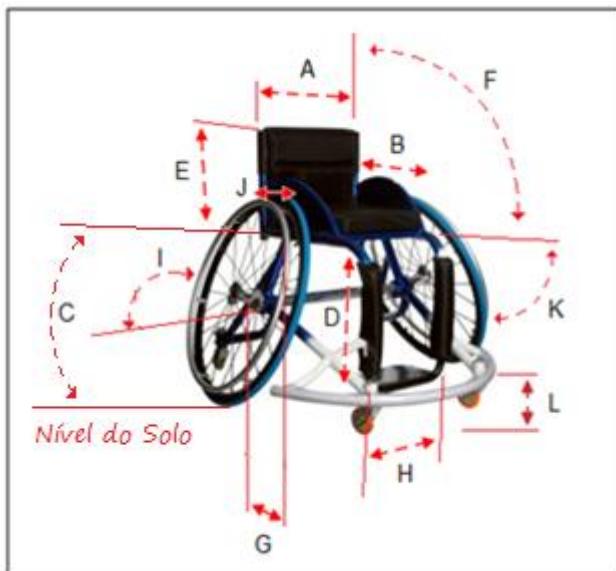


Figura 2.23 – Cadeira de rodas de Basquetebol. Fonte: Cortesia da Alphamix Ind. Com. Ltda.

Tabela 2.15 – Relações ergonômicas e antropométricas do modelo basquetebol.

ITEM	ELEMENTO ESTRUTURAL	CONDIÇÃO ERGONÔMICA
A	Largura do assento e encosto (cm)	quadril do atleta
B	Profundidade do assento (cm)	fêmur do atleta
C	Inclinação do assento ou <i>tilt</i> (graus)	80 a 100
D	Altura do assento ao apoio dos pés (cm)	tíbia do atleta
E	Altura do encosto (cm)	lombar do atleta
F	Inclinação do encosto em relação ao assento (graus)	87 a 97
G	Centro de gravidade (cm)	4 a 10
H	Largura do apoio dos pés (cm)	pés do atleta
I	Cambagem das rodas traseiras (graus)	6 a 22
J	Distância da roda até o quadro (cm)	5 a 10
K	Inclinação do apoio dos pés em relação ao assento (graus)	55 a 90
L	Altura da barra de proteção frontal até o nível do solo (cm)	11
∅	Diâmetro padrão das rodas dianteiras (mm)	68 a 72
Ø	Diâmetro padrão das rodas traseiras (polegadas)	24 a 27

Da mesma forma que o modelo para andebol, as relações ergonômicas da cadeira de rodas de basquetebol como: as medidas do assento, do encosto e da estrutura de apoio dos pés, são determinadas pelas características antropométricas do usuário. As inclinações do encosto, do apoio dos pés, do *tilt*, e a cambagem da roda de propulsão foram estabelecidos

tradicionalmente por entendimentos estratégicos dos próprios paratletas e suas equipes técnicas.

2.3.4.4. Ergometria na Cadeira de Rodas de Parabadminton

O parabadminton é um esporte semelhante ao tênis, porém com uma peteca ao invés da bola tradicional. A figura 2.24 ilustra a cadeira de rodas de parabadminton e suas relações ergonômicas e antropométricas, com sua discriminação na tab. 2.16.



Figura 2.24 – Cadeira de rodas de Parabadminton. Fonte: Cortesia da Alphamix Ind. Com. Ltda.

Tabela 2.16 – Relações ergonômicas e antropométricas do modelo parabadminton.

ITEM	ELEMENTO ESTRUTURAL	CONDIÇÃO ERGONÔMICA
A	Largura do assento e encosto (cm)	quadril do atleta
B	Profundidade do assento (cm)	fêmur do atleta
C	Inclinação do assento ou <i>tilt</i> (graus)	80 a 100
D	Altura do assento ao apoio dos pés (cm)	tíbia do atleta
E	Altura do encosto (cm)	lombar do atleta
F	Inclinação do encosto em relação ao assento (graus)	87 a 97
G	Centro de gravidade (cm)	4 a 10
H	Largura do apoio dos pés (cm)	pés do atleta
I	Cambagem das rodas traseiras (graus)	6 a 22
J	Distância da roda até o quadro (cm)	5 a 10
K	Inclinação do apoio dos pés em relação assento (graus)	55 a 90
L	Altura do início do garfo dianteiro até o nível do solo (cm)	11
φ	Diâmetro padrão das rodas dianteiras (mm)	68 a 72
Ø	Diâmetro padrão das rodas traseiras (polegadas)	24 27

2.3.4.5. Ergometria na Cadeira de Rodas de Rúgbi

Segundo o artigo 22, das Regras Internacionais do Rugby (2006a, *Section 4*) da Federação Internacional de Rugby em Cadeiras de Rodas, a cadeira é considerada como parte física do jogador. A inconformidade da cadeira pode tornar o atleta inelegível para a modalidade.

A modalidade do rúgbi possui dois modelos de cadeiras de rodas – cadeira de ataque e de defesa. De modo geral estes modelos são semelhantes quanto às relações ergonômicas e antropométricas, porém, o modelo de defesa contém amortecedores frontais de baixo ponteiro, diferenciados dos do modelo de ataque, para contatos com outros jogadores durante a partida – o rúgbi é um esporte de contato.

A cadeira de rodas de rúgbi deve ter quatro rodas, mas uma quinta é admitida (roda traseira anti-tombo ou anti-empino). As rodas principais, ou de propulsão não devem ultrapassar os setenta centímetros de diâmetro, ou 27 polegadas. O uso de cintas apropriadas (*strapping*) para amarrar os pés dos atletas à estrutura é obrigatório.

De modo geral, sobre os aspectos de segurança, as regras determinam que todas as saliências laterais, frontais ou anteriores da estrutura (hastes, puxadores, ganchos ou travessas) devem ser preenchidas. Mecanismos de direção, freios, engrenagens ou dispositivos mecânicos estão indeferidos.

Ainda, devido à sua natureza de esporte de contato, alguns paratletas adotam materiais adicionais na estrutura do quadro, como tubos, soldas, para-choques entre outros. A razão desta medida arbitrária é o acréscimo de massa ao conjunto da cadeira de rodas. Quanto maior a massa ao conjunto da cadeira de rodas como um todo, maior será a energia de impacto durante os contatos físicos competitivos – fazendo o adversário ser arremessado. Esta estratégia atlética é permitida ou consentida pelas regulamentações do rúgbi.

A IWRF – Federação Internacional de Rugby em Cadeiras de Rodas é o maior órgão regulamentador do esporte no mundo, tanto quanto aos aspectos das regras de jogo como os aspectos do equipamento de acessibilidade. Os diagramas elaborados pela IWRF (2006b, *Section 4*) ilustram as especificações gerais das cadeiras de rúgbi, mostradas pela fig. 2.25.

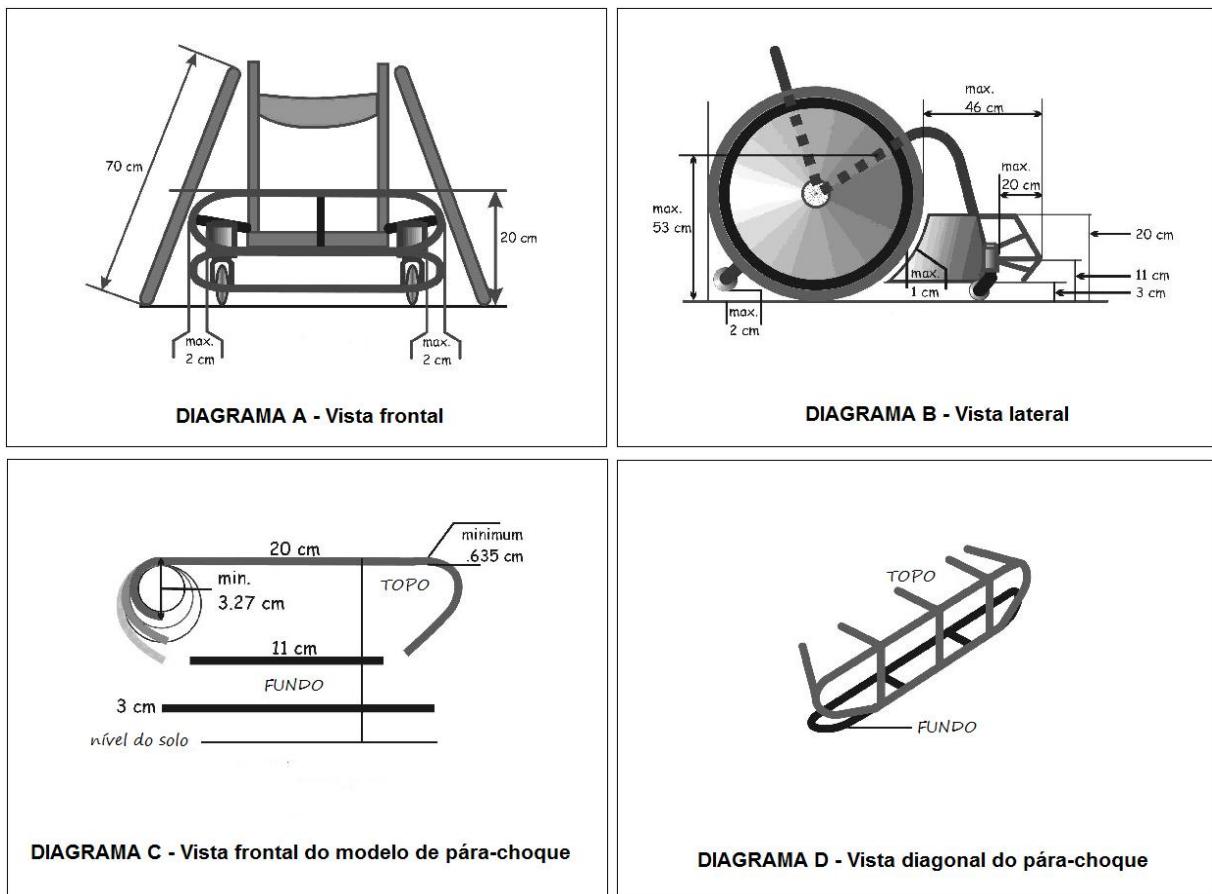


Figura 2.25 – Especificações técnicas da cadeira de rodas de rúgbi. Fonte: Adaptado de IWRF (2006).

O diagrama A do guia de regras estabelece que as asas do amortecedor ou para-choques não devem ultrapassar vinte centímetros de altura a partir do nível do solo; o comprimento total da cadeira depois do diâmetro da roda principal não deve superar os quarenta e seis centímetros, segundo o diagrama B, e ainda, a roda anti-tombo precisar estar a dois centímetros do solo; os diagramas C e D definem o desenho dos para-choques e que a sua superfície principal deve estar a onze centímetros do solo.

a) Rúgbi Ataque

A cadeira de rodas de rúgbi de ataque é mais dinâmica e enxuta do que o modelo de defesa, desenvolvendo maior velocidade e agilidade em campo. A cadeira de rodas de ataque para o rúgbi é ilustrada na fig. 2.26, com suas especificações ergonômicas e antropométricas discriminadas pela tab. 2.17.

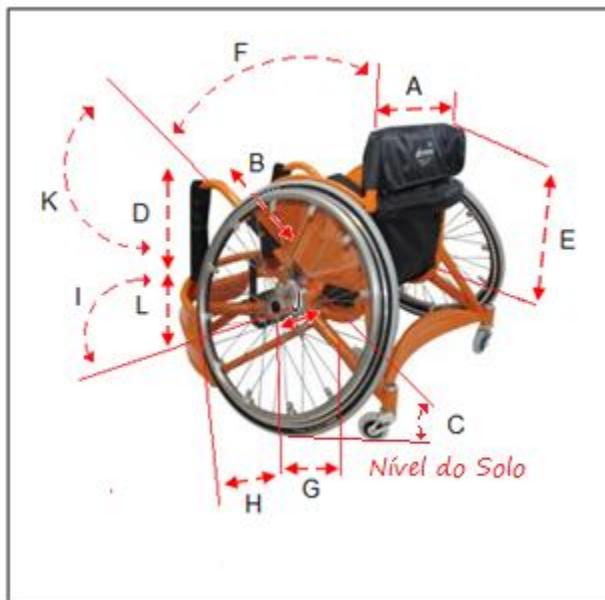


Figura 2.26 – Cadeira de rodas de Rúgbi Ataque. Fonte: Cortesia da Alphamix Ind. Com. Ltda.

Tabela 2.17 – Relações ergonômicas e antropométricas do modelo rúgbi ataque.

ITEM	ELEMENTO ESTRUTURAL	CONDIÇÃO ERGONÔMICA
A	Largura do assento e encosto (cm)	quadril do atleta
B	Profundidade do assento (cm)	fêmur do atleta
C	Inclinação do assento ou <i>tilt</i> (graus)	80 a 100
D	Altura do assento ao apoio dos pés (cm)	tíbia do atleta
E	Altura do encosto (cm)	lombar do atleta
F	Inclinação do encosto em relação ao assento (graus)	87 a 97
G	Centro de gravidade (cm)	4 a 10
H	Largura do apoio dos pés (cm)	pés do atleta
I	Cambagem das rodas traseiras (graus)	6 a 22
J	Distância da roda até o quadro (cm)	5 a 10
K	Inclinação do apoio dos pés em relação ao assento (graus)	55 a 90
L	Altura da barra frontal até o nível do solo (cm)	11
ϕ	Diâmetro padrão das rodas de apoio (mm)	68 a 72
Ø	Diâmetro padrão das rodas de propulsão (polegadas)	24 a 27

Pelas relações ergonômicas da cadeira de rodas de rúgbi de ataque, verifica-se que as medidas do assento, do encosto e da estrutura de apoio dos pés são determinadas pelas características antropométricas do usuário. As inclinações do encosto, do apoio dos pés e do assento (*tilt*), e a cambagem da roda de propulsão foram estabelecidos tradicionalmente por entendimentos estratégicos dos próprios paratletas e suas equipes técnicas.

b) Rúgbi Defesa

As especificações ergonômicas da cadeira de defesa do rúgbi seguem similar à cadeira de ataque deste esporte. A cadeira de rodas de defesa para o rúgbi é mostrada na fig. 2.27, discriminada na tab. 2.18.



Figura 2.27 – Cadeira de rodas de Rúgbi Defesa. Fonte: Cortesia da Alphamix Ind. Com. Ltda.

Tabela 2.18 – Relações ergonômicas e antropométricas do modelo rúgbi defesa.

ITEM	ELEMENTO ESTRUTURAL	CONDIÇÃO ERGONÔMICA
A	Largura do assento e encosto (cm)	quadril do atleta
B	Profundidade do assento (cm)	fêmur do atleta
C	Inclinação do assento ou <i>tilt</i> (graus)	80 a 100
D	Altura do assento ao apoio dos pés (cm)	tíbia do atleta
E	Altura do encosto (cm)	lombar do atleta
F	Inclinação do encosto em relação ao assento (graus)	87 a 97
G	Centro de gravidade (cm)	4 a 10
H	Largura do apoio dos pés (cm)	pés do atleta
I	Cambagem das rodas traseiras (graus)	6 a 22
J	Distância da roda até o quadro (cm)	5 a 10
K	Inclinação do apoio dos pés em relação ao assento (graus)	55 a 90
L	Altura da barra frontal até o nível do solo (cm)	11
∅	Diâmetro padrão das rodas dianteiras (mm)	68 a 72
∅	Diâmetro padrão das rodas traseiras (polegadas)	24 a 27

As especificações antropométricas e ergonômicas da cadeira de defesa seguem como na cadeira de ataque.

2.3.4.6. Ergometria na Cadeira de Rodas de Tênis

Bastante semelhante aos demais modelos de cadeiras de rodas desportivas, a cadeira de tênis se destaca por adotar a roda anti-tombo mais recuada, ultrapassando o limite das rodas de propulsão. Tal medida é possível pelo tênis em cadeiras de rodas ser uma modalidade de esporte individual, onde as cadeiras não se embaracariam por esta protuberância durante uma partida.

Como mencionado na modalidade do basquetebol, nos esportes em grupo, as rodas anti-tombo ficam limitadas pela extensão do diâmetro da roda traseira, evitando que durante os contatos de jogo as cadeiras de rodas não se embatem ou se embaracem.

No tênis em cadeiras de rodas a limitação das rodas anti-tombo foi abolida – pois envolve um esporte individual, sem contato entre os adversários.

Nesta modalidade a haste de suporte da roda anti-tombo foi alongada para otimizar a sua função, uma vez que, no tênis é muito comum os jogadores se reclinarem excessivamente para trás afim de alcançar a bola em voo. Antes de esta medida ser adotada, as cadeiras empinavam excessivamente nas partidas, e quedas eram muito frequentes. A figura 2.28 ilustra a cadeira de rodas tênis com suas relações ergonômicas, discriminadas na tab. 2.19.



Figura 2.28 – Cadeira de rodas de Tênis. Fonte: Cortesia da Alphamix Ind. Com. Ltda.

Tabela 2.19 – Relações ergonômicas e antropométricas do modelo tênis.

ITEM	ELEMENTO ESTRUTURAL	CONDICÃO ERGONÔMICA
A	Largura do assento e encosto (cm)	quadril do atleta
B	Profundidade do assento (cm)	fêmur do atleta
C	Inclinação do assento ou <i>tilt</i> (graus)	80 a 100
D	Altura do assento ao apoio dos pés (cm)	tíbia do atleta
E	Altura do encosto (cm)	lombar do atleta
F	Inclinação do encosto em relação ao assento (graus)	87 a 97
G	Centro de gravidade (cm)	4 a 10
H	Largura do apoio dos pés (cm)	pés do atleta
I	Cambagem das rodas traseiras (graus)	6 a 22
J	Distância da roda até o quadro (cm)	5 a 10
K	Inclinação do apoio dos pés em relação assento (graus)	55 a 90
L	Altura do início do garfo dianteiro até o nível do solo (cm)	11
ϕ	Diâmetro padrão das rodas dianteiras e apoio (mm)	68 a 72
Ø	Diâmetro padrão das rodas de propulsão (polegadas)	24 27

2.3.4.7. Ergometria na Cadeira de Rodas de Tênis de Mesa

Devido ao pequeno espaço de ação diante da mesa de tênis, o paratleta de tênis de mesa se movimenta limitadamente com a cadeira de rodas. A maior parte dos movimentos denota os braços, tronco e pescoço. Portanto, a mobilidade da cadeira durante uma partida é bem reduzida em comparação com as demais modalidades tratadas. A figura 2.29 mostra a cadeira de rodas de tênis de mesa, e descrições ergonômicas na tab. 2.20.



Figura 2.29 – Cadeira de rodas de Tênis de Mesa. Fonte: Cortesia da Alphamix Ind. Com. Ltda.

Tabela 2.20 – Relações ergonômicas e antropométricas do modelo tênis de mesa.

ITEM	ELEMENTO ESTRUTURAL	CONDICÃO ERGONÔMICA
A	Largura do assento e encosto (cm)	quadril do atleta
B	Profundidade do assento (cm)	fêmur do atleta
C	Inclinação do assento ou <i>tilt</i> (graus)	80 a 100
D	Altura do assento ao apoio dos pés (cm)	tíbia do atleta
E	Altura do encosto (cm)	lombar do atleta
F	Inclinação do encosto em relação ao assento (graus)	87 a 97
G	Centro de gravidade (cm)	4 a 10
H	Largura do apoio dos pés (cm)	pés do atleta
I	Cambagem das rodas traseiras (graus)	6 a 22
J	Distância da roda até o quadro (cm)	5 a 10
K	Inclinação do apoio dos pés em relação assento (graus)	55 a 90
L	Altura do início do garfo dianteiro até o nível do solo (cm)	11
∅	Diâmetro padrão das rodas dianteiras (mm)	68 a 72
Ø	Diâmetro padrão das rodas de propulsão (polegadas)	24 a 27

Assim como nos casos anteriores, as relações ergonômicas da cadeira de rodas de tênis de mesa, como as medidas do assento, do encosto e da estrutura de apoio dos pés são determinadas pelas características antropométricas do usuário. As inclinações do encosto, do apoio dos pés e do assento (*tilt*), e a cambagem da roda de propulsão foram estabelecidos tradicionalmente por entendimentos estratégicos dos próprios paratletas e suas equipes técnicas.

O que se nota para todas as modalidades abordadas, é que as condições de ergonomia para os equipamentos são regidas pelas características fisiológicas dos paratletas, e não por atribuições táticas dos esportes. Por isso, estas condições se mostraram semelhantes nos diversos casos. Este aspecto é natural e esperado, uma vez que, o papel dos esportes paralímpicos é a inclusão, o mais incondicionada possível, das pessoas com deficiências físicas, e a sua reabilitação funcional. Para tanto, as limitações físicas e características pessoais dos indivíduos devem ser assimiladas e acomodadas dentro da organização destas atividades – o que caracteriza a inclusão.

2.3.5. Variáveis Ergonômicas Aditivas

Para as propriedades ergonômicas e antropométricas afirmadas até então, existem casos menos frequentes entre as pessoas com deficiências físicas, mas que podem exercer expressiva influência sobre o desempenho biomecânico do paratleta em exercício. Estes casos extrapolam as variáveis ergonômicas tratadas até aqui, e fazem esmaecer relações

adicionais entre o cadeirante e o equipamento. Citando alguns destes casos, com as respectivas medidas de solução, tem-se a tab. 2.21:

Tabela 2.21 – Relações ergonômicas e antropométricas aditivas.

ITEM	CASOS ESPECIAIS	ADAPTAÇÕES ESTRUTURAIS
I	Deficiência com rigidez severa, com espasticidade ou não, na região dos tornozelos, impedindo a acomodação ideal dos pés sobre o apoio designado.	Articulação no apoio dos pés permitindo escolher um ângulo de inclinação em função do solo, adequando-se à posição das plantas dos pés do usuário.
II	Desvio lombar ou cervical dificultando a aderência e alinhamento das costas ao encosto do equipamento. Por exemplo, espinha bífida, mielomeningocele, hipercifose, hiperlordose etc.	Articulação na extensão do encosto na altura da L ₁ ; rotações independentes das hastas laterais do encosto; regulagem vertical e angular das vértebras do encosto.
III	Distrofia muscular acentuada na região dos braços dificultando o alinhamento ideal em relação ao aro de propulsão.	Variação na distância das rodas em relação ao quadro e ao assento; distanciamento do aro de propulsão em relação ao assento.
IV	Instabilidade do tronco dificultando a acomodação independente ou alinhada no assento, por exemplo, sequelados de mielomeningocele.	Regulagem do <i>tilt</i> antes e depois dos glúteos, favorecendo o encaixe do quadril na estrutura do assento.
V	Instabilidade ou fraqueza na região do quadril, distrofias ou amputações transfemurais altas.	Ajuste de afunilamento das coxas em direção aos joelhos.
VI	Distrofias na região das panturrilhas, desalinhadas em relação às coxas, ou amputações transtibiais.	Ajuste de afunilamento das panturrilhas em direção aos pés.
VII	Atrofiamento dos braços, ou amputações transradiais ou transhumerais que dificultam o acesso ao aro de propulsão.	Ajuste da altura dos aros de propulsão em relação ao assento pelo controle de altura da estrutura em função do eixo principal.

Estes casos adicionais raramente estão previstos nos projetos das cadeiras de rodas, fazendo com que a equipe técnica realize adaptações como o uso de amarras, talas, cintas,

entre outros, estabilizando o corpo do paratleta à estrutura. Não é raro, em partidas paralímpicas verificar atletas com partes do corpo amarradas às cadeiras de rodas, devido à inadequação estrutural para aqueles casos.

Conforme se nota, alguns paratletas apresentam casos de deficiências mais severas, criando necessidades especiais em relação às condições das cadeiras de rodas e outras tecnologias assistivas. Para atender estas condições especiais, nas relações ergonômicas e antropométricas vistas até aqui, serão inseridas no projeto, algumas propriedades especiais – fazendo-se atualizar o escopo do projeto na forma da respectiva tabela ergonômica – que se resulta conforme a tab. 2.22.

Tabela 2.22 – Relações ergonômicas e antropométricas do modelo final.

ITEM	ELEMENTO ESTRUTURAL
A	Largura do assento (cm)
B	Profundidade do assento (cm)
C	<i>Tilt</i> generalizado para toda a extensão das coxas ou inclinação geral do assento (graus)
D	<i>Tilt</i> avançado para depois dos glúteos ou inclinação do assento pós-glúteos (graus)
E	Altura do assento ao apoio dos pés (cm)
F	Inclinação do apoio dos pés em relação assento (graus)
G	Largura do encosto (cm)
H	Altura do encosto (cm)
I	Inclinação do encosto em relação ao assento, abaixo da lombar L ₁ (graus)
J	Inclinação do encosto em relação ao assento, acima da lombar L ₁ (graus)
K	Extensão do afunilamento das coxas até o joelho (cm)
L	Extensão do afunilamento das panturrilhas (cm)
M	Centro de gravidade (cm)
N	Largura do apoio dos pés (cm)
O	Ângulo de alinhamento do apoio dos pés (graus)
P	Altura do assento em relação à propulsão das rodas traseiras (cm)
Q	Cambagem das rodas traseiras (graus)
R	Distância da roda até o quadro (cm)
ϕ	Diâmetro padrão das rodas dianteiras (mm)
Ø	Diâmetro padrão das rodas de propulsão (polegadas)

As elencadas propriedades antropométricas da estrutura atuam como variáveis de influência no desempenho biomecânico do paratleta, assim; variáveis como, a cambagem da roda e a inclinação do assento (*tilt*) podem favorecer ou inviabilizar a dinâmica de propulsão do usuário. Por fim, a estrutura proposta estará contida de uma gama de ajustes modulares, de forma a atender a todas estas propriedades ergonômicas e antropométricas, sejam estas mais frequentes ou não, de forma a oferecer a melhor condição de avaliação biomecânica possível. A aplicação destes testes em campo é que revelarão o quão pertinentes foram estes diversificados ajustes propostos.

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo reúne um conjunto de propostas e iniciativas tomadas para a solução dos problemas estudados aqui. Este conjunto traduz os meios empregados como base do estado da técnica em tecnologias assistivas e sistemas biomecânicos.

Desta forma, o produto aqui desenvolvido baseia-se numa estrutura modular de acomodação para um ergômetro de avaliação de atletas portadores de deficiências físicas, compatível com as suas necessidades antropométricas e adaptável a uma variedade de particularidades anatômicas.

3.1. A Ergonomia no Projeto de Produtos

Conceitualmente, um produto pode ser entendido como um instrumento empregado pelo homem para a realização de uma função ou tarefa, ou ainda, para ser consumido atendendo alguma necessidade.

A função principal da ergonomia é conciliar esta integração produto-homem garantindo o melhor aproveitamento destes agentes, harmoniosamente com o ambiente. O funcionamento harmonioso dos produtos no ambiente em função do homem legitima os atributos funcionais do produto, bem como, de sua concepção em quanto projeto.

Para Sasaki (apud CANCIGLIERI JR. et al, 2007, 03p.) “em casos de produtos destinados a pessoas portadoras de necessidades especiais, são produtos que por sua ergonomia adaptada permitem a estes grupos o direito de pertencer e estar inclusos em uma sociedade, com valorização da diversidade humana e solidariedade humanitária.”

O modelo desenvolvido evoluiu da junção de componentes diversificados e com funções próprias, que desenvolvem uma complexa interdependência entre si. Estas relações de interdependência projetam variáveis de interferência no modelo, que podem ser melhoradas na forma de soluções fabris e de projeto. Isso traduz a aplicabilidade ou usabilidade do produto.

A Usabilidade representando a facilidade e a comodidade de uso, depende da interação entre o produto, o usuário, a tarefa e o ambiente, representando a capacidade que um sistema interativo oferece a seu usuário, em um determinado contexto, para a realização de tarefas eficazmente. (ISO 9241, apud CANCIGLIERI JR. *et al*, 2007, 04p.).

Contudo, ressalva-se, que o conjunto de soluções deste projeto – sejam elas materiais ou metodológicas – foram delineadas pelos recursos disponíveis e tacitamente empregáveis pela Alphamix Indústria e Comércio Ltda. e pelo LPM. Esta iniciativa facilitou a circulação de propostas de solução e a aprendizagem acerca da natureza do problema investigado e sua respectiva solução sugerida.

3.2. Materiais

Os materiais consistem dos insumos e recursos empregados para a consolidação do projeto. Como já se mencionou quanto a estes materiais, os mesmos foram determinados pelo escopo industrial da empresa Alphamix Indústria e Comércio Ltda. e pelo capital intelectual desenvolvido nos últimos anos pelo laboratório de projetos mecânicos da FEMEC/UFU. O aproveitamento de recursos conhecidos e imediatamente disponíveis evitou a dispersão científica em busca de soluções hipotéticas; fazendo com que, as abordagens aplicadas assumissem um resultado assertivo.

Desta forma, dada a natureza produtiva da Alphamix e do LPM, os materiais empregados na estrutura ajustável do ergômetro baseia-se em geral de ligas metálicas e perfis, polímeros, elastômeros, resinas, tintas, lubrificantes e outros.

3.2.1. *Ligas Metálicas*

Basicamente, a Alphamix tem empregado em sua unidade produtiva as ligas de aço e as ligas de alumínio (principalmente as ligas 7075 T-651 e 6061 T6-F). As ligas de alumínio citadas são também conhecidas como ligas de alumínio aeronáutico – um material metálico temperado, e geralmente combinado com o cobre, zinco, magnésio, manganês e silício.

Para os modelos de cadeiras da linha desportiva, as ligas de alumínio têm aplicabilidade elegida, como também para a fabricação do protótipo da estrutura ajustável do ergômetro para cadeirantes.

O alumínio é um metal macio, leve, resistente, dúctil, muito apto à mecanização e fundição. Tem excelentes propriedades de usinagem e resistência à corrosão.

Observando-se as propriedades mecânicas das ligas mencionadas é verificado que a liga 7075 T-651 é mais resistente que a liga de alumínio 6061 T6-F, como também deve ser mais tenaz aos processos de fabricação, como, usinagem e conformação.

Como explica Braga (2011, 34p.), estes tipos de ligas caracterizam-se por serem ligas de alumínio da linha trabalhável, cuja nomenclatura segue com quatro dígitos. As ligas de alumínio, cuja nomenclatura se inicia pelo algarismo “seis” (6061 T6-F) são aquelas nas quais o magnésio e o silício são os principais elementos ligantes, que aumentam a resistência do material – ligas deste tipo são bem aplicáveis em extrusões.

As ligas iniciadas com o algarismo “sete” (7075 T-651) são aquelas onde o zinco é o principal elemento ligante, porém, com outros elementos que também podem ser especificados – cobre, magnésio, cromo e zircônio – muito usados em estruturas aeronáuticas e aplicações de alta resistência.

Tais ligas são submetidas a tratamentos térmicos baseados na solubilidade de fases, que compreendem também o aquecimento, a têmpera – resfriamento rápido – e a precipitação – envelhecimento artificial.

A designação T6 presente nas duas ligas citadas expressa justamente essa forma de tratamento térmico – solubilização (aquecimento e têmpera) e envelhecimento artificial.

Ainda, após os processos de fabricação, que compreendem o manuseio, a soldagem, etc. que geram tensões residuais e desenvolvem discordâncias no material, a Alphamix realiza um novo tratamento térmico, eliminando as fases encruadas, e logo, restabelecendo as propriedades mecânicas originais destes materiais.

Enfim, destas duas ligas de alumínio aeronáutico elencadas, uma delas será eleita, na prática, para a constituição da estrutura do ergômetro. Porém, ambas serão analisadas aqui, como aplicáveis ao modelo a ser construído.

3.2.2. *Perfis Estruturais*

Os perfis estruturais representam a disposição geométrica na qual os materiais serão adotados, tais como, tubos, chapas, perfilados, trefilados, e outros, como ilustrados na fig. 3.1.

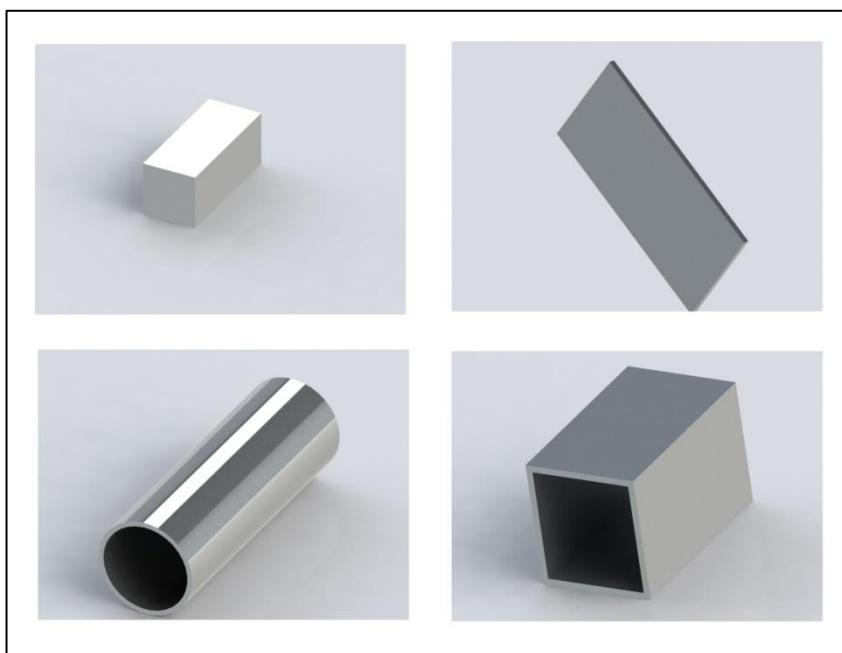


Figura 3.1 – Amostras de perfilados estruturais das ligas de alumínio aeronáutico.

Os processos de fabricação para os perfis estruturais propostos compreendem a usinagem e fresamento de materiais trefilados, torneamento de materiais tubulares, soldagens, lixamento e polimento, limpeza, pintura, aplicação de lubrificantes e acabamentos em geral.

3.2.3. Acessórios

Alguns produtos acabados foram conciliados ao projeto na forma de acessórios do equipamento. Isso se deu pela inviabilidade de desenvolvimento e produção destes componentes específicos.

O aproveitamento de acessórios definidos colaborou com o direcionamento das propostas de solução devido à sua compatibilidade de aplicação para com os problemas observados.

A figura 3.2 ilustra alguns exemplos destes acessórios. Entre os quais estão abraçadeiras de pressão, rolamentos para cargas radiais, parafusos de pressão, barra roscada, e o mais importante, um par de rodas de propulsão, de vinte e quatro polegadas de diâmetro, próprias para cadeiras de rodas. As rodas de propulsão possuem um aro próprio que protege o usuário e ativa a rotação do eixo principal.

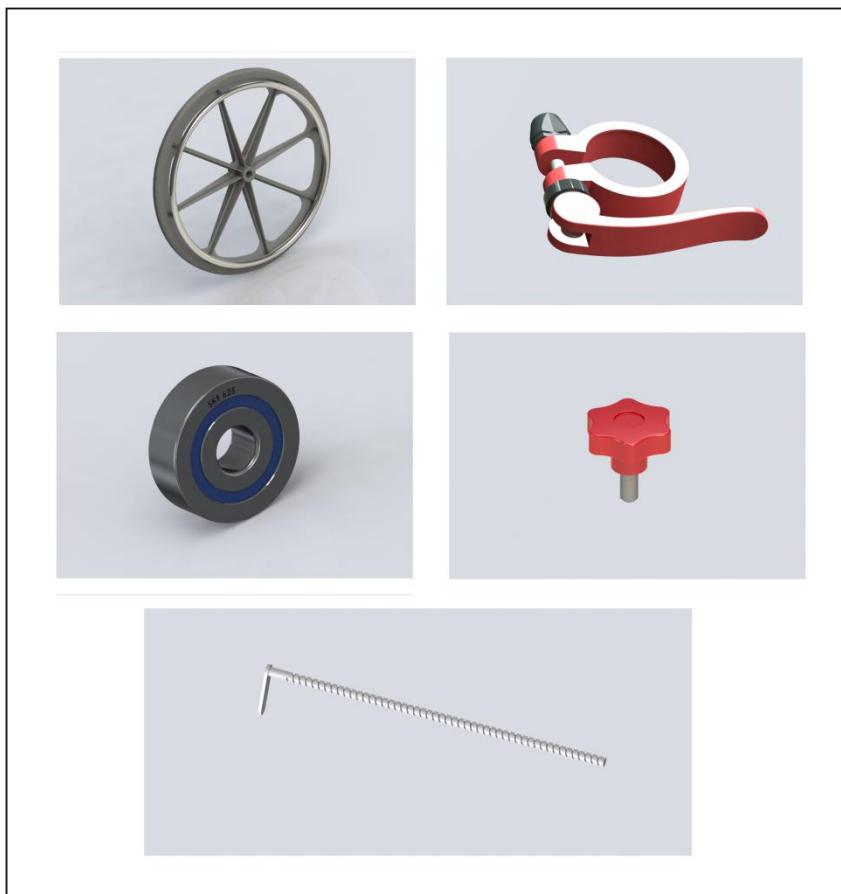


Figura 3.2 – Acessórios conciliados no projeto da estrutura.

3.3. Métodos

As restrições de modelo impostas às cadeiras de rodas aos seus usuários vêm sendo observadas e elencadas como a causa de alguns transtornos físicos e emocionais para estes cadeirantes. A incompatibilidade ergonômica entre as estruturas das cadeiras e as antropometrias dos cadeirantes enuncia uma série de problemas que dificultam a reabilitação do indivíduo, podendo, inclusive acentuar seus prejuízos físicos. Da mesma forma, um ergômetro para cadeirantes deveria considerar estes problemas a fim de proporcionar o melhor desempenho e adequação do equipamento.

Uma vez conhecidas as limitações dos ergômetros para cadeirantes e das próprias cadeiras de rodas, cuja problematização justifica as soluções propostas nesta dissertação, bem como, as relações ergonômicas e fisiopatológicas entre os paratletas e as tecnologias assistivas, a abordagem metodológica partiu da elaboração de uma estrutura modular com dimensões ajustáveis a ser acoplada a um sistema de resistência eletromagnética, desenvolvido pelo LPM – Laboratório de Projetos Mecânicos ‘Prof. Henner Alberto Gomide’.

3.3.1. Métodos de Análise Ergonômica

Para entender as particularidades ergonômicas da relação cadeira de rodas e cadeirante, fez-se necessário compreender as esferas fisiopatológicas nas quais estes indivíduos estão inseridos, as características de suas deficiências físicas, e por fim, as implicações direcionadas às suas práticas desportivas.

Denotou-se que as modalidades paralímpicas estão sujeitas às limitações das deficiências, e estas por sua vez, são assistidas pelas tecnologias de acessibilidade. Esta relação mostra a interdependência entre as classes funcionais desportivas e os parâmetros antropométricos das cadeiras de rodas, e como esta inter-relação deve ser observada.

A estrutura apresentada a seguir propõe atender às variáveis de influência biomecânica do sistema ergométrico. Para tanto, foi determinada pelas duas esferas destacadas pelo contexto – as medidas antropométricas e as condições ergonômicas. As medidas antropométricas se relacionam ao alcance físico do indivíduo cadeirante, e as condições ergonômicas aquelas baseadas numa acomodação ideal deste indivíduo em sua cadeira de rodas, conforme mostra a fig. 3.3.

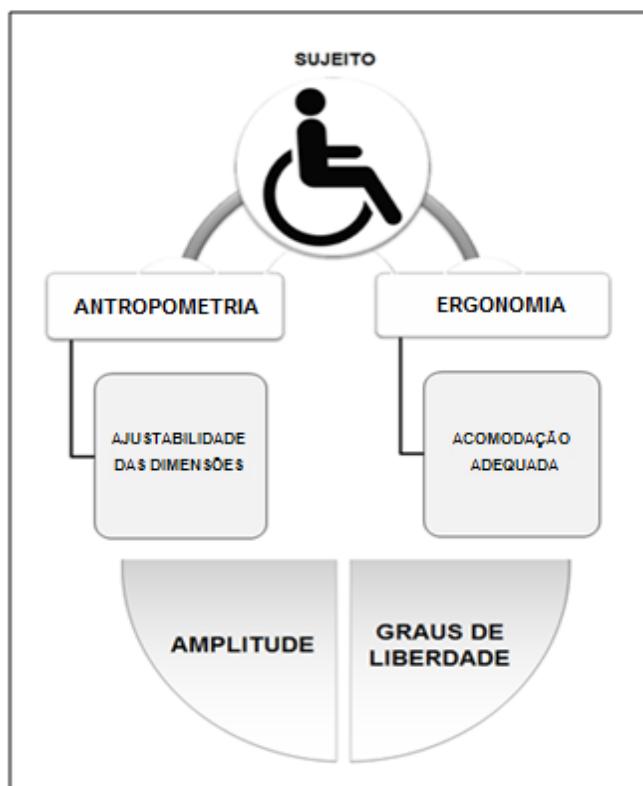


Figura 3.3 – Esferas da relação cadeira e cadeirante.

Estas esferas de interferência definiram a abordagem na qual o modelo proposto solucionaria as necessidades de adequação do ergômetro para cadeirantes e da relação cadeira de rodas e seus usuários. Desta forma, o modelo deveria deter duas funções específicas e absolutamente interdependentes – graus de liberdade e amplitude. Os graus de liberdade definiram os módulos de ajustes estruturais e a amplitude respondeu pela gama de medidas corporais englobada pelo mesmo. *Ergonomia/Antropometria e Graus de liberdade/Amplitude* se relacionaram – assim como, problema e solução.

3.3.2. Desenho Técnico

A estrutura planejada foi desenvolvida com o instrumento de CAD – Desenho Assistido por Computador, *Solidworks* da companhia *Dassault Systemes*, em sua versão 2013 para sistemas operacionais de 64 bits. As ferramentas de CAD permitem a projeção de peças e geometrias, e a sua configuração montada para um conjunto de partes. A montagem das partes prevê suas relações de liberdade quanto à rotação e translação de componentes. Essas competências do CAD favorecem o desenvolvimento de um projeto simulado que atende perfeitamente às condições para um ambiente real e prático, garantindo a consolidação e legitimação do projeto.

Enfim, a estrutura projetada corresponde a um módulo ajustável de compatibilidade antropométrica para os usuários cadeirantes do Ergômetro de reabilitação do LPM. A estrutura, destacada na fig. 3.4, foi projetada para se acoplar ao sistema mecânico de resistência e propulsão, caracterizando em seu conjunto a mais nova versão do Ergômetro para Cadeirantes.



Figura 3.4 – Estrutura modular ajustável para o Ergômetro de Cadeirantes.

O projeto prevê uma estrutura em sua maior parte produzida em liga de alumínio, polido ou escovado, com pintura eletroestática. Alguns poucos componentes poderão admitir outras ligas que não a de alumínio. O estofamento aplicado pela Alphamix é constituído de revestimento em nylon 420, com almofada em poliuretano extra leve de alta densidade (D-130). Os estofamentos são fixados à estrutura com velcro e cintas.

Na figura 3.5 a seguir, são identificados os componentes estruturais do modelo, discriminados, por sua vez, pelo inventário da tab. 3.1.

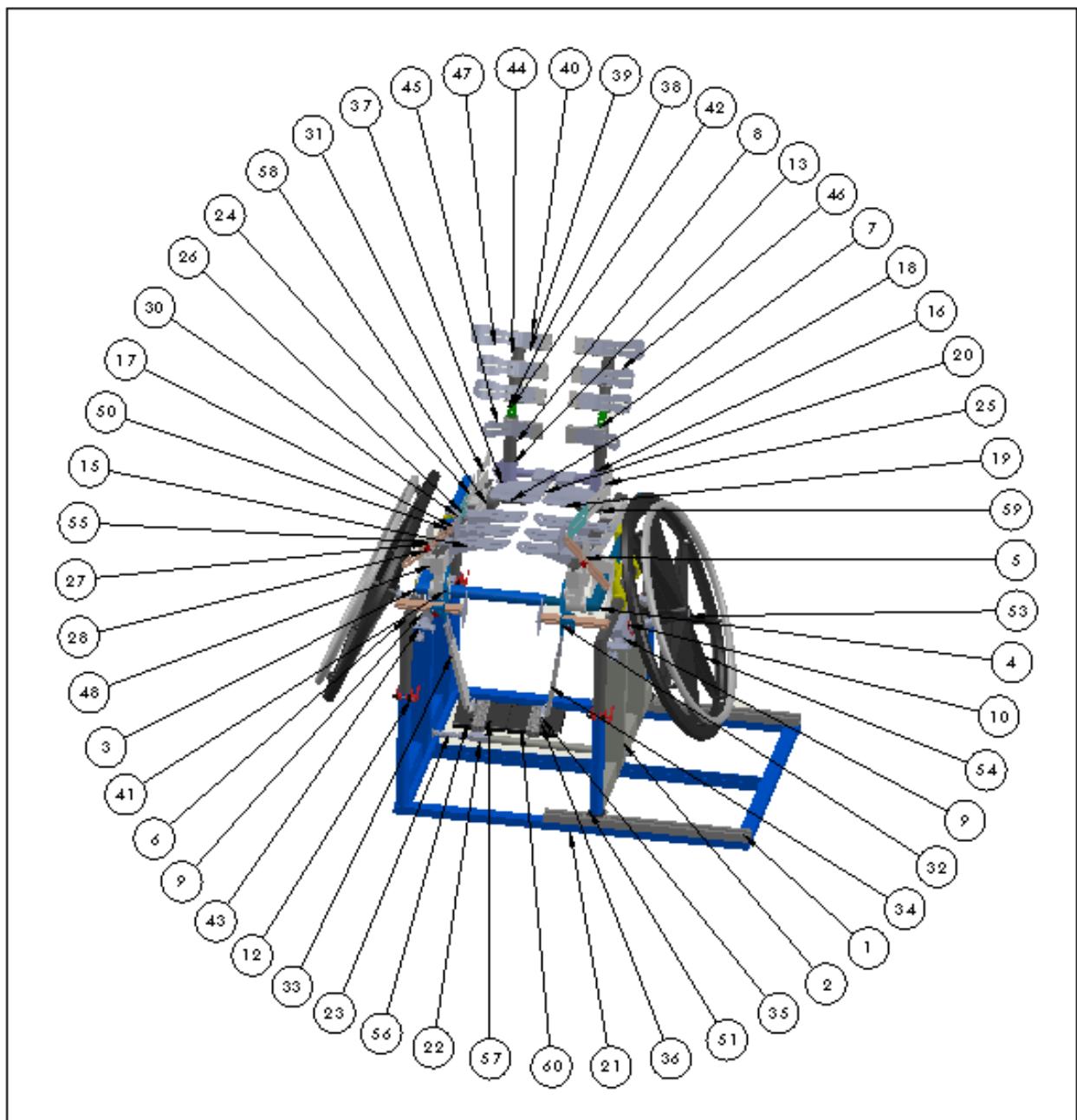


Figura 3.5 – Identificação dos componentes estruturais.

Tabela 3.1 – Inventário de componentes estruturais.

INVENTÁRIO DE COMPONENTES ESTRUTURAIS			
ITEM	NOME DA PEÇA	Descrição	QTD.
1	Base Principal da Estrutura	Trefilado	1
2	Base com Barra de Abertura	Trefilado	1
3	Barra L1 do Suporte do Assento	Perfil cilíndrico	1
4	Barra L2 do Suporte do Assento	Perfil cilíndrico	1
5	Barra Retangular do Assento_Esquerda	Trefilado	1
6	Barra Cilíndrica de Apoio do H com a Base	Perfil cilíndrico	2
7	Barra do Encosto_Esquerda	Perfil cilíndrico	1
8	Barra do Encosto_Direita	Perfil cilíndrico	1
9	Suporte Mancal do Eixo	Chapa soldada	2
10	Rolamento do Mancal do Eixo das Rodas	Acessório	2
11	Junta homocinética com semi-eixo telescópico	Acessório	2
12	Abraçadeira Trava de Pressão Rápida	Acessório	4
13	Trava de Pressão do Apoio dos Glúteos – D	Material trefilado usinado	1
14	Parafuso de Pressão com Ajuste Manual	Acessório	2
15	Suporte da Haste do Assento para as Coxas	Chapa usinada e soldada	6
16	Trava de Pressão do Apoio dos Glúteos – E	Material trefilado usinado	1
17	Haste do Assento para as Coxas	Material usinado e conformado	6
18	Base de Apoio do Glúteo_Direito	Material usinado e conformado	1
19	Base de Apoio do Glúteo_Esquerdo	Material usinado e conformado	1
20	Abraçadeira da Base de Apoio dos Glúteos	Material trefilado usinado	2
21	Trilho da Base para o Carrinho	Trefilado soldado	1
22	Rosca de Ajuste da Abertura da Base	Material usinado	1
23	Parafuso de Ajuste da Abertura da Base	Acessório	1
24	Chapa de Contorno do Fêmur_seg1	Material usinado e conformado	2
25	Placa de Contorno do Quadril_Esquerda	Material usinado e conformado	1
26	Chapa de Contorno do Fêmur_seg2	Material usinado e conformado	2
27	Haste de Regulagem de Afunilamento_perna	Material usinado	4
28	Parafuso de Pressão com Ajuste Manual	Acessório	9
29	Parafuso da Haste de Afunilamento no joelho	Acessório	4
30	Chapa de Contorno do Joelho	Material usinado	4
31	Placa de Contorno do Quadril_Direito	Material usinado e conformado	1
32	Abraçadeira_1.2 (Esquerda)	Material usinado e soldado	1
33	Haste de Contorno da Tíbia_seg1	Material usinado	2
34	Haste de Contorno da Tíbia_seg2	Material usinado	2
35	Articulação do Apoio dos Pés	Material usinado e soldado	2
36	Suporte do Apoio dos Pés	Material usinado e soldado	2
37	Porca_ajustedaalturadoassentogluteo	Material usinado	2

Tabela 3.1 – Continuação do inventário de componentes estruturais.

