

THIAGO JOSÉ DONEGÁ

CRwheel - Equipamento para Personalização de
Cadeiras de Rodas de Corrida



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2015

THIAGO JOSÉ DONEGÁ

CRwheel - Equipamento para Personalização de Cadeiras de Rodas de Corrida

Dissertação apresentada ao programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica, como requisito parcial para a obtenção do Título de Mestre em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia. Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo
Coorientador: Prof. Dr. Silvio Soares dos Santos



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
2015

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

D681c Donegá, Thiago José, 1983-
2015 CRwheel - Equipamento para personalização de cadeiras de rodas de
 corrida / Thiago José Donegá. - 2015.
 113 f. : il.

 Orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.
 Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
 Inclui bibliografia.

 1. Engenharia Mecânica - Teses. 2. Atletismo - deficientes - Teses.
3. Paraolimpíadas - Teses. 4. Cadeiras de Rodas - Corridas - Teses. I.
Araújo, Cleudmar Amaral de, 1963-. II. Universidade Federal de
Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. III.
Título.

CDU: 621

THIAGO JOSÉ DONEGÁ

CRwheel - Equipamento para Personalização de Cadeiras de Rodas de Corrida

Dissertação apresentada ao programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica, como requisito parcial para a obtenção do Título de Mestre em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia. Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo
Orientador - FEMEC - UFU

Prof. Dr. Silvio Soares dos Santos