ITEM	NOME DA PEÇA	DESCRIÇÃO	QTD.
38	Extensão Dobrável_Coluna do Encosto – SegA	Perfil cilíndrico	2
39	Abraçadeira Suporte das Hastes Vertebrais	Material usinado	8
40	Base Suporte das Hastes Vertebrais	Material usinado e soldado	8
41	Abraçadeira_1.1 (Direita)	Material usinado e soldado	1
42	Extensão Dobrável_Coluna do Encosto – SegB	Perfil cilíndrico	2
43	Tampa do Mancal do Eixo	Material usinado e soldado	4
44	Barra_encostodascostas_alongamento	Perfil cilíndrico	2
45	Haste Vertebral_L1	Material usinado e conformado	2
46	Haste Vertebral_L2	Material usinado e conformado	4
47	Haste Vertebral_L3	Material usinado e conformado	2
48	Tampa Frontal da Barra Retangular do Assento	Material usinado e soldado	2
49	Calço_aberturadogabaritoTILT	Trefilado cilíndrico usinado	2
50	H_abraçadeira	Perfil cilíndrico soldado	2
51	Suporte do Carrinho da Base	Perfil cilíndrico, usinado, soldado	2
52	Rolamento 5mm SKF 625 RS 286-7811	Acessório	8
53	Eixo Telescópico para a Junta Homocinética	Acessório	2
54	Roda com Aro de Propulsão	Acessório	2
55	Barra Retangular do Assento_Direita	Trefilado	1
56	Base de Apoio dos Pés – Female	Trefilado usinado	1
57	Tampa_baseapoiodospes – Female	Chapa usinada	1
58	Ajustador de Profundidade do Assento_D	Material usinado e soldado	1
59	Ajustador de Profundidade do Assento_E	Material usinado e soldado	1
60	Base de Apoio dos Pés – Male	Trefilado usinado	1
<i>Total</i>			141

A estrutura desenvolvida em CAD é constituída de sessenta componentes estruturais específicos, em que alguns deles são aplicados mais de uma vez, formando assim um conjunto de 141 peças para o seu escopo definitivo. As respectivas peças podem ser vistas em detalhe no apêndice desta dissertação.

3.3.2.1. Esquema de Montagem da Estrutura

A montagem estrutural compreende processos de soldagem, parafusagem, encaixes e conexões. Como a estrutura é demasiadamente carregada, os processos de montagem serão apresentados em etapas até a sua construção total, e podem ser vistos nas fig. 3.6 à 3.12.

a) Montagem I: Base Principal na fig. 3.6.

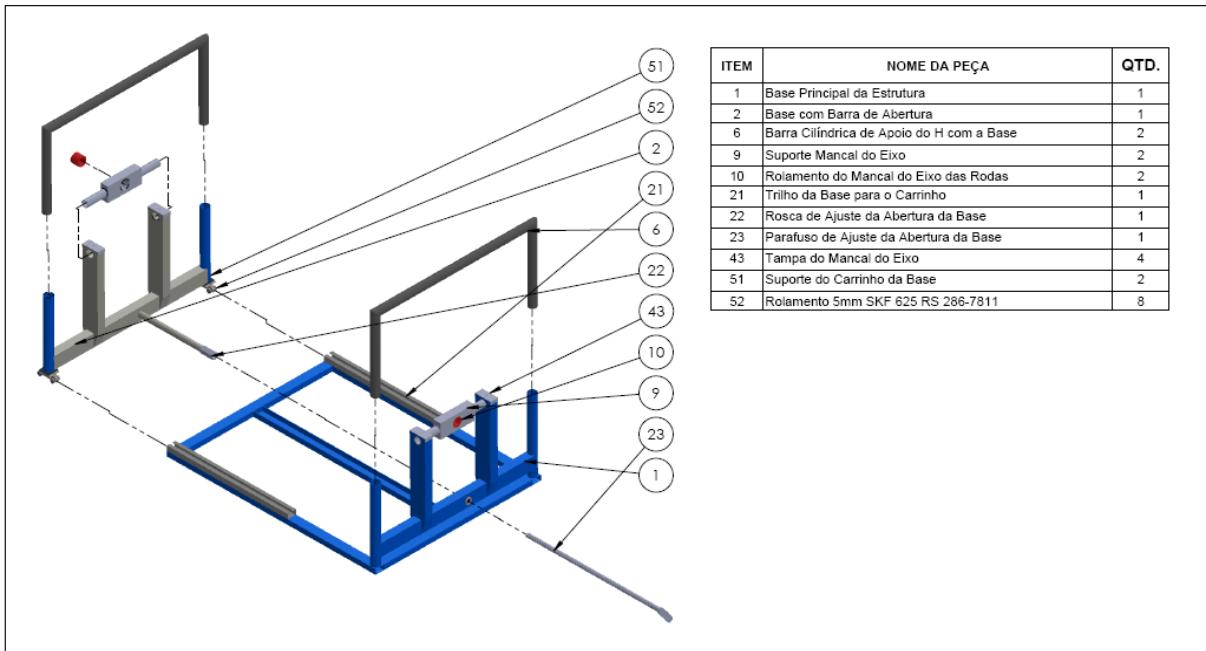


Figura 3.6 – Montagem da base principal.

b) Montagem II: Base do Assento na fig. 3.7.

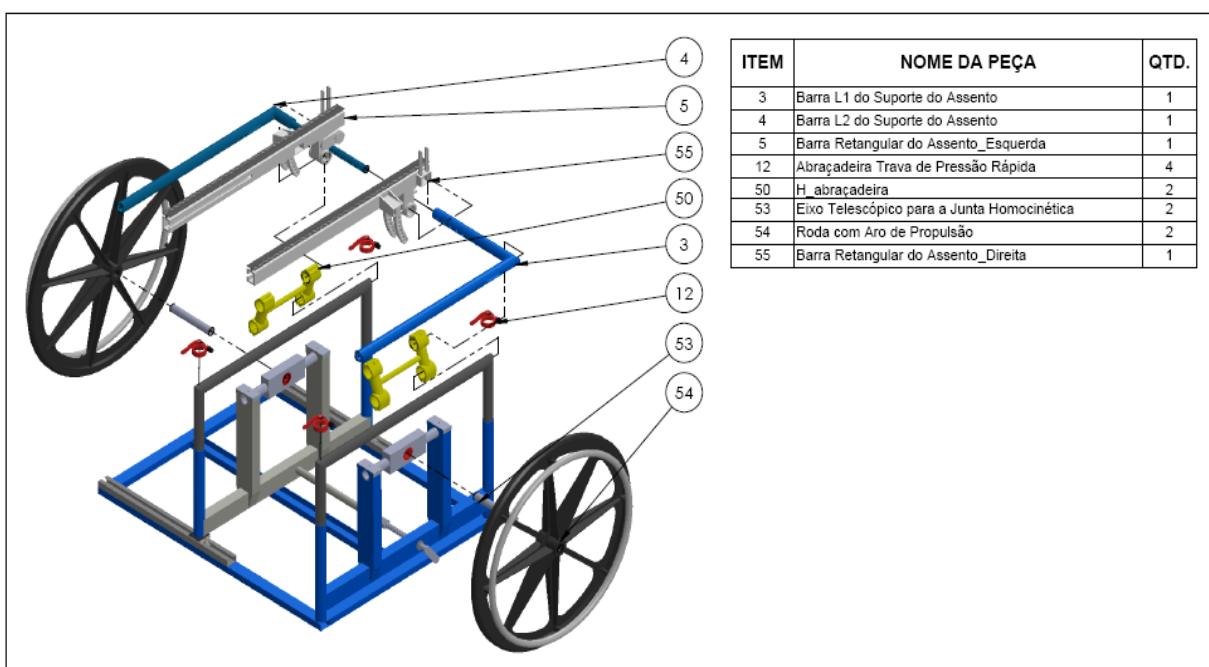


Figura 3.7 – Montagem da base do assento.

c) Montagem III: Colunas do Encosto na fig. 3.8.

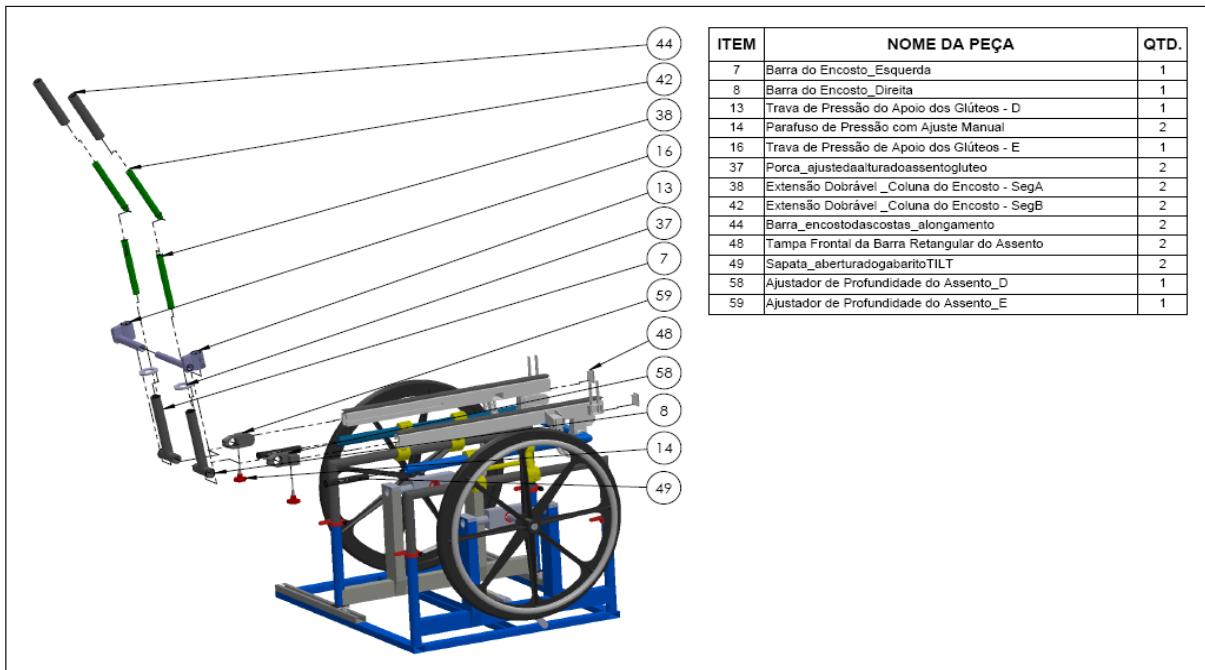


Figura 3.8 – Montagem das colunas do encosto.

d) Montagem IV: Encosto e Assento na fig. 3.9.

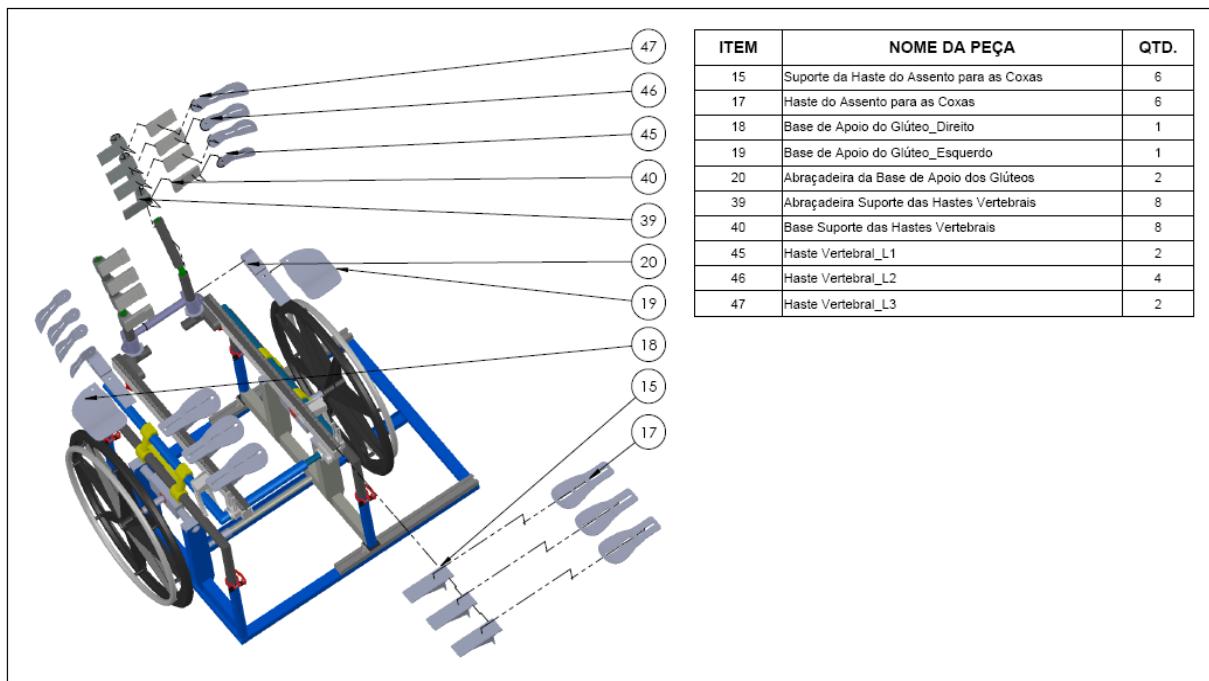


Figura 3.9 – Montagem do encosto e assento.

e) Montagem V: Apoio dos Pés na fig. 3.10.

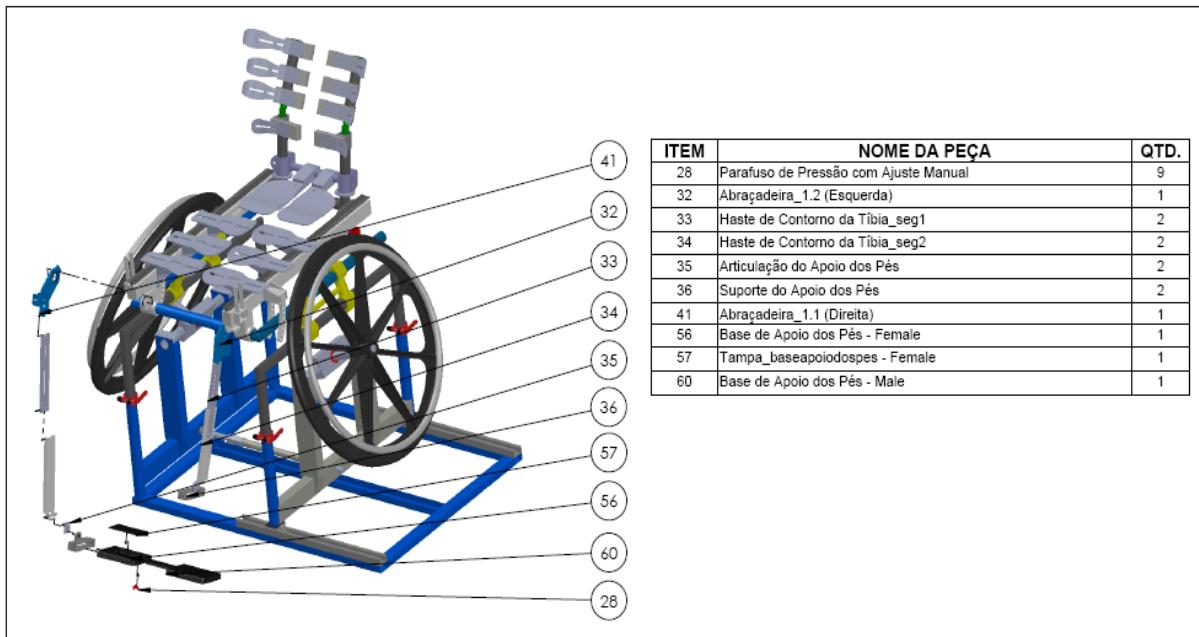


Figura 3.10 – Montagem do apoio dos pés.

f) Montagem VI: Contorno das Pernas na fig. 3.11.

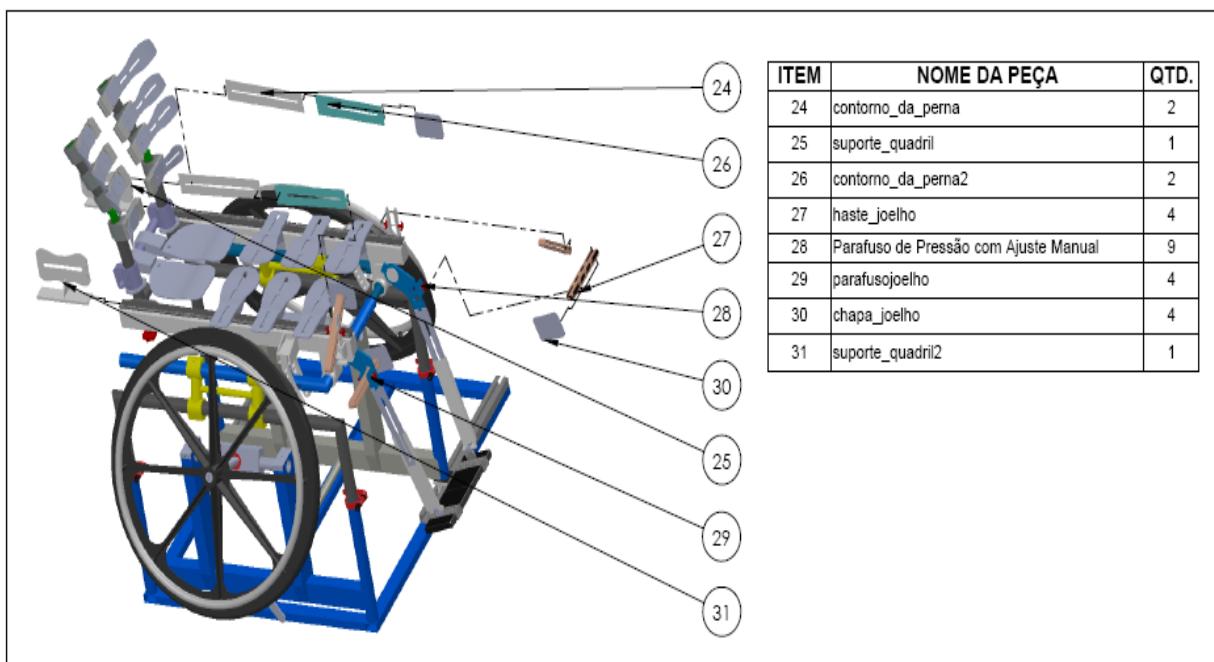


Figura 3.11 – Montagem do contorno das pernas.

Por fim, na fig. 3.12 é apresentada a estrutura integralmente montada.

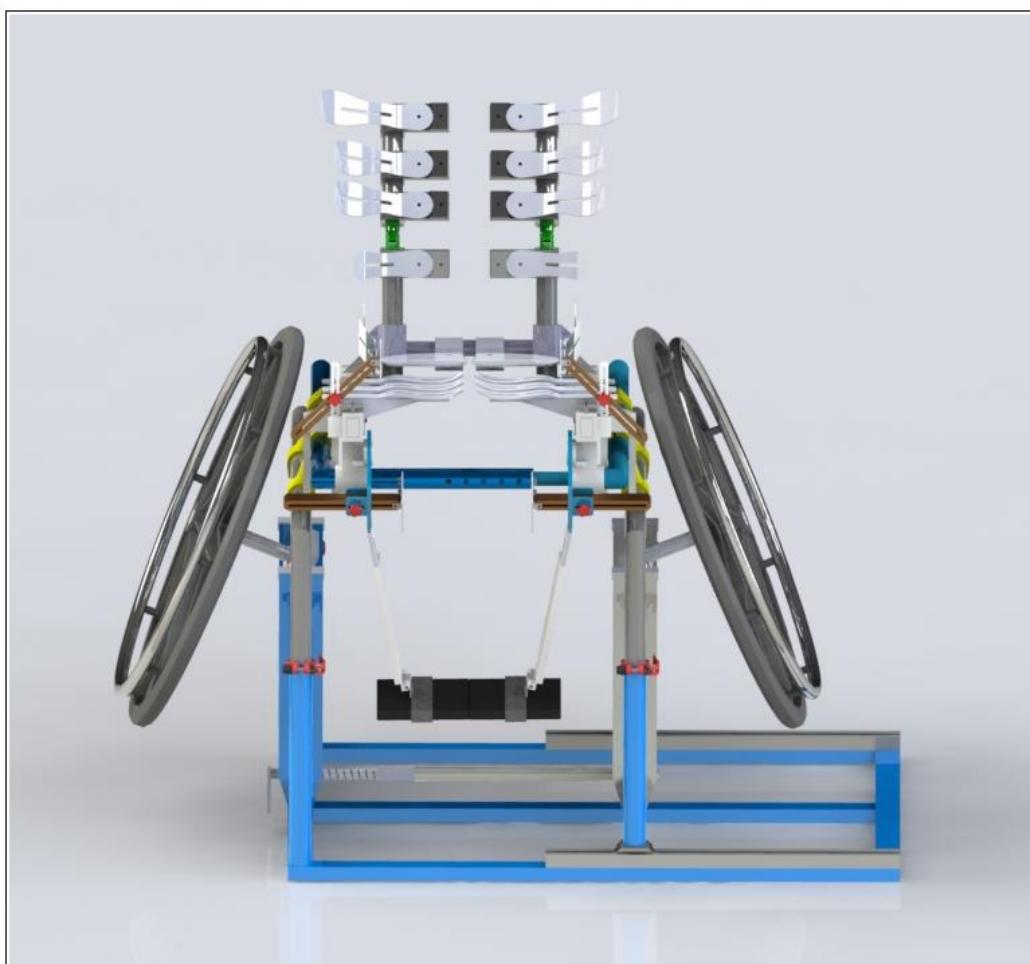


Figura 3.12 – Montagem completa.

A montagem final pode ser assimilada em cinco módulos principais, a base principal da estrutura, o conjunto do assento, o mecanismo gabaritado do *tilt*, a composição do encosto e o sistema de cambagem das rodas de propulsão.

A concepção deste modelo se orientou para a necessidade funcional de cada módulo para as mais variadas configurações combinadas, sem que estes conflitassem fisicamente entre si. Esta orientação foi devidamente satisfeita. E ainda, a forma de fixação do ajustes se deu basicamente por parafusos de pressão, pinos e abraçadeiras.

3.3.2.2. Soluções Particulares do Projeto

A demasiada diversidade de variáveis ergonômicas imposta pelo contexto, denotada em capítulo anterior, demandou da estrutura soluções intrincadas que compilavam a combinação de muitos componentes estruturais interdependentes entre si. O maior desafio

do projeto foi elaborar a combinação destes agentes estruturais inter-relacionados sem que os mesmos conflitassem entre si. E ainda, de forma a atender as condições dimensionais antropométricas para uma diversidade de pessoas que viriam a utilizar o equipamento.

a) Estrutura Ajustável e Conectividade com o Sistema Mecânico de Resistência

A priori, os desafios de concepção do projeto giravam em torno do sistema mecânico de resistência eletromagnética, já concebido das versões anteriores do ergômetro. O modelo proposto deveria acoplar-se ao sistema, respeitando suas dimensões pré-determinadas, bem como, sua limitação quanto ao engessamento estrutural. O referido sistema é rígido quanto à variação de disposição de componentes – sua estrutura possui uma forma fixa, sem permitir ajustes, deslocamentos, aberturas e articulações.

A acoplagem de ambos os sistemas se fundamenta principalmente na conectividade dos eixos das rodas de propulsão ao eixo principal do sistema mecânico. O fundamento do ergômetro é que o usuário realize os exercícios biomecânicos na estrutura modular ajustável com a propulsão das rodas principais – que conectadas à resistência eletromagnética do sistema mecânico constituam a análise ergométrica do trabalho fisiológico. A figura 3.13 ilustra alguns componentes do sistema mecânico com a resistência eletromagnética.

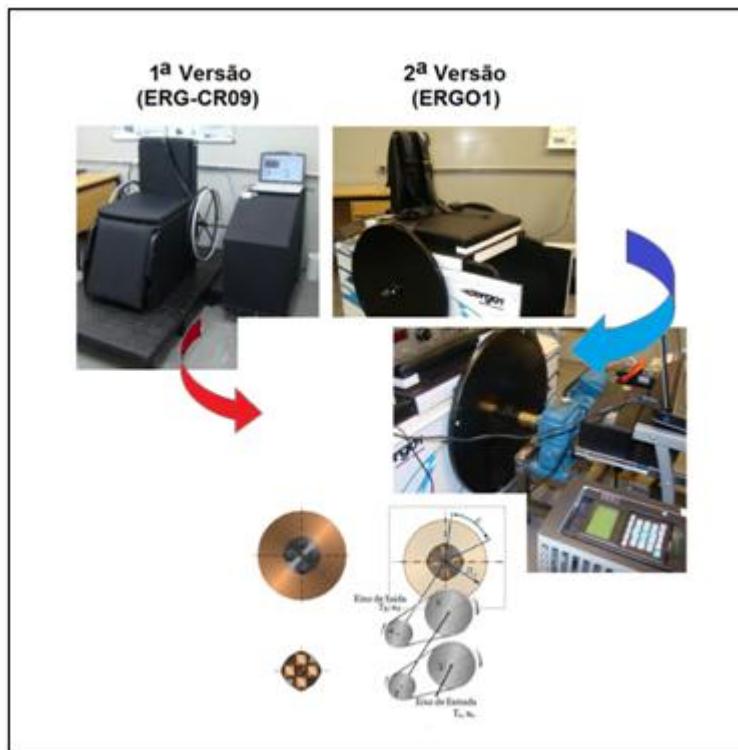


Figura 3.13 – Sistema mecânico com a resistência eletromagnética dos Ergômetros LPM. Fonte: Adaptado de Vieira (2012).

Uma vez acoplado ao sistema de resistência, a estrutura do assento modular ajustável necessita flexibilizar-se em função da antropometria do cadeirante sem quebrar o vínculo mecânico com este. Na medida em que se realizam os ajustes, a própria estrutura precisa atender as condições de extensão com o sistema, sem prejudicar seu funcionamento.

Na figura 3.14, este sistema é representado por uma geometria retangular na cor laranja conectada ao eixo das rodas de propulsão da estrutura modular ajustável.

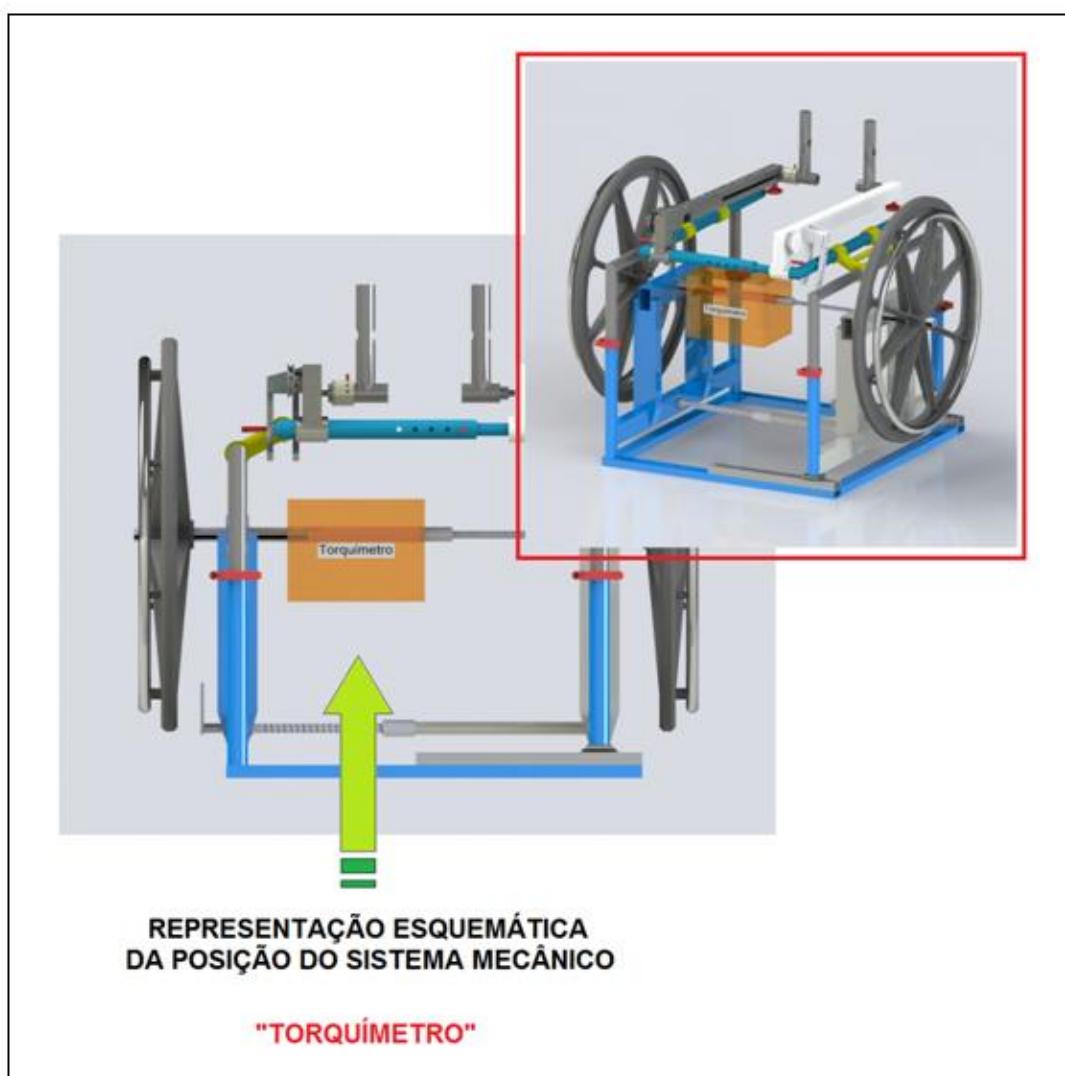


Figura 3.14 – Esquema de conectividade do sistema mecânico à estrutura modular ajustável.

O sistema mecânico é assistido por um torquímetro que utiliza extensômetros eletrorresistivos para medir deformações. Torquímetros são ferramentas, ou chaves dinamométricas, usadas para o ajuste preciso do torque de um parafuso, barra ou eixo.

b) Mecanismo de Cambagem da Roda de Propulsão

A cambagem é a inclinação da roda de propulsão (ou roda traseira nas cadeiras de rodas convencionais) em relação ao plano do nível do solo. A cambagem confere estabilidade à cadeira de rodas, principalmente em manobras curtas e rápidas, como, a rotação da cadeira em torno do eixo do atleta, execução de curvas fechadas, entre outras.

De acordo com Veeger (1989, 37p.) além de estabilidade a cambagem também proporciona melhor alcance das mãos aos aros de propulsão, exigindo menos esforço muscular, e proporcionando mais tempo de recuperação entre os impulsos; levando a uma técnica de propulsão menos árdua. O referido autor, ainda, afirma que a cambagem propicia um melhor aproveitamento da força de aplicação e menos perda de energia devido à sua eficiência de propulsão. Como resultado, a abdução dos braços é menos frequente e mais estabilizada.

Em outro viés, a cambagem também é uma forma de proteção das mãos dos atletas durante os contatos laterais com outras cadeiras em esportes de equipe e contato. Se não houvesse a cambagem, os dedos dos paratletas se esmagariam entre os aros de propulsão durante os choques. Duas cadeiras de rodas, cambadas lado a lado estão inevitavelmente distanciadas pelos aros inclinados, como esquematiza a fig. 3.15.

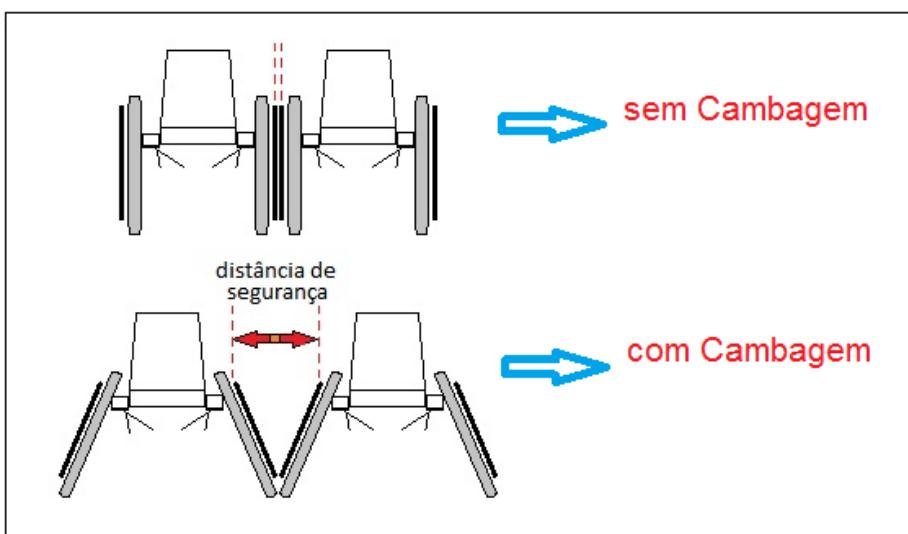


Figura 3.15 – Atritos laterais entre cadeiras empartelhadas em partidas desportivas de contato.

O requisito de cambagem da roda foi atendido com o emprego de tecnologias conhecidas como juntas homocinéticas. Devido ao ajuste da largura do assento da estrutura, que provoca no sistema mecânico o abrir e fechar na sua direção longitudinal, foram necessárias sessões de semi-eixos telescópicos associados às juntas.

O fenômeno de cambagem implica num sistema complexo de transmissão de torque ao longo de um eixo seccionado, submetido a um desvio angular. Assim, em verdade, não é a roda que é cambada – mas sim o eixo no qual a roda de propulsão está instalada.

Ainda, ressalva-se, que a cambagem é uma entre aquelas propriedades ergonômicas e antropométricas elencadas das relações biomecânicas da cadeira de rodas com seus usuários e, portanto, também está suscetível aos ajustes dimensionais. Esta variável de influência de destaque, deve se sujeitar a um ajuste dimensional dentro da faixa de variação convencionalmente empregada pelos paratletas. A dimensão ajustável no caso da cambagem é a grandeza angular.

A figura 3.16 expõe o sistema de fixação do ângulo da cambagem, onde o eixo da roda de propulsão é sustentado por um mancal biapoiado por abraçadeiras de pressão. Uma vez escolhida a cambagem desejada, as abraçadeiras manterão aquele ângulo de inclinação fixado. A figura também mostra como o eixo principal camba, e por sua vez transmite a inclinação da cambagem para a roda de propulsão.

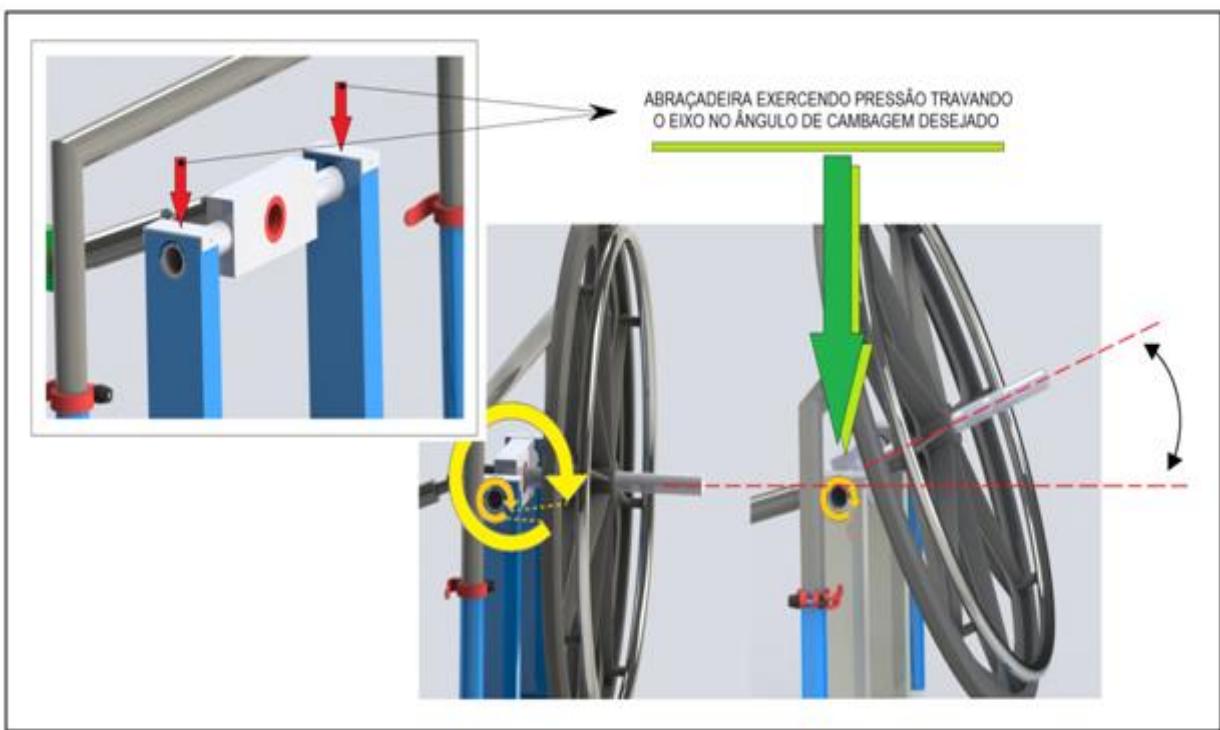


Figura 3.16 – Mecanismo de fixação do ângulo de cambagem da roda de propulsão.

O esquema da fig. 3.17 mostra mais detalhadamente essa transmissão de torque ao longo do eixo inclinado. Como já se afirmou este sistema foi inspirado no funcionamento das juntas homocinéticas com semi-eixos telescópicos.

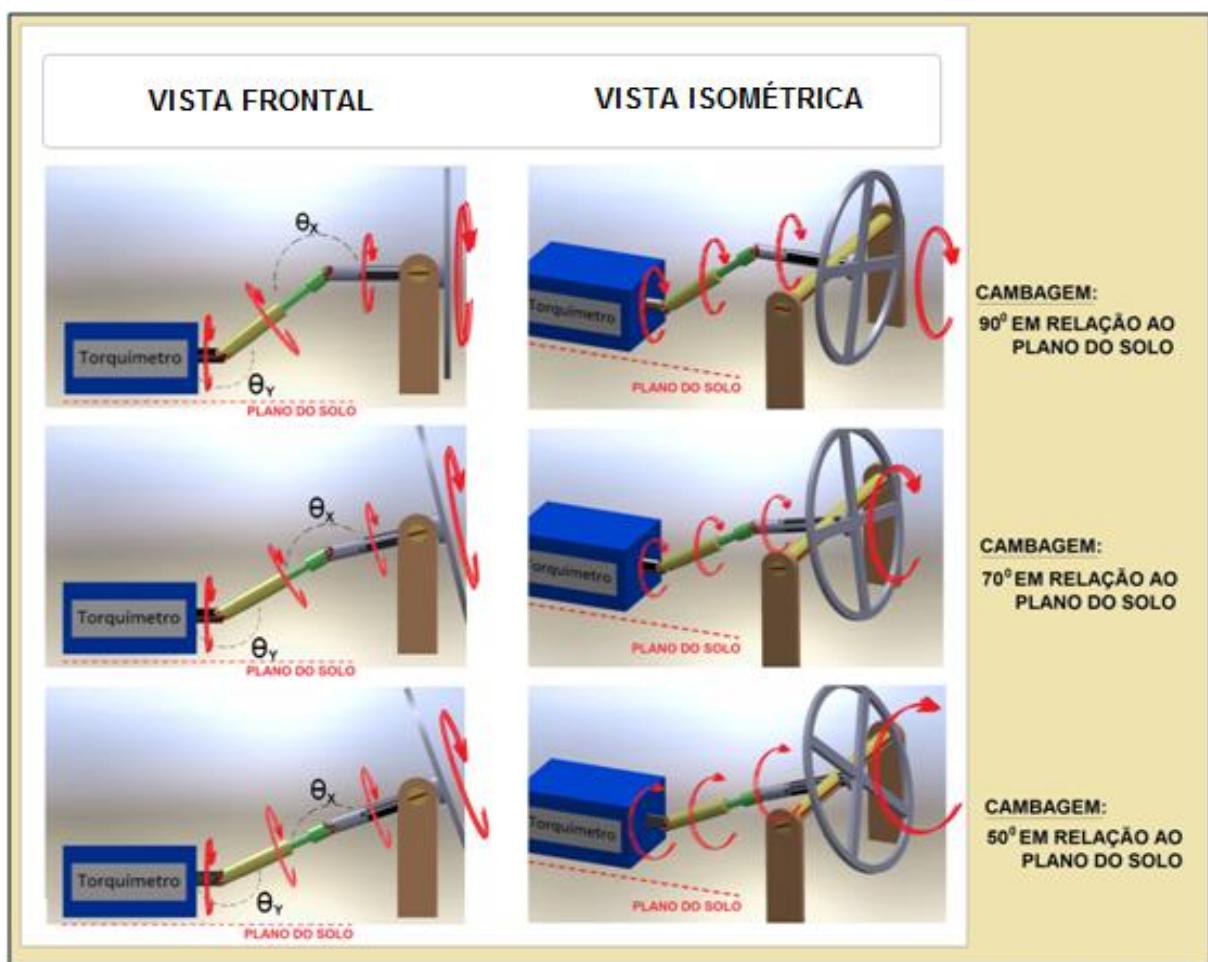


Figura 3.17 – Transmissão do torque pela junta homocinética telescópica.

Como mostrado, a energia de propulsão deve se transmitir ao longo do eixo passando pelo sistema mecânico de resistência e o torquímetro. A velocidade de rotação do eixo se mantém constante ao longo das seções telescópicas. A posição das seções telescópicas varia em função do ângulo de cambagem e da abertura do assento, fazendo com que os ângulos de inclinação do eixo (θ_x e θ_y) não sejam necessariamente os mesmos.

As juntas homocinéticas, com semi-eixos telescópicos, são um sistema mecânico conhecido que transfere o torque das rodas, permitindo sua rotação com velocidade constante em condições de flutuações de movimento – como a própria cambagem, a esterçagem, os solavancos e trepidações, entre outros. Portanto, as juntas homocinéticas têm a função principal de transferir energia de rotação ao longo de semi-eixos em planos diferentes, conectados entre interseções angulares, ou ângulos de exigência – são os ângulos formados entre as extremidades das conexões que exigem a máxima função das juntas homocinéticas.

Contudo, manter a velocidade constante do torque dentro de um espaço amostral de ajustes angulares implica em variar a força aplicada. As juntas homocinéticas garantem a

homogeneidade da torção à custa da variação da força de torção – ou neste caso, de propulsão. A exigência angular nas juntas influencia a resistência à torção. Quanto menor o ângulo formado entre as juntas maior será a resistência torcional.

Enfim, o ângulo de cambagem imposto à conexão das juntas homocinéticas define a força de propulsão necessária para se manter a rotação constante. Devido à complexidade de variáveis envolvidas neste fenômeno, não será viável employar aqui métodos analíticos de investigação – antes disso – essa variação de tensão torcional solicitada será mais bem conhecida durante a calibração do ergômetro com a função dos extensômetros do torquímetro. Conhecida experimentalmente, essa taxa de variação deverá ser deduzida do esforço biomecânico dos usuários do ergômetro durante os ensaios ergométricos.

As variáveis complexas presentes no fenômeno da variação de torção em função da constância da velocidade torcional envolvem:

- ✓ O tipo de junta homocinética utilizada na estrutura;
- ✓ O diâmetro dos semi-eixos, e do eixo principal de propulsão;
- ✓ O ângulo de inclinação imposto na conexão das juntas, individualmente para o θ_x e o θ_y ;
- ✓ As posições antropométricas selecionadas para a estrutura modular ajustável, como a abertura do assento, que provocará maior extensão telescópica nas juntas;
- ✓ A rigidez da estrutura reduzindo vibrações durante os esforços de propulsão, entre outras.

As condições de interferência na tensão de torção são mostradas na fig. 3.18.

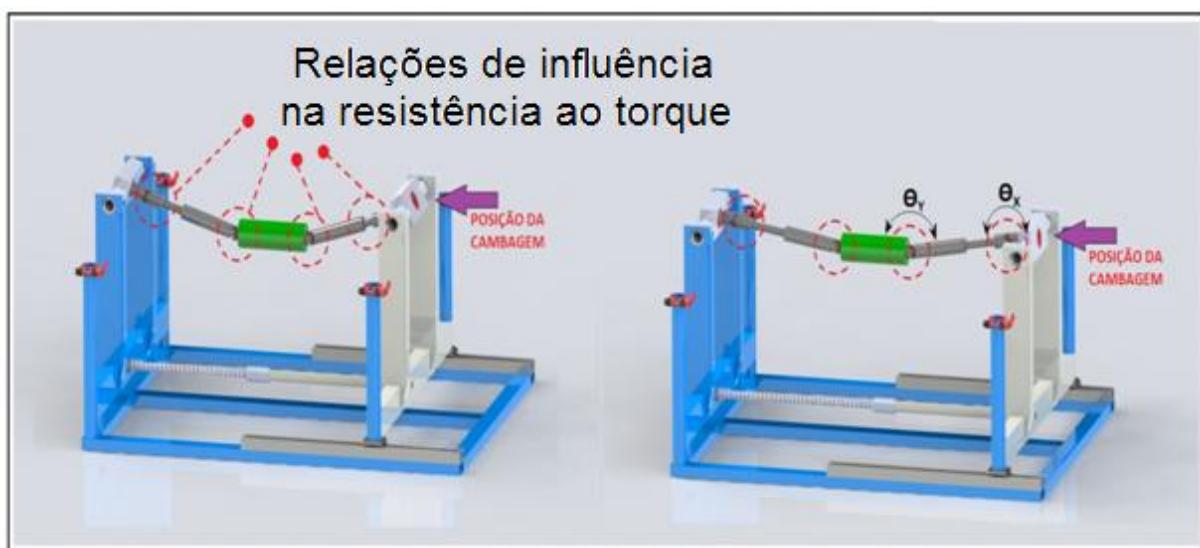


Figura 3.18 – Interferência na tensão torcional nas Juntas Homocinéticas.

Por último, o sistema de cambagem ainda apresentaria interferências físicas para com a estrutura modular ajustável. Os conflitos entre as peças e componentes demandaram especial atenção, pois a legitimação do projeto dependia também da assertividade estrutural. A ativação da cambagem é mostrada na fig. 3.19.

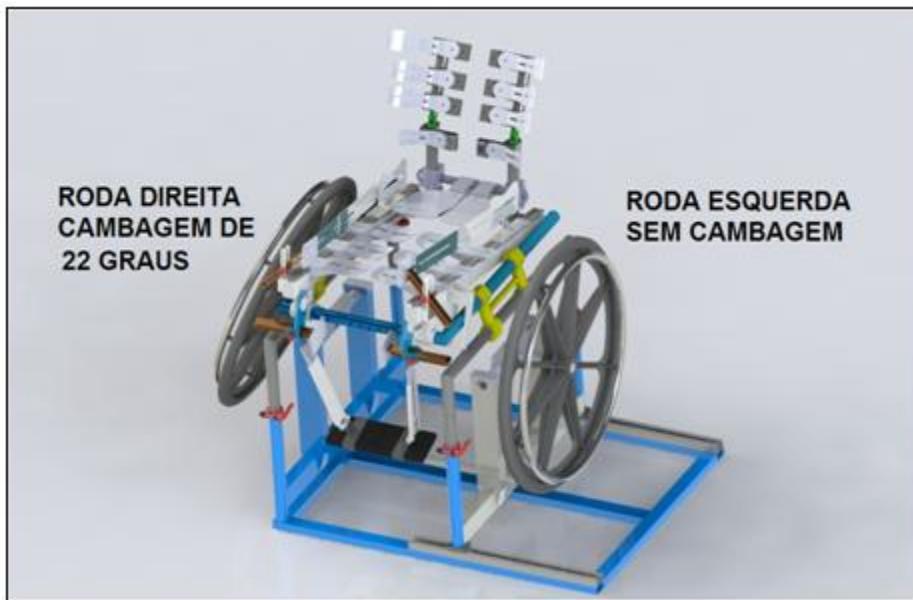


Figura 3.19 – Esquema da Cambagem na Estrutura Modular Ajustável.

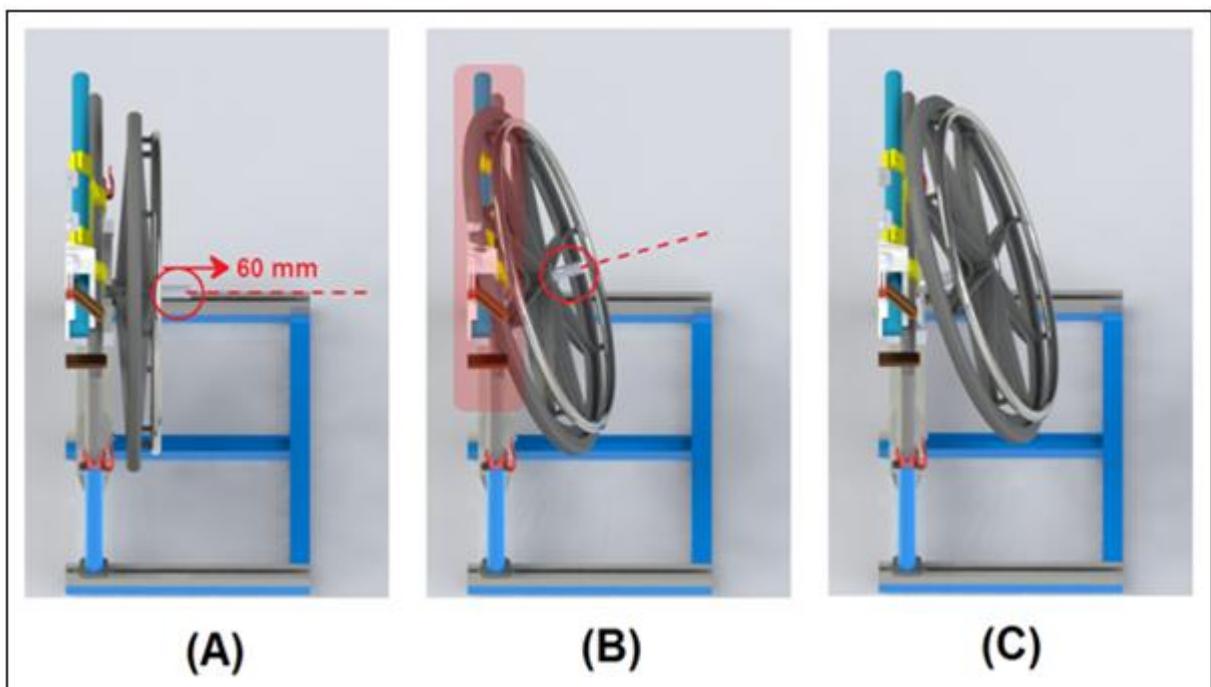


Figura 3.20 – Conflito estrutural na cambagem da roda.

Cambar o eixo com a roda implica em arremeter o aro da roda de propulsão contra a estrutura, como mostra a fig. 3.20b. Para solucionar este impasse, o eixo da roda recebeu um avanço de até sessenta milímetros, enfatizado na fig. 3.20a, que atuará como um espaçador para a roda recuar do quadro da estrutura na medida em que sofre a cambagem, como na fig. 3.20c.

A estrutura na configuração sem cambagem é mostrada na fig. 3.21.

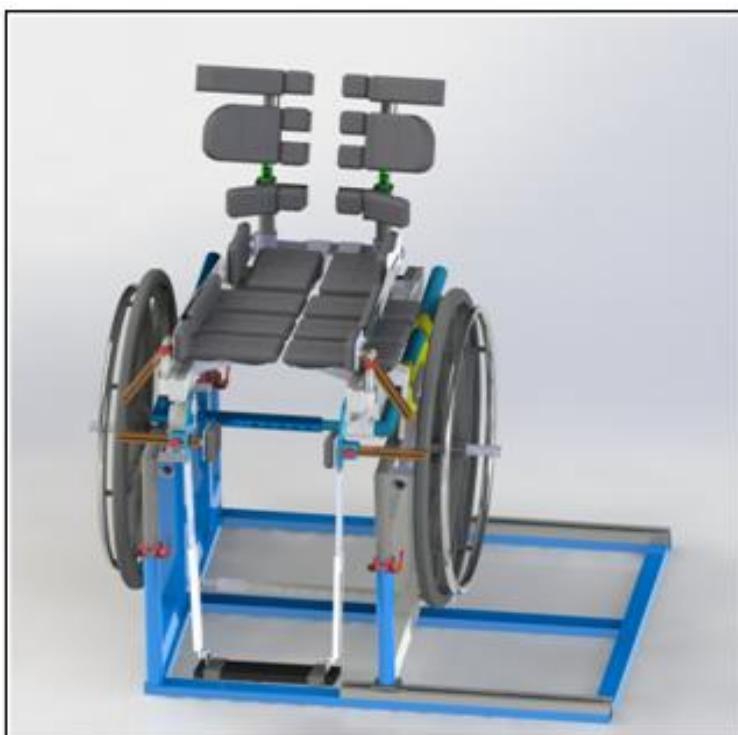


Figura 3.21 – Configuração sem cambagem das rodas de propulsão.

c) Ajustabilidade da Variável de Largura do Assento e o Sistema Mecânico

A largura do assento é uma das variáveis de influência denotadas entre as propriedades ergonômicas e antropométricas da relação cadeira de rodas e cadeirante. Para a concepção do projeto estrutural, esta variável foi uma das mais impactantes, estando diretamente relacionada às limitações de rigor sistemático do mecanismo de resistência eletromagnética.

Fazer com que a estrutura aumente ou diminua a largura do módulo de assento implica em interferência direta no mesmo sentido da direção longitudinal do sistema mecânico, como compara a fig. 3.22.



Figura 3.22 – Comparaçāo longitudinal entre as estruturas relacionadas.

Aqui se propõe comparar os sentidos longitudinais da disposição do sistema mecânico (eixo, polias, rolamentos etc.) e da abertura da estrutura modular.

A questão fundamental aqui foi como ajustar a largura do assento quando sob o mesmo há um sistema mecânico cujas polias, correias e eixo estão fixos numa única posição. Além disso, novamente a questão do ajuste da cambagem é afetada aqui. Conforme a figura acima, o problema constitui em fazer o assento da estrutura aumentar ou diminuir sua largura, estando sob ele o sistema de transmissão do torque e a resistência eletromagnética adjacente.

O mecanismo de abertura longitudinal do assento estrutural foi concebido por mecanismo de trilhos e rolamentos. Para garantir mais rigidez à estrutura, segurança para a acomodação do assento e evitar conflitos adicionais com o torquímetro, o mecanismo foi idealizado para ajuste unilateral. Conforme a fig. 3.23, a seguir, nota-se que a liberdade de ajuste está para apenas um dos hemisférios da estrutura.

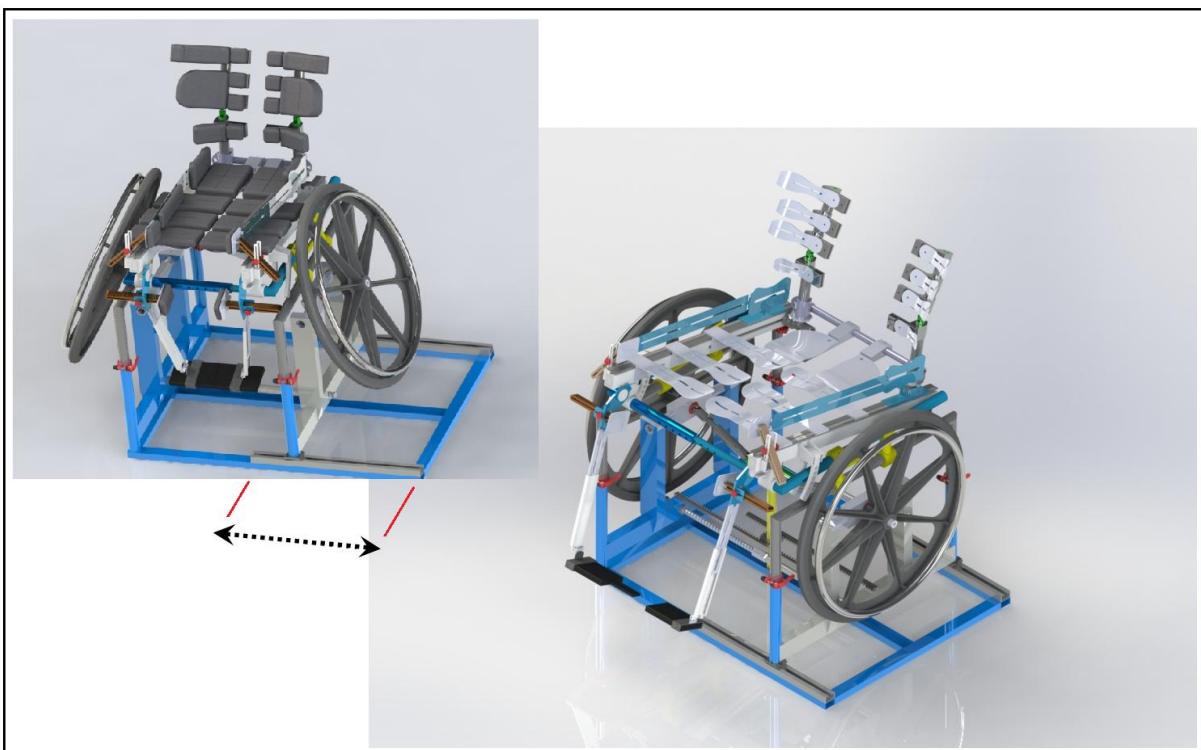


Figura 3.23 – Abertura unilateral da estrutura modular.

O mecanismo de abertura da estrutura é apoiado por barra parafusada transversal, responsável por essa regulagem, mais detalhado na fig. 3.24.

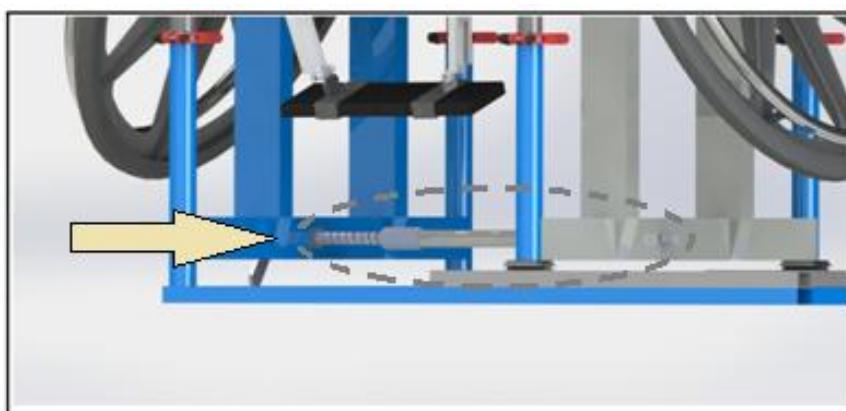


Figura 3.24 – Detalhe da barra roscada de abertura do assento.

Por outro lado, esta solução de abertura unilateral criou um conflito com a solução da cambagem da roda de propulsão – baseada nas juntas homocinéticas telescópicas. Como já foi dito, o ângulo de exigência na conexão das juntas interfere na intensidade da força de torção aplicada. O ajuste unilateral faz com que as juntas telescópicas se posicionem em ângulos de inclinação diferentes entre si – fazendo com que a intensidade da força de torção necessária para estabelecer certa velocidade constante, seja diferente para ambas as rodas

de propulsão. Essa condição invalida o teste ergométrico – mesmo que naturalmente, as pessoas apresentem forças musculares também diferentes para ambos os hemisférios – direito e esquerdo – corporais. A diferença entre os ângulos de exigência é mostrada na fig. 3.25.

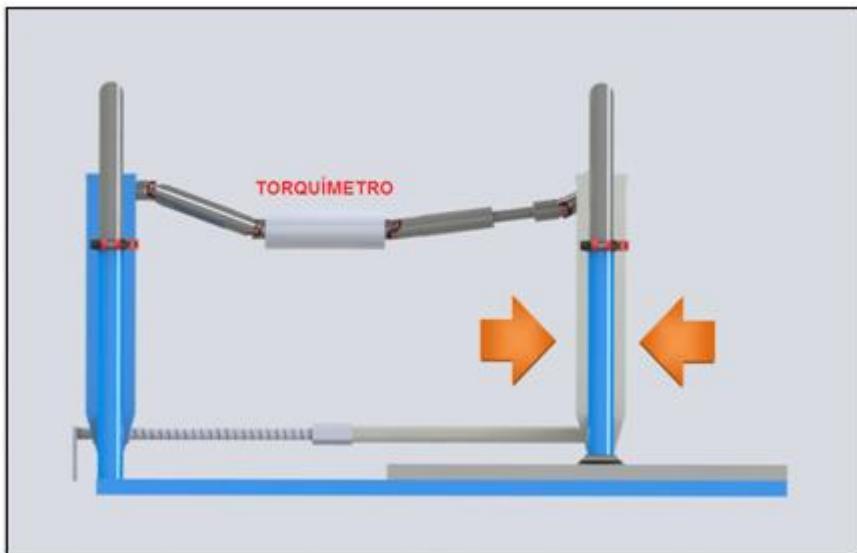


Figura 3.25 – Imparidade entre os ângulos de exigência nas juntas para os hemisférios.

Enfim, o teste ergométrico e a sua capacidade de avaliação devem ser homogêneos para ambos os lados. O mérito das diferenças entre os rendimentos de torque pode ser atribuído às distinções musculares dos cadeirantes testados, mas jamais, a um equívoco mecânico da parte da estrutura do ergômetro.

Para solucionar esta questão três respostas eficientes foram desenvolvidas. Qualquer uma delas resolve integralmente o problema – apenas, com diferenças de viabilidade econômica e de fabricação, entre si.

i. Alternativa A: Pinhão e Cremalheira

Na primeira proposta, um corredor trefilado disponível na estrutura receberia uma base deslizante com rolamentos (carrinho). Sobre essa base deslizante uma coluna cilíndrica sustentaria o sistema mecânico (torquímetro e polias) e se alinharia com o ajuste de largura da estrutura com o mecanismo de pinhão e cremalheira. Desta forma, independente da posição de largura do assento da estrutura modular, o sistema mecânico estaria alinhado com o centro longitudinal das rodas de propulsão – fazendo com que, as juntas homocinéticas telescópicas se disponham sempre nas mesmas configurações do ângulo de exigência. A figura 3.26 detalha esta condição.

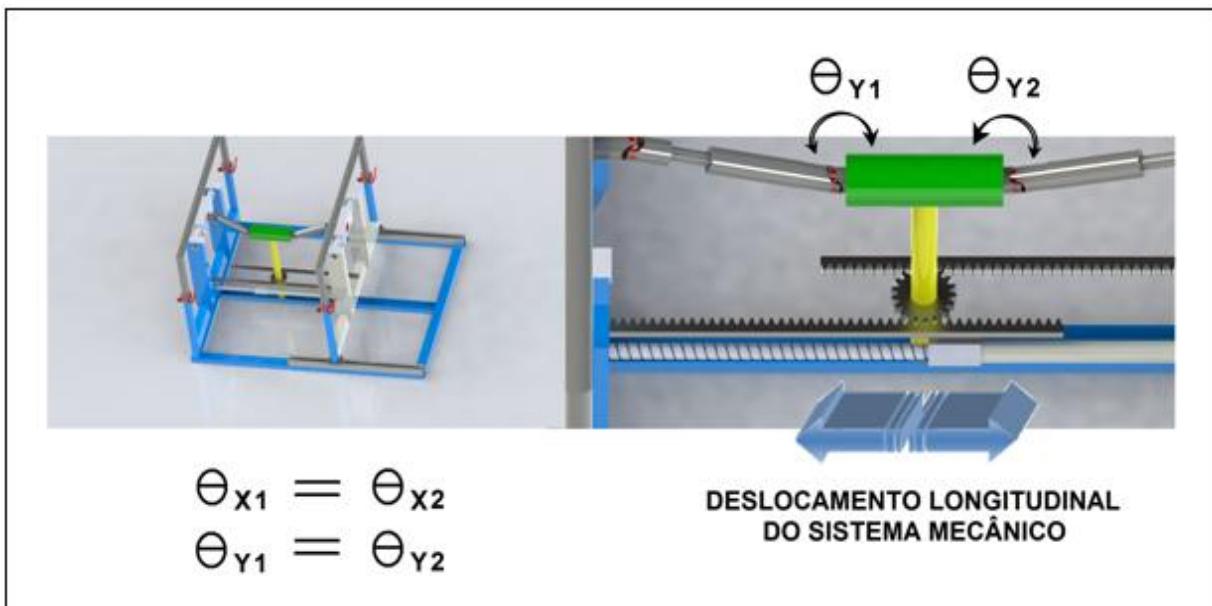


Figura 3.26 – Esquema do Pinhão e Cremalheira.

Com o mecanismo do pinhão e cremalheira, para qualquer cambagem das rodas de propulsão ou qualquer abertura na longitude da estrutura o sistema mecânico se manterá centralizado, garantindo os mesmos ângulos de exigência θ_x e θ_y nas juntas, bem como a mesma extensão dos semi-eixos telescópicos.

A inviabilidade desta solução está em sua própria complexidade enquanto arranjo estrutural. Fazer com que o sistema mecânico translade na região interna da estrutura modular demandará um sistema de componentes mecânicos complexo.

ii. Alternativa B: Sistema Mecânico Duplicado

A segunda proposta baseia-se na disposição independente de um sistema mecânico para cada roda de propulsão cambada. A vantagem desta solução é reproduzir um teste ergométrico mais fiel, pois levará em consideração o desempenho biomecânico do usuário para cada hemisfério (braços direito e esquerdo particularmente).

Ainda, foi proposto que os sistemas mecânicos estivessem dispostos com inclinação alinhada com a cambagem predominante – conferindo menos resistência à torção constante das juntas homocinéticas para o caso mais comum de configuração da cambagem.

Na maior parte dos casos, as cadeiras de rodas desportivas vêm com as rodas de propulsão cambadas em aproximadamente vinte graus em relação ao plano da superfície do solo. Este será o caso da maioria dos testes ergométricos – reduzindo a resistência à torção

do ângulo de exigência das juntas homocinéticas, implicaria em menor esforço biomecânico a ser deduzido do teste de avaliação ergométrica.

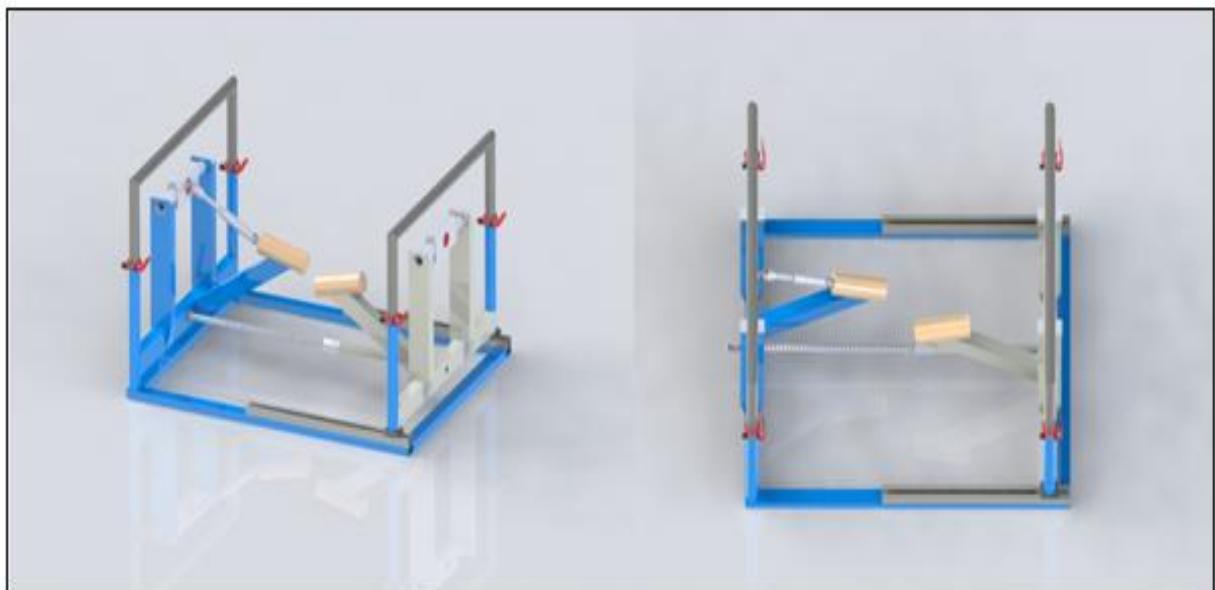


Figura 3.27 – Esquema do Sistema Mecânico Duplo.

Conforme a fig. 3.27, com um sistema mecânico independente para cada hemisfério as condições impostas pelos semi-eixos telescópicos seriam anuladas, ficando apenas a cambagem como variável de influência.

Mais viável do que a solução anterior, esta solução ainda apresenta a dificuldade de se provisionar dois sistemas de avaliação biomecânica (torquímetro, polias, freio magnético, etc.) – embora esta seja a situação correta e ideal.

iii. Alternativa C: Polias Deslizantes ao Longo do Eixo Principal

A terceira proposta seria manter o módulo do sistema mecânico desacoplado da estrutura como um todo, porém conectado ao eixo de propulsão por correias em polias deslizantes ao longo do eixo do próprio sistema mecânico. Assim, a configuração da largura longitudinal da estrutura determinaria a posição da polia sobre o eixo do torquímetro.

De acordo com a fig. 3.28 esta solução seria a mais modesta, porém a mais bem executável. Assim, se manteria toda a estrutura de juntas homocinéticas telescópicas acionadoras da polia do eixo do torquímetro por correias.

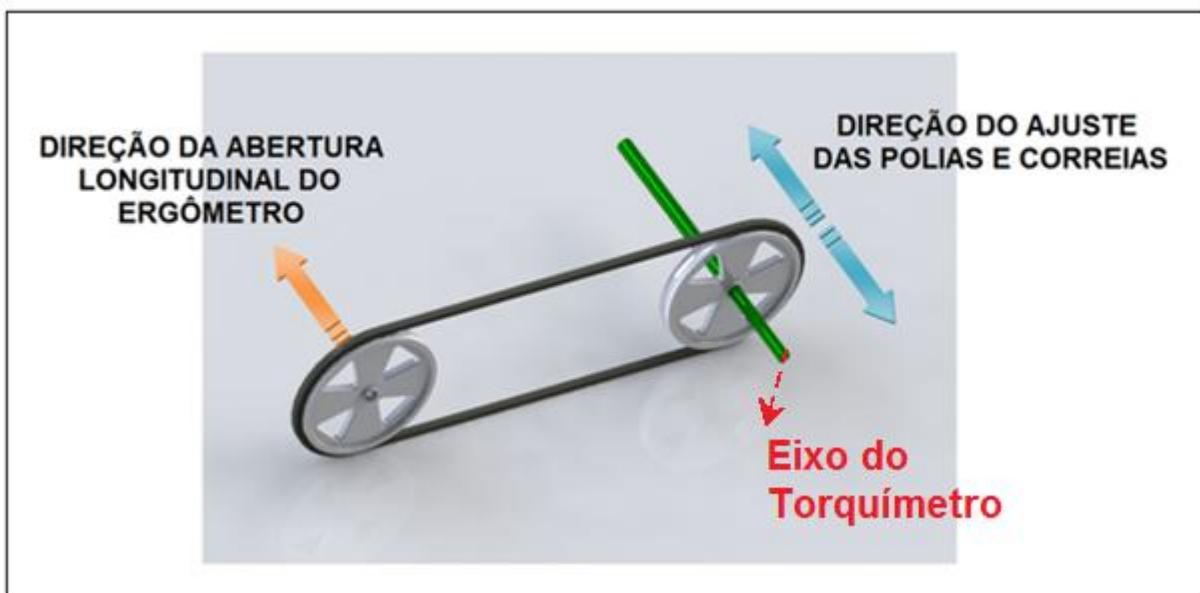


Figura 3.28 – Esquema das Polias Deslizantes.

Por fim, este conjunto de soluções particulares garantiu à estrutura, como um todo, que seus componentes detivessem liberdade de ação sem conflitarem-se entre si. Este foi um desafio destacável na concepção do projeto: desenvolver uma estrutura modular ajustável dentro de todas as configurações ergonômicas e antropométricas relacionadas aos esportes paralímpicos em cadeiras de rodas, sem que suas partes colidissem ou restringissem umas às outras.

d) Sistema de Gabarito para Controle da Inclinação do Assento (*Tilt*)

A inclinação do assento (*tilt*) em relação ao plano do solo foi concebida para funcionamento por meio de um gabarito de posições. O gabarito é um ajustador de posições sob medida, e aqui funciona com pino de ajuste afixado em seus marcadores angulares.

Como mostra a fig. 3.29 a seguir, o *tilt* zero, ou a inclinação do assento tem ângulo zero quando a face frontal do assento está perpendicular (90°) em relação ao plano do solo. O gabarito foi projetado para compreender sete marcadores (furos) arbitrários de inclinação, responsáveis pelos ângulos de inclinação. Estes sete ângulos foram estabelecidos de acordo com sua pertinência prática, ou seja, são os ângulos de *tilt* mais comuns ou próximos da realidade dos paratletas cadeirantes.

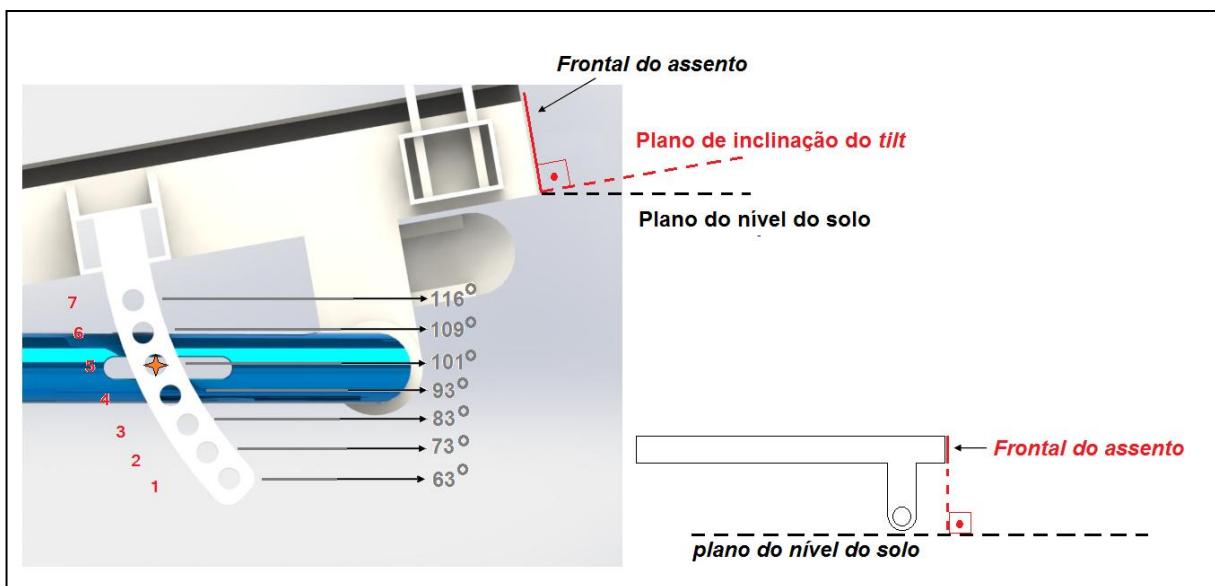


Figura 3.29 – Gabarito do *tilt*.

Os referidos ângulos de inclinação estabelecidos são: 63° , 73° , 83° , 93° , 101° , 109° e 116° - são estes os ângulos de ajuste adotados para o gabarito. Estes ângulos podem ser modificados pela construção de outro gabarito, conforme interesse. A figura 3.30 ilustra as sete configurações de inclinação do assento para os marcadores (furos de fixação do pino) do gabarito.

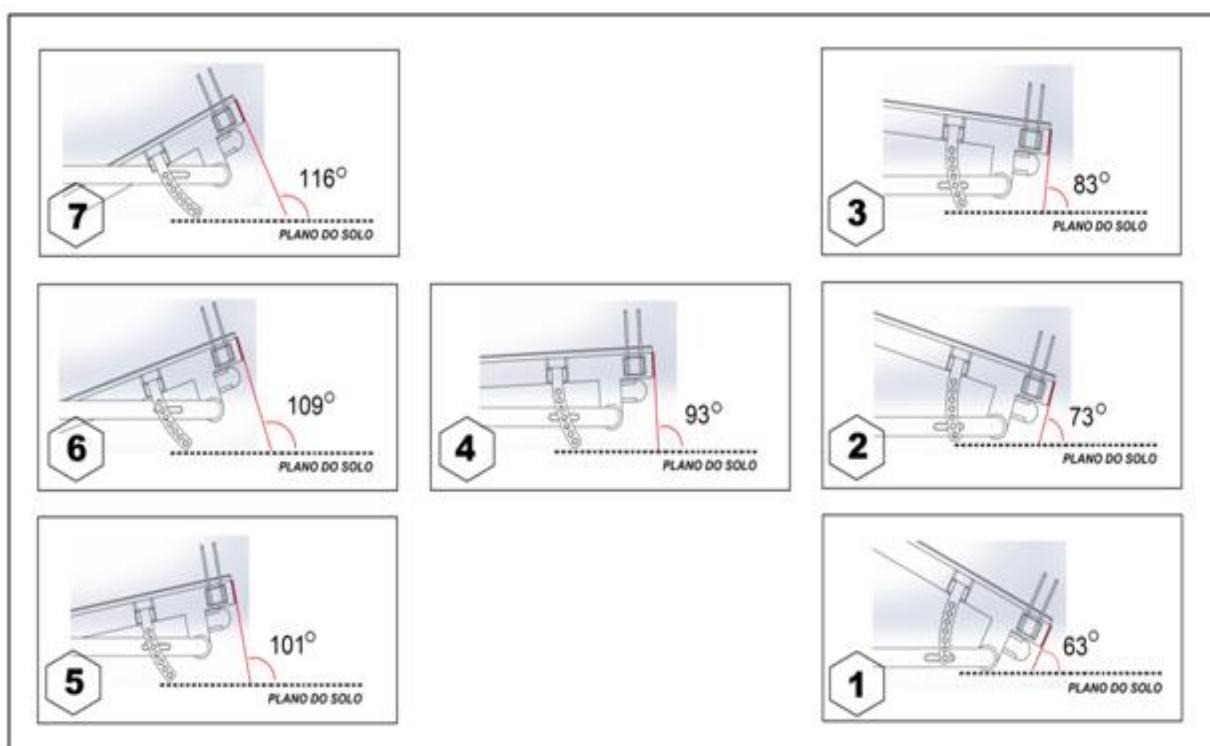


Figura 3.30 – Marcadores com as sete configurações de *tilt*.

Nas cadeiras de rodas convencionais é muito comum se observar o *tilt* de 3 a 5 graus, ou algo na faixa de 5 cm de diferença entre a aresta anterior e posterior do quadro da cadeira. Os 3º convencionados equivalem aos 93º (90º + 3º) propostos pelo gabarito, com um parâmetro de referência distinto. O parâmetro aqui designado é a face frontal do assento, que é a superfície de referência que está a 90º em relação ao plano no solo na ausência de inclinação (*tilt*).

e) Calço de Acomodação do Pino do Gabarito

Como visto, a inclinação do assento em função do plano do solo, também designada como *tilt*, é ajustada e mantida por gabarito próprio.

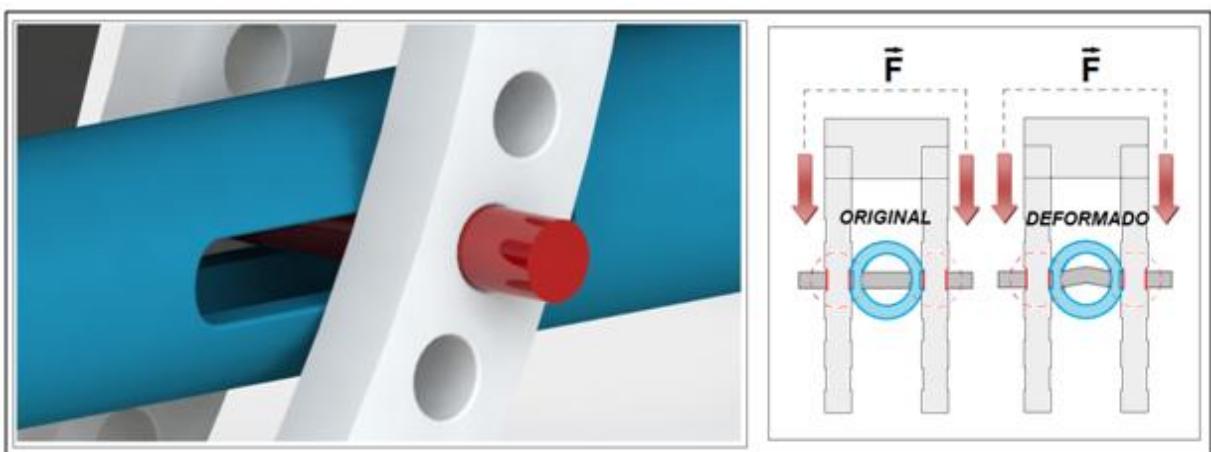


Figura 3.31 – Gabarito com o Pino de Ajuste da inclinação do assento (*Tilt*).

Uma dificuldade presente foi conservar a integridade material do pino cilíndrico dentro do gabarito, estando sob tensões capazes de lhe provocar deformações acima do regime elástico.

Conforme detalha a fig. 3.31, o pino se posiciona no gabarito para suas duas extremidades sob carregamento, passando por dentro das hastes do gabarito e do tubo vazado da estrutura do assento. Enfaticamente suscetível a grandes deformações – que possam atingir o regime plástico – o pino cilíndrico poderia comprometer a estrutura, assim como, os testes ergométricos.

A solução viável foi utilizar um calço cilíndrico maciço, introduzida no tubo vazado da estrutura do assento, proporcionando melhor acomodação do pino no gabarito. Desta forma, a área de contato do pino com a estrutura foi ampliada.

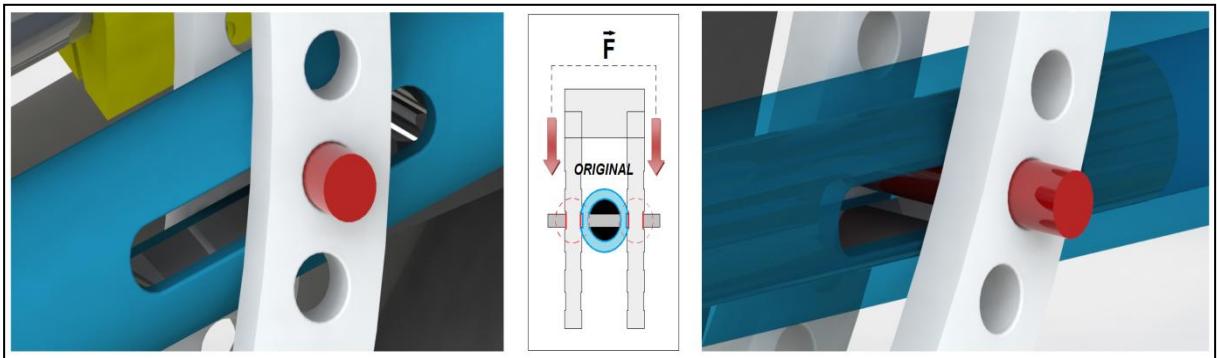


Figura 3.32 – Detalhe do calço de acomodação do pino.

A figura 3.32 detalha a presença do calço, em preto, no mecanismo do gabarito, proporcionando total preenchimento dos espaços vazios – que antes permitiam o deslocamento de material do pino dentro do sistema do gabarito, favorecendo deformações plásticas indesejáveis.

f) Cintas de Nylon para a Abertura do Encosto

Fazer com que as colunas do encosto aumentassem ou diminuíssem a largura de sua abertura atendendo à amplitude total demandada, sem que materiais da estrutura apontassem para fora do perímetro de ação do ergômetro, exigiu uma solução mais complexa.

A estrutura do encosto foi inspirada em vértebras de apoio lombar, presentes em alguns mecanismos de acomodação, como poltronas, *cockpit* e afins. As vértebras proporcionam melhor arranjo ergonômico para a região lombar, com suas hastes aderindo bem ao conjunto cervical humano – as hastes vertebrais são L_1 , L_2 , L_3 e L_4 , dependendo da regulagem.

Para o modelo desenvolvido, as vértebras satisfizeram bem as condições de configuração para o encosto com largura mínima, colinear com o assento. Porém, mostraram-se insuficientes para o caso de largura máxima – deixando a linha da espinha cervical sem apoio. Uma solução satisfatória foi a adição de gavetas sob as vértebras, por onde ficariam alojadas as cintas flexíveis – que seriam acionadas quando necessárias.

A figura 3.33 detalha esta solução.

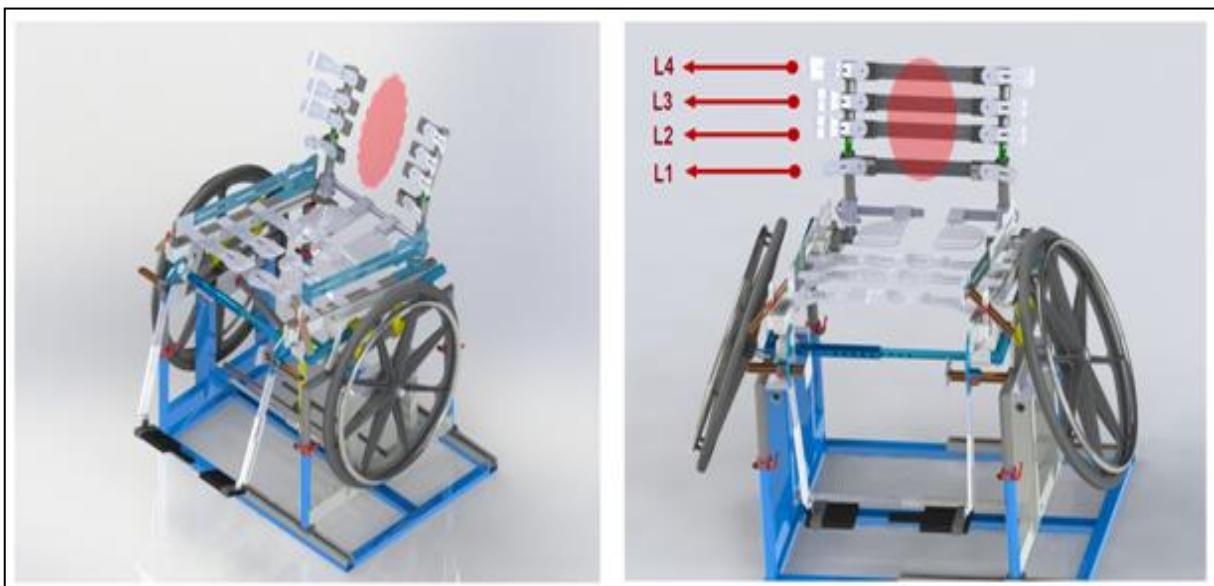


Figura 3.33 – Cintas de acomodação lombar.

As cintas podem ser revestidas de velcro e a elas, coladas almofadas anatômicas.

3.3.3. *Métodos de Elementos Finitos*

Os métodos de elementos finitos são universalmente aceitos como os mais eficazes para a solução de problemas práticos e complexos de elasticidade. A teoria geral da elasticidade doutrina a relação de deformações com deslocamentos e de tensões com deformações.

A providência de se analisar a integridade da estrutura proposta para o ergômetro legitima seu escopo conceitual, uma vez que, aprova as concepções empregadas na elaboração de seus componentes e do arranjo de sua montagem. A análise de elementos finitos foi realizada por software adequado e aceito – *Workbench* do *Ansys R14.5*, da companhia *Ansys Inc.*

O comportamento mecânico da estrutura, feita com os materiais selecionados – as ligas de alumínio 6061 T-6F e 7075 T-651 – foi analisado por métodos de elementos finitos. Em se tratando de um material dúctil, o limite de escoamento é o valor limite de tensão que caracteriza a falha. Da mesma forma, o critério de falha adotado será o critério de *Von-Mises*.

Para as ligas de alumínio adotadas pela Alphamix, as suas respectivas propriedades mecânicas (GGDMETALS, 2014, 16p.) seguem na tab. 3.2.

Tabela 3.2 – Ligas de Alumínio e propriedades mecânicas.

PROPRIEDADES MECÂNICAS	LIGA DE ALUMÍNIO 6061 T-6F	LIGA DE ALUMÍNIO 7075 T-651
<i>Módulo de Elasticidade (E)</i>	70.000 MPa	71.000 MPa
<i>Razão de Poisson (ν)</i>	0,3	0,3
<i>Limite de escoamento (σ_y)</i>	255 MPa	390-490 MPa
<i>Limite de Resistência à Tração (σ_{ut})</i>	290 MPa	480-540 MPa

As propriedades mecânicas de interesse para a análise de comportamento da estrutura se restringem ao módulo de elasticidade, ao coeficiente de *Poisson* e ao limite de escoamento.

O processo de análise compreende algumas condições essenciais a serem satisfeitas. Primeiramente, deve-se estabelecer o método de análise, como por exemplo, análise dinâmica, magnética, transiente, modal, estática, entre outras. Para o caso da estrutura proposta duas modalidades são pertinentes – “análise estática estrutural” para o conjunto da estrutura como um todo e “análise transiente estrutural” para as condições de contato.

A figura 3.34 define estas condições, presentes no *Workbench Ansys*. A priori, define-se a natureza do material empregado no projeto, em seguida a geometria é lida pelo programa, e submetida à modelagem das malhas de elementos finitos. Concluídas estas condições, determinam-se as condições de contorno do problema de solicitação mecânica. E por fim, realiza-se a solução numérica com os resultados das tensões e deslocamentos.

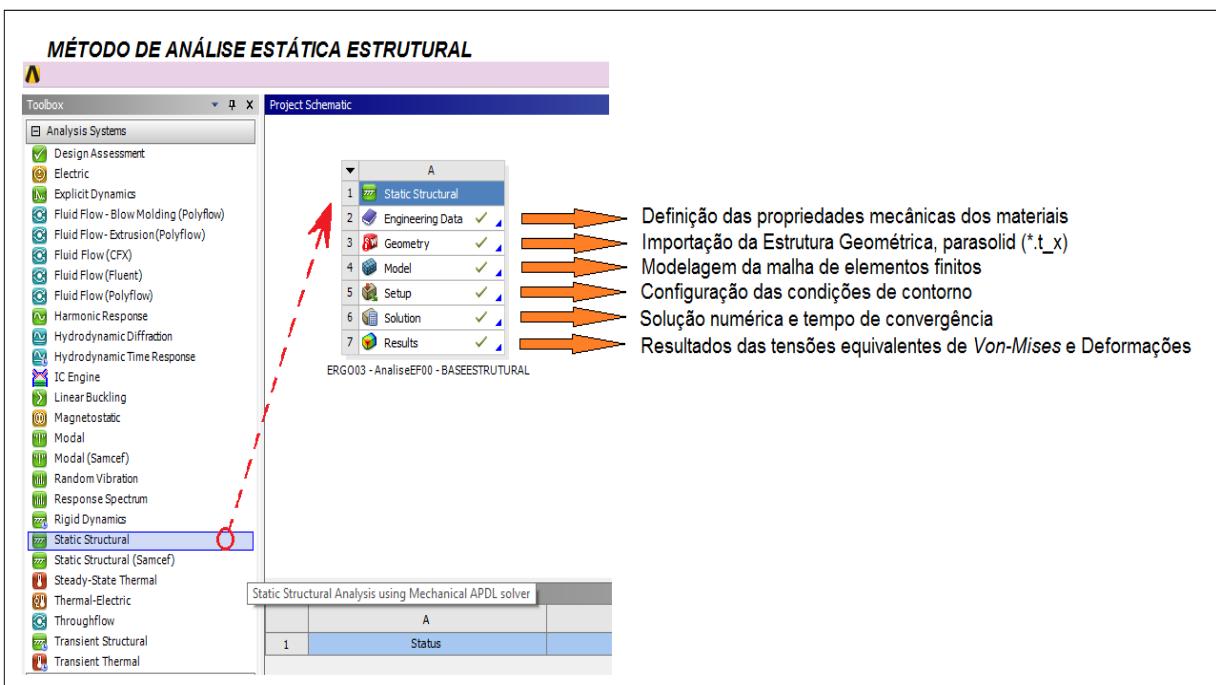


Figura 3.34 – Processo numérico de análise de elementos finitos.

3.3.3.1. Captura Geométrica

A captura da geometria é realizada quando a mesma não forá desenvolvida no ambiente de desenho técnico do *Ansys*. A importação da geometria desenvolvida por outra ferramenta de desenho – no caso, o *Solidworks* – deve considerar a idoneidade dos elementos desenhados lidos por outro programa computacional além do original. Naturalmente, o *Ansys* e o *Solidworks* vêm, ao longo dos anos, desenvolvendo um positivo elo de compatibilidade de banco de dados e linguagem de programação.

O caminho mais adequado para se exportar uma geometria, tendo como origem o *Solidworks*, é a conversão deste arquivo para a extensão *Parasolid* (*.x_t). O *Ansys* tem aceitação favorável a este tipo de arquivo. As unidades de medidas configuradas para o programa numérico é o do sistema métrico – *mm, kg, N, s*, etc.

Devido à estrutura como um todo ser demasiadamente complexa, e por motivos de viabilidade computacional, a análise – com métodos de elementos finitos – adotada foi aplicada em etapas modulares. Isso garante mais eficiência para se empregar os métodos numéricos. Assim, a estrutura foi dividida em módulos menores, mais enxutos. Esta iniciativa não prejudica a correlação de comportamento mecânico para com o restante das partes analisadas, e favorece o desempenho computacional do método numérico.

E ainda, as análises de tensão e deslocamento compreenderam a estrutura em pelo menos quatro configurações de montagem, uma vez que, o desempenho mecânico da mesma varia em função destas configurações. Apenas as configurações dos ajustes extremos foram abordadas, pois abrangem todas as demais dentro de sua amplitude.

Por fim, as parcelas estruturais capturadas do *Solidworks* para o *Ansys* foram:

- **Base principal da estrutura** – analisada em apenas uma configuração de ajuste de montagem, pois seu desempenho mecânico permite alguma generalização para os demais ajustes.
- **Estrutura do Assento** – com desempenho mecânico relativo, foram analisadas as quatro configurações nas extremidades da amplitude de ajustes, sendo aquelas com melhor e pior desempenho estrutural.

a) Base Principal da Estrutura: possuindo diversos componentes estruturais, furos e arestas, a Base Principal da Estrutura foi analisada separadamente. Nesta análise foi possível verificar o desempenho mecânico da estrutura com um todo, desde a base até as barras do assento. O método de análise deste montante é o estático estrutural – que considera as condições de tensão constantes no tempo.

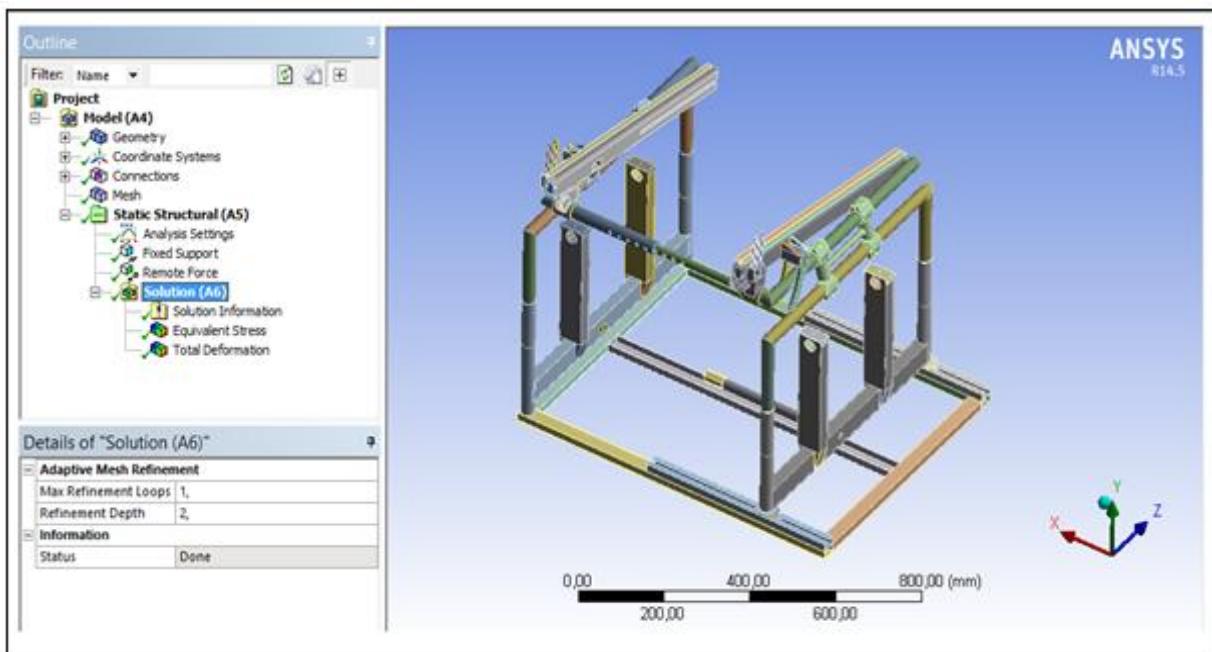


Figura 3.35 – Geometria capturada para a base principal da estrutura.

Conforme a fig. 3.35, o *Ansyst* define as geometrias em partes e subpartes, distinguidas em cores próprias. Como foram aplicadas as propriedades mecânicas para a geometria capturada, o *Ansyst* pode apresentar alguns atributos físicos do modelo. A tabela 3.3 demonstra as propriedades físicas deste módulo estrutural.

Tabela 3.3 – Atributos físicos da base principal.

ATRIBUTOS	LIGA AL. 6061 T-6F	LIGA AL. 7075 T-651
Volume	4.122.200,0 mm ³	
Massa	32,359 kg	33,677 kg
Comprimento em X	880,52 mm	
Comprimento em Y	760,38 mm	
Comprimento em Z	717,79 mm	

Ainda, alguns componentes sem pertinência quanto à rigidez mecânica estrutural, mas com relevante impacto para o cálculo computacional, foram suprimidos da estrutura. Estes componentes detêm contornos complexos, furos e chanfros que dificultam a definição das malhas dos elementos finitos e aumenta o tempo computacional.

b) Estrutura do Assento na configuração “Largo 50 e Longo 60”: esta configuração se reflete na largura e profundidade do assento, com cinquenta centímetros de largura e sessenta centímetros de profundidade. Trata-se de uma configuração de ajuste da montagem com desempenho mecânico recíproco.

Segundo a fig. 3.36, a coluna do encosto foi suprimida por não influenciar na análise mecânica pretendida, poupando custos computacionais. A tab. 3.4 discrimina seus atributos físicos. O método de análise deste montante é o estático estrutural.

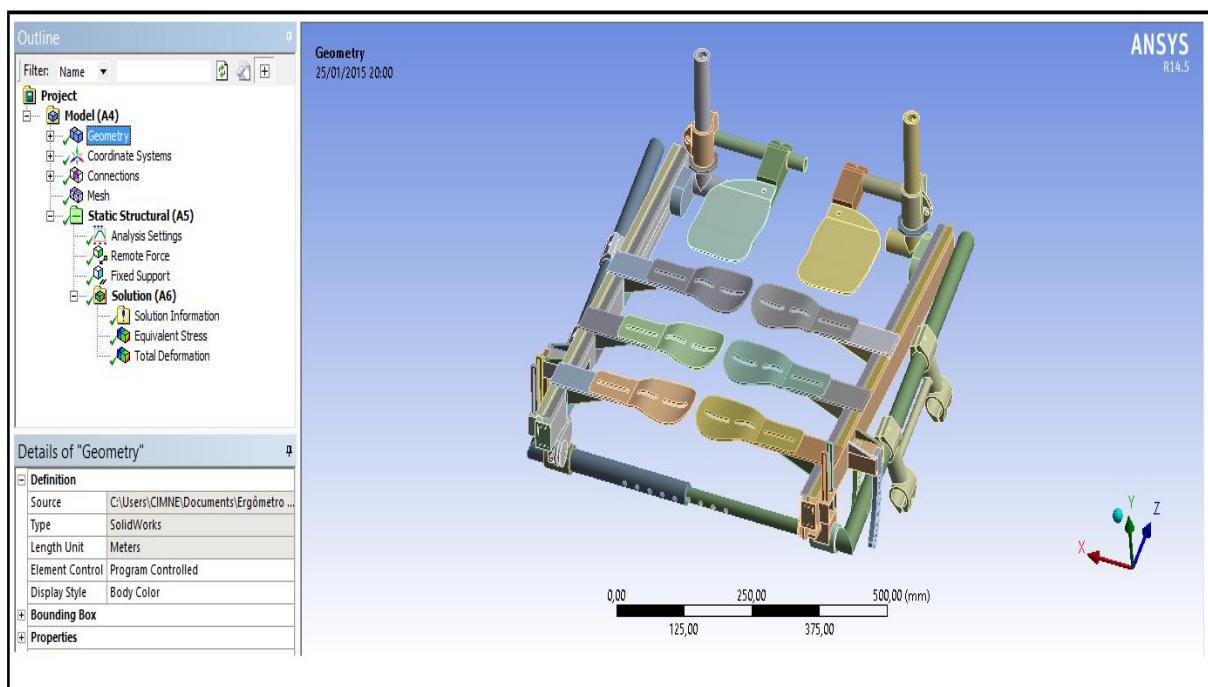


Figura 3.36 – Geometria capturada para a configuração largo50 e longo60.

Tabela 3.4 – Atributos físicos da configuração largo50 e longo60.

ATRIBUTOS	LIGA AL. 6061 T-6F	LIGA AL. 7075 T-651
Volume	3.516.000,0 mm ³	
Massa	27,600 kg	28,724 kg
Comprimento em X	725,97 mm	
Comprimento em Y	330,93 mm	
Comprimento em Z	728,13 mm	

c) Estrutura do Assento na configuração “Estreito 25 e Longo 60”: designa as posições de 25 centímetros de largura e sessenta centímetros de profundidade do assento. A fig. 3.37 detalha esta configuração. O método de análise deste montante é o estático estrutural. A tabela 3.5 indica as propriedades físicas assumidas pela estrutura do assento nesta configuração.

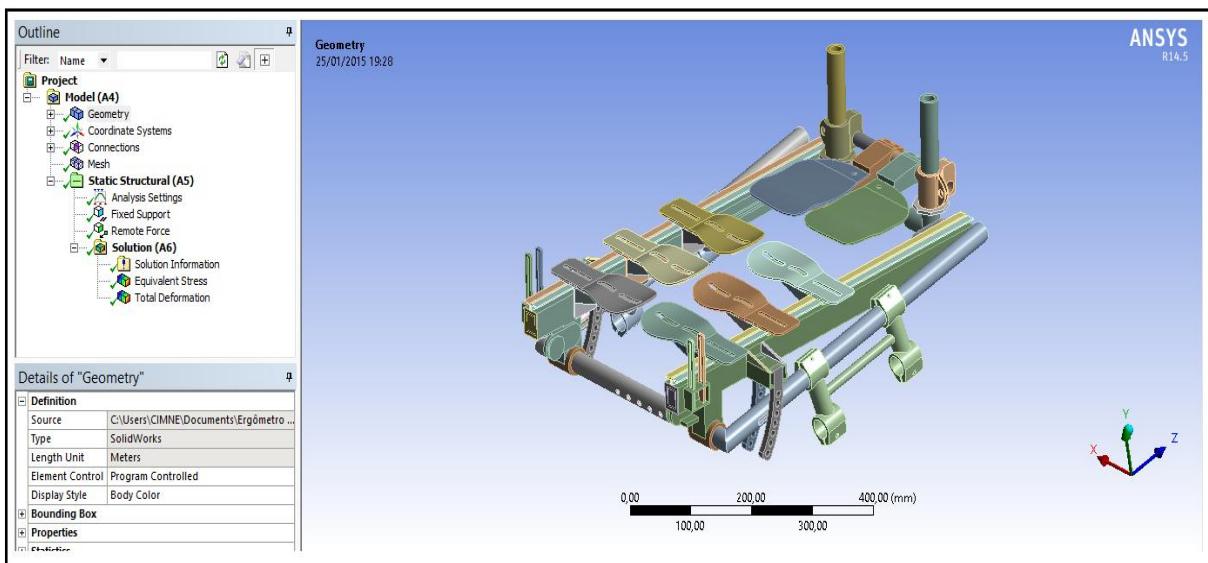


Figura 3.37 – Geometria capturada para a configuração estreito25 e longo60.

Tabela 3.5 – Atributos físicos da configuração estreito25 e longo60.

ATRIBUTOS	LIGA AL. 6061 T-6F	LIGA AL. 7075 T-651
Volume	3.510.400,0 mm ³	
Massa	27,557 kg	28,679 kg
Comprimento em X	525,98 mm	
Comprimento em Y	330,93 mm	
Comprimento em Z	728,82 mm	

d) Estrutura do Assento na configuração “Largo 50 e Curto 30”: configura as posições do assento com largura de cinquenta centímetros e profundidade de 30 centímetros, conforme a fig. 3.38 ilustra. A tabela 3.6 discrimina seus atributos físicos. O método de análise deste montante é o estático estrutural.

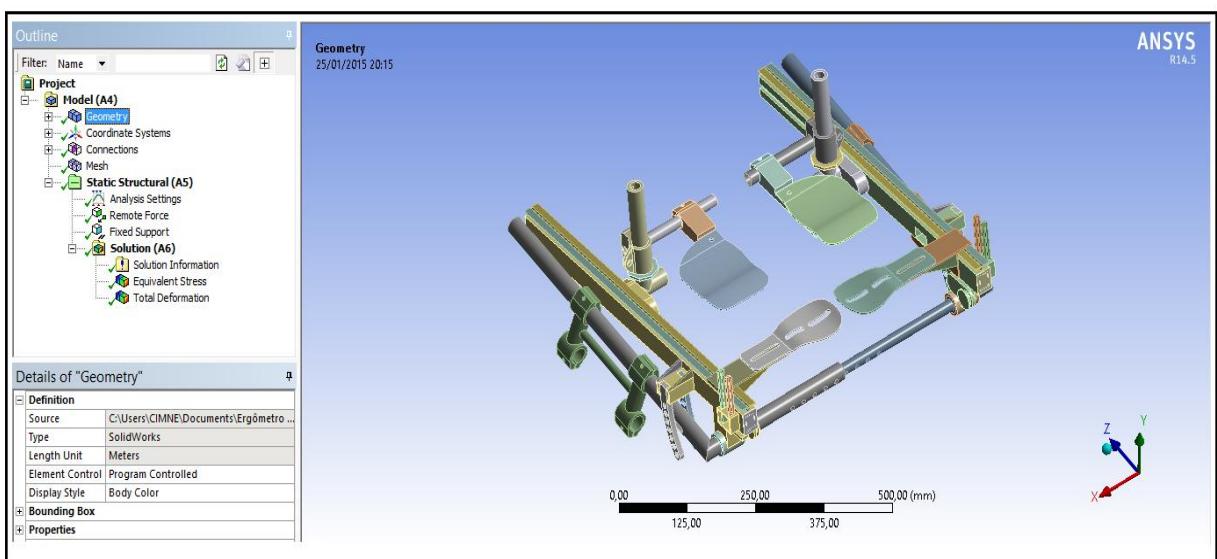


Figura 3.38 – Geometria capturada para a configuração largo50 e curto30.

Tabela 3.6 – Atributos físicos da configuração largo50 e curto30.

ATRIBUTOS	LIGA AL. 6061 T-6F	LIGA AL. 7075 T-651
Volume	3.206.200,0 mm ³	
Massa	25,168 kg	26,193 kg
Comprimento em X	726,04 mm	
Comprimento em Y	370,98 mm	
Comprimento em Z	707,02 mm	

e) Estrutura do Assento na configuração “Estreito 25 e Curto 30”: prescreve a configuração de 25 centímetros de largura e trinta centímetros de profundidade do assento. A figura 3.39 ilustra esta configuração. O método de análise deste montante é o estático estrutural. A tabela 3.7 discrimina os seus atributos físicos.

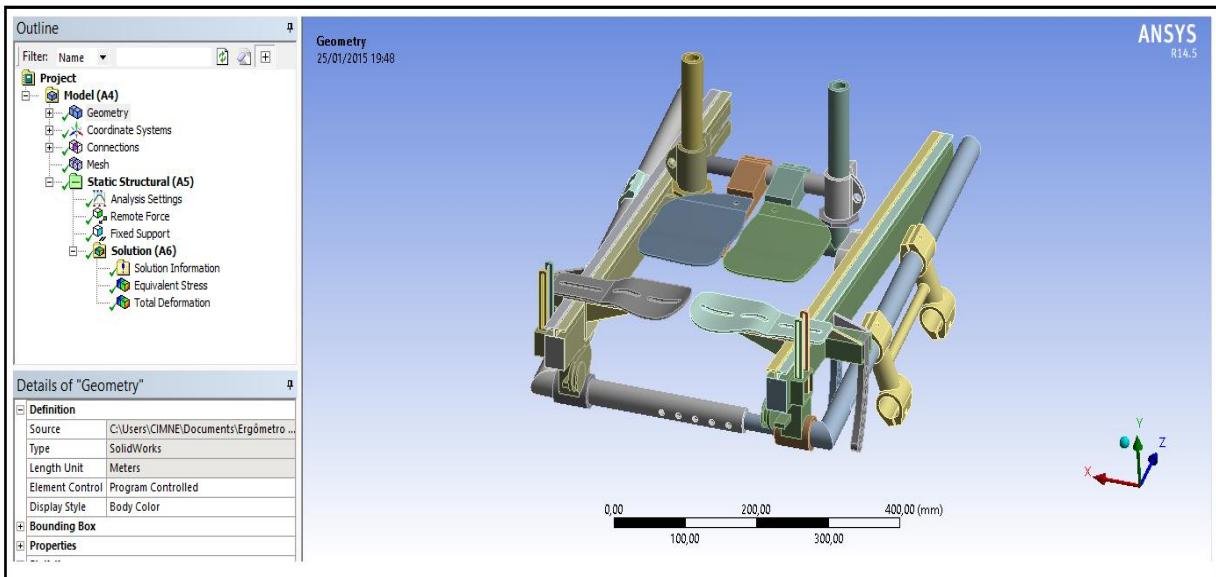


Figura 3.39 – Geometria capturada para a configuração estreito25 e curto30.

Tabela 3.7 – Atributos físicos da configuração estreito25 e curto30.

ATRIBUTOS	LIGA AL. 6061 T-6F	LIGA AL. 7075 T-651
Volume	3.200.600,0 mm ³	
Massa	25,125 kg	26,148 kg
Comprimento em X	525,98 mm	
Comprimento em Y	370,98 mm	
Comprimento em Z	707,02 mm	

f) Estrutura do Assento com Análise de Contato no Gabarito: comprehende a análise por método de elementos finitos para a tensão por contato no gabarito. O gabarito é regulável por pino cilíndrico que, por sua vez, é submetido à tensão por contato dentro da lacuna do gabarito. Este fenômeno constitui um alinhamento das partes estruturais do gabarito em contato por pressão com relação ao pino de ajuste. O método de análise aplicado neste caso específico é o transiente estrutural – cujo fenômeno de tensão se realiza em função do tempo de atuação da energia de compressão.

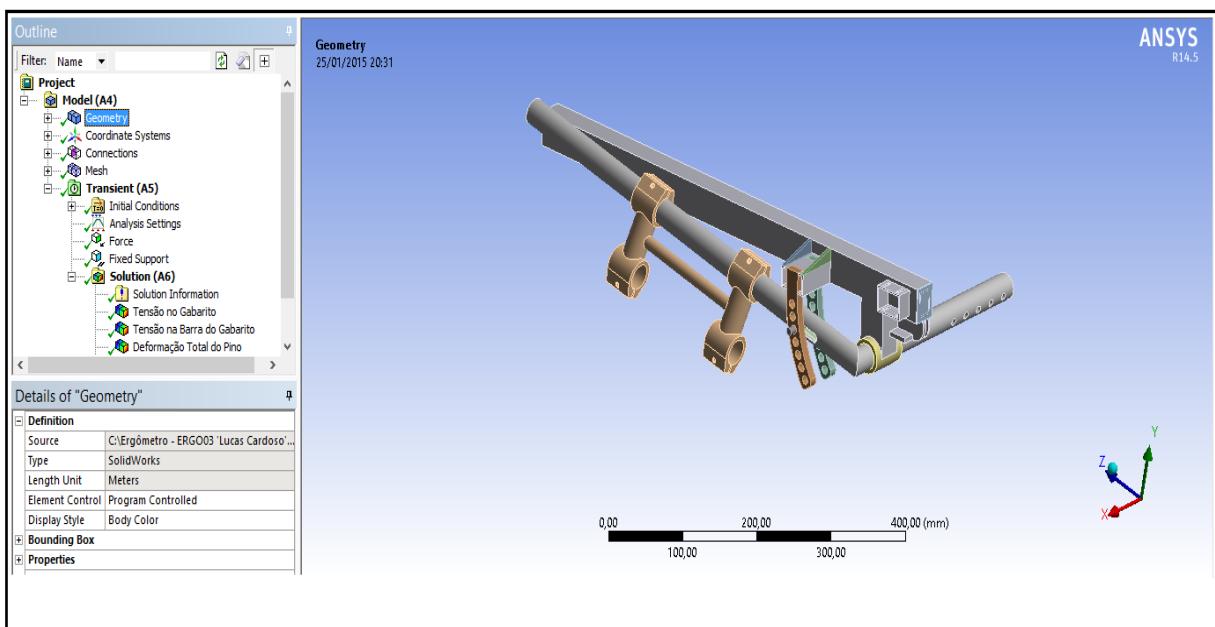


Figura 3.40 – Geometria capturada para a análise simétrica de contato no gabarito.

Como mostra a fig. 3.40, apenas um hemisfério da estrutura foi considerado para análise, embora o sistema do gabarito seja bilateral. Por razão de relativa simetria estrutural e de carregamento, apenas um dos hemisférios necessita ser analisado.

A abordagem simétrica entende que os eventos adotados num dos lados da simetria se reflete aproximadamente igual para o seu par. Para não distorcer a realidade prática, todas as variáveis envolvidas no carregamento foram tratadas na razão de meio – uma vez que, a análise simétrica considera metade da estrutura.

Ressalva-se que, em casos práticos, algumas pessoas possam distribuir seu peso no assento irregularmente, devido à sua assimetria fisiológica – principalmente nos casos de deficientes com espinha bifida ou amputações simples. Mas, em se tratando de uma análise de comportamento mecânico onde se pretende avaliar a rigidez estrutural de modo holístico,

tais situações não são significativas, pois a estrutura deverá acolher a carga integralmente, seja ela simétrica ou não.

E ainda, a própria estrutura não é exatamente simétrica, uma vez que tubos de um dos hemisférios têm diâmetro menor e se encaixam dentro de tubos com diâmetros maiores no hemisfério oposto. Essa diferença de volumes, massas e diâmetros entre os tubos revela uma sensível assimetria estrutural.

A tabela 3.8 apresenta os dados simétricos laterais para o mecanismo bilateral do gabarito.

Tabela 3.8 – Atributos físicos da estrutura simétrica do gabarito.

ATRIBUTOS	LIGA AL. 6061 T-6F	LIGA AL. 7075 T-651
Volume	1.059.200,0 mm ³	
Massa	8,3145 kg	8,6531 kg
Comprimento em X	356,25 mm	
Comprimento em Y	339,72 mm	
Comprimento em Z	708,45 mm	

3.3.3.2. Verificação de Reparos Geométricos

Para seguir com a análise de elementos finitos dos modelos é necessário verificar a leitura geométrica realizada pelo *Ansys*. Tal verificação atesta a integridade do projeto geométrico, ou seja, o nível de precisão e assertividade das arestas e vértices que compuseram o desenho estrutural da geometria capturada.

No caso de a geometria apresentar falhas de concepção e erros de execução de desenho técnico, o *Ansys* os reconhecerá, e a partir daí, dever-se-á realizar as devidas correções e reparos no arquivo de desenho do modelo.

Para empregar este recurso no *Ansys* é necessário aplicar a detecção de margens e linhas de conexão da grade geométrica do modelo. E em seguida, alterar a vista do modelo para contornos da estrutura. Isso é feito criteriosamente, para cada modelo estudado.

Na figura 3.41 os modelos estruturais são verificados. A presença unânime de linhas pretas nos contornos das arestas, vértices e conexões indica que o *Ansys* reconheceu todas as componentes do desenho técnico. No caso de haver irregularidades no desenho, o *Ansys* atribuiria linhas coloridas nas regiões com erros detectados e, portanto, exigindo reparos no desenho técnico de origem.

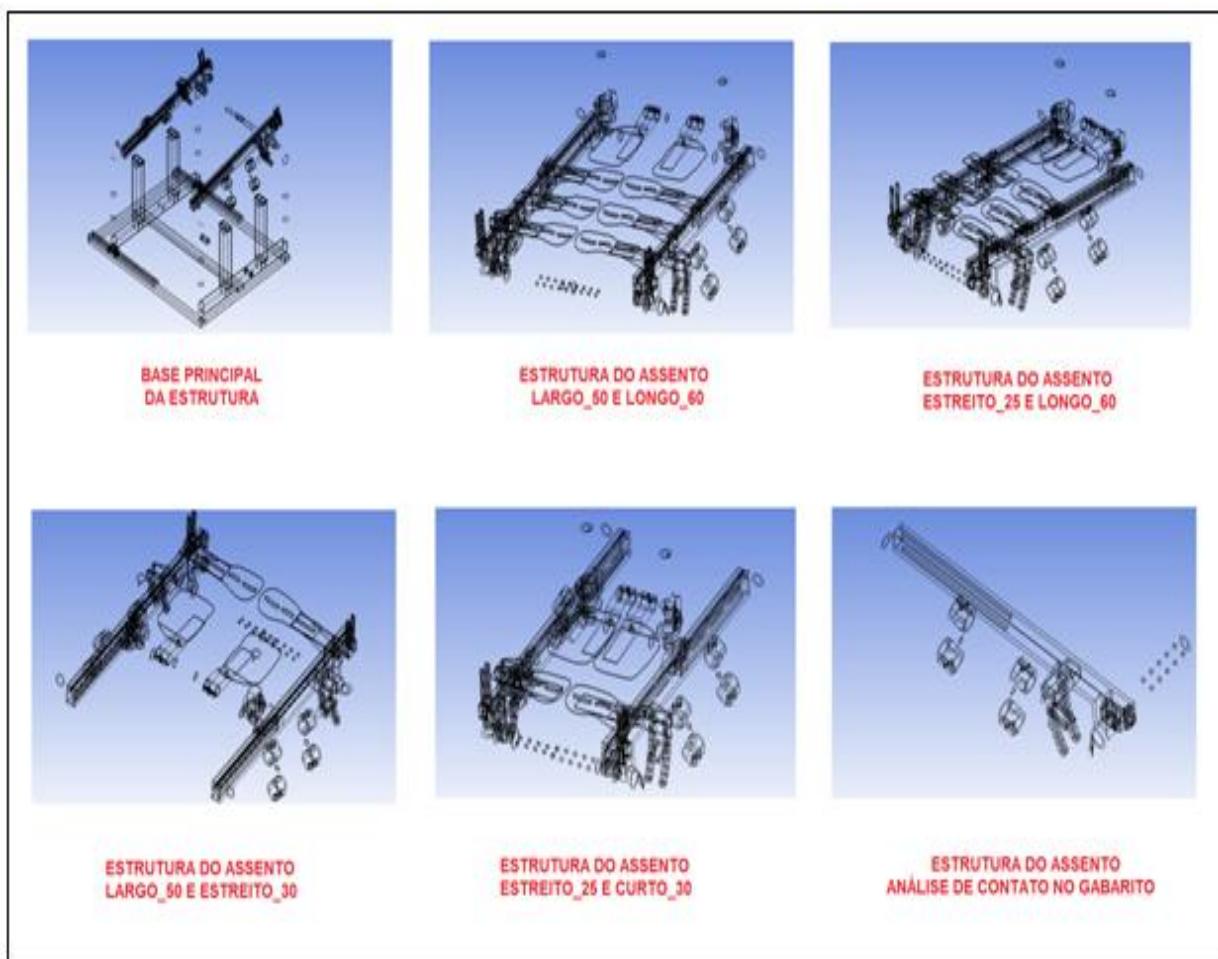


Figura 3.41 – Verificação de integridade geométrica dos modelos estruturais.

Tal verificação tem implicações severas para as etapas seguintes da análise de elementos finitos. A presença de falhas ou erros na estrutura geral da geometria se alastraria para a confecção das malhas dos elementos, e por sua vez, para as condições de contorno e solução numérica – comprometendo a veracidade dos resultados obtidos.

Deve-se recordar que alguns componentes estruturais foram suprimidos por ausência de pertinência para esta análise de comportamento mecânico, mas que surtiriam impacto sobre os custos computacionais deste método numérico.

3.3.3.3. Geração de Malhas de Elementos Finitos

A malha de elementos finitos é uma representação numérica de uma geometria espacial. A capacidade de compreensão do modelo geométrico da parte da malha define a precisão dos resultados obtidos por métodos de elementos finitos.



Figura 3.42 – Modelagem das malhas de elementos finitos dos modelos.

Pela figura 3.42 verificou-se que a projeção das malhas para os modelos pretendidos se deu de forma ideal, com relativo refinamento e compreensão global das superfícies e volumes dos corpos estruturais.

Para os casos onde se empregou o método de análise estática estrutural a malha foi obtida por gerador automático do software *Ansys*, apenas com a exigência de máximo refinamento. Em geometrias complexas, por exemplo, com furos e contornos elípticos, o refinamento da malha implicará numa compreensão mais precisa do modelo. O gerador automático de malhas cria uma malha baseada na dimensão de um elemento global da estrutura, com especificações e tolerância da uma região localizada da malha. Os elementos da malha podem ser retangulares, triangulares etc.. E as malhas podem ser sólidas, de casca, de viga, etc.. Para o caso ora tratado, a malha e seus elementos deverão ser mistos, dadas as diversidades geométricas da estrutura (tubos, furos, superfícies, cantos, ângulos, entre outros).

Entre os casos estudados, aquele relacionado à tensão por contato no gabarito demandou uma programação específica. A geração de malha neste caso foi mais refinada na região de contato. Para tanto, os corpos em contato foram programados para reconhecerem o atrito que exercem entre si. A figura 3.43 enfatiza os contatos por atrito entre o pino cilíndrico e a estrutura do assento, na forma da barra de suporte, da sapata de acomodação do tubo vazado e das hastes arcadas do gabarito.

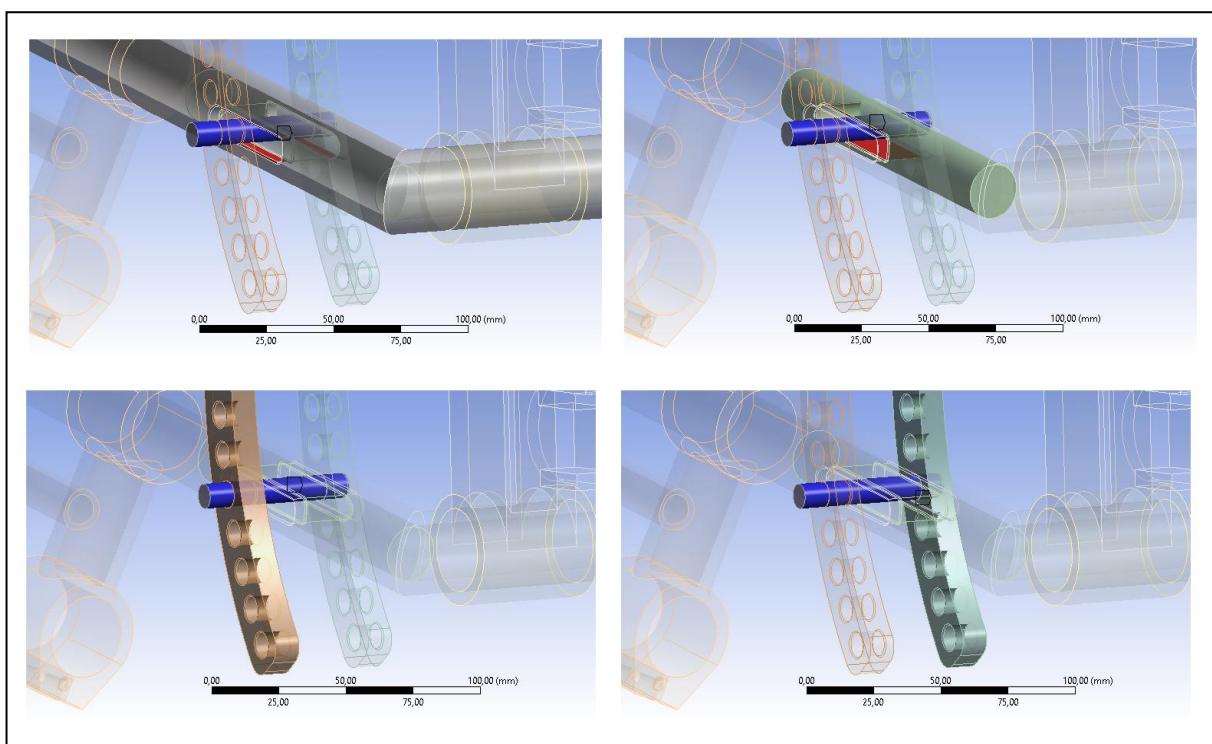


Figura 3.43 – Programação de atrito nas zonas de contato do gabarito.

A formulação matemática selecionada para esse método foi a Lagrange Aumentada, com detecção de superfície ajustada para o toque, entre os corpos em contato. O controle de tempo de convergência do método numérico foi predito para o impacto, respeitando o fenômeno de aproximação e compressão dos corpos em contato. Para o método de análise transiente a função “tempo” assume a condição de controle da formulação matemática e do fenômeno de contato – estabelecido aqui para uma etapa (step) com duração de três segundos, o que é admitido como um intervalo intuitivamente apropriado para este fenômeno. O passo de tempo da etapa é de um décimo de segundo.

Como resultado das configurações de análise citadas, tem-se uma malha gerada com maior refinamento na região de contatos especificada, conforme mostra a fig. 3.44. Para facilitar a visualização da malha, o pino cilíndrico foi ocultado nos detalhes.

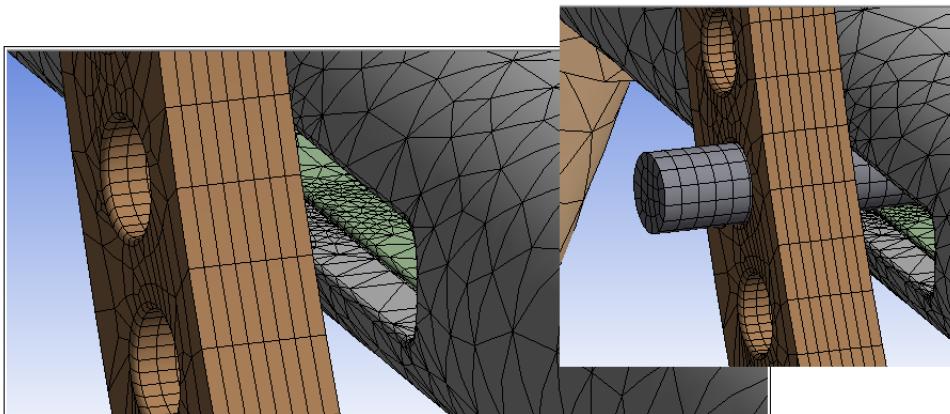


Figura 3.44 – Malha do contato entre o pino do gábarito e a estrutura do assento.

O evento do carregamento será apreciado como compressão entre as faces do pino de ajuste da inclinação do assento (*tilt*) e as faces da estrutura pertinente ao gábarito. Com relação às demais partes estruturais, a dispersão de energia de tensão durante a compressão para estas regiões pode ser desconsiderada, uma vez que as soluções que atendem as condições de contorno reduzidas não sofrem interferência de carregamento em regiões longe do contato.

O princípio de *Saint-Venant* (1855) enuncia que o conceito da equivalência elástica é estaticamente equipolente para os sistemas de cargas.

De acordo com este princípio, se um sistema de forças que agem sobre uma parte do limite de um corpo elástico é substituído por um sistema estático de forças equivalentes que atuam sobre a mesma parte do limite, então as tensões, as deformações e os deslocamentos elásticos em partes do corpo, suficientemente longe são removidas da porção de limite e se mantêm aproximadamente as mesmas. (VOLTERRA, 1971, 31p.)

3.3.3.4. Condições de Contorno

As condições de contorno compreendem as restrições de carregamento de certo evento de esforço mecânico. Geralmente, compreendem os pontos de apoio ou engastamento e a intensidade de força aplicada.

a) Engastamento

O engastamento representa o ponto de apoio ou de rigidez estabilizada da estrutura. Na figura 3.45 são elucidadas as configurações de ajustes analisadas sob engastamento – representado pela cor violeta nas ilustrações.



Figura 3.45 – Condições de Contorno de Engastamento.

A base principal da estrutura é considerada engastada nos pontos de apoio com o nível do solo. A sua própria base assentada no solo representa o engastamento. Enquanto que o módulo de assento - configurado para seus quatro ajustes mais abrangentes é engastado por uma abraçadeira (item 50 da figura 3.5) que é fixada na estrutura principal. Para o caso da análise de contato do pino, como anteriormente, apenas um dos hemisférios simétricos da estrutura foi considerado.

b) Aplicação de Cargas

No caso prático do ergômetro, entende-se que o carregamento corresponde ao próprio indivíduo acomodado, comprimindo o assento, sendo submetido à análise ergométrica. Os casos mais pertinentes para estes indivíduos relacionam massas corpóreas individuais na ordem média de 50 kg (por exemplo, indivíduos amputados, com distrofia) a 110 kg. Desta forma, essas massas físicas se replicarão nos pesos em Newton, carregados na estrutura do ergômetro.

Para garantir uma análise assertiva, que realmente ponha à prova a resistência estrutural do modelo, o carregamento foi estabelecido em 180 kg ou aproximadamente, 1.800 N. Esta é uma carga que excede em pelo menos 60% ao carregamento prático.

Para a programação numérica da análise de elementos finitos foi aplicado o carregamento remoto, que permite distribuir uma determinada carga ao longo de uma superfície de modo homogêneo. Embora na prática, o peso dos paratletas sobre a estrutura do ergômetro possa variar em função das características de suas deficiências, como no caso de paraplegia assimétrica, aqui o carregamento foi considerado uniforme. Tal consideração não prejudica a análise, uma vez que, se intenciona verificar o desempenho mecânico estrutural como um todo, para uma intensidade de carregamento uniforme.

A figura 3.46 ilustra as condições de carregamento, com as superfícies destacadas em vermelho, e coincidem com as regiões de acomodação do assento, onde os indivíduos testados exercerão as forças de superfície.

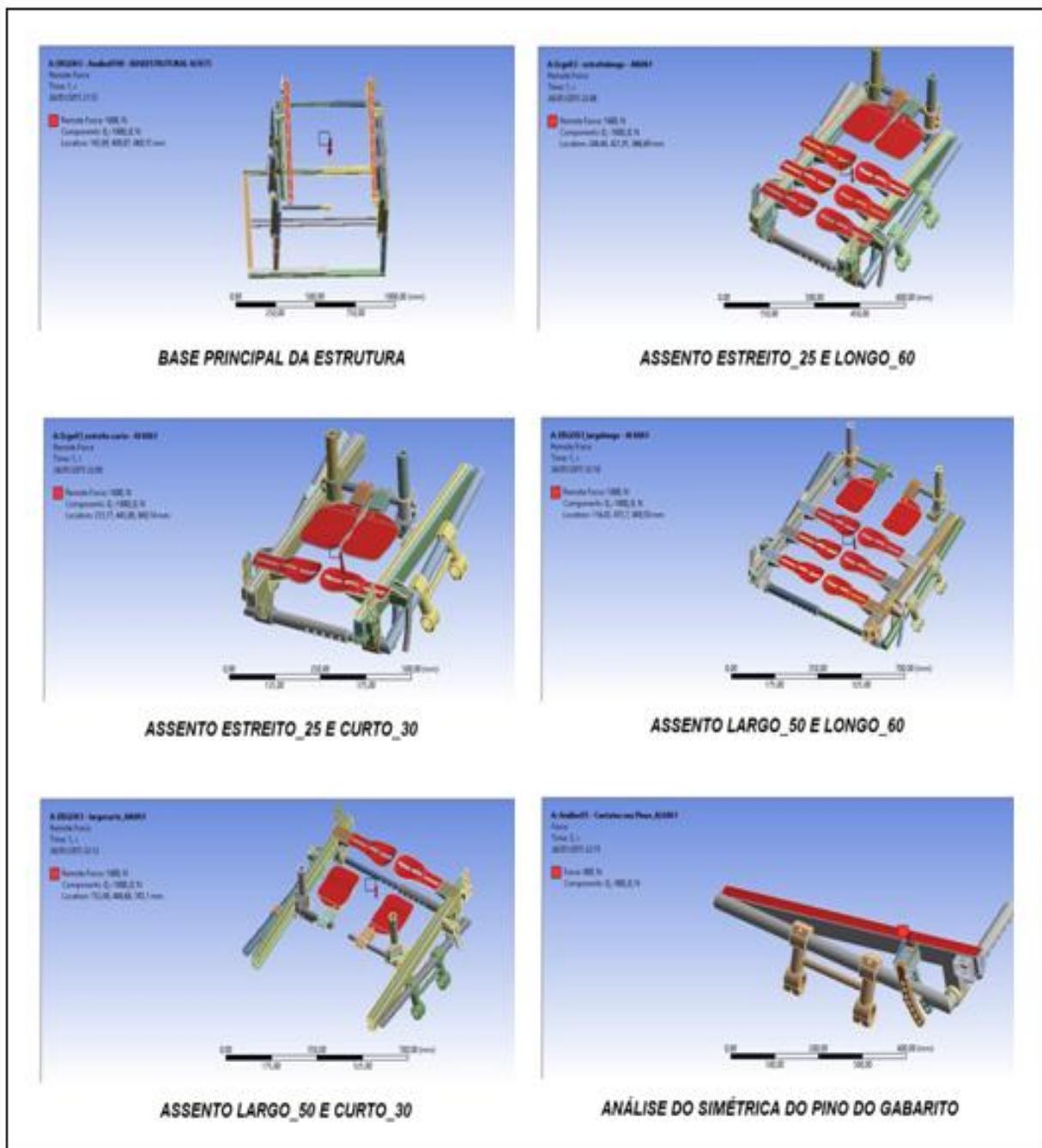


Figura 3.46 – Condições de Contorno de Carregamento.

Satisfetidas as condições de contorno, atribuídas as propriedades dos dois tipos de materiais adotados, geradas as malhas, a análise de elementos finitos seguirá para a próxima etapa – os resultados obtidos por cálculo numérico.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

Os resultados representam a eficácia das soluções propostas em atender ao problema base. Portanto, estes traduzem a realização das iniciativas metodológicas deste trabalho. Os resultados obtidos atenderam idealmente às necessidades fisiopatológicas das pessoas com deficiências, atendendo também às condições das classes funcionais desportivas.

4.1. Graus de liberdade e suas amplitudes se adequando às modalidades desportivas para as classes funcionais

Conforme estudado nos capítulos anteriores há uma exigência quanto às condições antropométricas e ergonômicas das cadeiras de rodas, convencionais ou desportivas. E isso se reflete nas reivindicações biomecânicas do ergômetro.

Assim, foi constituída uma estrutura de acomodação dos indivíduos a serem submetidos pelos ensaios ergométricos que satisfaça estas reivindicações. O respectivo conjunto estrutural deveria aderir às duas esferas fisiológicas do contexto – as medidas antropométricas e as condições ergonômicas. Portanto, a resposta a tal demanda é que fundamentou os graus de liberdade (GDL) com suas respectivas amplitudes (Δ) para o modelo (ou equipamento).

Os graus de liberdade foram determinados pelas funções ergonômicas das cadeiras de rodas na medida em que se ajustam às medidas antropométricas dos paratletas, na forma do alcance das amplitudes dos ajustes. Estas funções ergonômicas compreendem todas aquelas propriedades das cadeiras de rodas somadas às propriedades aditivas (ver tabela 2.21).

As medidas antropométricas dos usuários pretendidos foram obtidas de informações práticas pertinentes à realidade corporativa da Alphamix Indústria e Comércio Ltda. Baseando-se nas faixas de medidas corpóreas comumente avaliadas por esta empresa especializada. Então, para uma faixa de medidas antropométricas que representasse a realidade da população de clientes da Alphamix, foram estabelecidas as devidas amplitudes para os ajustes, de modo a alcançar esta população – que pode ser estendida como uma média para a população nacional de mesma classe.

A tabela 4.1 apresenta os resultados obtidos, quanto aos graus de liberdade ergonômicos e às amplitudes antropométricas do modelo. O sistema de coordenadas retangulares (X, Y e Z), mostrado na fig. 4.1, foi adotado como referência para obter a direção e o sentido de ajuste dos graus de liberdade com suas respectivas amplitudes.

Tabela 4.1 – Graus de liberdade e amplitudes para as propriedades ergonômicas e antropométricas.

ITEM	VARIÁVEIS DE INFLUÊNCIA/ _{unidade de medida}	LI	LS	Δ	GDL's
A	Largura do assento (cm)	25	50	25	↙↖ X
B	Profundidade do assento (cm)	30	60	30	↙↗ Y
C	<i>Tilt</i> generalizado do assento (graus)	63	116	53	↺ X
D	<i>Tilt</i> avançado posterior aos glúteos (graus)	63	116	53	↺ X
E	Altura do assento ao apoio dos pés (cm)	30	70	40	↑↓ Z
F	Inclinação do apoio dos pés (graus)	45	180	135	↺ X
G	Largura do encosto (cm)	25	50	25	↙↖ X
H	Altura do encosto (cm)	15	60	45	↑↓ Z
I	Inclinação do encosto anterior à lombar L ₁ (graus)	70	135	65	↺ X
J	Inclinação do encosto posterior à lombar L ₁ (graus)	70	135	65	↺ X
K	Extensão do afunilamento das coxas (cm)	20	50	30	↙↗ Y
L	Extensão do afunilamento das panturrilhas (cm)	20	50	30	↙↗ Y
M	Centro de gravidade (cm)	0	20	20	↙↗ Y
N	Largura do apoio dos pés (cm)	15	50	35	↙↖ X
O	Alinhamento do apoio dos pés (graus)	60	135	75	↺ X
P	Altura do assento ao aro de propulsão (cm)	5	30	25	↑↓ Z
Q	Cambagem das rodas de propulsão (graus)	0	30	30	↺ Y
R	Distância da roda até o quadro (cm)	5	15	10	↙↖ X

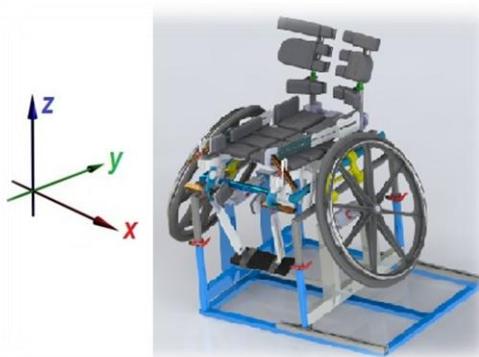


Figura 4.1 – Sistema de coordenadas retangulares de referência dos GDL's.

Particularmente, os ajustes desenvolvidos possuem duas naturezas vetoriais – linear e angular. Os ajustes lineares interferem nos comprimentos das partes estruturais, geralmente representadas pelos ajustes das dimensões dos membros inferiores e superiores dos paratletas, largura da bacia, abdômen e tórax, e principalmente, pelas naturezas das lesões envolvidas. Os ajustes angulares, geralmente, ligam-se às liberdades de locomoção e alcance antropométrico do atleta, também influenciados pelas deficiências físicas pertinentes.

A coluna de *GDL's*, na tab. 4.1, representa os graus de liberdade dos ajustes, para os elementos, de acordo com o eixo de referência, traduzindo o sentido e a direção da amplitude, dada na coluna Δ – expressos pelas “setas” para ajustes lineares e pelas “rótulas” para ajustes angulares. As amplitudes dos ajustes são dadas pelos limites, inferior (LI) e superior (LS), e os itens são as variáveis de influência.

4.1.1. Configuração Modular da Estrutura

A. Largura do Assento

Abrange o ajuste longitudinal da estrutura modular, responsável pela acomodação dos quadris do usuário. Está em função da largura do quadril, e dá abrangência para casos de sobrepeso, por exemplo. A figura 4.2 representa esta ajustabilidade.

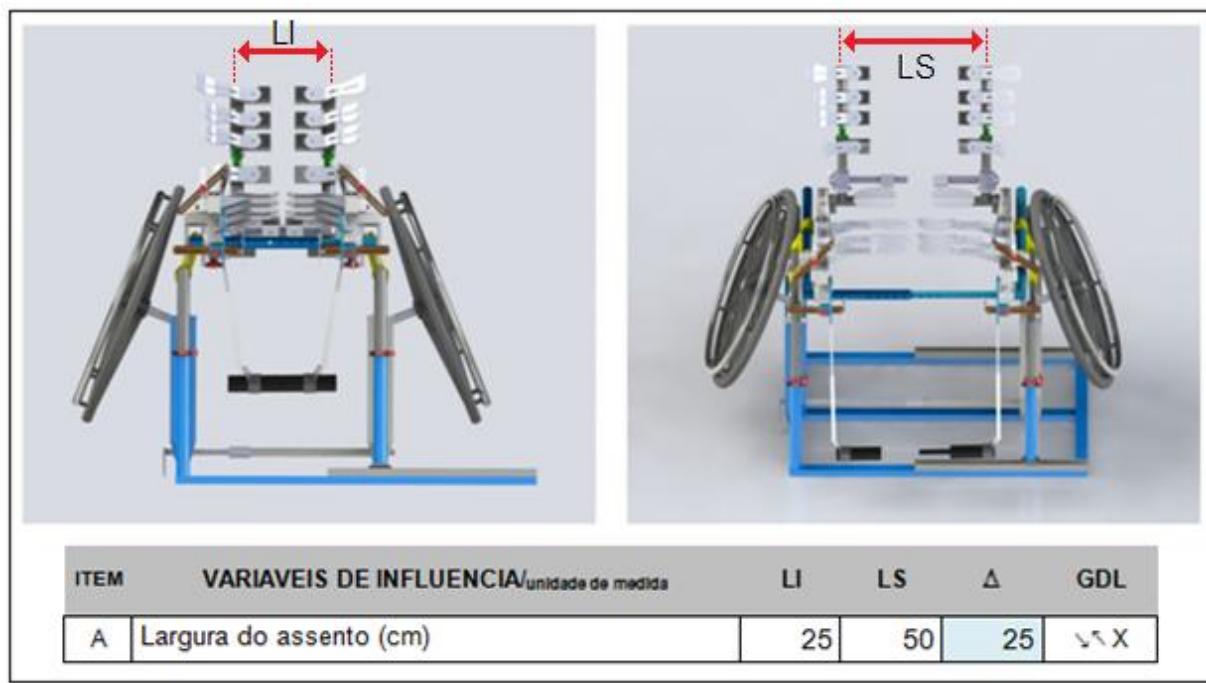


Figura 4.2 – Ajuste de largura do assento.

Possui amplitude de ajuste (faixa operacional) de 25 centímetros, sendo a largura mínima de 25 cm e a máxima de 50 cm. Seu grau de liberdade é um deslocamento linear na direção do eixo “X”.

A acomodação do quadril é bastante pertinente nos casos de pessoas com sequelas de mielomeningocele e outros disrafismos espinhais, distrofia muscular na cintura, lesões medulares com topografia alta e amputações transfemurais de coto curto.

B. Profundidade do Assento

É um ajuste pertinente ao comprimento do fêmur do usuário. Tem papel fundamental para a profilaxia de necroses sob as coxas, principalmente próximas à região anterior dos joelhos. A profundidade do assento define a distância de acomodação dos glúteos até a flexão dos joelhos. A figura 4.3 a seguir ilustra esta ajustabilidade.

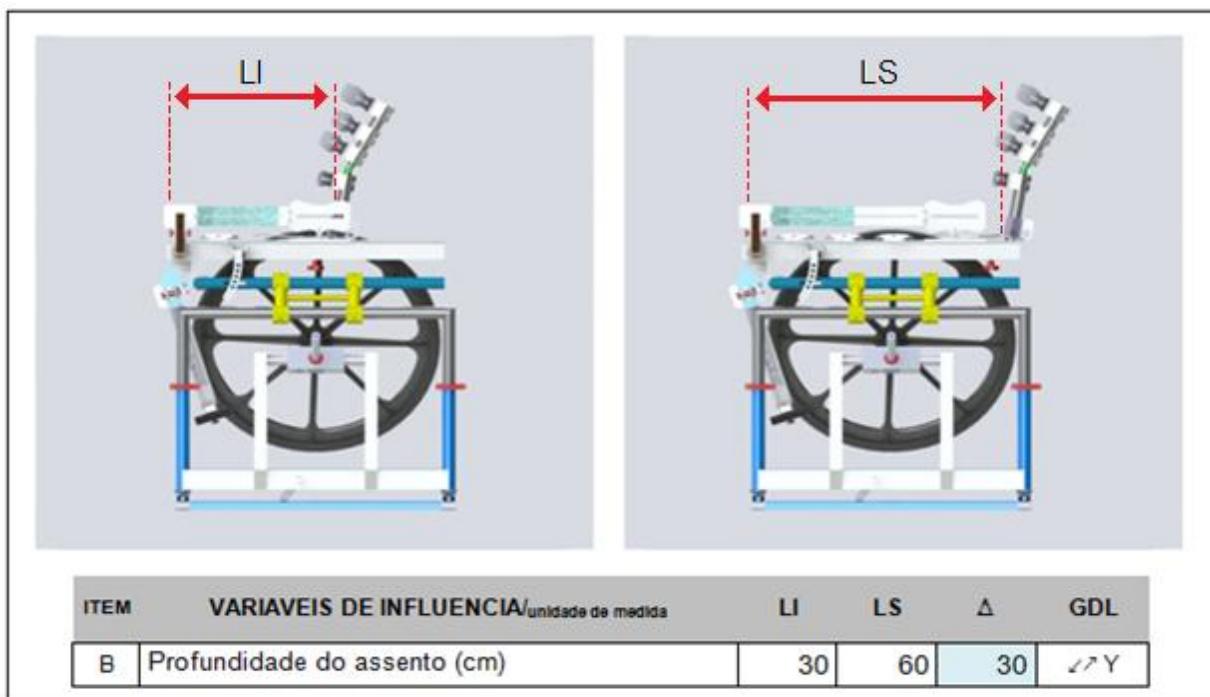


Figura 4.3 – Ajuste de profundidade do assento.

Possui amplitude de ajuste de 30 centímetros, sendo a extensão mínima de 30 cm e a máxima de 60 cm. Seu grau de liberdade é um deslocamento linear na direção do eixo “Y”. A profundidade do assento é bastante pertinente aos casos de amputações nos membros inferiores, simples ou duplas e de más-formações congênitas.

C. Tilt Generalizado ou Inclinação Geral do Assento

O *tilt*, aqui, está generalizado para toda a extensão dos glúteos até os joelhos. É a inclinação geral do assento em relação ao plano do terreno. Está diretamente relacionado à estabilidade do indivíduo assentado. A figura 4.4 ilustra esta configuração modular.

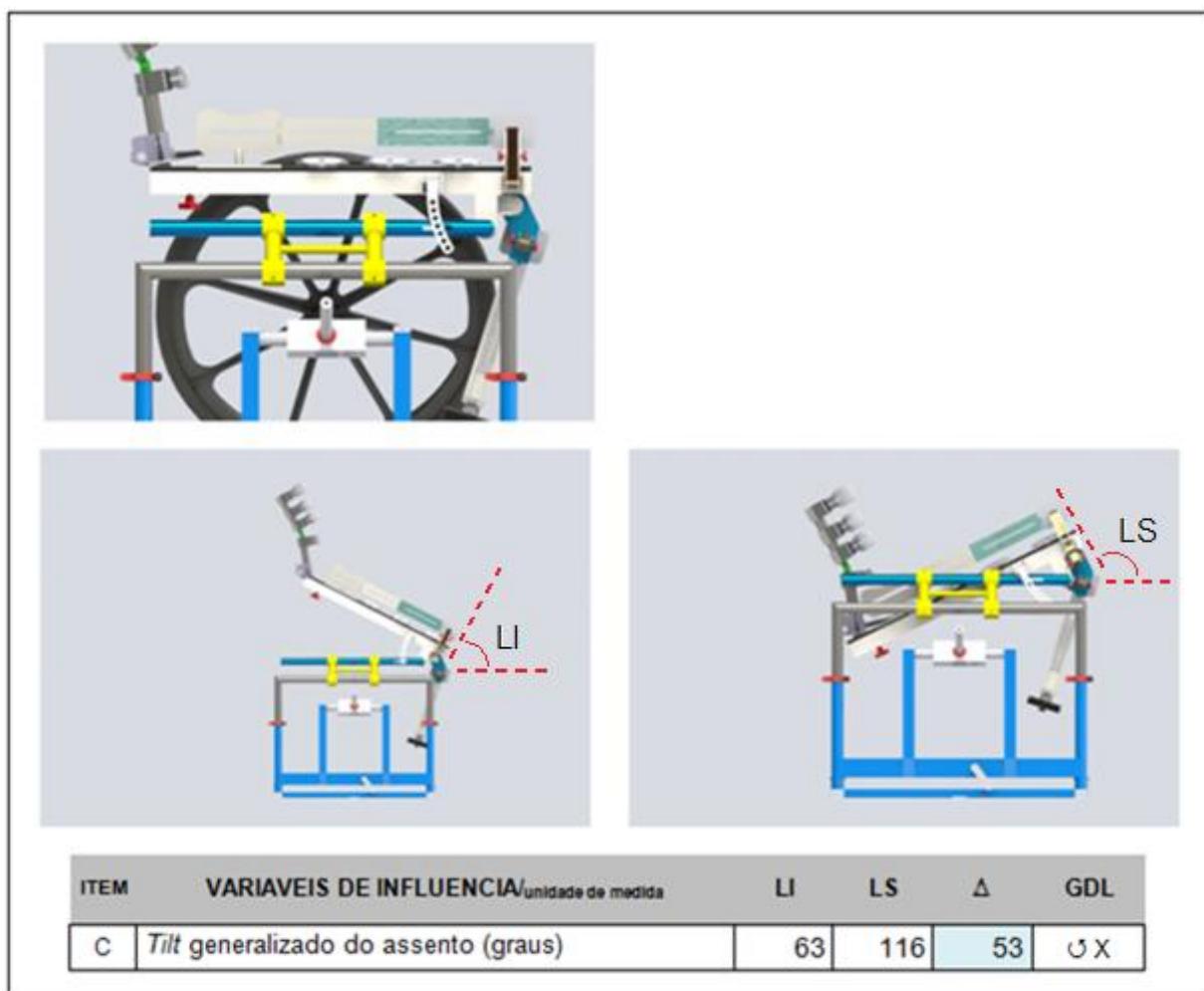


Figura 4.4 – Ajuste generalizado da inclinação do assento (*tilt*).

Possui amplitude de ajuste de 53 graus, sendo a extensão mínima de 63º e a máxima de 116º. Seu grau de liberdade é uma rotação em torno do eixo “X”. O *tilt* 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.

D. Tilt Avançado Pós-Glúteos

O *tilt*, aqui, está avançado para depois dos glúteos. É a inclinação do assento pós-glúteos. Esta formatação é mais recente, e pode ser entendida como uma melhoria na função do *tilt*. Neste caso, os glúteos recebem acomodação própria no mesmo plano do terreno, e a partir do início das coxas a inclinação é adicionada. É uma melhoria na função da estabilidade do *tilt*. A figura 4.5 ilustra esta configuração.

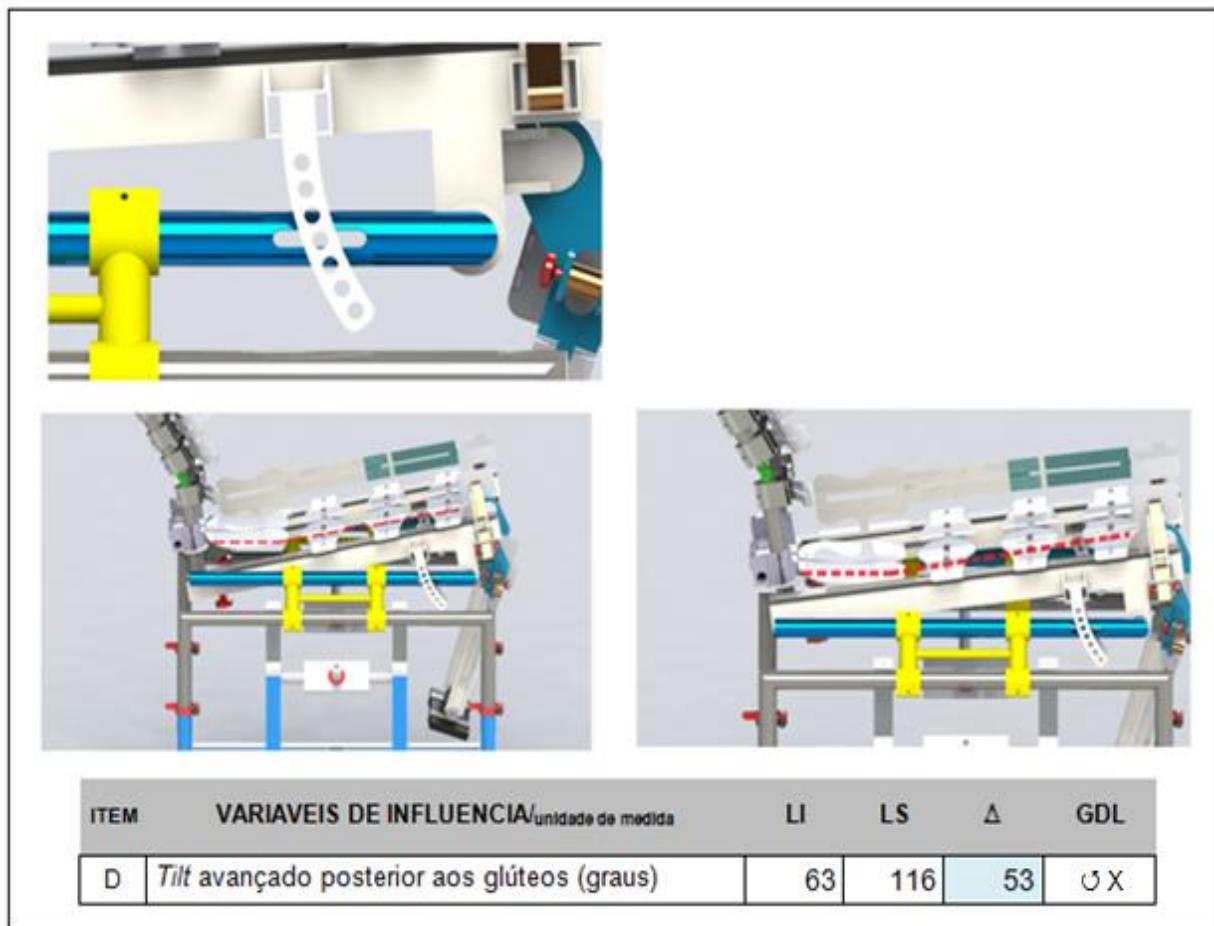


Figura 4.5 – Ajuste da inclinação do assento (*tilt*) pós-glúteos.

Possui amplitude de ajuste de 53 graus, sendo a extensão mínima de 63º e a máxima de 116º. Seu grau de liberdade corresponde também a um deslocamento angular em torno do eixo “X”. Os seus atributos seguem como no caso anterior.

E. Altura do Assento ao Apoio dos Pés

Garante a variabilidade dos apoios dos pés de acordo com o comprimento das pernas do usuário. Contribui com a estabilidade do sujeito sentado, favorecendo seu equilíbrio torácico. Esta configuração é mostrada pela fig. 4.6.

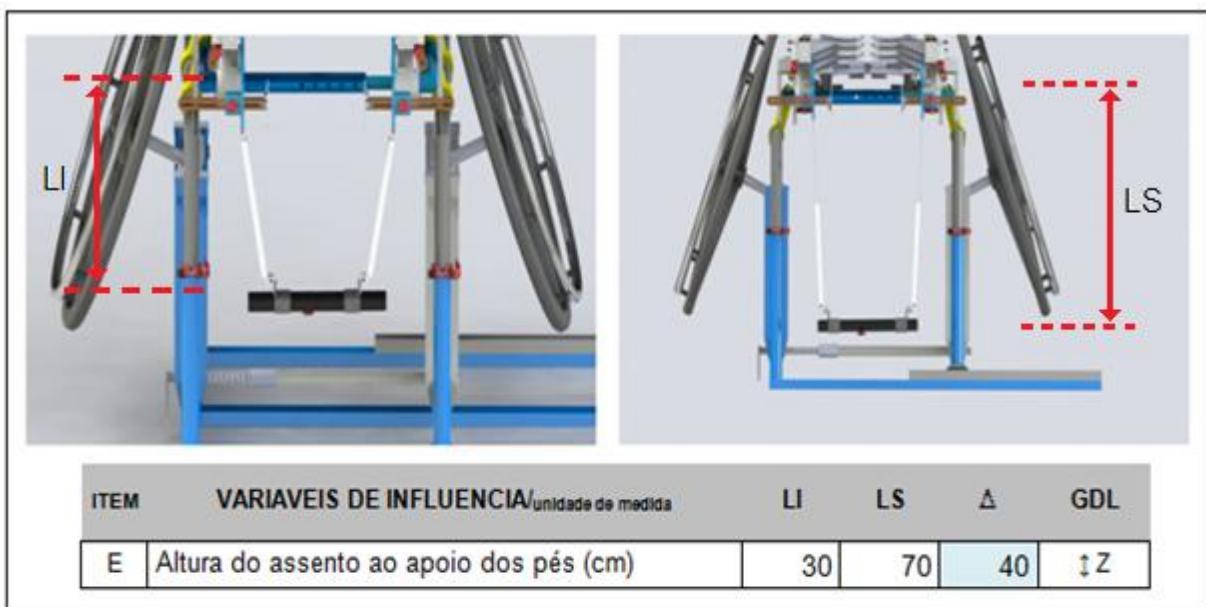


Figura 4.6 – Ajuste de altura do assento ao apoio dos pés.

Possui amplitude de ajuste de 40 centímetros, sendo a extensão mínima de 30 cm e a máxima de 70 cm. Este movimento corresponde a um deslocamento linear na direção do eixo “Z”.

Esta variável de influência se relaciona aos casos de distrofia muscular nas pernas, más-formações dos membros inferiores, amputações transtibiais, disrafismo espinhal, entre outros.

F. Inclinação do Apoio dos Pés em Relação ao Assento

Compreende o ajuste angular da flexão dos joelhos em relação ao assento. É uma das variáveis de influência determinantes para diferença entre uma cadeira de rodas convencional e uma desportiva. A figura 4.7 ilustra esta configuração.

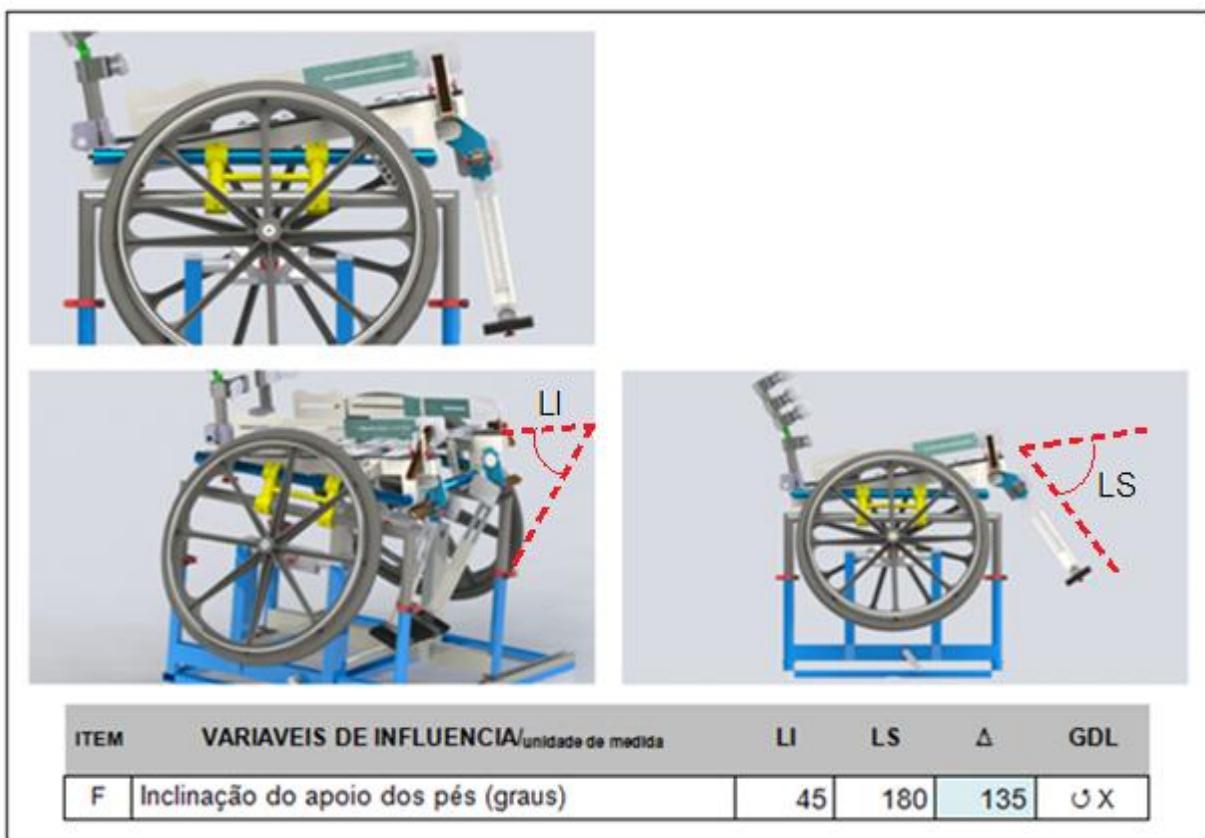


Figura 4.7 – Ajuste de inclinação do apoio dos pés.

Possui amplitude de ajuste de 135 graus, sendo a rotação mínima de 45º e a máxima de 180º. Seu grau de liberdade representa uma rotação em torno do eixo “X”.

A inclinação do apoio dos pés em função do assento é bastante explorada por paratletas para sua melhor acomodação no assento, assim como, o favorecimento da força de propulsão – quanto menor o grau de inclinação em relação ao assento, mais o apoio dos pés tende a se posicionar sob a estrutura do assento, anterior à linha dos joelhos, diminuindo a intensidade do vetor peso sobre as rodas dianteiras, aumentando a eficiência do torque nas rodas de propulsão. Inclinações com ângulos maiores, isto é, com a linha do apoio dos pés mais avançada à frente linha dos joelhos são bem adequadas para pessoas com dismotria cerebral espástica com rigidez acentuada na região dos tornozelos ou na flexão dos joelhos.

G. Largura do Encosto

Pode ser compreendida como uma variável de influência colinear com a largura do assento, uma vez que, ambas se mantém constantemente alinhadas. Responde pela

acomodação cervical do cadeirante, de acordo com a extensão da cintura. Este ajuste é mostrado na fig. 4.8 a seguir.

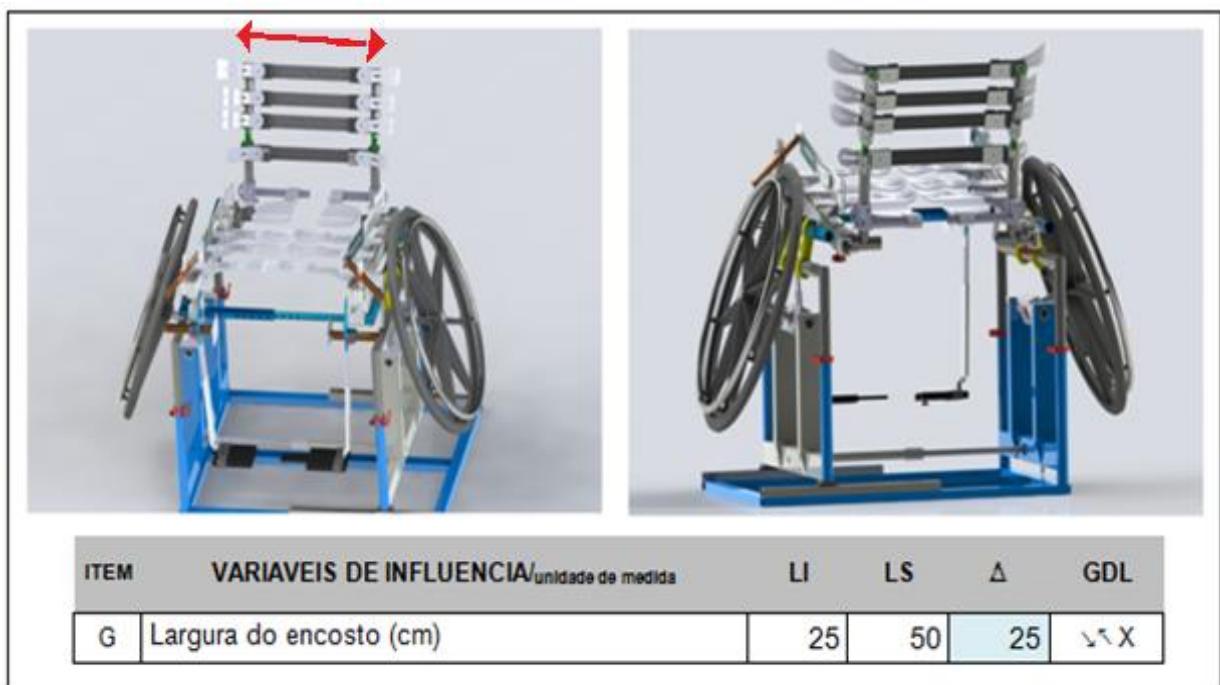


Figura 4.8 – Ajuste de largura do encosto.

Possui amplitude de ajuste de 25 centímetros, sendo a largura mínima de 25 cm e a máxima de 50 cm. Seu grau de liberdade é um deslocamento linear na direção do eixo “X”. É um ajuste muito pertinente às pessoas com subdesenvolvimento da região torácica ou do tronco, geralmente, portadores de disrafismo espinhal ou dismotria cerebral. O limite superior do ajuste se adéqua aos casos de usuários de cadeiras de rodas bariátricas.

A aplicação das cintas de contenção permite a variação angular entre as colunas do encosto individualmente, o que é um recurso favorável para os casos de hiperlordose, hiperclírose e hiperescoliose. Os indivíduos com estes distúrbios encontram muita dificuldade de aderência aos encostos convencionais. As superfícies irregulares das costas destas pessoas, com protuberâncias destacadas dificultam a acomodação do corpo à estrutura das cadeiras de rodas. Geralmente, estes casos são atendidos com células de assento especificamente moldadas e acopladas ao quadro da cadeira.

H. Altura do Encosto

É o ajuste responsável pela aderência da topografia espinhal e por favorecer o equilíbrio torácico dos indivíduos. A figura 4.9 ilustra o módulo do encosto com variação de altura.

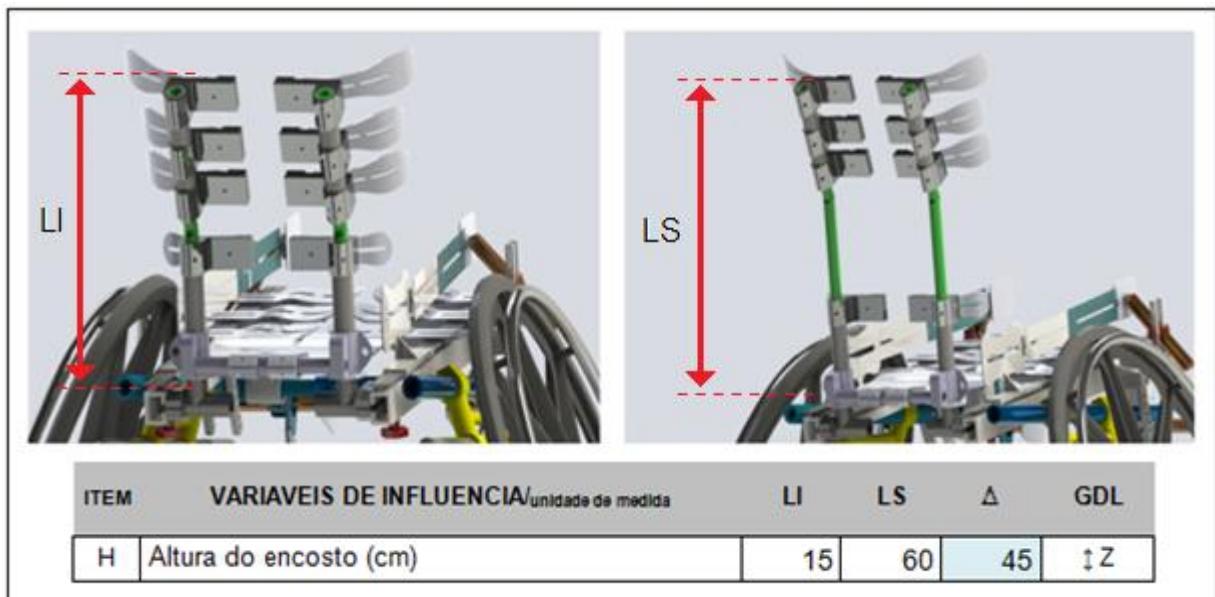


Figura 4.9 – Ajuste de altura do encosto.

Possui amplitude de ajuste de 45 centímetros, sendo a altura mínima de 15 cm e a máxima de 60 cm. Seu grau de liberdade representa um deslocamento linear na direção do eixo “Z”.

Pessoas sequeladas de lesões medulares dependem muito do encosto das costas, devido à falta de sustentabilidade torácica. Quanto mais alta a topografia da lesão, mais alta será a coluna do encosto – que deverá chegar a um nível abaixo da lesão. Também tem forte relação com os portadores de espinha bífida, principalmente mielomeningocele, onde há subdesenvolvimento da caixa torácica e extensão da coluna cervical.

I. Inclinação do Encosto Anterior à Lombar L₁

O mecanismo do encosto foi dividido em seções entre as hastes vertebrais L₁ e as demais. A inclinação do encosto, em relação ao assento, anterior à lombar L₁ se estende da topografia sacral até a coluna lombar. A figura 4.10 faz a ilustração do ajuste.

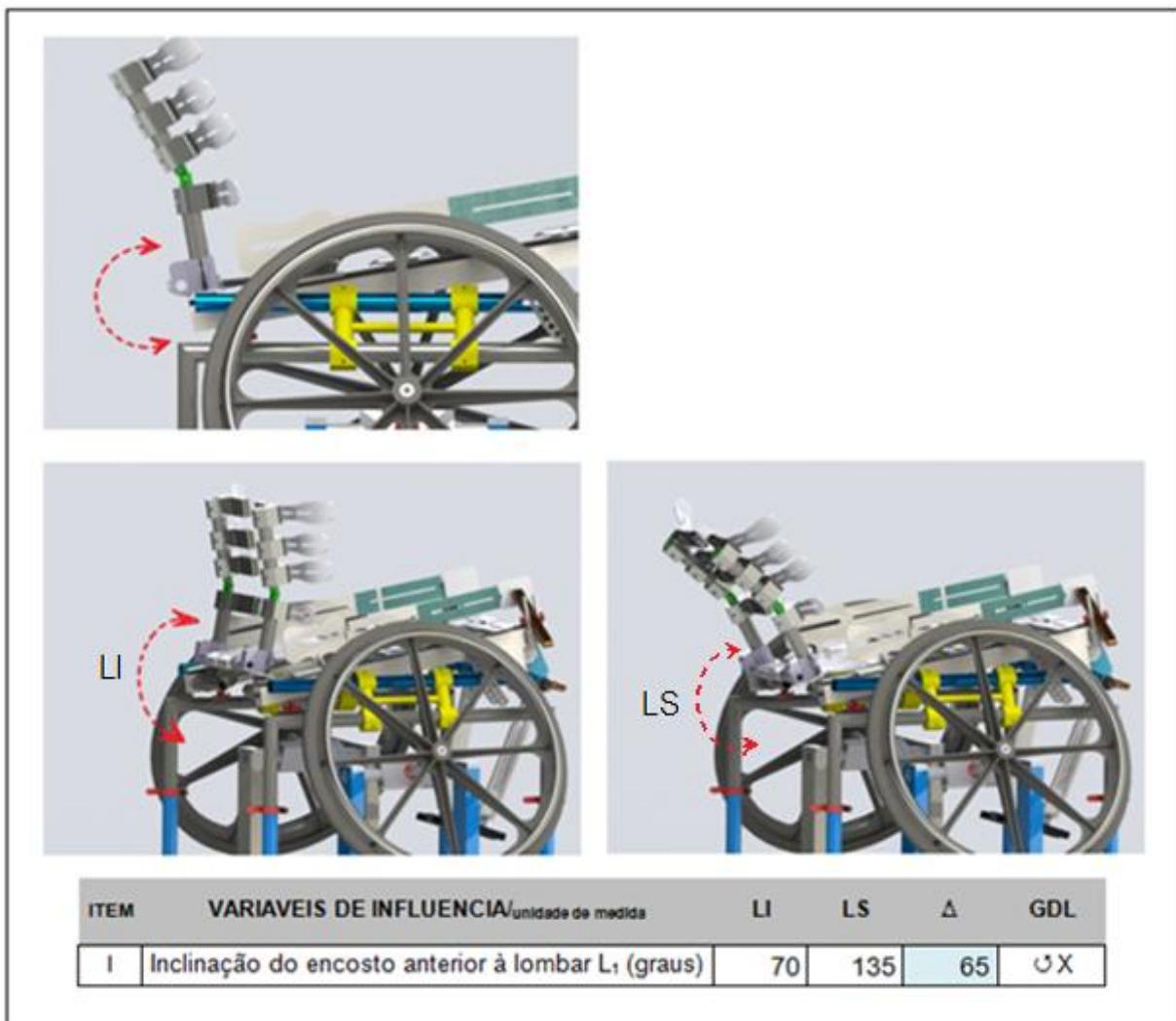


Figura 4.10 – Ajuste da inclinação do encosto anterior à lombar L₁.

Possui amplitude de ajuste de 65 graus, sendo a angulação mínima de 70º e a máxima de 135º. Possui grau de liberdade que descreve um movimento angular em volta do eixo “X”. A estrutura permite extrapolar estes limites, contudo, para os casos práticos isso é desnecessário.

A inclinação do encosto pode favorecer o desempenho dos movimentos de adução e abdução dos braços durante a propulsão, conferindo mais força e estabilidade do tronco. A acomodação anterior à lombar L₁ se relaciona com pessoas com lesões medulares de topografias mais baixas, além de comprometimentos mais atenuados da coluna cervical, como sequelas oriundas de distúrbios posturais da coluna, e outros distúrbios ortopédicos. Também atende aos casos de pessoas com escleroses múltiplas com comprometimento dos sistemas periféricos e distúrbios neurológicos.

J. Inclinação do Encosto Posterior à Lombar L₁

O mecanismo, ainda, possui uma segunda articulação acima da haste vertebral L₁. Sua ação atende os casos de lesões com topografias mais altas – da coluna lombar até a coluna cervical. A figura 4.11 relaciona este ajuste.

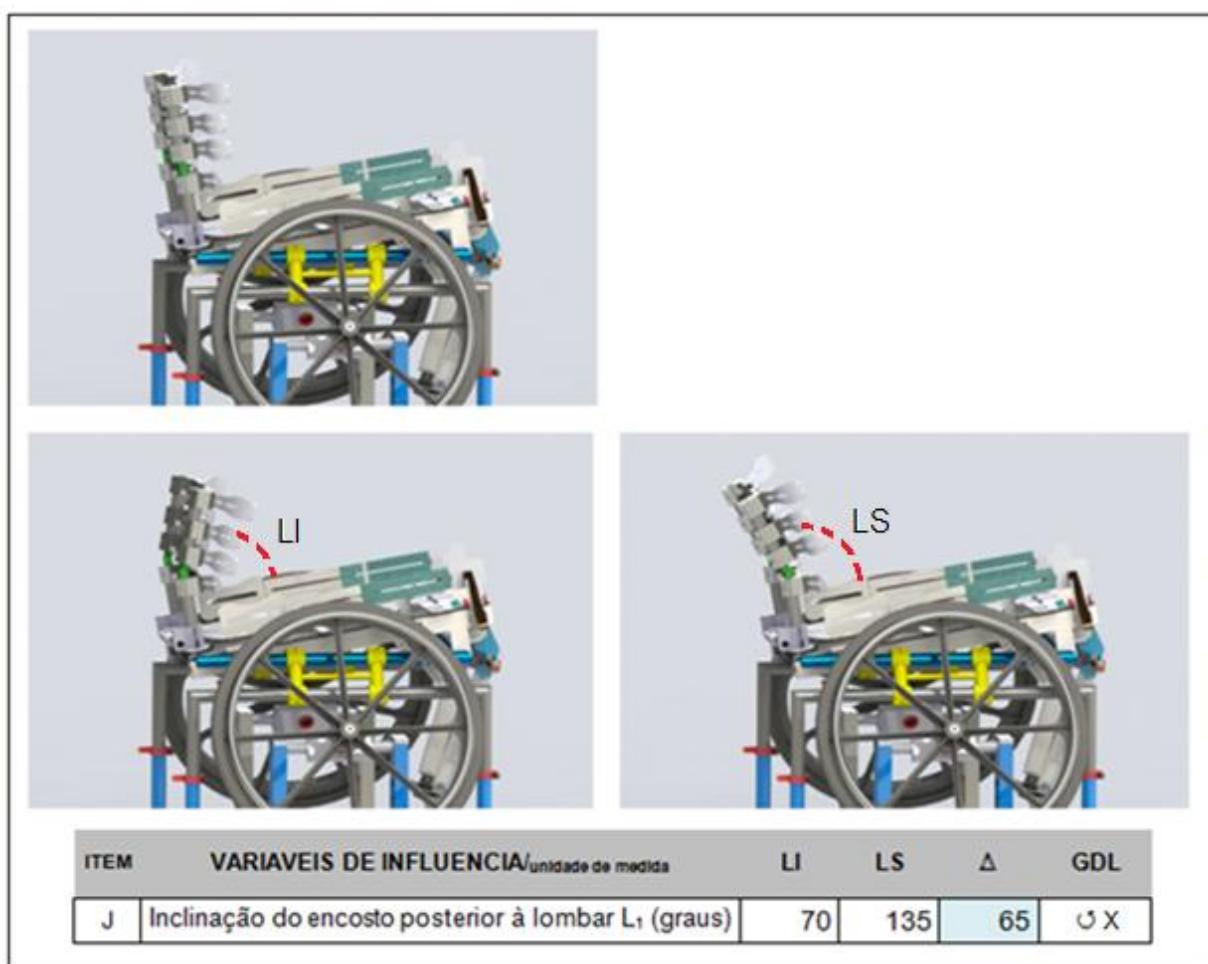


Figura 4.11 – Ajuste da inclinação do encosto posterior à lombar L₁.

Possui amplitude de ajuste de 65°, sendo a angulação mínima de 70° e a máxima de 135°. Seu grau de liberdade também é uma rotação em volta do eixo “X”. A função deste mecanismo é atender os casos de pessoas com maiores prejuízos na coluna, que na maioria dos casos envolve doenças congênitas oriundas de distúrbios neurológicos.

Satisfaz as condições fisiopatológicas de pessoas com lesões altas, na coluna torácica e cervical. As barras do encosto possuem articulações independentes, favorecendo pessoas com disrafismo espinhal com deformação lombar. Em alguns casos, a pessoa com deficiência tem má aderência ao encosto devido à irregularidade lombar.

K. Extensão de Afunilamento das Coxas

É um mecanismo que se estende das laterais dos quadris até os joelhos, com o papel de mantê-los paralelos e compactados. É um recurso estrutural que vem aparecendo nas cadeiras de rodas nos últimos anos – com iniciativa dos modelos desportivos. O referido ajuste de afunilamento das pernas até o joelho é mostrado na fig. 4.12.

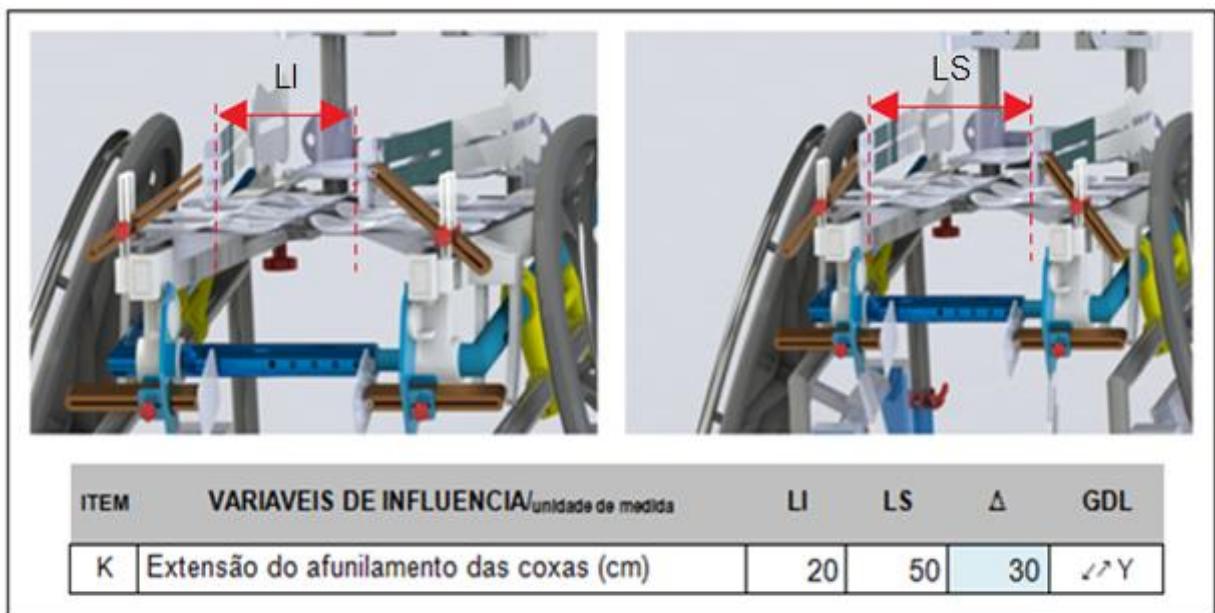


Figura 4.12 – Ajuste da extensão de afunilamento das coxas.

Possui amplitude de ajuste de 30 centímetros, sendo o alcance mínimo de 20 cm e o máximo de 50 cm. Seu grau de liberdade é um deslocamento linear na direção do eixo “Y”. Tem a função de garantir mais ajustabilidade das pernas para com o assento da cadeira de rodas – favorecendo o equilíbrio do tronco e a posição correta das pernas.

Oferece uma solução decisiva para pessoas com dismotrias cerebrais mistas, rígidas espasticidade e dismotria atetóide, proporcionando uma acomodação mais justa e definida no assento.

L. Extensão de Afunilamento das Panturrilhas

Semelhante ao afunilamento das coxas, este recurso é agora aplicado à região das panturrilhas, que com o mecanismo citado anteriormente, compreendem em conjunto toda a extensão das pernas. A figura 4.13 mostra esta configuração de ajuste.

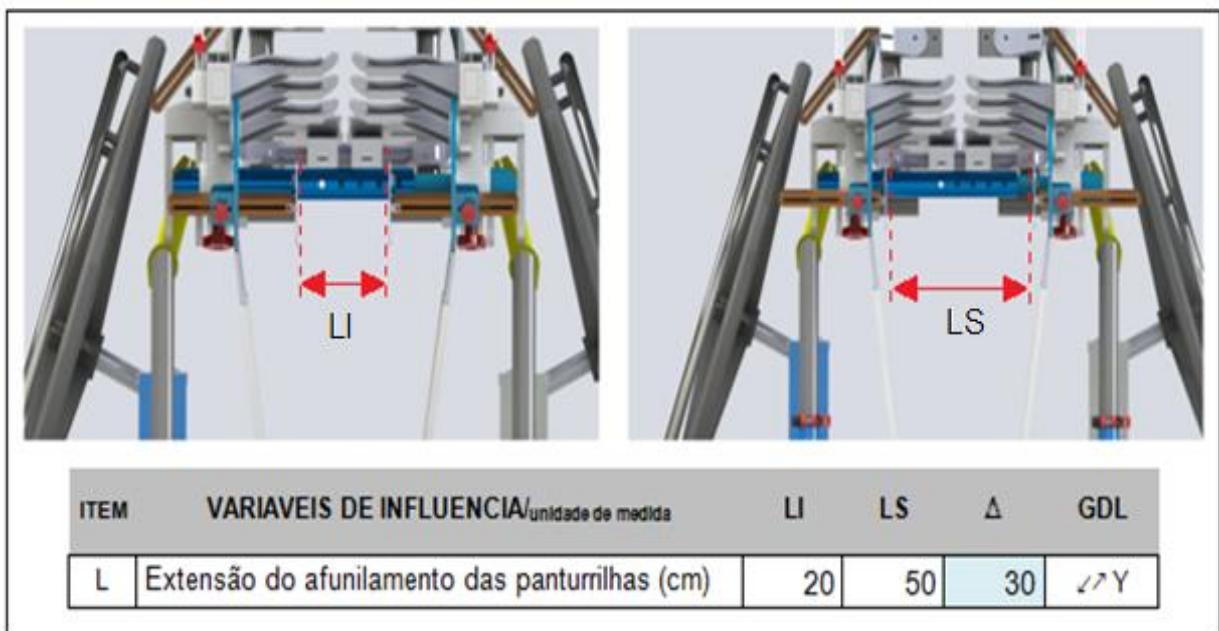


Figura 4.13 – Ajuste da extensão de afunilamento das panturrilhas.

Possui amplitude de ajuste de 30 centímetros, sendo o alcance mínimo de 20 cm e o máximo de 50 cm. Seu grau de liberdade é um deslocamento linear na direção do eixo “Y” da tríade, com natureza linear. Atua com o sistema anterior, oferecendo mais compatibilidade entre o assento da cadeira de rodas e o cadeirante.

M. Centro de Gravidade

Constitui a posição do eixo principal de torque em relação à linha do centro de massa do conjunto cadeira/cadeirante. O ajuste do centro de gravidade altera as condições dinâmicas de propulsão, rotação e translação da cadeira de rodas. É preciso bastante atenção da parte do usuário para escolher o centro de gravidade do seu modelo pretendido. O centro de gravidade pode favorecer ou desfavorecer o uso da cadeira de rodas. Quando posicionado idealmente proporciona melhor biomecânica de propulsão, mais estabilidade da cadeira e diminuição das forças de atrito atuantes nas rodas de apoio (rodas dianteiras). Quando posicionado incorretamente pode aumentar o atrito nas rodas dianteiras, desfavorecer o equilíbrio dinâmico da cadeira, e desenvolver inadequações ergonômicas de abdução e adução dos membros superiores durante a propulsão – levando a lesões musculares.

A figura 4.14 mostra o ajuste do centro de gravidade em relação à longitude do eixo das rodas de propulsão.

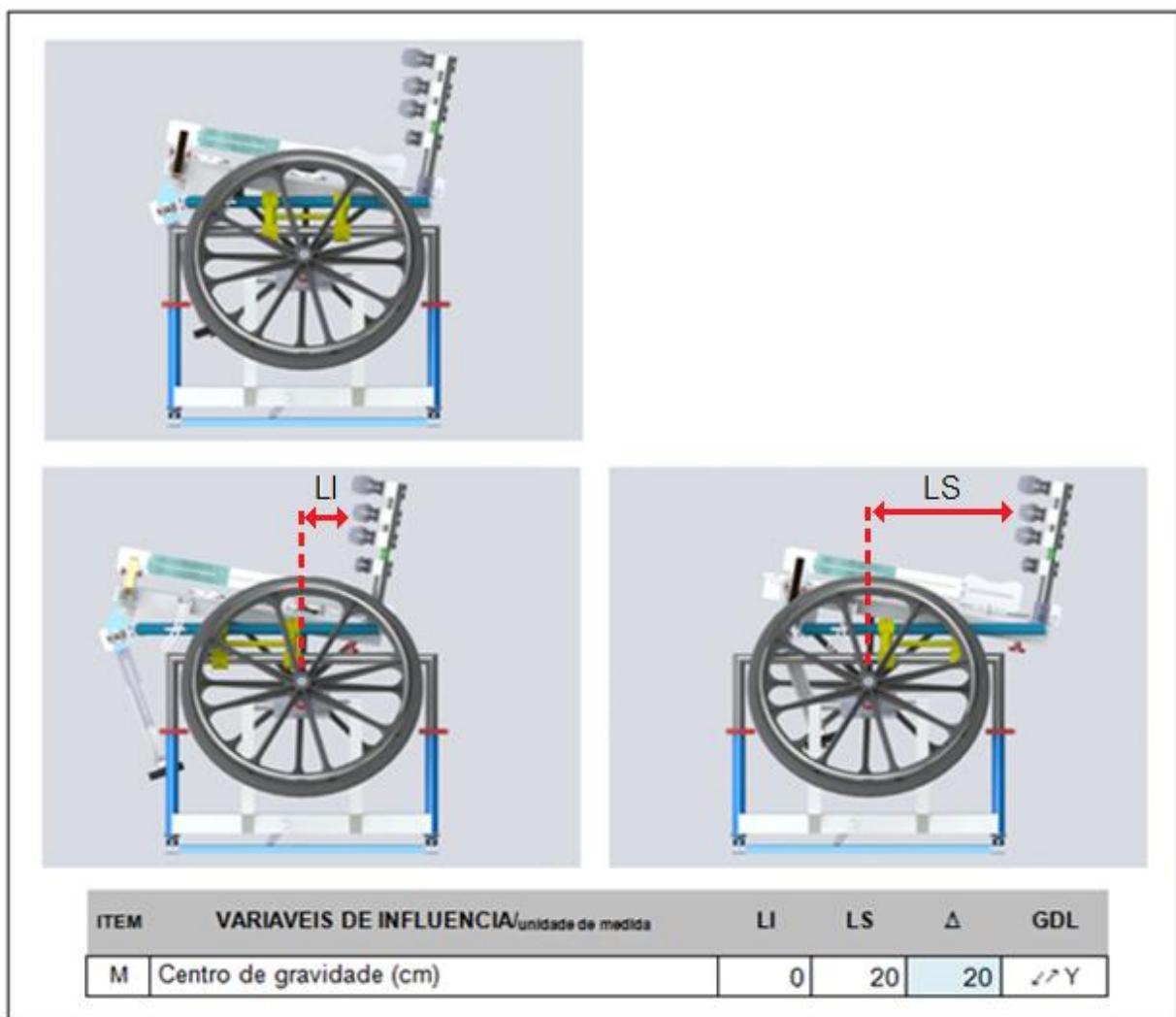


Figura 4.14 – Ajuste do centro de gravidade.

Possui amplitude de ajuste de 20 centímetros, sendo o alcance mínimo de 0 cm e o máximo de 20 cm. Seu grau de liberdade é um movimento linear na direção do eixo “Y”. A posição do centro de gravidade varia em função das dimensões antropométricas do cadeirante. Porém exerce forte influência sobre as condições ergonômicas do mesmo. Pelo viés antropométrico o ajuste do centro de gravidade se acerta ao corpo do usuário, o comprimento dos fêmures e dos membros superiores da pessoa. Pelo viés ergonômico pode suavizar os esforços de abdução e adução dos braços e ombros, favorecendo a propulsão. Deve ser ajustado também de acordo com a capacidade de equilíbrio torácico e estabilidade do tronco da pessoa.

N. Largura do Apoio dos Pés

É o ajuste responsável pela acomodação adequada das plantas dos pés na estrutura, devendo mantê-los paralelos e alinhados. A figura 4.15 mostra o ajuste de abertura do apoio dos pés.

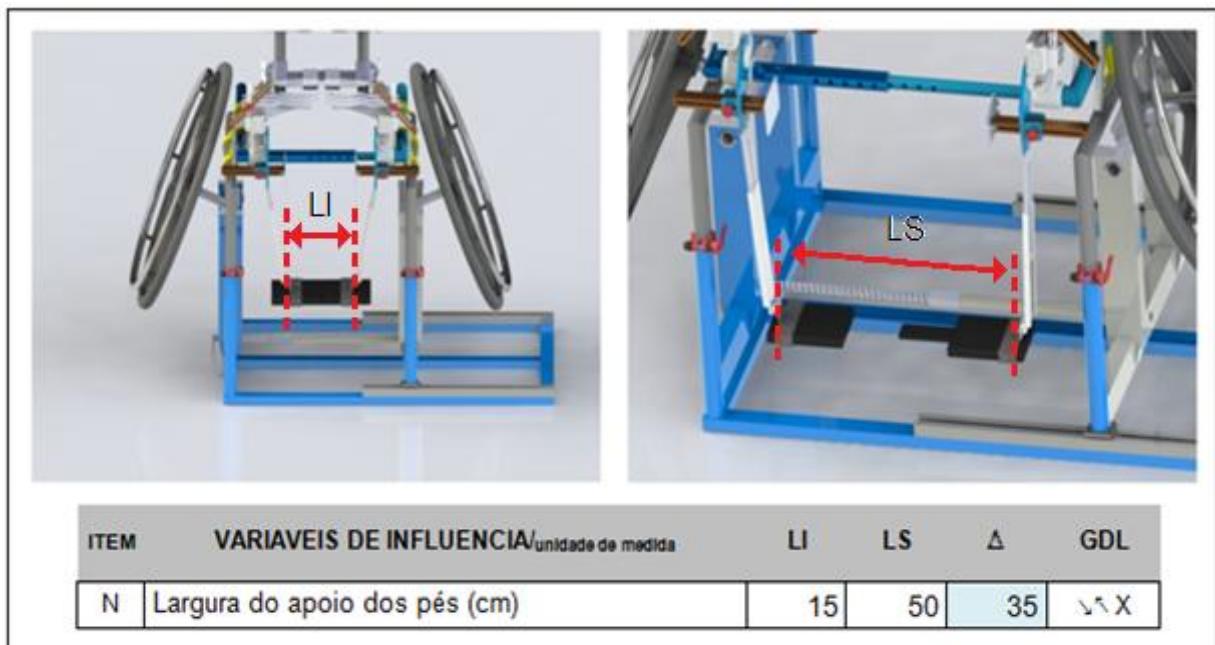


Figura 4.15 – Ajuste da largura do apoio dos pés.

Possui amplitude de ajuste de 35 centímetros, sendo a largura mínima de 15 cm e a máxima de 50 cm. Seu grau de liberdade descreve um deslocamento linear na direção do eixo “X”. Deve proporcionar acomodação aos pés com comprometimentos mais brandos aos mais severos. Favorece a distribuição corpórea ao longo da curva de acomodação do assento, dando mais estabilidade e independência para a propulsão. A flexibilidade deste dispositivo favorece a acomodação de pessoas com espasticidades severas nos membros inferiores, rigidez nos tornozelos e degeneração muscular na região das panturilhas.

O. Alinhamento do Apoio dos Pés

Relaciona a ajustabilidade angular do apoio dos pés em função da disposição das pernas, mantendo-os alinhados ou desalinhados dentro de uma angulação prevista. A figura 4.16 mostra o ajuste de alinhamento angular do apoio dos pés em relação ao contorno das pernas.

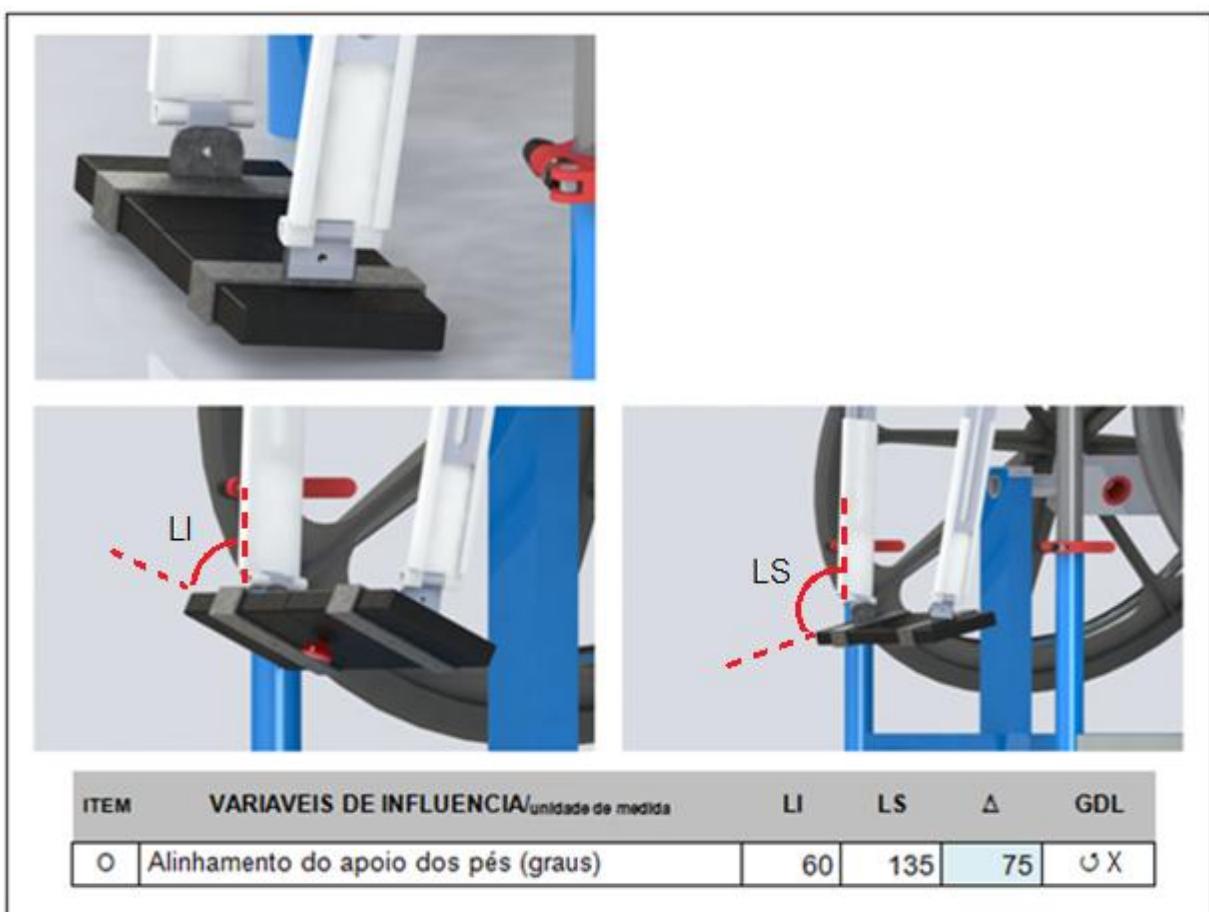


Figura 4.16 – Ajuste do alinhamento do apoio dos pés.

Possui amplitude de ajuste de 75 graus, sendo a angulação mínima de 60º e a máxima de 135º. Seu grau de liberdade descreve uma rotação em torno do eixo “X”. É uma condição necessária para pessoas com comprometimentos severos dos membros inferiores com austeras, rigidez e espasticidade dos tornozelos, e sequelados severos de poliomielite. É comum pessoas com este enquadramento não conseguirem apoiar os pés sobre a estrutura por causa do enrijecimento dos tornozelos. Em alguns casos, percebem-se recursos adaptativos como amarras e cintas ligando os pés à estrutura da cadeira. A inclinação do apoio dos pés favorece uma melhor adaptação da estrutura para com as necessidades do usuário.

P. Altura do Assento ao Aro de Propulsão

Ajusta o alcance à propulsão do usuário, em função do comprimento de seus membros superiores e da estrutura torácica. A figura 4.17 ilustra o ajuste da altura do assento em relação ao eixo das rodas, e consequentemente, ao aro de propulsão.

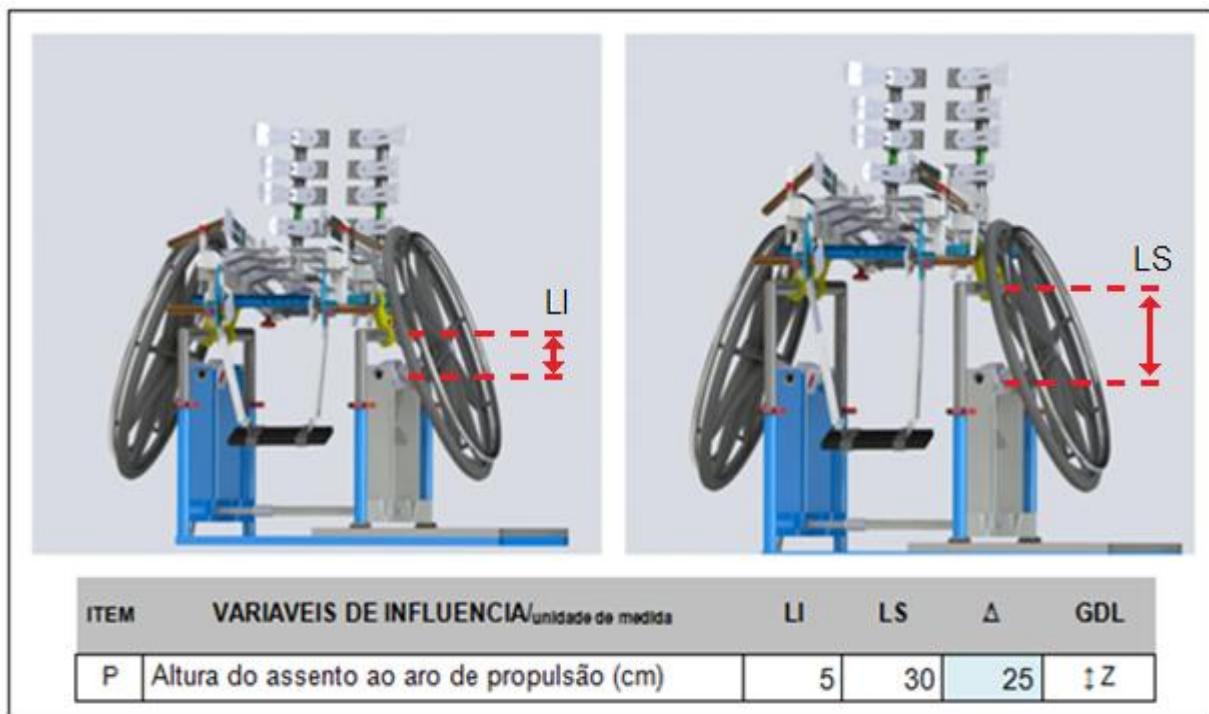


Figura 4.17 – Ajuste da altura do assento até o aro de propulsão.

Possui amplitude de ajuste de 25 centímetros, sendo a altura mínima de 5 cm e a máxima de 30 cm. Seu grau de liberdade representa um deslocamento linear na direção do eixo “Z”. É um ajuste pertinente às pessoas com pouco alcance ao aro de propulsão, bem como, àquelas com membros superiores muito compridos e estrutura torácica com desenvolvimento comprometido – comum nos casos de más-formações congênitas, disrafismo espinhal, dismotrias cerebrais e sequelas de pólio. Também favorece pessoas com amputações nos membros superiores, transradial ou transhumeral, que utilizam o coto para a propulsão das rodas.

Q. Cambagem das Rodas de Propulsão

Ajusta o ângulo de inclinação das rodas de propulsão em relação ao quadro da estrutura ou ao plano do terreno. A cambagem mais acentuada é comum nos modelos desportivos, enquanto que a ausência dela é bastante comum nas cadeiras de rodas de uso diário.

A figura 4.18 ilustra o ajuste da cambagem das rodas.

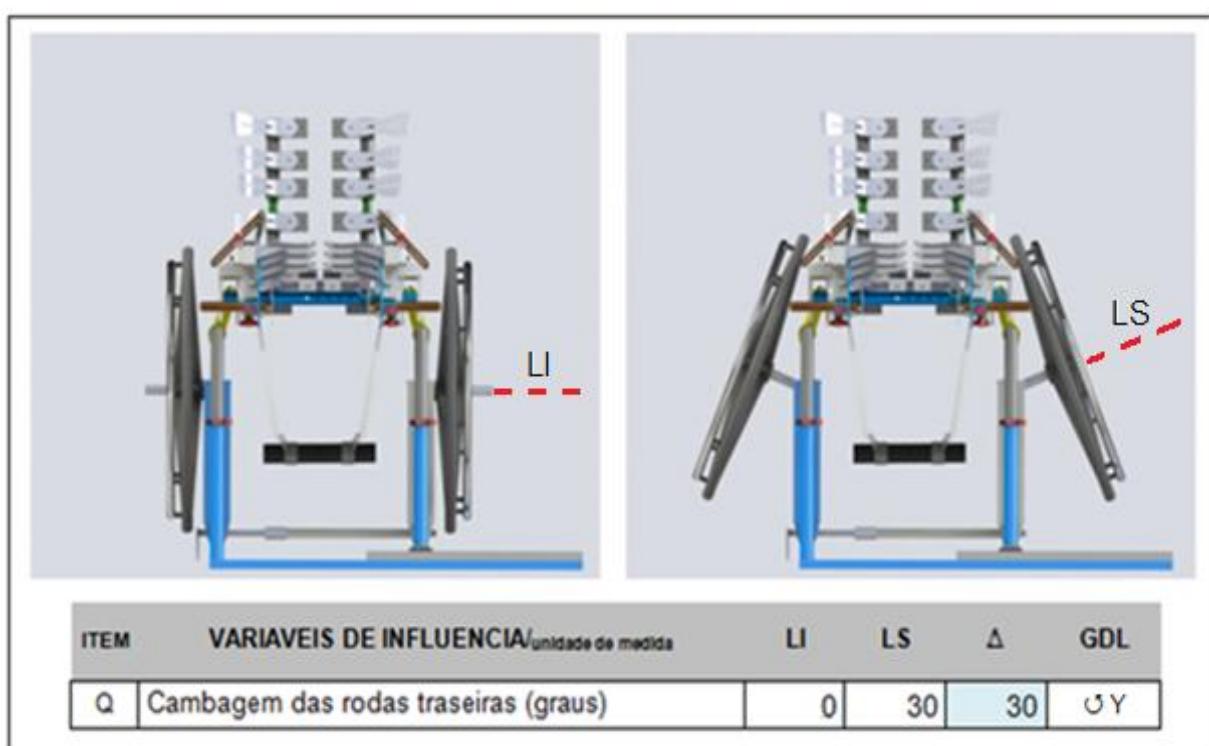


Figura 4.18 – Ajuste da cambagem das rodas de propulsão.

Possui amplitude de ajuste de 30 graus, sendo a cambagem mínima de 0º a máxima de 30º. Seu grau de liberdade expressa uma rotação em volta do eixo “Y”. A cambagem oferece mais estabilidade à rotação da cadeira em torno do eixo do centro de massa do conjunto cadeira/cadeirante, como também, menos desgaste muscular à propulsão. A cambagem é uma das variáveis de influência biomecânica, mais importantes para a ergometria. A cambagem pode definir o desempenho cardiovascular do usuário durante os testes no ergômetro, pois influencia no esforço biomecânico, no equilíbrio do tronco facilitando a respiração, e na fase de recuperação dos músculos durante a abdução e adução muscular.

R. Distância da Roda ao Quadro

Ajusta a distância dos aros de propulsão em relação ao quadro estrutural, ou melhor, em relação ao assento, facilitando a propulsão daqueles que detêm abdução limitada dos membros superiores.

A figura 4.19 ilustra o ajuste de distanciamento das rodas até o quadro estrutural, pela flexão da abraçadeira estilizada em “h” (peça 50 da figura 4.5 e do inventário).

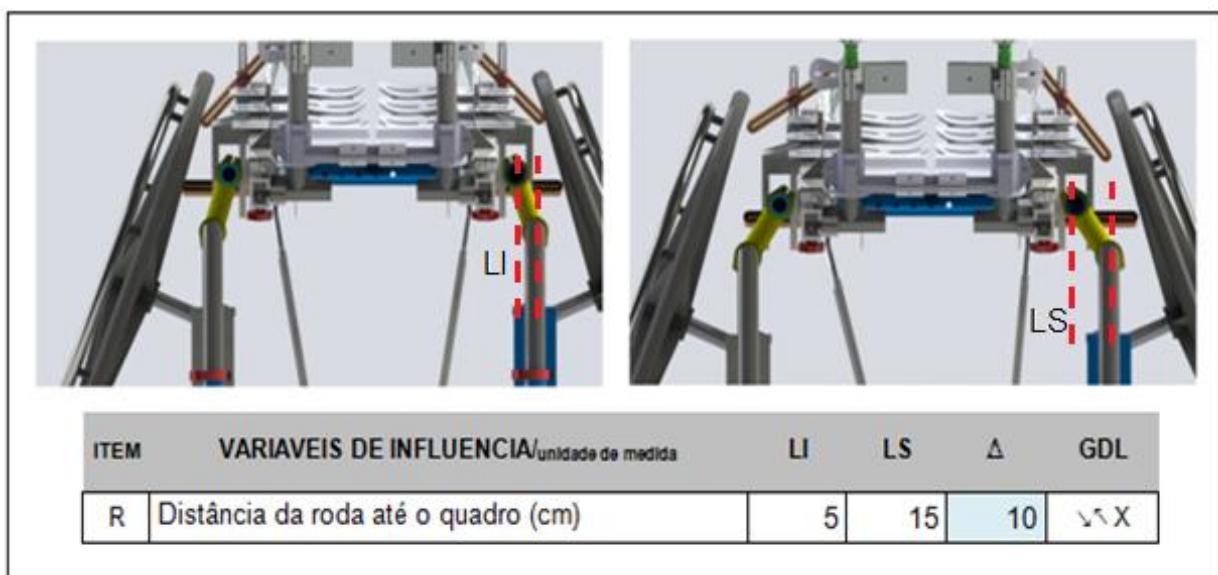


Figura 4.19 – Ajuste da distância das rodas ao quadro.

Possui amplitude de ajuste de 10 centímetros, sendo a distância mínima de 5 cm a máxima de 15 cm. Seu grau de liberdade é um deslocamento linear na direção do eixo “X”. A posição dos aros de propulsão em relação ao assento favorece as pessoas com comprometimentos dos membros superiores, e com dificuldades de alcance – como nos casos de distrofia muscular, disfunções periféricas, más-formações, distúrbios neurológicos e ortopédicos, artropatias, hemiparesias, entre outras.

Conforme observado, as faixas operacionais abrangem largamente as propriedades ergonômicas e antropométricas dos modelos de cadeiras de rodas estabelecidos, por sua vez, respaldadas pelas classes funcionais desportivas.

Portanto, todos os ajustes concebidos integram a estrutura na forma de partes específicas, denominadas módulos. Devido a esta abordagem modular foi possível dar ao modelo desenvolvido um aspecto de abrangência. A estrutura pode ter seus módulos configurados de forma a representar as especificações de equipamentos de todas as modalidades desportivas tratadas – andebol, atletismo, basquetebol, parabadminton, rúgbi, tênis em cadeiras de rodas e tênis de mesa.

Os mecanismos de configuração desenvolvidos garantiram que não houvesse conflitos e embates entre os componentes estruturais para as diversas combinações de ajustes.

4.2. Resultados da Análise de Elementos Finitos

Devido à natureza dúctil das ligas de alumínio, os resultados das análises de elementos finitos foram firmados para as tensões equivalentes de *Von-Mises*, além dos deslocamentos totais.

a) Base Principal da Estrutura:

- **Tensão Equivalente de *Von-Mises***

A figura 4.20 mostra a distribuição de tensões equivalentes de *Von-Mises* para a base principal da estrutura, no material da liga de alumínio 6061 T-6F. Os resultados da liga 7075 T-651 são absolutamente próximos aos da primeira liga, dispensando a sua apresentação.

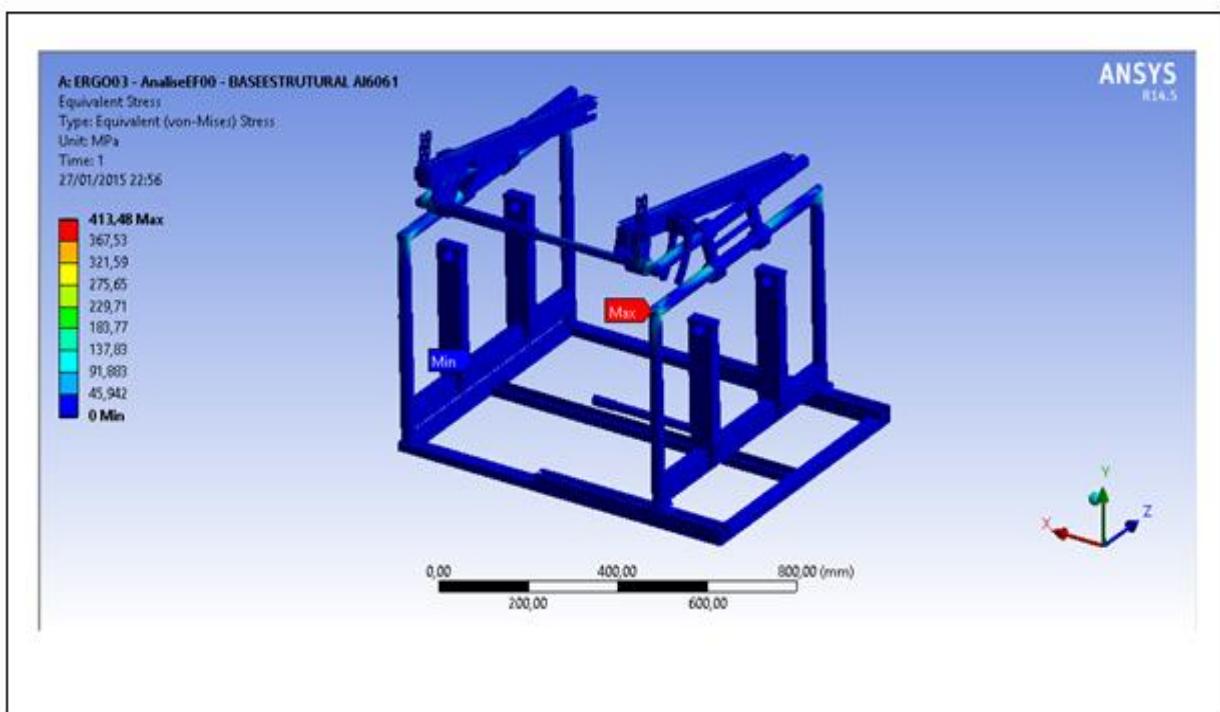


Figura 4.20 – Tensões equivalentes na base principal da estrutura.

Para ambos os casos, a tensão máxima atingiu 413,5 MPa, porém para uma região muito pequena da estrutura. A figura 4.21 destaca a região na superfície do material onde ocorreram as tensões equivalentes máximas. Ainda, na construção do protótipo esta região poderá ser reforçada com solda ou com uma barra de travamento. Nos pontos de acoplagem do conjunto do assento, as tensão equivalente não ultrapassou os 185 MPa. A tensão equivalente predominante para a estrutura está abaixo de 45 MPa.

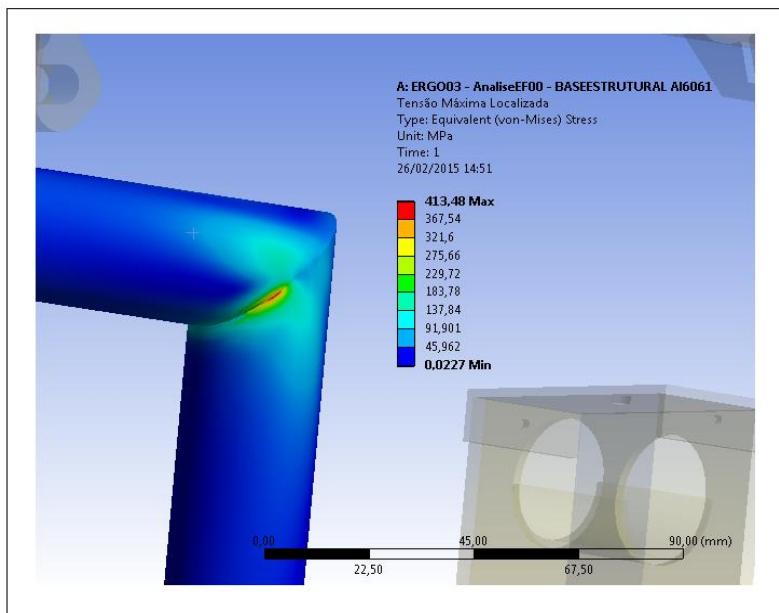


Figura 4.21 – Região das tensões equivalentes máximas na base.

▪ Deslocamento Total

A figura 4.22 apresenta os resultados para o deslocamento total, em escala real, da base principal da estrutura. Os resultados para as duas ligas foram muito próximos, como nas tensões.

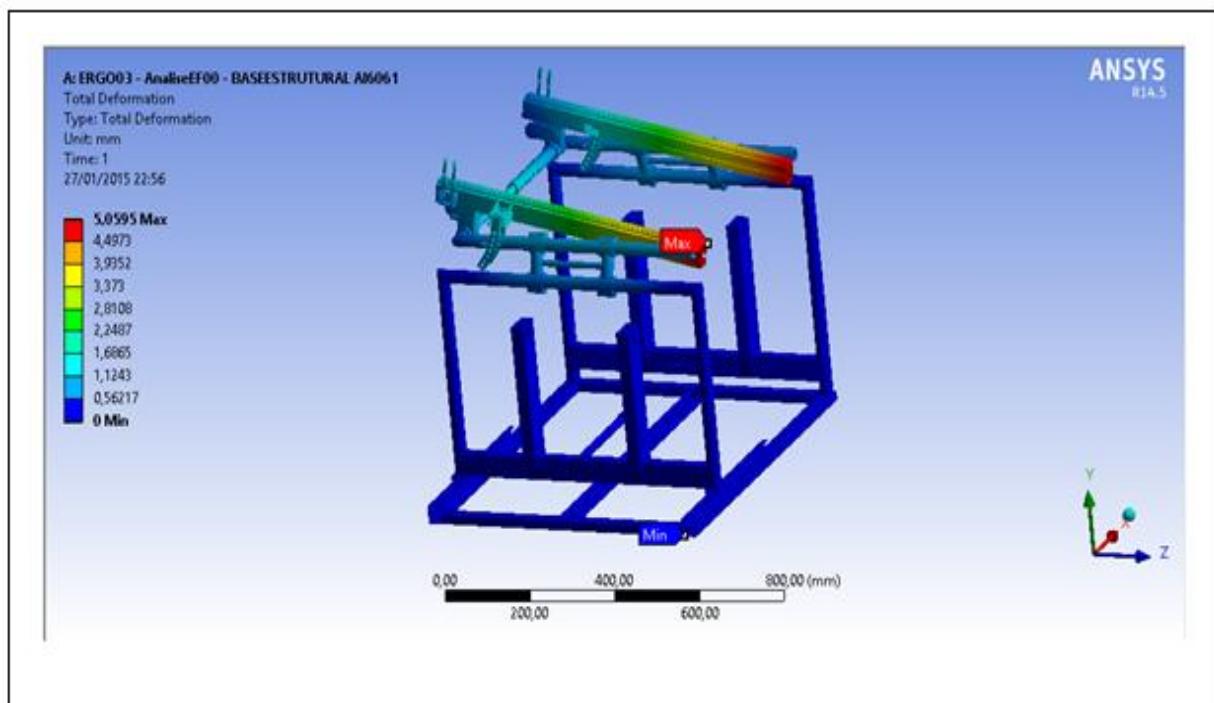


Figura 4.22 – Deslocamentos totais na base principal da estrutura (Escala Real).

O deslocamento máximo foi de aproximadamente cinco milímetros, na extremidade da barra retangular do assento, região diretamente relacionada ao carregamento. O deslocamento predominante para o conjunto da estrutura não ultrapassou meio milímetro. Para os resultados obtidos até aqui, pode-se considerar que a estrutura exerceu bom desempenho mecânico, preservando sua integridade estrutural para um carregamento de 1800 N ou 180 kg.

A figura 4.23 apresenta os resultados do deslocamento total em uma escala aumentada em cinco vezes. Em contraste tem-se o sombreamento da escala real para efeito de comparação. Este recurso ajuda a entender a direção tendencial dos deslocamentos globais da estrutura.

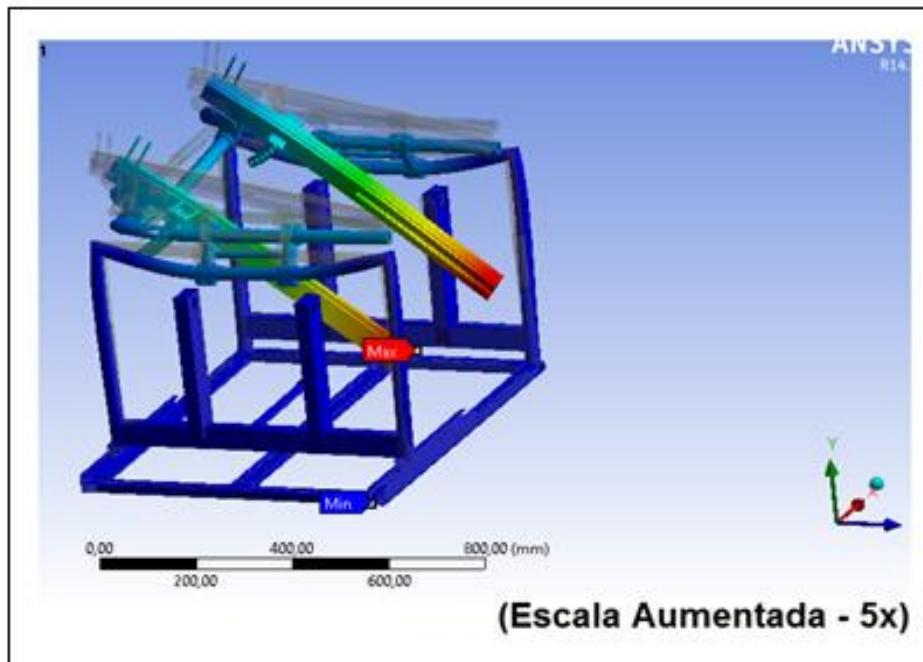


Figura 4.23 – Deslocamentos totais na base principal da estrutura (Escala Aumentada).

b) Estrutura do Assento na configuração “Largo_50 e Longo_60”:

- **Tensão Equivalente de Von-Mises**

A figura 4.24 apresenta os resultados das tensões equivalentes para o conjunto do assento, na configuração de ajuste com largura de 50 cm e profundidade de 60 cm.

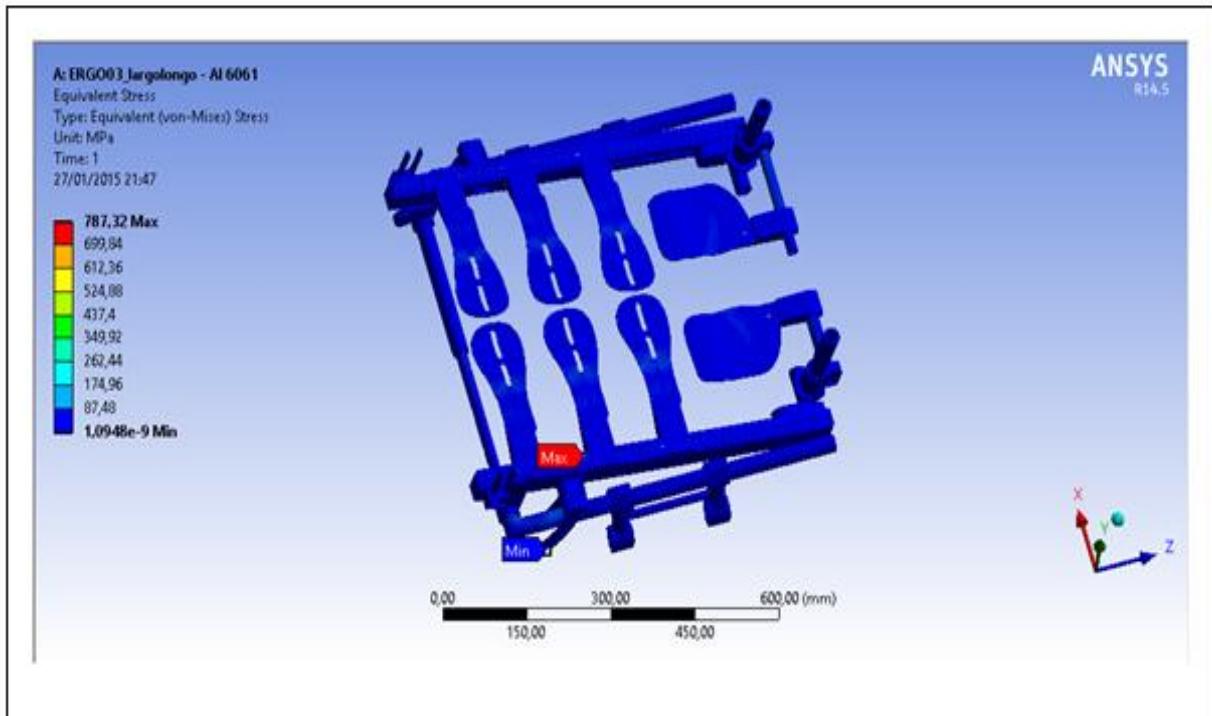


Figura 4.24 – Tensões equivalentes no assento largo_50 e longo_60.

Da mesma forma que no caso anterior, o desempenho quanto à distribuição de tensões equivalentes para ambos os materiais é bastante próximo. A tensão máxima em ambos os materiais atingiu 787 MPa, mas novamente, para uma região muito pequena, sob compressão, que por acomodação ou encruamento, pode redistribuir estas fazendo com que o valor máximo fique inferior ao limite de resistência. A tensão predominante para a estrutura como um todo ficou abaixo de 87 Mpa. A figura 4.25 destaca a região onde atuam as tensões equivalentes máximas.

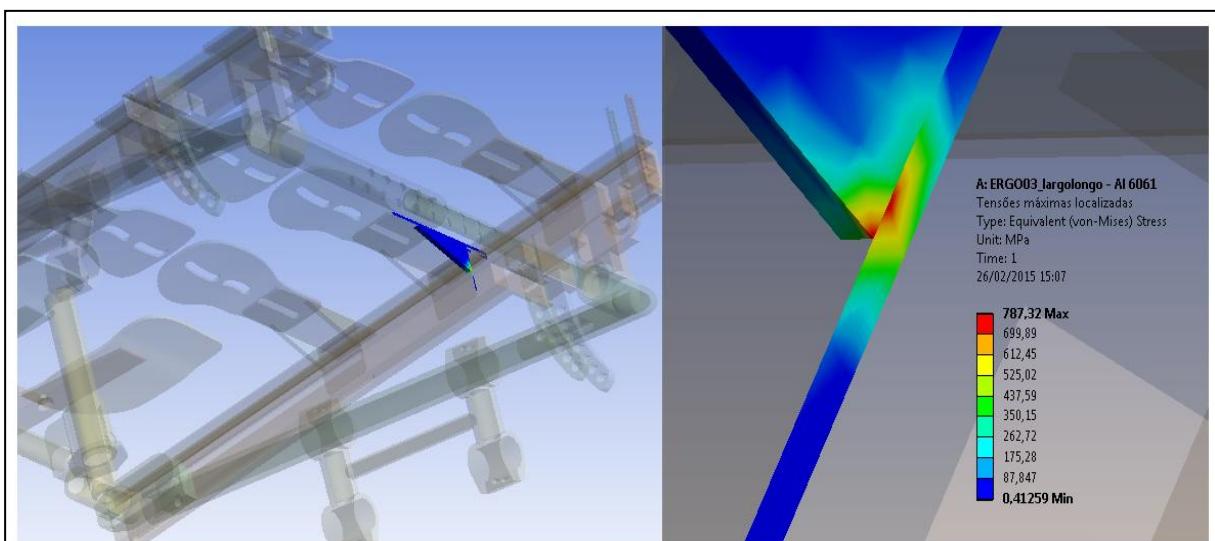


Figura 4.25 – Região das tensões equivalentes máximas no assento.

- **Deslocamento Total**

A figura 4.26 apresenta os resultados dos deslocamentos totais de ambas as ligas de alumínio aeronáutico.

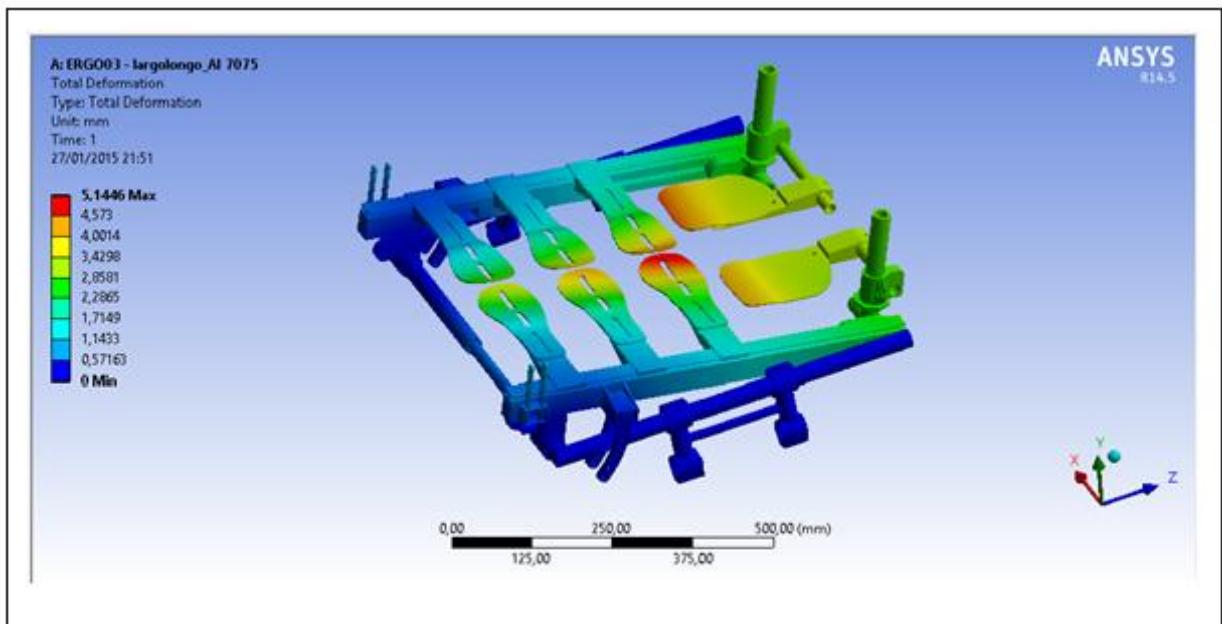


Figura 4.26 – Deslocamentos totais no assento largo_50 e longo_60 (Escala Real).

O deslocamento máximo de material, para as duas ligas, foi de 5,14 mm nas regiões das hastes do assento. Na maior parte da estrutura o deslocamento não ultrapassou o valor 3,00 mm. A figura 4.27 apresenta os deslocamentos totais em escala aumentada numa magnitude de cinco vezes, indicando a tendência global destes deslocamentos.

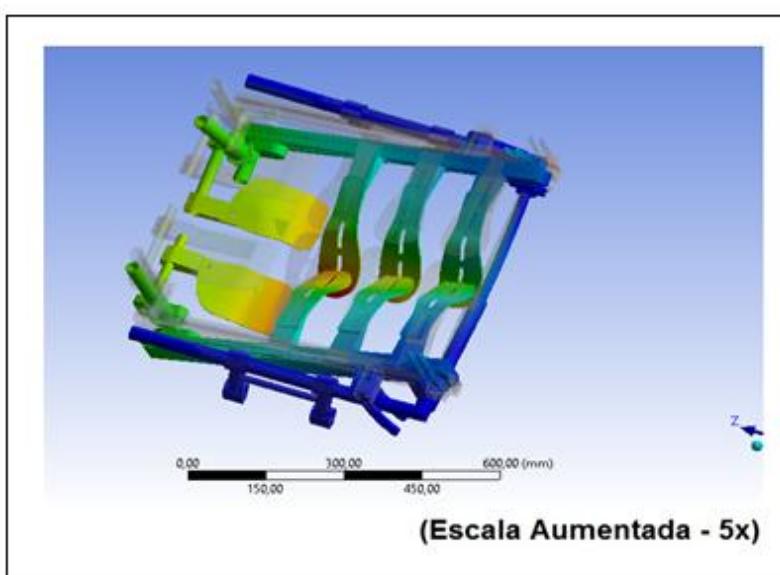


Figura 4.27 – Deslocamentos totais no assento largo_50 e longo_60 (Escala Aumentada).

c) Estrutura do Assento na configuração “Estreito 25 e Longo 60”:

- **Tensão Equivalente de Von-Mises**

A figura 4.28 apresenta os resultados para as tensões equivalentes de Von-Mises, de ambos os materiais, para a estrutura do assento na configuração de 25 cm de largura e sessenta centímetros de profundidade.

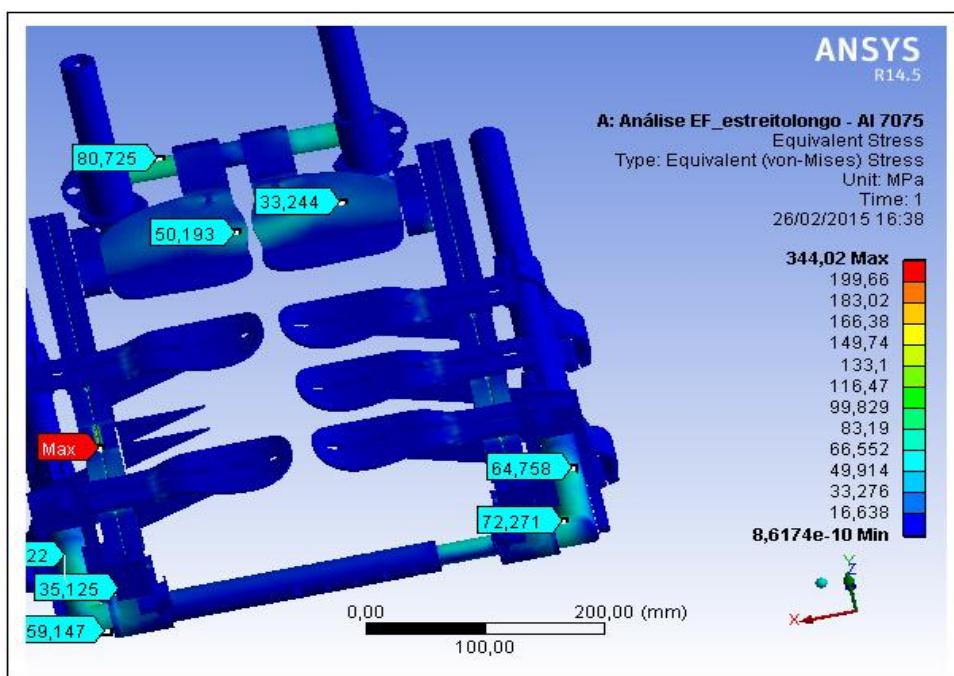


Figura 4.28 – Tensões equivalentes no assento estreito_25 e longo_60.

A tensão máxima encontrada foi de aproximadamente 345 MPa numa região tracionada, muito pequena da superfície estrutural - onde uma das hastas foi ocultada para facilitar a visualização. As tensões predominantes ficaram em entre 10 MPa e 50 MPa. Nas abraçadeiras de apoio dos glúteos esta tensão chegou a cerca de 80 MPa. Contudo, este aspecto do projeto, poderá ser substituído por um sistema de abraçadeiras deslizantes sobre as barras retangulares do assento, ao invés do método dos trilhos exposto aqui – mudando o comportamento destas tensões, favoravelmente.

- **Deslocamento Total**

A figura 4.29 apresenta os resultados dos deslocamentos totais para ambas as ligas, na configuração de ajuste do assento citada anteriormente.

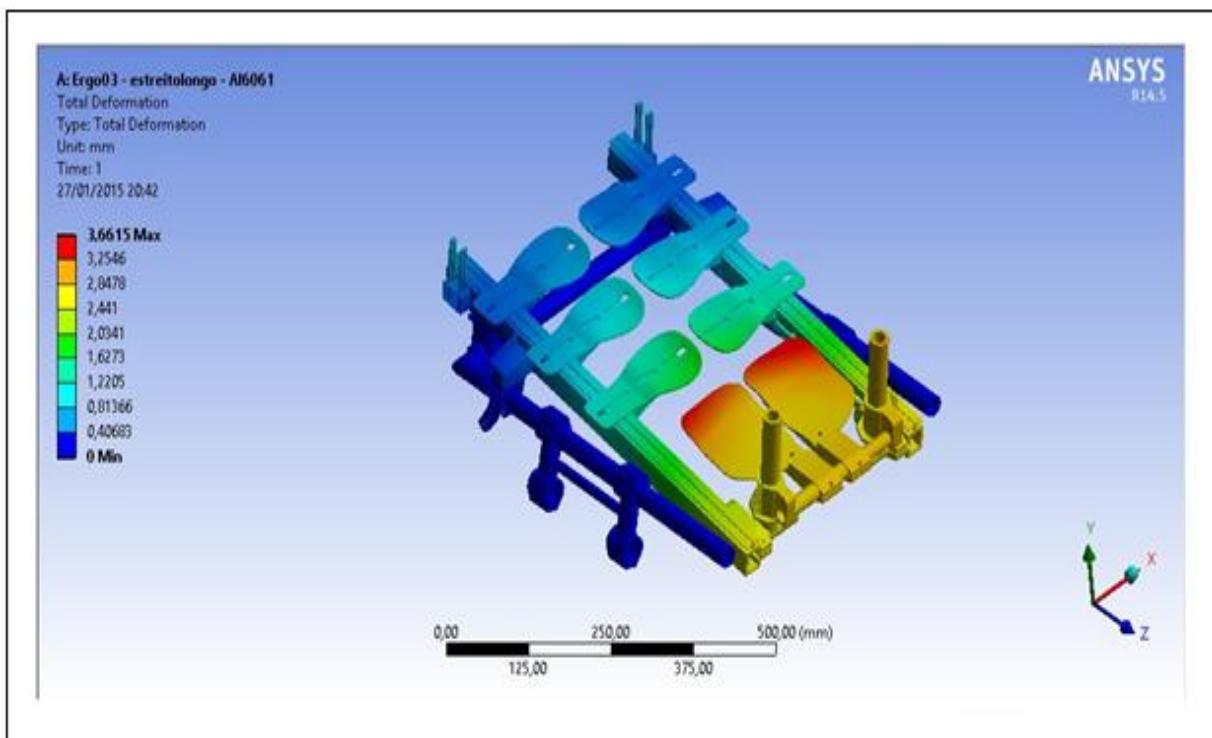


Figura 4.29 – Deslocamentos totais no assento estreito_25 e longo_60 (Escala Real).

O deslocamento máximo de material se deu na região das hastes de apoio dos glúteos com 3,6 mm. Em outras regiões das hastes mais próximas do gabarito, onde a rigidez estrutural é maior, o deslocamento máximo ficou entre 1,0 mm e 2,0 mm.

A figura 4.30 apresenta os deslocamentos totais em uma escala aumentada em cinco vezes, indicando as direções de tendência dos deslocamentos globais.

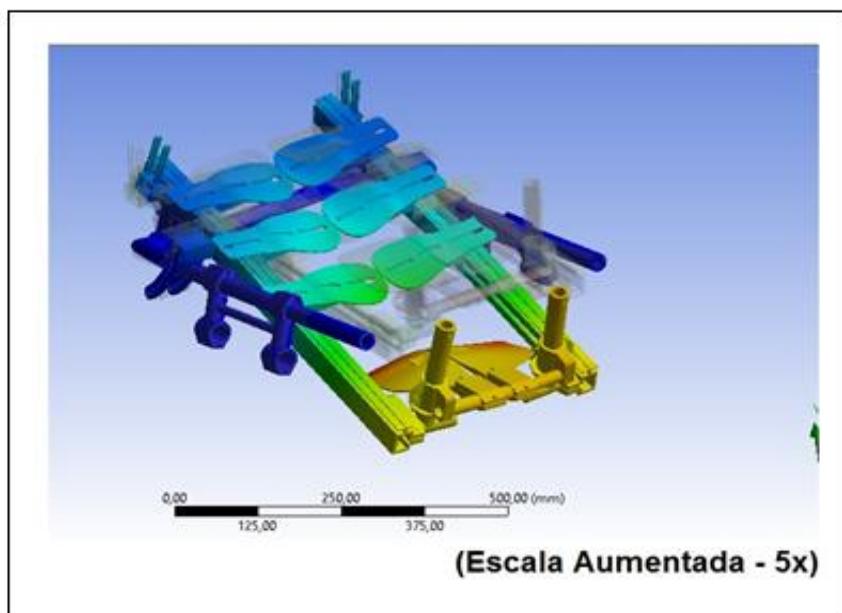


Figura 4.30 – Deslocamentos totais no assento estreito_25 e longo_60 (Escala Aumentada).

d) Estrutura do Assento na configuração “Largo_50 e Curto_30”:

- **Tensão Equivalente de Von-Mises**

A figura 4.31 apresenta os resultados das tensões equivalentes para ambas as ligas no conjunto do assento na configuração de ajuste de largura igual a cinquenta centímetros e profundidade de trinta centímetros.

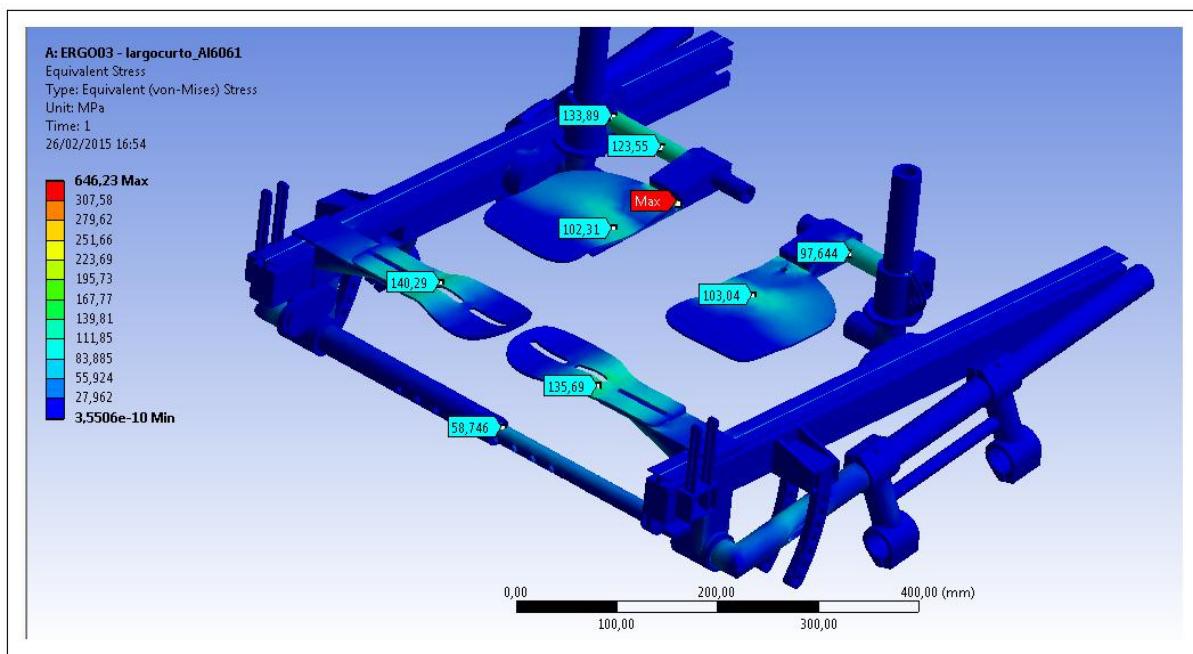


Figura 5.31 – Tensões equivalentes no assento largo_50 e curto_30.

As tensões equivalentes máximas para as ligas de alumínio atingiram 646 MPa para as ligas 6061 T-6F e 7075 T-651, em regiões muito pequenas, sob compressão. As tensões predominantes ficaram em até 70 MPa. Na região da abraçadeira do apoio dos glúteos, as tensões ficaram entre 200 a 300 MPa. Para melhorar este resultado é proposta a aplicação de filetes e chanfros aliviando estas tensões, além de se poder reforçar a respectiva abraçadeira aumentando suas dimensões.

- **Deslocamento Total**

A figura 4.32 apresenta os deslocamentos totais para ambos materiais, na configuração de ajuste citada.

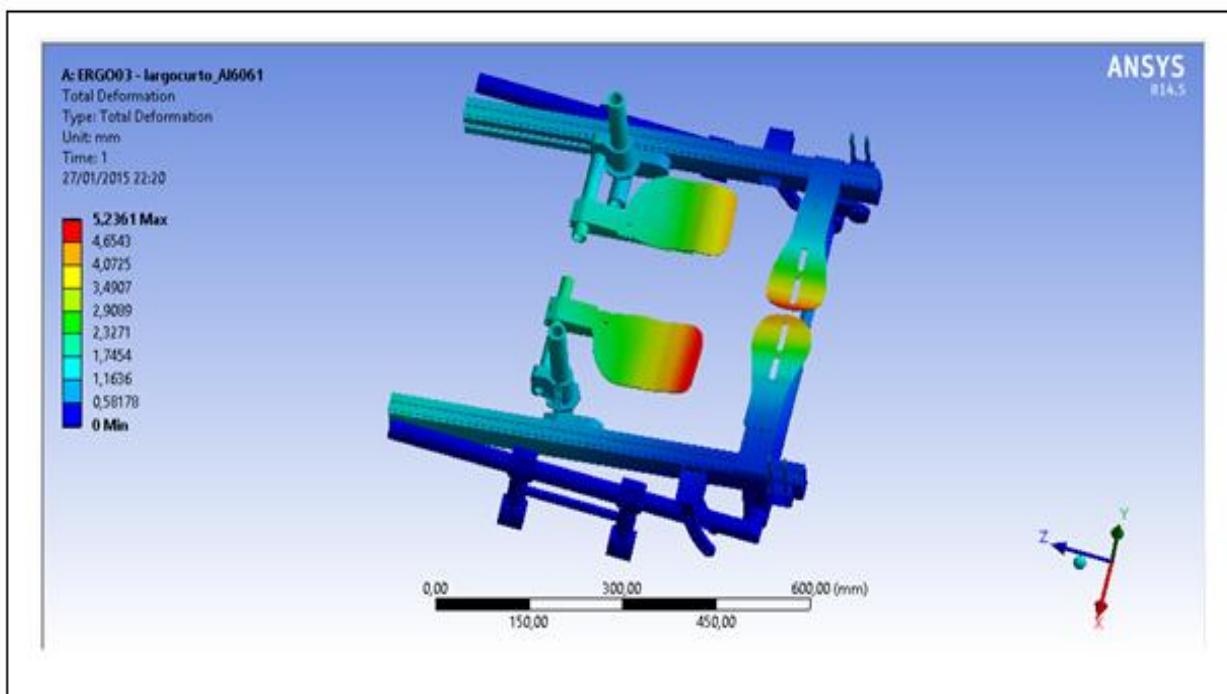


Figura 4.32 – Deslocamentos totais no assento largo_50 e curto_30 (Escala Real).

O deslocamento máximo para ambos os materiais atingiu aproximadamente cinco milímetros para as extremidades das hastes do assento, principalmente dos glúteos. Em outras regiões o deslocamento se manteve entre meio e dois milímetros. A figura 4.33 apresenta os deslocamentos totais numa escala aumentada em cinco vezes, indicando a tendência direcional dos deslocamentos globais.

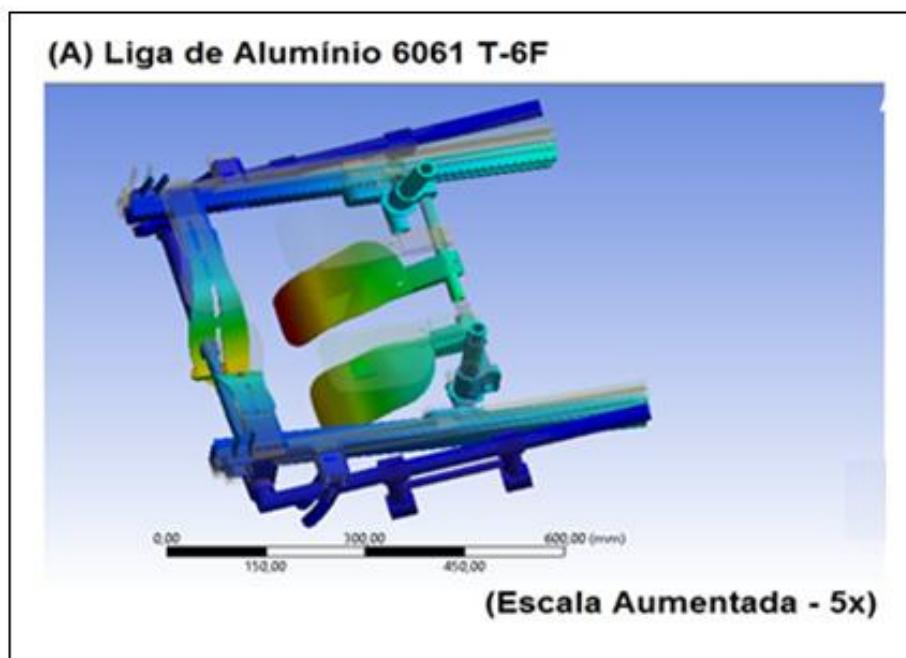


Figura 4.33 – Deslocamentos totais no assento largo_50 e curto_30 (Escala Aumentada).

e) Estrutura do Assento na configuração “Estreito 25 e Curto 30”:

- **Tensão Equivalente de Von-Mises**

A figura 4.34 apresenta os resultados das tensões equivalentes para ambos os materiais na estrutura do assento com configuração de ajuste de 25 cm de largura e 30 cm de profundidade.

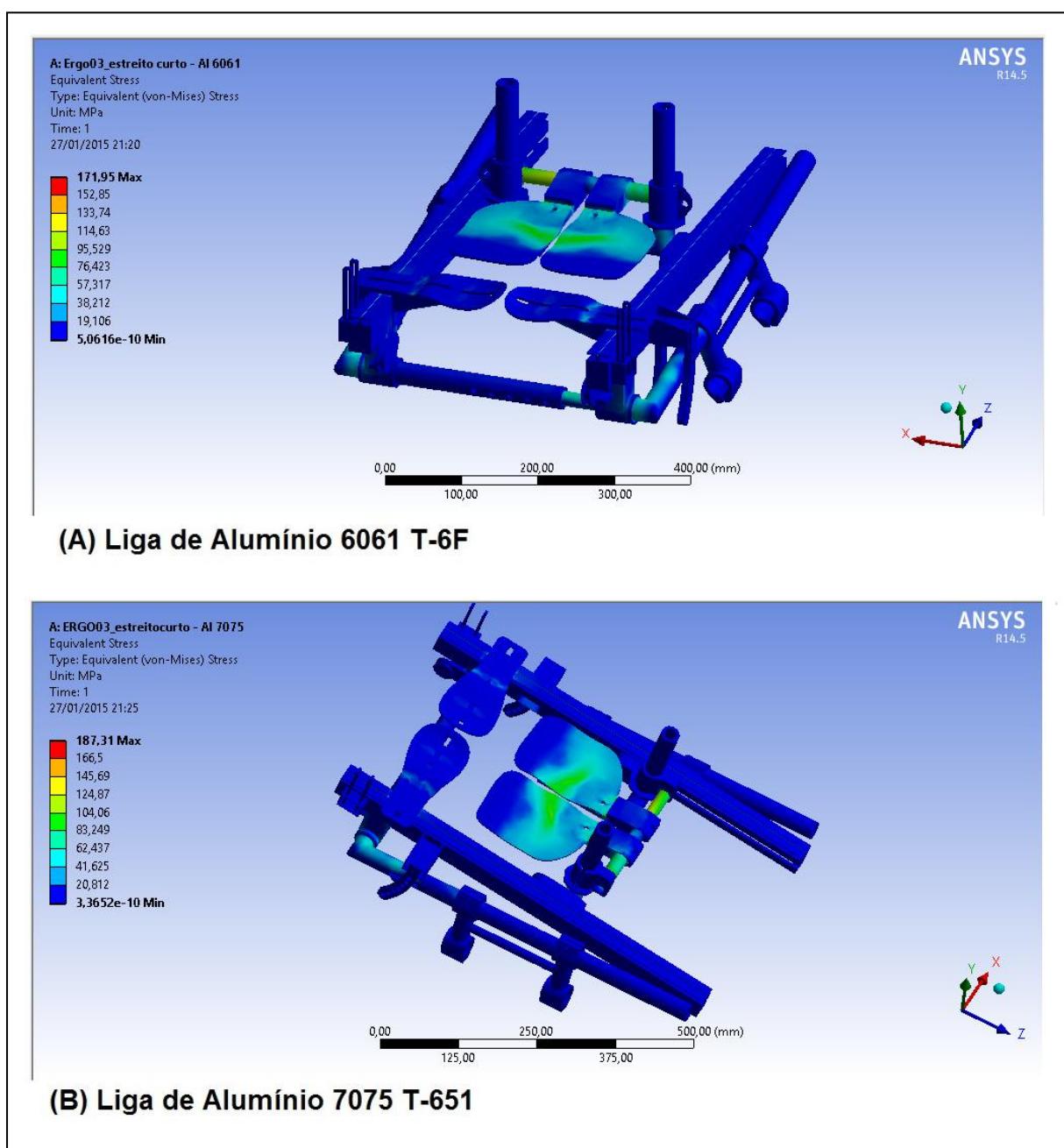


Figura 4.34 – Tensões equivalentes no assento estreito_25 e curto_30.

As tensões equivalentes máximas atingiram 171,95 MPa para a liga de alumínio 6061 T-6F e 187,31 MPa para a liga 7075 T-651, em regiões muito pequenas da superfície estrutural, sob compressão. Nas regiões das abraçadeiras de apoio e do assento dos glúteos as tensões se destacaram entre 80 a 120 MPa. As tensões equivalentes predominaram abaixo dos 20 MPa.

Nesta configuração estrutural as tensões equivalentes foram ligeiramente diferentes para os dois tipos de ligas de alumínio aeronáutico, devido à pequena diferença no módulo de elasticidade dos materiais, que nesta configuração influenciou mais na distribuição de tensão/deformação.

▪ Deslocamento Total

A figura 4.35 apresenta os resultados dos deslocamentos totais para o material da liga 6061 T-6F, na configuração de assento citada anteriormente.

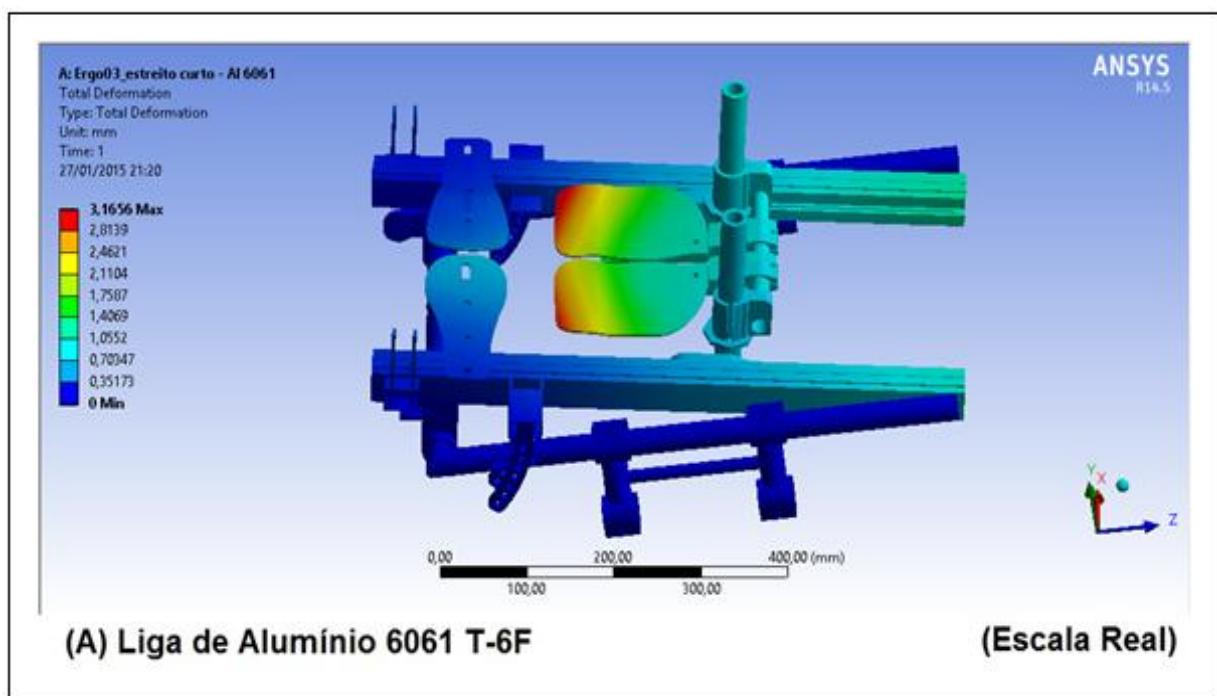


Figura 4.35 – Deslocamentos totais da liga 6061 T-6F no assento estreito_25 e curto_30 (Escala Real).

Os deslocamentos máximos se deram nas bordas da superfície do assento dos glúteos, e atingiram 3,1656 mm. A maior parte da estrutura manteve um deslocamento abaixo de 2,5 mm.

A figura 4.36 apresenta os deslocamentos para o material da liga 7075 T-651 na respectiva configuração de ajuste.

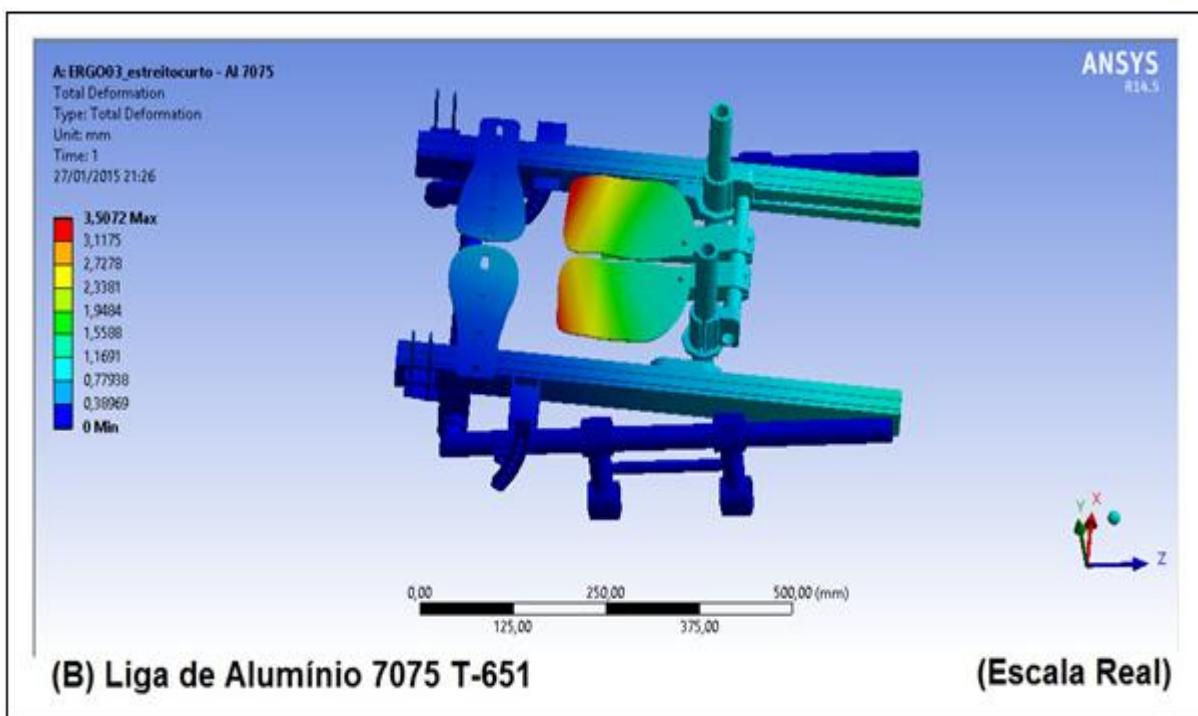


Figura 4.36 – Deslocamentos totais da liga 7075 T-651 no assento estreito_25 e curto_30 (Escala Real).

Para a liga 7075 T-651 os deslocamentos máximos atingiram 3,50 mm para a região comprimida do assento dos glúteos.

As figuras 4.37 e 4.38 apresentam os deslocamentos totais para ambas as ligas, com uma escala aumentada em cinco vezes, indicando a direção tendenciosa destes deslocamentos de forma global para o conjunto estrutural.

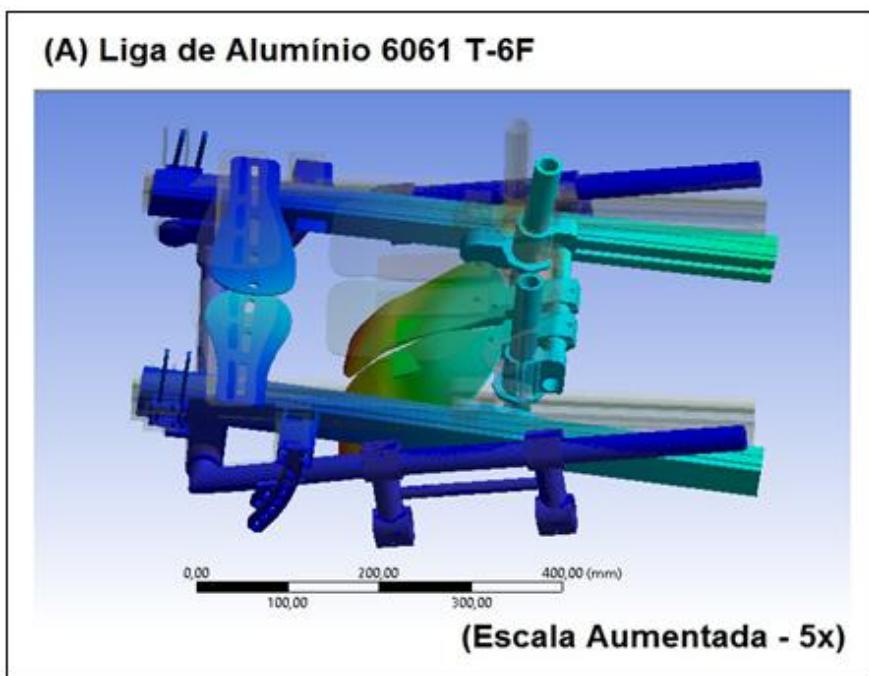


Figura 4.37 – Deslocamentos totais no assento estreito_25 e curto_30 (Escala Aumentada) 6061.

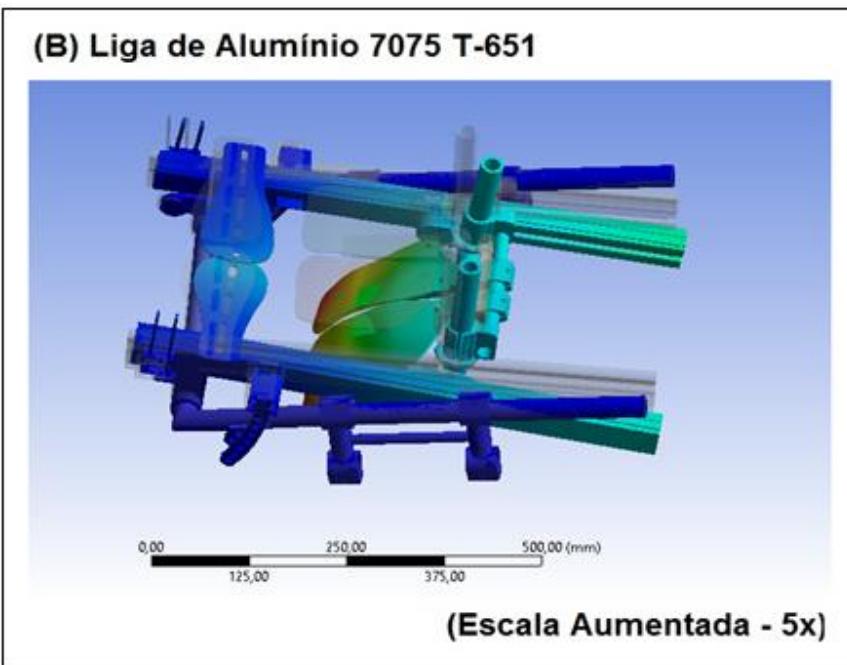


Figura 4.38 – Deslocamentos totais no assento estreito_25 e curto_30 (Escala Aumentada) 7075.

f) Estrutura do Assento com Análise de Contato no Gabarito: Esta análise compreendeu o fenômeno de carregamento por contato em relação ao tempo, caracterizando uma simulação numérica mais complexa. A figura 4.39 representa os gráficos da evolução do cálculo numérico durante as simulações de contato no gabarito para as duas ligas de alumínio.

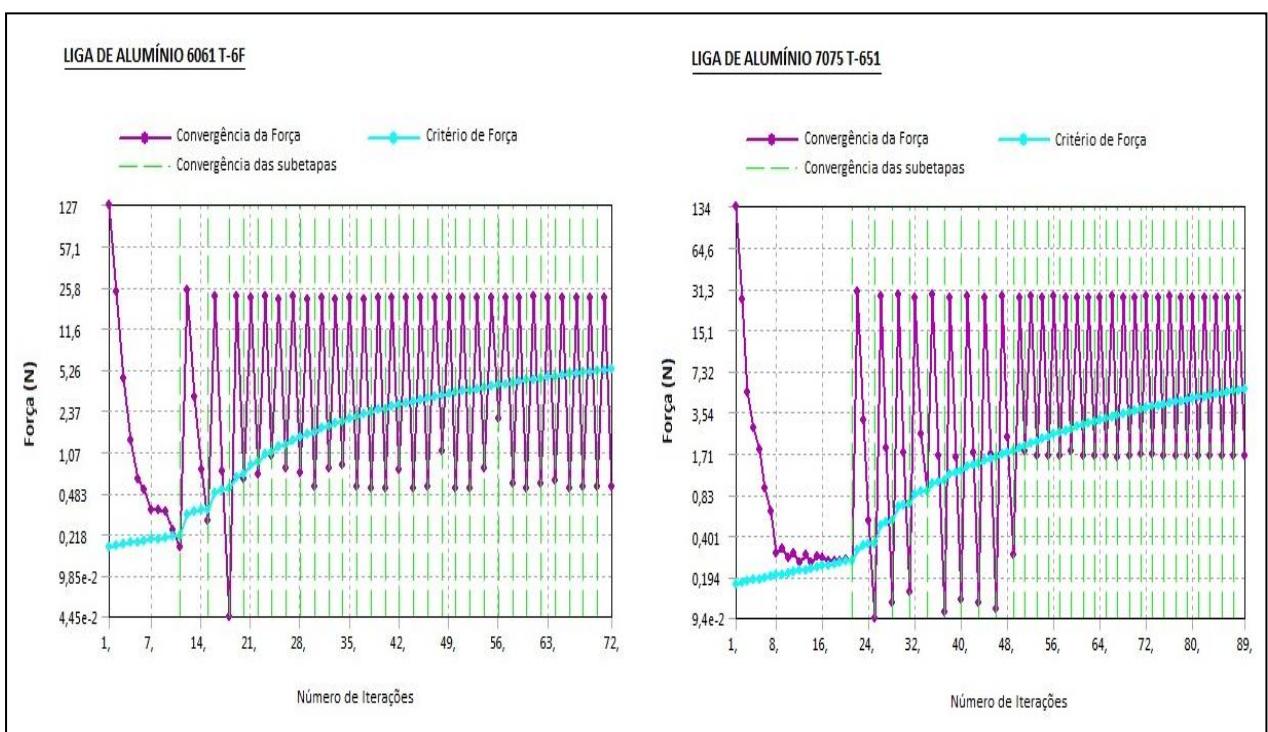


Figura 4.39 – Gráficos de convergência das forças para a simulação de contato no gabarito.

Percebe-se uma convergência nítida das forças adotadas para as condições de contorno e o critério de análise adotado, que é por aproximação transiente dos corpos até o contato, e produzindo a compressão. A análise numérica para a liga de alumínio 6061 T-6F convergiu em 72 iterações, enquanto que a liga 7075 T-651 repetiu o ciclo 89 vezes. Os resultados demonstrados nestes gráficos garantem uma maior confiabilidade no processo de análise de elementos finitos adotado, conforme o fenômeno físico real.

- **Tensão Equivalente de Von-Mises**

A figura 4.40 representa os resultados das tensões equivalentes, para ambas as ligas, na região de contato entre a barra cilíndrica de suporte do assento, o gabarito e o pino de fixação da inclinação do assento (*tilt*).

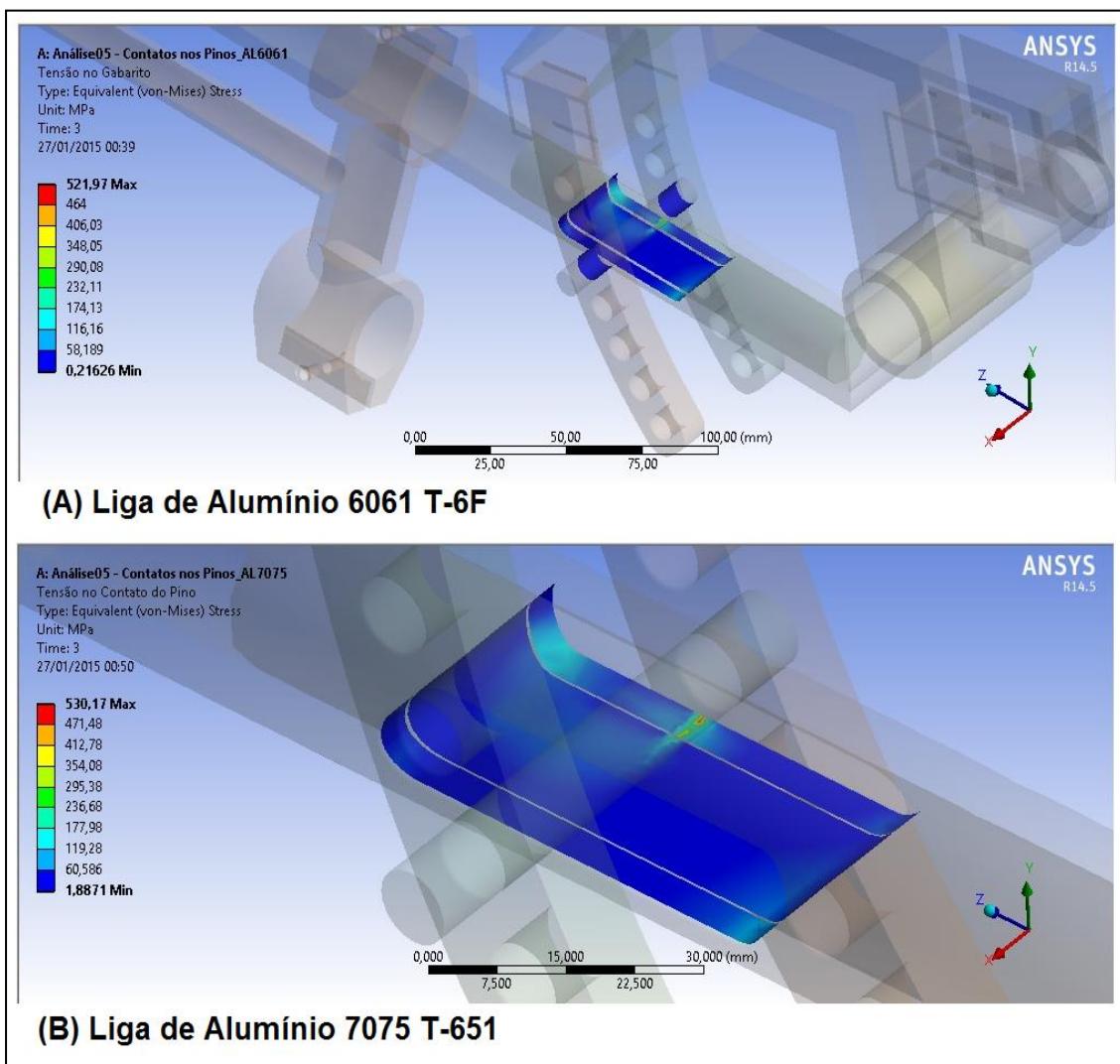


Figura 4.40 – Tensões equivalentes na superfície de contato do pino.

As tensões máximas atingiram 521,97 MPa para a liga de alumínio 6061 T-6F e 530,17 MPa para a liga 7075 T-651, numa região de área muito reduzida sob o pino, próxima a linha latitudinal (de norte a sul, ou de cima pra baixo) de carregamento no assento – desta forma, se manifestando em apenas um dos lados do gabarito. Estas tensões são essencialmente de compressão, e dificilmente levam à falha do componente. No mais, as tensões predominantes se mantiveram entre 1,0 MPa e 120,0 MPa.

A figura 4.41 apresenta a distribuição das tensões equivalentes, em ambas as ligas, para a barra cilíndrica de suporte do assento interagindo com o gabarito.

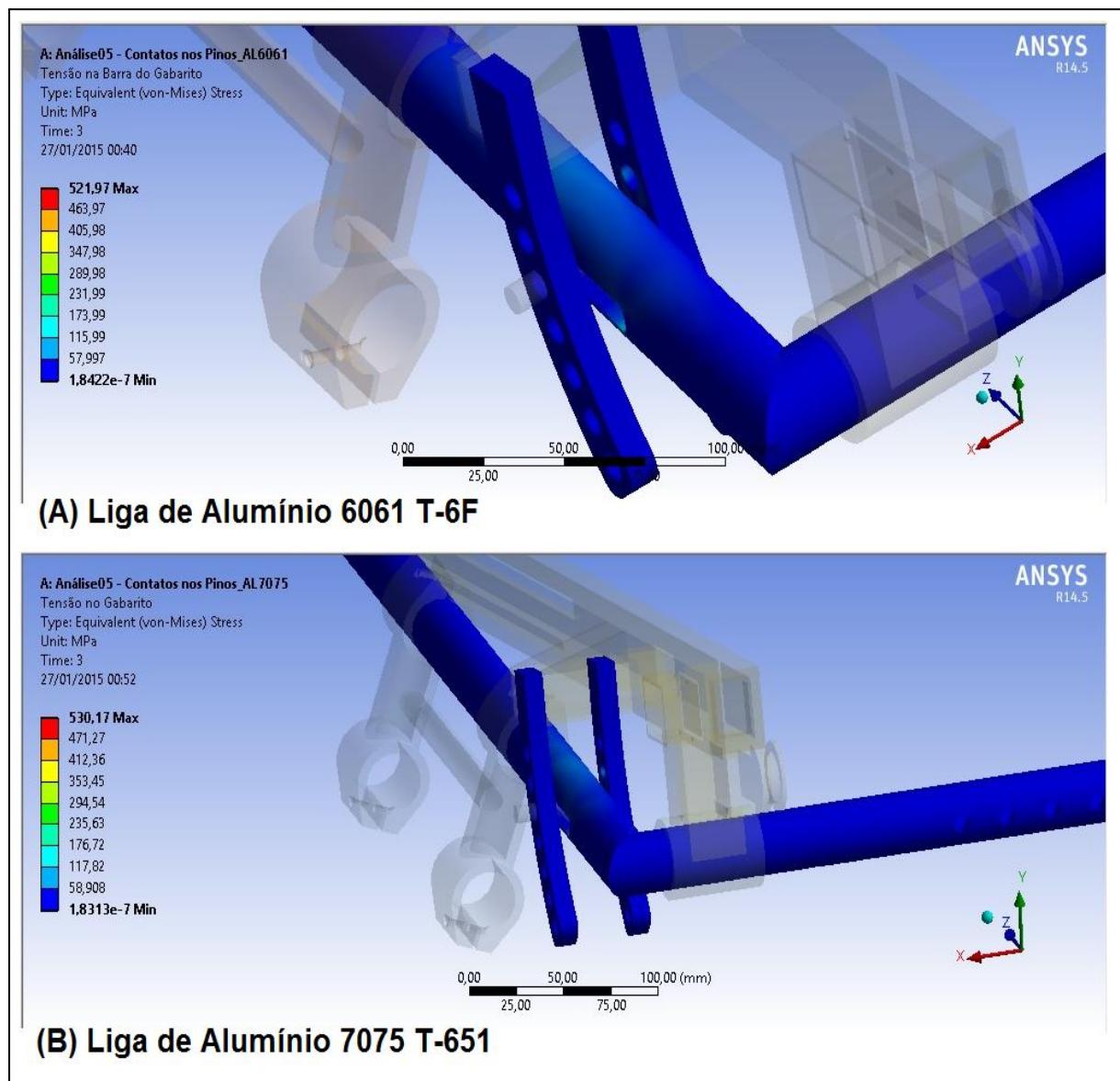


Figura 4.41 – Tensões equivalentes na barra do gabarito.

Aqui, as tensões equivalentes máximas estão dispostas nas mesmas regiões da fig. 5.40 – contato do pino com a barra de suporte. As tensões equivalentes, diretamente

relacionadas à barra cilíndrica de suporte do gabarito se mantiveram entre 1,0 MPa a 180,0 MPa em ambas as ligas.

A figura 4.42 representa os resultados das tensões equivalentes para as duas ligas de alumínio, no pino de ajuste e fixação da inclinação do assento (*tilt*).

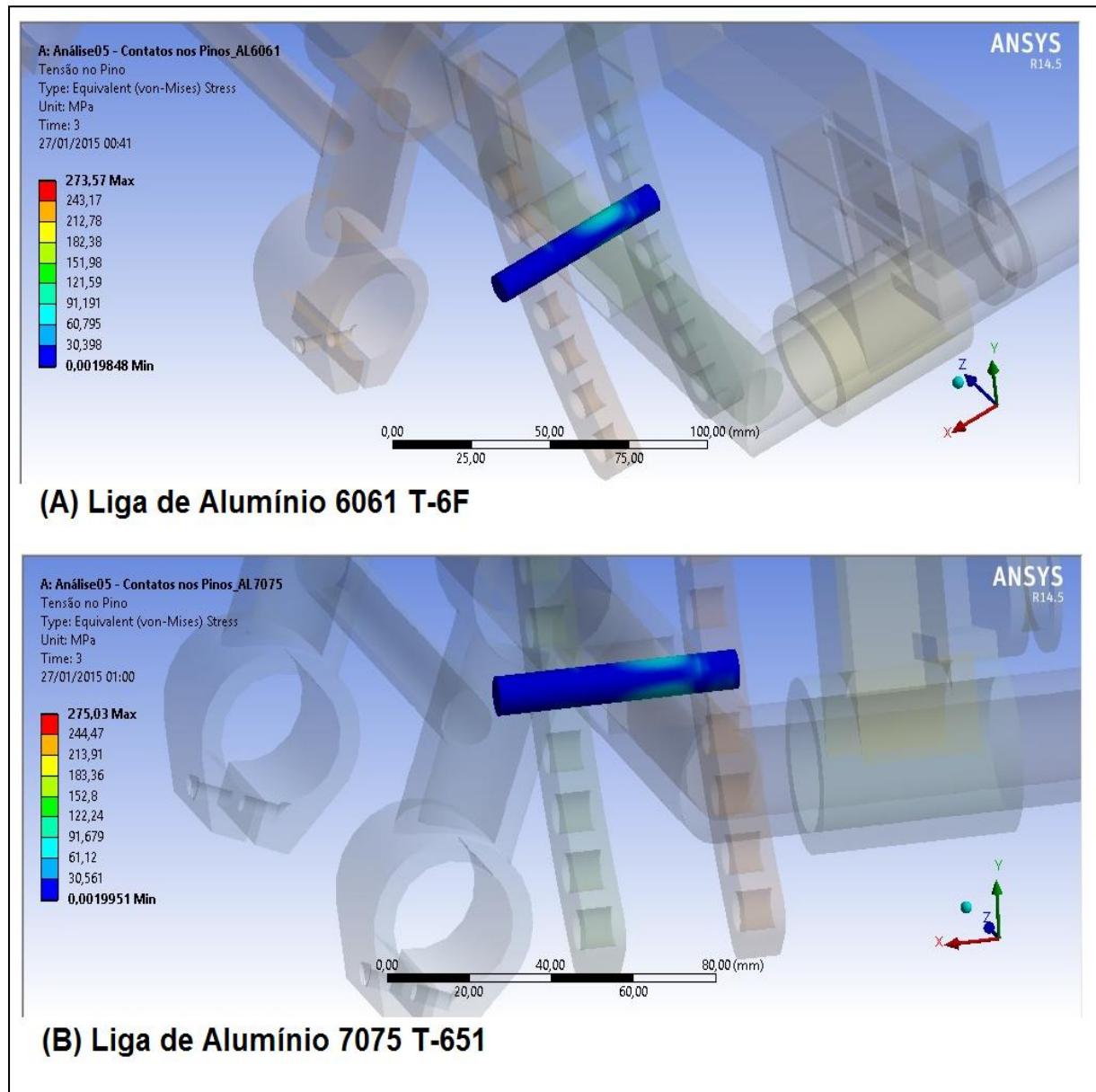


Figura 4.42 – Tensões equivalentes no pino.

As tensões equivalentes máximas no pino foram de 273,57 MPa para a liga 6061 T-6F e 275,03 MPa para a liga 7075 T-651, e coincidiram com as regiões diretamente em contato e compressão entre o pino e superfície do calço de acomodação do mesmo. Lembrando que este calço detinha o papel de aumentar a área de contato, diminuindo as tensões entre os componentes. A presença destas tensões mostra que o calço exerceu sua função. As

tensões de flexão no pino não são suficientes para causar o seu empeno, e consequentemente, o seu travamento. As tensões predominantes se mantiveram em até 30 MPa em ambos os casos.

▪ Deslocamento Total

A figura 4.43 representa os deslocamentos totais, para as duas ligas, na superfície de contato do pino.

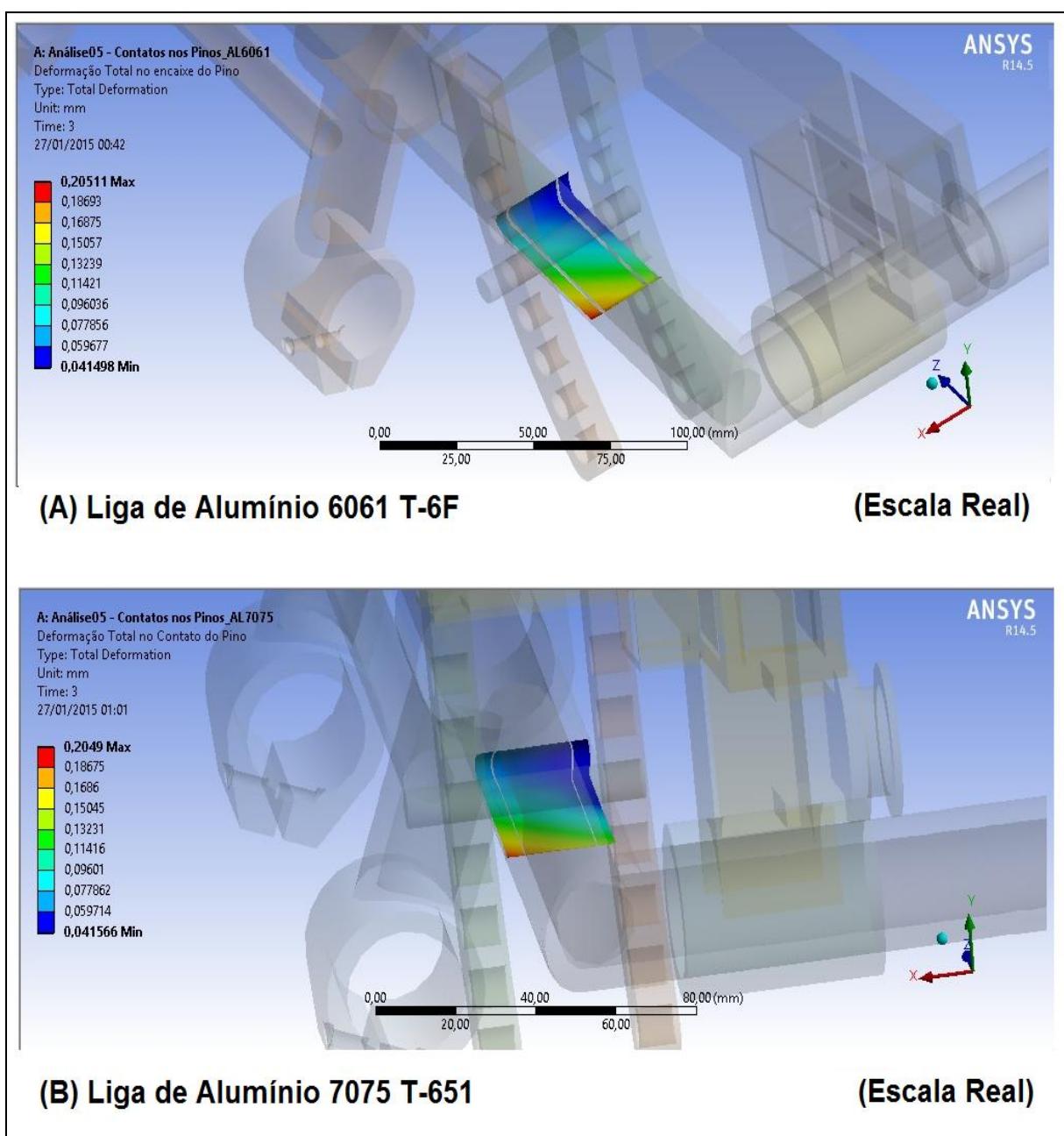


Figura 4.43 – Deslocamentos totais na superfície de contato do pino (Escala Real).

Os deslocamentos máximos foram de aproximadamente 0,20 mm para as duas ligas de alumínio aeronáutico, e está para a direção de esforço mecânico onde as estruturas, da barra cilíndrica e do gabarito do assento, se conectam.

A figura 4.44 representa os deslocamentos totais, das ligas, numa escala aumentada em cinco vezes, indicando a direção tendente dos deslocamentos globais da estrutura.

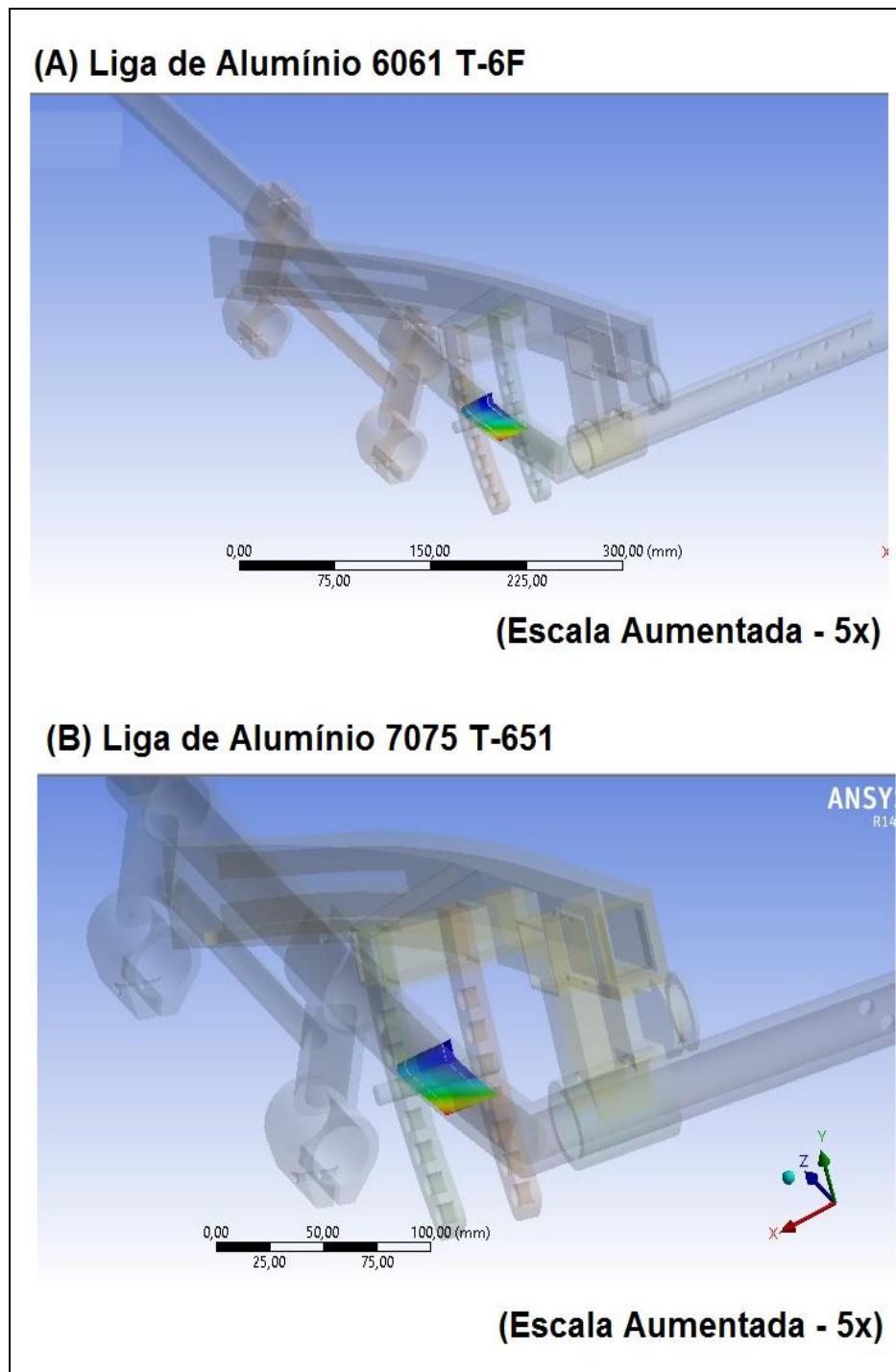


Figura 4.44 – Deslocamentos totais na superfície de contato do pino (Escala Aumentada).

A figura 4.45 representa os deslocamentos totais, de ambas as ligas, na região do gabarito.

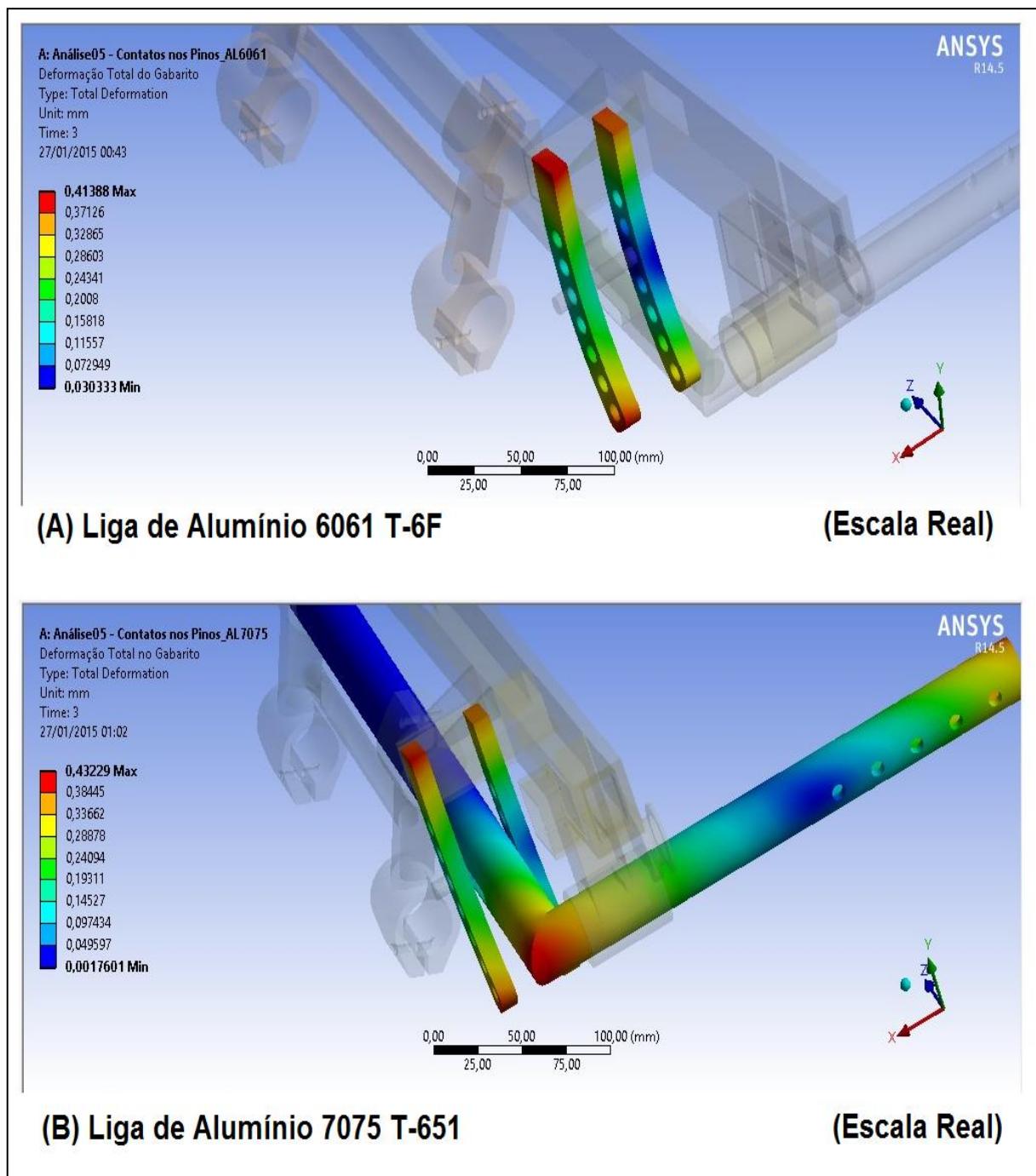


Figura 4.45 – Deslocamentos totais na barra do gabarito (Escala Real).

Os deslocamentos máximos foram de 0,413 mm para a liga 6061 T-6F e 0,432 mm para a liga 7075 T-651. E se deram nas regiões do gabarito e de sua acoplagem estrutural com a barra cilíndrica.

A figura 4.46 representa os deslocamentos totais na barra do gabarito em uma escala aumentada em cinco vezes, mostrando a tendência direcional dos deslocamentos globais da estrutura.

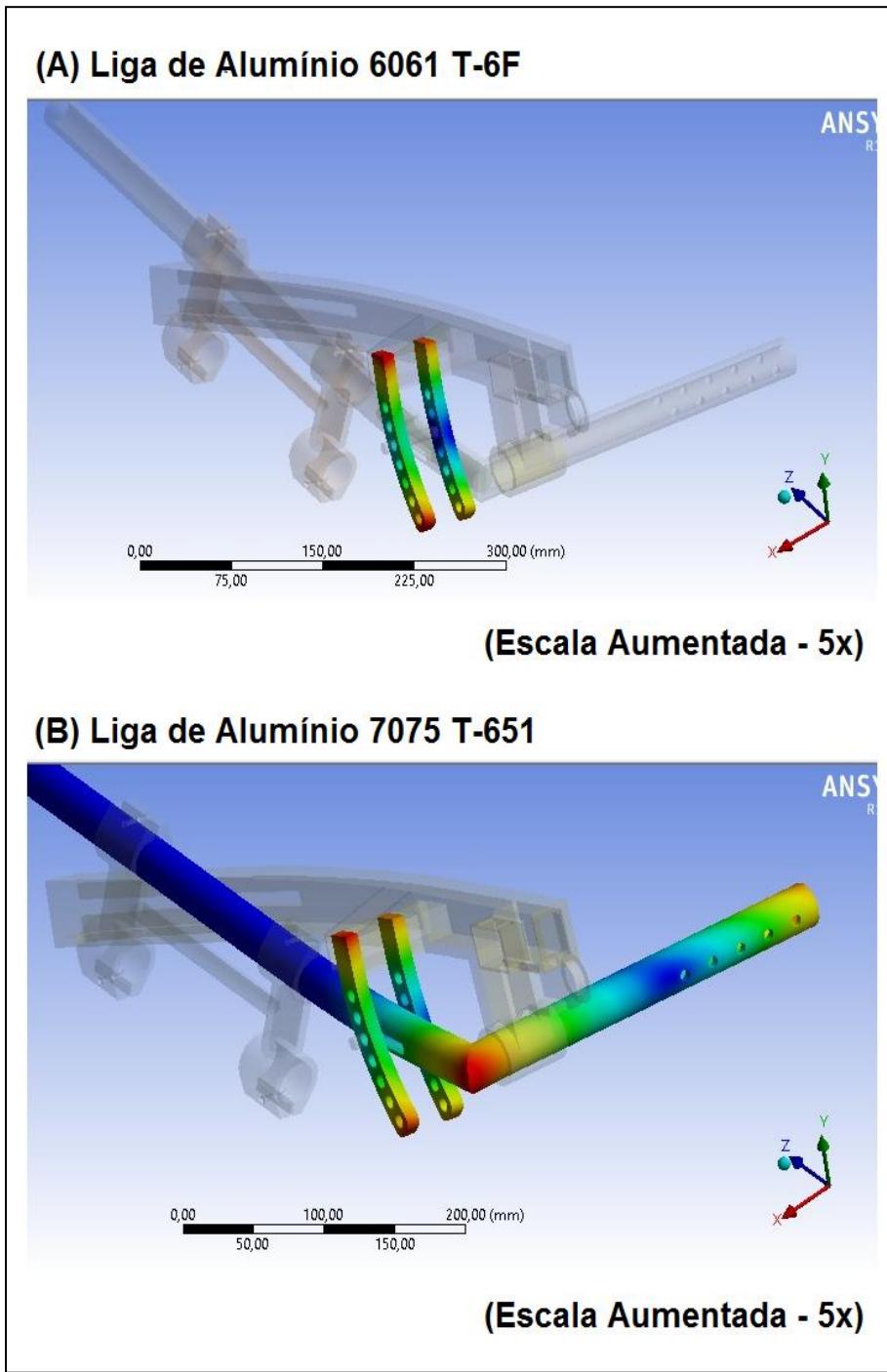


Figura 4.46 – Deslocamentos totais na barra do gabarito (Escala Aumentada).

A figura 4.47 mostra os deslocamentos totais, de ambos os materiais, para o pino de fixação da inclinação do assento (*tilt*).

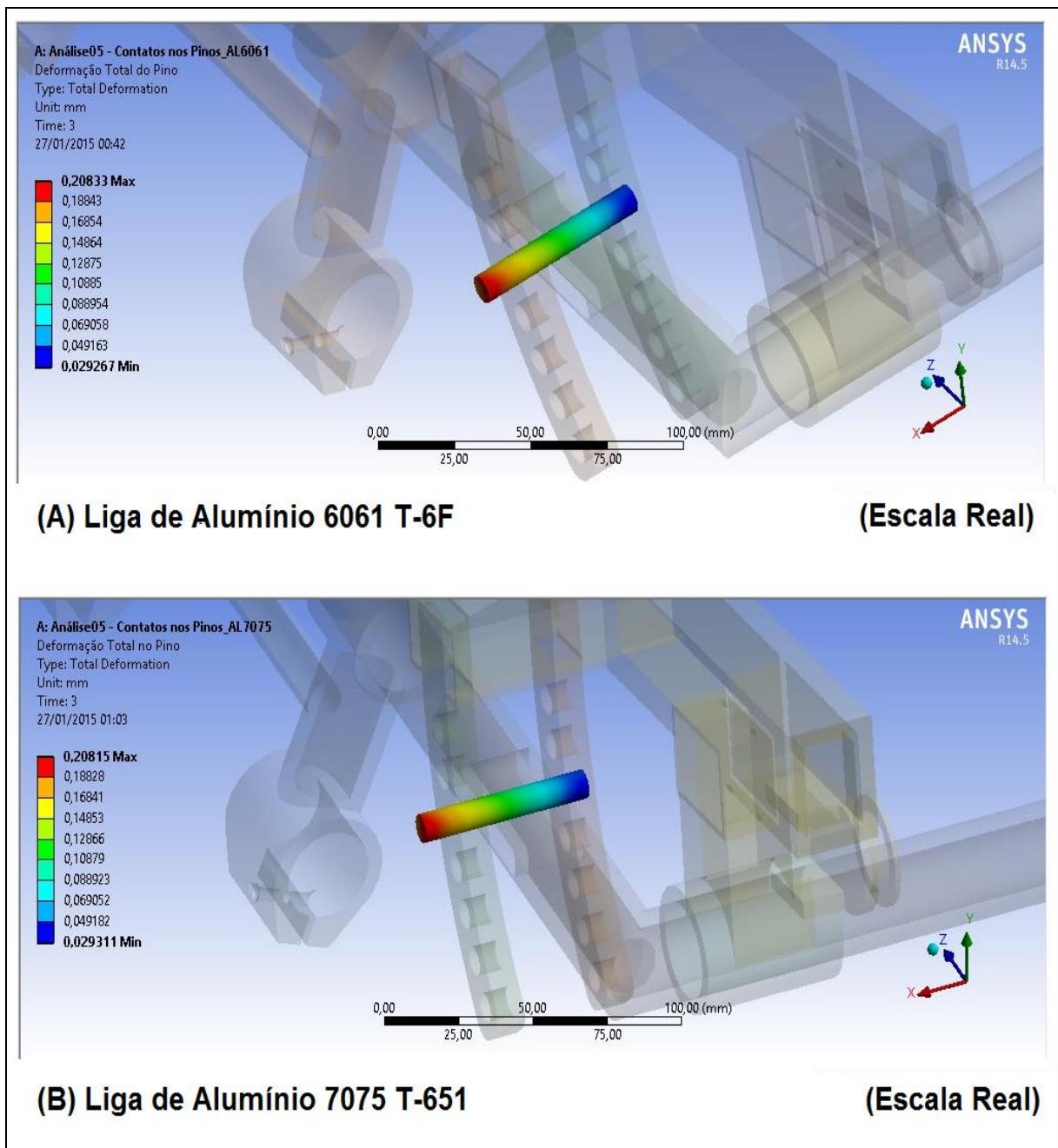


Figura 4.47 – Deslocamentos totais pino (Escala Real).

Para as duas ligas adotadas, o deslocamento máximo foi de aproximadamente 0,20 mm, para a extremidade exterior do pino de ajuste do gabinete.

A figura 4.48 representa os deslocamentos totais, de ambas as ligas de alumínio, no pino do gabinete, em uma escala aumentada em cinco vezes, mostrando a tendência direcional dos deslocamentos globais da estrutura.

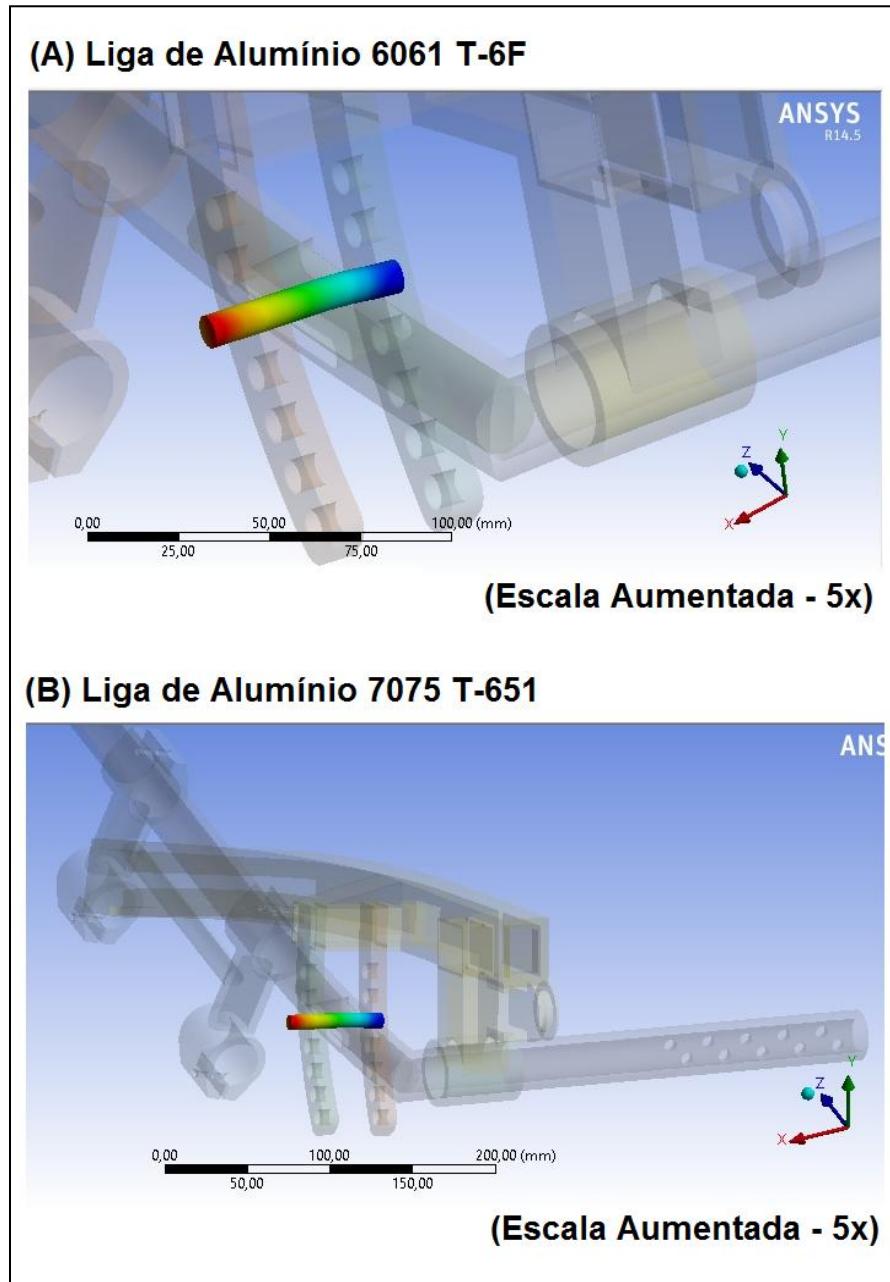


Figura 4.48 – Deslocamentos totais no pino (Escala Aumentada).

De modo geral, a estrutura submetida à análise pelos métodos de elementos finitos apresentou um comportamento mecânico viável, para a magnitude de ajustes inerentes. Os ajustes conciliados nesta análise são aqueles com as condições mais favoráveis e aqueles com as condições mais desfavoráveis, ou seja, as condições extremas de rigidez foram tratadas.

CAPÍTULO V

DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Os resultados obtidos mostram a pertinência das soluções propostas e aplicadas diante das justificativas a que esta dissertação veio lograr. A capacidade de configurações e ajustes atribuídos à estrutura modular observa as condições impostas pelas relações antropométricas e ergonômicas estabelecidas da interdependência entre os cadeirantes desportivos e suas cadeiras de rodas.

Embora a gama de ajustes necessários para a estrutura como um todo pareça excedida, a sua função foi a de considerar todos ou o máximo de contornos antropométricos dos paratletas avaliados. Assim, todos estes ajustes têm aderência à motricidade e alcance fisiológico das pessoas com deficiências físicas. Desta forma, a estrutura modular cumpre com o seu papel anatômico.

A estrutura do ergômetro poderá proporcionar a estes indivíduos, além do teste ergométrico ideal, um conhecimento mais tangível acerca de suas medidas e restrições corpóreas – podendo ser estas projetadas para um modelo de cadeira de rodas mais apropriado.

As combinações de ajustes abrangem uma larga população de indivíduos, bem como, de modalidades desportivas de acordo com suas classes funcionais. Estes graus de liberdade garantem que o indivíduo avaliado possa executar suas funções fisiológicas sem prejuízos ergonômicos, sem o risco de embaterem-se em componentes estruturais e de forma segura.

As amplitudes de abrangência dos graus de liberdade atendem não somente geometrias do corpo humano, mas também, eventuais sequelas das fisiopatologias. Algumas fisiopatologias desenvolvem nos indivíduos deformações esqueléticas e de grupos musculares, enrijecimento das articulações, fadiga e sensibilidade do tecido muscular, entre outros – que implicam em restrições severas para com a acessibilidade e independência motora dos indivíduos, e mais ainda, para com a adesão ao uso de tecnologias assistivas – entre elas, a cadeira de rodas. Daí, o leque de amplitudes observou as condições de atendimento dos mais variados casos de pessoas com deficiências físicas.

A divisão estrutural em módulos favoreceu a concepção dos componentes de forma alinhada com sua função específica, considerando as possíveis interferências que cada um deles propiciaria para com os demais.

Quanto à resistência estrutural avaliada pelos métodos de elementos finitos, notou-se o quanto os resultados foram semelhantes para ambas as ligas disponíveis, o que é relativamente natural, visto que o elemento de liga predominante para elas é o mesmo – o alumínio.

Tanto o módulo de elasticidade quanto a razão de Poisson estão muito próximos entre si, nos dois casos. Entretanto, no regime elástico, as tensões e deformações não dependem da resistência (limite de escoamento, limite de ruptura, etc.) do material, mesmo que no caso, sejam bastante diferidas entre si; justificando a proximidade destes resultados.

As tensões equivalentes máximas de *Von-Mises* em alguns casos excederam o limite de escoamento dos dois materiais ocorreram em regiões pequenas, em alguns casos devido à simplificação no modelo geométrico de algumas peças e junções. Na maioria dos casos estas tensões não são as reais. Durante o processo de fabricação do protótipo, alguns destes pontos serão modificados e/ou reforçados. Entre as tensões máximas que excederam os limites de resistência dos materiais, destacam-se na região onde as hastes do assento comprimem o seu suporte estrutural, com valor de 787 MPa, especificamente para a configuração com profundidade de 60 cm e larga com 50 cm. A figura 5.1 ilustra este caso.

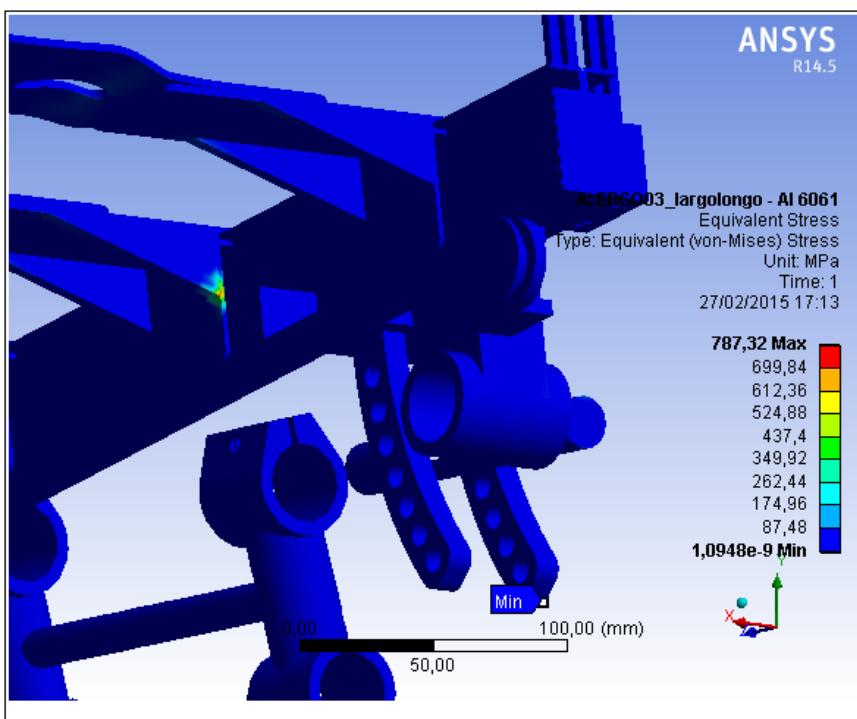


Figura 5.1 – Tensões equivalentes excedentes nas hastes do assento.

Para este caso, as tensões não são reais devido à simplificação do desenho onde não foi representado o cordão de solda, assim como os raios de arredondamento dos cantos “vivos”. Esta região representa uma nervura de reforço estrutural e poderá ser substituída por chapa de espessura maior.

Outro caso destacado de tensão equivalente excedente ao limite de escoamento se deu na região do trilho do assento, sofrendo uma linha de tração predominante entre outras tensões de compressão e flexão, especificamente para a configuração de ajuste com profundidade de 60 cm e largura de 25 cm. A figura 5.2 ilustra esse caso.

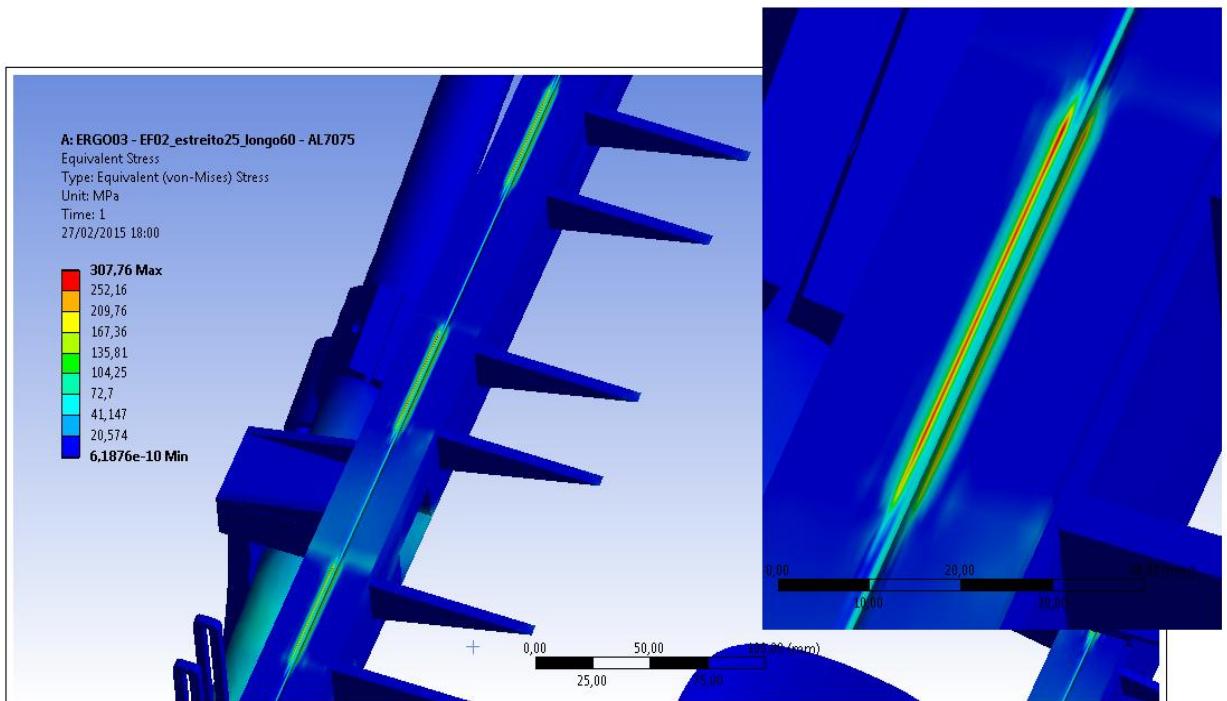


Figura 5.2 – Tensões equivalentes excedentes no trilho do assento.

Devido à pequena região de tração, deformações plásticas que provoquem uma falha não deverão acontecer. Por outro lado, ainda para este caso, foi proposta uma redefinição do projeto que modifica a acoplagem das hastas do assento, substituindo os trilhos por abraçadeiras - o que também facilitaria a fabricação do protótipo.

E por fim, a última região com tensão equivalente excedente ao limite de escoamento dos materiais se deu na configuração com profundidade de assento de 30 cm e largura de 50 cm. As tensões ocorreram sob uma pequena região de compressão entre a haste de acomodação dos glúteos e a abraçadeira de suporte, com aproximadamente 640 MPa.

A figura 5.3 mostra a distribuição destas tensões.

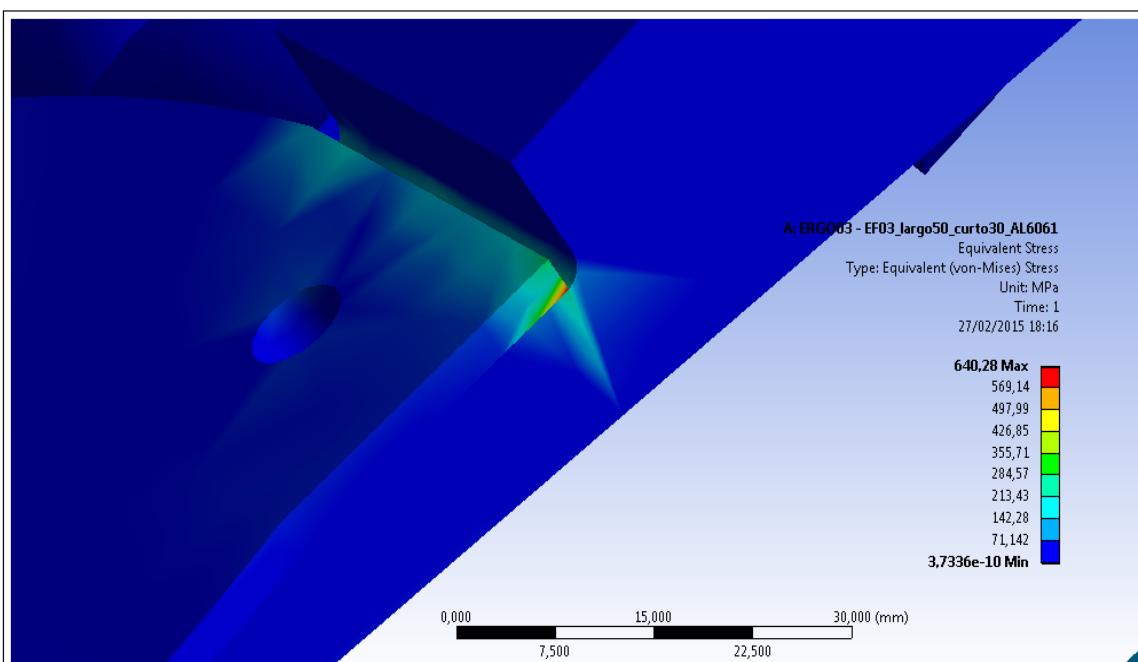


Figura 5.3 – Tensões equivalentes excedentes nas hastes do assento dos glúteos.

Assim como nos outros casos, aqui não é preocupante a ocorrência de falhas, devido à natureza das tensões envolvidas – de compressão, para uma região muito pequena de material maciço. Pequenas deformações plásticas nesta região podem causar o encruamento e a redistribuição destas tensões, desta forma, não sendo preocupantes.

Para o caso da análise de contato no pino foi considerado que a estrutura seria simétrica – por motivos de viabilidade de custos computacionais – fazendo aplicar a simulação numérica em apenas um dos hemisférios estruturais, e estendendo seus resultados e abstrações, simetricamente, para o hemisfério oposto.

Embora haja diferenças quanto à distribuição de tensões para esta sensível assimetria, elas não implicam em consequências de esforço mecânico, notavelmente distintas. Desta forma, permitindo o consentimento simétrico desta distribuição de forças, por aproximação.

Num específico ponto do modelo, onde os tubos cilíndricos que dão sustentação ao módulo de assento atuam de forma telescópica. Um dos tubos, com diâmetro externo menor, entra concentricamente pelo diâmetro interno do segundo tubo, permitindo um ajuste de abertura da estrutura. Essa condição representa uma assimetria entre os hemisférios do modelo como um todo.

A fig. 5.4 ilustra a relação de assimetria na estrutura.

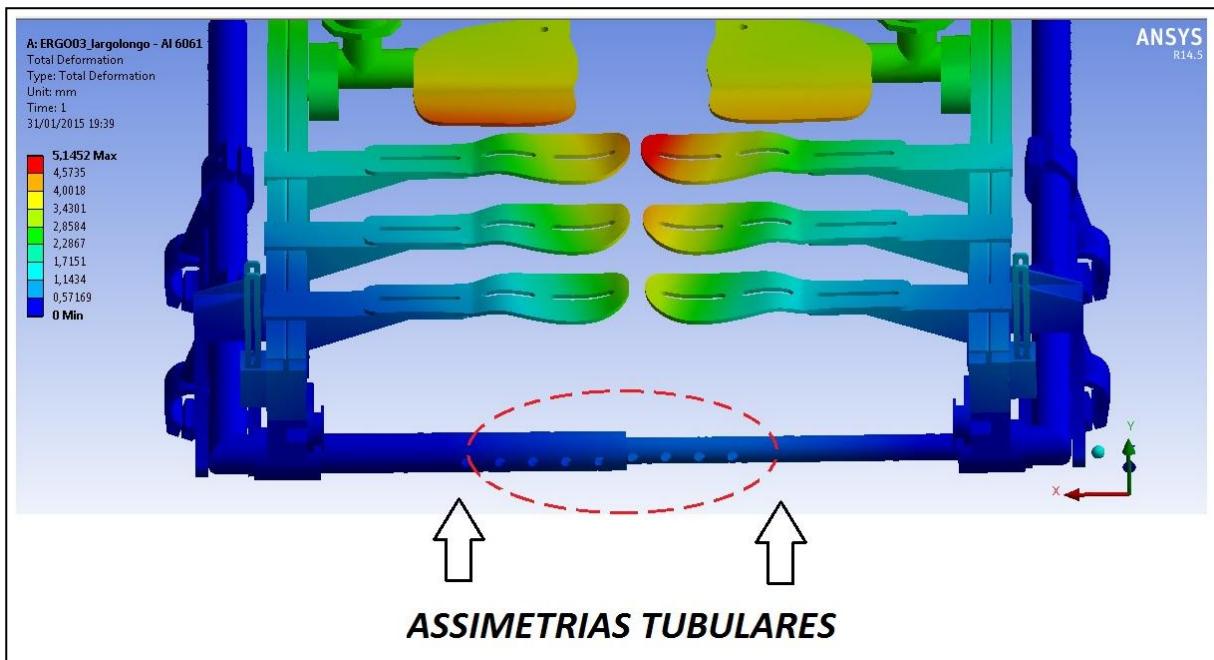


Figura 5.4 – Assimetria estrutural.

Quanto à região do gabarito, ainda cabe outra reflexão – apenas um dos marcadores de angulação da inclinação do assento (*tilt*) foi analisado pelas simulações em elementos finitos. O ângulo da inclinação do assento interfere na concentração de forças de compressão exercidas pelo carregamento no assento, e logo, muda a direção de propagação das tensões, em função desta inclinação; mas não muda sua intensidade para uma mesma carga. Portanto, a análise para apenas um marcador de ângulo de inclinação já avalia o grau de resistência estrutural para o referido carregamento – e que foi foco de análise neste tratamento. O objetivo principal desta análise foi avaliar a capacidade de resistência que a estrutura do gabarito desenvolveria durante o carregamento, independente das direções de propagação de tensão influenciadas pela inclinação da superfície carregada.

Por fim, ambos os materiais estão apropriados à construção da estrutura do ergômetro. A capacidade de proporcionar rigidez estrutural das duas ligas é bastante similar. Contudo, a liga de alumínio aeronáutico 6061 T-6F, menos resistente, destaca-se pela viabilidade econômica e pela praticidade de conformação e usinagem – sendo este o material eleito para o processo de fabricação.

CAPÍTULO VI

CONCLUSÃO

As deficiências físicas foram consideradas por séculos como um impedimento definitivo à locomoção independente das pessoas. Com o surgimento e desenvolvimento das tecnologias assistivas este aspecto se mostrou equivocado. O processo evolutivo dos bens produtivos depende de alguns fatores que se desenvolvem no tempo, como a complexidade e a eficiência dos dispositivos, da tecnologia dos materiais, da aplicação dos recursos, entre outros.

Os dispositivos de ergometria também ganharam versões mais atualizadas, com avaliações mais precisas e descriptivas. O desenvolvimento de ergômetros eficientes proporciona uma linha de prescrições fisiológicas mais abrangentes para as deficiências físicas – como no caso dos indivíduos dependentes de cadeiras de rodas.

Foi desenvolvido um dispositivo de avaliação ergométrica, para deficientes físicos desportistas, com as funções de avaliar o desempenho, habilitar e reabilitar o paratleta, e ainda, determinar as medidas antropométricas destes indivíduos. O respectivo equipamento é constituído por 18 ajustes específicos e que são combinados, de forma a compreender as características anatômicas dos indivíduos, admitindo a natureza de sua deficiência física.

Tal dispositivo reflete um escopo de projeto sem semelhantes no mercado de tecnologias assistivas, tanto quanto às atribuições do modelo, quanto às suas funções. Desta forma, representa uma inovação de engenharia que atende problemas marcantes do contexto das pessoas com deficiências físicas praticantes de esportes com cadeiras de rodas. Um ergômetro designado como eficiente seria aquele que realizasse a melhor avaliação biomecânica, com prescrições mais precisas e que compreendesse a natureza integral da deficiência física – considerando principalmente seu alcance antropométrico e sua liberdade ergonômica.

O alcance antropométrico expressa o perímetro de ações que o corpo humano é capaz de cobrir, dentro do seu campo de acomodação; a liberdade ergonômica é a condição de ajustamento e adequação estrutural do corpo para com seu meio de trabalho ou de atividade física. Estes dois vieses respondem pela maior parcela de contribuição ao sucesso funcional de um equipamento de ergometria. Para incorporar estes dois importantes fatores a um ergômetro foi mostrado que é essencial atribuir à sua estrutura uma qualidade tecnológica – graus de liberdade estruturais com amplitudes de aderência anatômica.

Esta abordagem conferiu ao sistema de avaliação biomecânica um conjunto estrutural com pluralidades convergentes aos anseios fisiológicos das pessoas com deficiência física dependentes de cadeiras de rodas. O modelo foi elaborado com materiais acessíveis e com ótimo desempenho mecânico, empregando dispositivos clássicos da engenharia, e dentro de uma concepção científica – desenrolando-se num conjunto de soluções adequadas às indigências tradicionalmente presentes da relação cadeira de rodas com seus usuários.

A estrutura, ainda, apresentou uma resposta à análise de elementos finitos, muito favorável. Estando apta à operar com relativas segurança e durabilidade. Ocupa uma área reduzida, de aproximadamente noventa centímetros por sessenta – 5.400 cm^2 ou $0,54 \text{ m}^2$, para uma altura máxima de aproximadamente 1,60 metro, com uma massa de cerca de 13,0 kg ou peso de 130 Newton – esta massa varia ligeiramente em função da liga de alumínio utilizada, bem como, dos acessórios adicionados.

6.1. Propostas para novos estudos

Tem sido comum às pesquisas relacionadas às atividades físicas paralímpicas se desdobrarem em diversas dimensões contextuais, não poupando ofertas e incentivos para estudos complementares. Não tem sido diferente para este trabalho. Como sugestões para trabalhos futuros apresentam-se:

- Entre os diversos desdobramentos presentes, o mais evidente é o estudo do comportamento do ergômetro em campo prático, seu funcionamento real, baseado na manipulação de suas funções de ajustes, no memorial descritivo de seu manejo, e por fim, na consolidação prática de suas propostas;
- Também são propostos estudos de melhoria quanto aos aspectos tecnológicos de seus componentes e de seu *design* como um todo. O incremento tecnológico, como processos de automação, demandará uma abordagem profunda e reestruturalista do modelo atual;
- Estender as propriedades funcionais do modelo para novas modalidades desportivas, englobando novas séries ergonômicas reais;
- Desenvolver estudos sobre os mecanismos de automação mais apropriados, assim como, a implementação de algoritmos de controle lógico programável;
- Desenvolver um estudo para a concepção do modelo atual para versões mais compactas, desmontáveis e fáceis de serem transportadas;
- Aplicar os processos fabris de forma textual, versando sobre a fabricação e montagem do modelo de modo viável.

CAPÍTULO VII

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBUQUERQUE, L.; FALKENBACH, A. P. Imagem Corporal em Indivíduos Amputados. **Revista Digital Efdeportes**. Buenos Aires, v. 01, n.131, ano 14, p. 01-01, abr. 2009. Disponível em: <<http://www.efdeportes.com/efd131/imagem-corporal-em-individuos-amputados.htm>>. Acesso em: 27 nov. 2014.

ALPHAMIX. **Produtos:** Esportivos. Aparecida de Goiânia: Quize, 2014. Disponível em: <<http://www.alphamix.com.br/produtos/esportivos>>. Acesso em: 02 dez. 2014.

ANDRADE, M. J.; GONÇALVES, S. Lesão Medular Traumática: Recuperação Neurológica e Funcional. **Acta Medica Portugal**. [s.l.], v. 20, n.1, p. 401-406, dez. 2007. Disponível em: <<http://actamedicaportuguesa.com/revista/index.php/amp/article/viewFile/885/559>>. Acesso em: 03 dez. 2014.

ARAÚJO, R. A.; *et al.* **Principais Recursos Fisioterapêuticos Utilizados em Amputados Transfemorais Durante a Fase de Pré-Protetização.** XI Encontro de Iniciação à Docência. Centro de Ciências da Saúde. João Pessoa: UFPB, 2008. Disponível em: <http://www.prac.ufpb.br/anais/xenex_xienid/xi_enid/monitoriapet/ANAIS/Area6/6CCSDFTM_T05.pdf>. Acesso em: 05 dez. 2014.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE DISTROFIA MUSCULAR. **Doenças Genéticas:** Os principais tipos de distrofia muscular. São Paulo: ABDIM, [201-]. Disponível em: <<http://www.abdim.org.br/doenca-genetica/distrofia-muscular-tipos/>>. Acesso em: 08 dez. 2014.

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.

BATTISTELLA, Linamara Rizzo. **Conceito de Deficiência Segundo a Convenção da ONU e os Critérios da CIF.** São Paulo: Secretaria de Estado dos Direitos da Pessoa com Deficiência, [201-]. Disponível: <www.desenvolvimentosocial.sp.gov.br/a2sitebox/arquivos/.../274.pdf>. Acesso em: 29 out. 2014.

BIAVA, J. M. S. **Educação Postural na Fase Escolar.** Secretaria de Estado da Educação. Marmeiro: SEED, 2008. Disponível em: <<http://www.diaadiaeducacao.pr.gov.br/portals/pde/arquivos/2371-6.pdf>>. Acesso em: 10 dez. 2014.

BIOGEN IDEC CANADA INC. **Assesment Tests.** [s.l.]: Biogen Idec, 2014. Disponível em: <<http://mobilitymattersinms.ca/YourMobility/AssessmentTests>>. Acesso em: 05 dez. 2014.

BIOQUÍMICA DA HIPERTENSÃO. **Acidentes Vasculares Cerebrais.** Brasília: Grupo de Hipertensão, 2011. Disponível em: <<http://bioquimicadahipertensao.blogspot.com.br/2011/01/avc.html>>. Acesso em: 02 dez. 2014.

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 set. 2013.

BORELLA, Marcella de Pinho; SACCHELLI, Tatiana. Os Efeitos da Prática de Atividades Motoras Sobre a Neuroplasticidade. **Revista Neurociências.** São Bernardo do Campo, v. 12, n.2, p. 161-169, mai. 2008. Disponível em: <<http://www.revistaneurociencias.com.br/edicoes/2009/RN%2017%2002/14.pdf>>. Acesso em: 04 dez. 2014.

BOUNDLESS BIOLOGY. **Hormonal Regulation of Growth.** [s.l.]: Boundless, 2014. Disponível em: <https://www.boundless.com/biology/textbooks/boundless-biology-textbook/the-endocrine-system-37/regulation-of-body-processes-212/hormonal-regulation-of-growth-801-12037/>. Acesso em: 27 nov. 2014.

BRAGA, A. P. V. **Análise de Ligas de Alumínio Aeronáuticas Conformadas por Jateamento com Granalhas:** Caracterização e Previsão de Deformação, 2011. São Paulo. Disponível em: <www.teses.usp.br/teses/.../3/.../Dissertacao_Ana_Paola_V_Braga.pdf>. Acesso em: 09 jan. 2015.

BRASIL. Lei Nº. 7.853 de 24 de Outubro de 1989, Lei de Integração da Pessoa Portadora de Deficiência. **Diário Oficial [da] República Federativa do Brasil**, Brasília, DF, 25 out. 1989. Disponível em: <http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/leis/l7853.htm>. Acesso em: 07 out. 2014.

BRASIL. Decreto Nº. 3.298 de 20 de Dezembro de 1999, Regulamentação da Lei 7853/89. **Diário Oficial [da] República Federativa do Brasil**, Brasília, DF, 21 dez. 1999. Disponível em: <http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/decreto/d3298.htm>. Acesso em: 07 out. 2014.

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 out. 2013.

CANCIGLIERI JUNIOR, Osisris *et al.* **A Usabilidade e a Ergonomia no Suporte às Atividades de Projeto em Desenvolvimento de Produtos.** XXVII Encontro Nacional de Engenharia de Produção. Foz do Iguaçu: ENEGEP, 2007. Disponível em: <www.unifeijr.com.br/ScriptLattes/ABEPRO/PB-19.html>. Acesso em: 03 set. 2013.

CARVALHO, A. A. S. Miopatias. **Revista Neurociências.** São Paulo, v. 13, n.3, jul-set 2005, p. 35-38. Disponível em: <www.revistaneurociencias.com.br/edicoes/2005/RN%202013%20SUPLEMENTO/Pages%20from%20RN%202013%20SUPLEMENTO-9.pdf>. Acesso em: 03 dez. 2014.

CEREBRAL PALSY INTERNATIONAL SPORTS AND RECREATION ASSOCIATION. **CPISRA Sports Manual.** 10^a Ed. Worcester: CPISRA, 2009. Disponível em: <<http://cpisra.org/main/wp-content/uploads/2013/06/CPISRA-Classification-Rules-Release-9-October-27-2010.pdf>>. Acesso em 27 nov. 2014.

CEREZETTI, C. R. N. *et al.* Lesão Medular Traumática e Estratégias de Enfrentamento: Revisão Crítica. **O Mundo da Saúde.** São Paulo, v. 36, n.2, p. 318-326, dez. 2012.

Disponível em: <http://www.saocamilo-sp.br/pdf/mundo_saude/93/art07.pdf>. Acesso em: 02 dez. 2014.

CID-10.ORG. Classificação Estatística Internacional de Doenças e Problemas Relacionados à Saúde. [s.l.]: Datasus, 1990. Disponível em: <<http://www.cid-10.org>>. Acesso em: 23 nov. 2014.

COMISSÃO DE CLASSIFICAÇÃO DE JOGADORES DA IWBF. Guia para o Sistema de Classificação Funcional da IWBF para Jogadores de Basquetebol em Cadeiras de Rodas. [s.l.]: IWBF, 2004. Disponível em: <http://pwweb2.procempa.com.br/pmpa/prefpoa/rspara/usu_doc/classificacao_2004.pdf>. Acesso em: 24 dez. 2014.

COMITÊ PARALÍMPICO BRASILEIRO. Classificação. Brasília: CPB, 2014. Disponível em: <<http://www.cpb.org.br>>. Acesso em: 28 nov. 2014.

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 set. 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 set. 2013.

DA SILVA, L. P. Perfil do Nanismo Hipofisário no Hospital de Clínicas de Porto Alegre e Reteste dos Pacientes com Deficiência Isolada Idiopática de Hormônio de Crescimento, 2004. Dissertação de Mestrado. Porto Alegre. Disponível em: <<https://www.lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/10581/000598107.pdf?sequence=1>>. Acesso em: 28 dez. 2014.

DA SILVA, O. M.; DEL'ACQUA, R. J. Tecnologia Assistiva: Cadeiras de Rodas. [s.l.]: Faster, 2014. Disponível em: <<http://www.crfaster.com.br/Cadeira%20Rodas.htm>>. Acesso em: 24 nov. 2014.

DE MATTOS, Elisabeth. **Deficiências e Seus Tipos:** Atividades Motoras, Esportivas e Recreativas Para Portadores de Deficiência Motora. São Paulo: Luzimar Teixeira, 2010. Disponível em: <<http://www.luzimarteixeira.com.br/wp-content/uploads/2010/05/atividades-motoras-e-esportivas-na-deficiencia-fisica.pdf>>. Acesso em 10 out. 2014.

DE OLIVEIRA, C. F. C. **Monitorização e Caracterização do Esforço em Diferentes Ergómetros**, 2006. Dissertação de Mestrado. Viana do Castelo. Disponível em: <<http://www.ese.ipvc.pt/dmh/publicacoes/Oliveira%20%202006.pdf>>. Acesso em: 13 dez. 2014.

DEFICIENTE ONLINE. Esclerose Múltipla ganha novas opções de tratamento. [s.l.]: LD, 2007. Disponível em: <<http://www.deficiente.com.br/blog-do-pcd/entry/5-esclerose-multipla-ganha-novas-opcoes-de-tratamento>>. Acesso em: 02 dez. 2014.

DI CIERO, P. **Dieta pode ajudar quem sofre com artrite reumatoide.** [s.l]: [s.n.], 2014. Disponível em: <<http://prisciladiciero.com.br/blog/dieta-pode-ajudar-quem-sofre-com-artrite-reumatoide>>. Acesso em: 12 dez. 2014.

FARMÁCIASAUDE. **Anencefalia.** Figueira da Foz: Compete, 2014. Disponível em: <http://www.farmaciasaude.pt/site/index.php?option=com_content&view=article&id=327:anencefalia&catid=53:sintomasdoenca&Itemid=280>. Acesso em: 03 dez. 2014.

FREIRE, G. M. et al. **Recomendações para o Desenvolvimento de Cadeiras, a partir de uma Análise Ergonômica:** Arremesso do Peso nos Jogos Parapanamericanos 2007. Dissertação de Mestrado. Ponta Grossa: UTFPR, 2008. Disponível em: <www.pq.utfpr.edu.br/dirppq/ppcep/dissertacoes/.../80/Dissertacao.pdf>. Acesso em: 03 set. 2013.

GGDMETALS. **Alumínio.** Catálogo 2014. São Paulo: ggdmets, 2014. Disponível em: <<http://www.ggdmetals.com.br/cat/aluminio.pdf>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

GONZALEZ, Jane da Silva. Os Jogos Paraolímpicos: **O Contexto Histórico e Atual.** Grupo de Pesquisa em Estudos Olímpicos da PUC. Porto Alegre: PUCRS, 2007. Disponível em: <www.olympicstudies.uab.es/brasil/pdf/91.pdf>. Acesso em: 03 set. 2013.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. **Censo 2010.** Rio de Janeiro: Estados@ IBGE, 2014. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/estadosat/temas.php?sigla=rj&tema=censodemog2010_defic>. Acesso em: 11 out. 2014.

INTITUTO BRASILEIRO DOS DIREITOS DA PESSOA COM DEFICIÊNCIA. **Inclusão Social da Pessoa com Deficiência: Medidas que Fazem a Diferença.** 1ª edição. Rio de Janeiro: IBDD, 2008. Disponível em: <www.ibdd.org.br/arquivos/inclusaosocial.pdf>. Acesso em: 03 set. 2013.

INSTITUTO DE TECNOLOGIA SOCIAL DO BRASIL. **Pesquisa Nacional de Inovação em Tecnologia Assistiva (T.A.) Referência 2011/2013.** Brasília: E-Open, 2013. Disponível em: <<http://pesquisa.assistiva.org.br/>>. Acesso em 26 dez. 2014.

INSTITUTO FEDERAL DO PARANÁ. **Deficiência Física.** IFPR: Curitiba, 2013. Disponível em: <http://curitiba.ifpr.edu.br/wp-content/uploads/2013/06/DefFisica_abril.pdf>. Acesso em: 16 out. 2014.

INTERNATIONAL PARALYMPIC COMMITTEE. **Introduction to IPC Classifications.** Bonn: IPC, 2014. Disponível em: <<http://www.paralympic.org/classification>>. Acesso em 28 nov. 2014.

INTERNATIONAL WHEELCHAIR & AMPUTEE SPORTS FEDERATION. **IWAS Sports.** Aylesbury: IWAS, 2014. Disponível em: <<http://www.iwasf.com/iwasf/index.cfm/sports>>. Acesso em: 27 set. 2013.

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.

INTERNATIONAL WHEELCHAIR RUGBY FEDERATION. **Manual de Classificação da IWRF.** 3ª Ed. Delta: IWRF, 2011. Disponível em: <http://www.iwrf.com/resources/iwrf_docs/IWRF_Classification_Manual_3rd_Edition_rev-2011_Portuguese.pdf>. Acesso em: 12 dez. 2014.

INTERNATIONAL WHEELCHAIR RUGBY FEDERATION. **International Rules for the Sport of Wheelchair Rugby.** Colorado: IWRF, 2006. Disponível em: <<http://usqra.org/before/rules/rules2006.htm>>. Acesso em: 27 dez. 2014.

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.

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.

KURTZKE, J.F. Rating neurologic impairment in multiple sclerosis: an expanded disability status scale (EDSS). **Revista Médica NCBI**, Neurology, v. 33, n.11, p. 1444-52, dez. 1983. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6685237>. Acesso em: 03 dez. 2014.

LEITE, M. C. P. **Toxemia Gravídica.** Departamento de Informática Médica do Hospital Polyclin. Informedicals Polyclin: São Paulo, [201-]. Disponível em: <<http://www.policlin.com.br/drpoli/100/>>. Acesso em: 16 out. 2014.

LOOKFORDIAGNOSIS.COM. **Encefalocele.** [s.l.]: LFD, 2014. Disponível em: <http://www.lookfordiagnosis.com/mesh_info.php?term=encefalocele&lang=3>. Acesso em: 02 dez. 2014.

MARTINS E SILVA, J. Adaptação Metabólica ao Exercício Físico. **Revista Actas Bioquímica**, Lisboa, v. 1, n.1, p. 57-107, dez 1989. Disponível em: <http://www.hemorreologia.com/index.php?option=com_docman&task=doc_download&gid=651&Itemid=1>. Acesso em: 26 dez. 2014.

MATSUY, C. **Relações entre as medidas da cadeira.** São Paulo: Mão na Roda, 2010. Disponível em <<http://maonarodablog.com.br/2010/04/06/relacao-entre-as-medidas-da-cadeira/>>. Acesso em: 15 set. 2013.

MERSEVSEIDE HANDBALL ASSOCIATION. **Table of Contents:** Rules of the Game. 1st Ed. Liverpool: MHA, [200-]. Disponível em: <<http://www.lwhc.org.uk/AboutHandball.asp>>. Acesso em: 04 jan. 2015.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de Atenção à Pessoa Amputada.** Brasília: MS, 2013. Disponível em: http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_pessoa_amputada.pdf. Acesso em: 28 nov. 2014.

MOTLOCH, W. M.; BREARLEY, M. N. Technical note: a wheelchair ergometer for assessing patients in their own wheelchairs. **Prosthetics and Orthotics International.** Redwood City, v. 7, n.1, p. 50-51, dez. 1983. Disponível em: <http://www.oandplibrary.org/poi/pdf/1983_01_050.pdf>. Acesso em: 12 dez. 2014.

MS – NATIONAL MULTIPLE SCLEROSIS SOCIETY. [s.l.]: MS, 2014. Disponível em: <<http://www.nationalmssociety.org/>>. Acesso em: 05 dez. 2014.

NETTER, Frank H. **Atlas da Anatomia Humana.** 2^a Ed. Porto Alegre: Artmed, 2000. Disponível em: <<http://www.auladeanatomia.com/neurologia/espinhais.htm>>. Acesso em: 02 dez. 2014.

NOVAIS, D. V. **Projeto e Construção de um Ergômetro para Cadeirantes,** 2010. Dissertação de Mestrado. Uberlândia. Disponível em: <<http://repositorio.ufu.br/bitstream/123456789/139/1/ProjetoConstrucaoErgometro.pdf>>. Acesso em: 12 jul. 2013.

NUNES, S. **Sobre LER e DORT.** [s.l.]: Qualifis, 2011. Disponível em: <<http://qualifis.blogspot.com.br/2011/06/sobre-ler-e-dort.html>>. Acesso em: 02 dez. 2014.

OLIVEIRA, J. C. **Atividade Física e Saúde:** qual a importância da avaliação postural. [s.l.]: [s.n.], 2011. Disponível em: <<http://atividade-fisica-saude.blogspot.com.br/2011/10/qual-importancia-da-avaliacao-postural.html>>. Acesso em: 27 nov. 2014.

OROZCO, D. A. **Centro de Acondicionamiento Físico para Personas Con Discapacidades Motoras.** Escuela de Ingeniería de Antioquia. Envigado: EIA, 2013.

Disponível: <<http://repository.eia.edu.co/bitstream/11190/261/1/BIOM0208.pdf>>. Acesso: 05 nov. 2014.

PATIENT.CO.UK Trusted Medical Information and Support. **Muscular Dystrophies: An Overview.** Egton: Egton Medical, 2014. Disponível em: <<http://www.patient.co.uk/pdf/8614.pdf>>. Acesso em: 09 dez. 2014.

PICARELLI, H. **Neuromedical.** São Paulo: Impactamidia, 2014. Disponível em: <<http://helderpicarelli.com.br/site/pagina/recursos/>>. Acesso em: 02 dez. 2014.

PIMENTA, Eliana de Moraes. **A Influência da Hidroterapia na Qualidade de Vida do Portador de Hidrocefalia:** Estudo de Caso, 2012. Tese de Doutorado. Braga. Disponível em: <<http://repositorio.ucp.pt/bitstream/10400.14/11257/1/Tese%20Eliana.pdf>>. Acesso em: 02 dez. 2014.

QUEZADO, R.; FONTENELE, E. G. P. **Nanismo Hipofisário,** 2006. Protocolo de Residência Médica. Fortaleza. Disponível em: <http://www.huwc.ufc.br/arquivos/biblioteca_cientifica/File/DIM/PROTOCOLOS%20CLINICO_S%20HUWC/endocrinologia/nanismo.pdf>. Acesso em: 29 nov. 2014.

REED, Umbertina C. Doenças Neuromusculares. **Jornal de Pediatria.** São Paulo, v. 71, n.1, p. 89-103, dez. 2002. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/jped/v78s1/v78n7a12.pdf>>. Acesso em: 04 dez. 2014.

ROSA, D. P. *et al.* Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho: Situação na Construção Civil em Goiânia. **Revista Eletrônica de Enfermagem.** Goiânia, v. 2, n.1, p. 01-07, jan/jun 2000. Disponível em: <<http://www.revistas.ufg.br/index.php/fen/article/view/677/749>>. Acesso em: 03 dez. 2014.

SASSAKI, Romeu Kazumi. Símbolos para Deficiências na Trajetória Inclusiva. **Reação,** ano XII, n.66, p. 11-17, jan./fev. 2009. Disponível em: <http://www.vezdavoz.com.br/site/simbolos_acessibilidade.php>. Acesso em: 05 dez. 2014.

SECRETARIA DE ESPORTE E LAZER DE JUIZ DE FORA. **Regulamento do Atletismo.** Juiz de Fora: PJF, 2014. Disponível em:

<http://www.pjf.mg.gov.br/secretarias/sel/semana_paralimpica/1-atletismo/atletismoregulamento2semanaparalimpica.pdf> Acesso em: 27 dez. 2014.

SIQUEIRA, Rinaldo. Lesões nervosas periféricas: uma revisão. **Revista Neurociência**. São Bernardo do Campo, v. 15, n.3, p. 226-233, dez. 2007. Disponível em: <<http://www.revistaneurociencias.com.br/edicoes/2007/RN%202015%202003/Pages%20from%20RN%202015%202003-10.pdf>>. Acesso em: 05 dez. 2014.

TEIXEIRA, Luzimar. Deficiência Física: **definição, classificação, causas e características**. Atividade Física Adaptada à Saúde. São Paulo: Luzimar Teixeira, 2010. Disponível em: <<http://www.luzimarteixeira.com.br/wp-content/uploads/2010/05/definicao-e-classificacao-da-deficiencia-fisica.pdf>>. Acesso em: 16 out. 2014.

TUASAÚDE. **Clínica Geral**: Hidrocefalia. Espaço Informativo. [s.l.]: Tua Saúde, 2014. Disponível em: <<http://www.tuasaude.com/hidrocefalia/>>. Acesso em: 07 dez. 2014.

UNICAMP. **Miopatias Inflamatórias**: dermatomiosite e polimiosite. Campinas: Anatpat, [201-]. Disponível em: <<http://anatpat.unicamp.br/musmiopinfl.html>>. Acesso em: 03 dez. 2014.

WU, Jiajie *et al.* **A Wheelchair ergometer rollers system with variable resistance for studying propulsion biomechanics**. Alberta: FRM, [201-]. Disponível em: <http://www.albertahealthservices.ca/hf-7822-glenrose-sorb31.pdf>. Acesso em: 12 dez. 2014.

VEEGER, Dirkjan, *et al.* The Effect of Rear Wheel Camber in Manual Wheelchair Propulsion. **Journal of Rehabilitation Research**. Amsterdam, v. 26, n.2, p. 37-46, jul-dez. 1989. Disponível em: <http://www.researchgate.net/publication/20432387_The_effect_of_rear_wheel_camber_in_manual_wheelchair_propulsion/links/0912f50aff727c271a000000.pdf>. Acesso em: 20 maio 2014.

VIEIRA, Ivaldo Brandão. Atividades E Esportes Inclusivos Para Pessoas Com Deficiência Física. **Revista de Atividades Físicas Inclusivas Para Pessoas Com Deficiência**. Confederação Brasileira de Dança em Cadeiras de Rodas. Mogi das Cruzes, v. 4, n.1, p. 59-

122, dez. 2011. Disponível em: <http://www.gime.ufjf.br/aperfeicoamento/wp-content/uploads/2012/01/AFIPD_volume_4_FINAL.pdf>. Acesso em: 13 out. 2014.

VIEIRA, S. A. A. **Ergo1**: Novo protótipo para condicionamento físico de cadeirantes paratletas, 2012. Dissertação de Mestrado. Uberlândia.

VOLTERRA, Enrico; GAINES, J. H. **Advanced Strength Of Materials**. Prentice-Hall: New Jersey, 1971. (p. 31-33).

YIM, Shin Young *et al.* Effect wheelchair ergometer training on spinal cord-injured paraplegics. **Yonsei Medical Jornal**. Seoul, v. 34, n.3, p. 278-286, dez. 1993. Disponível em: <<http://www.ymj.kr/Synapse/Data/PDFData/0069YMJ/ymj-34-278.pdf>>. Acesso em: 12 dez. 2014.

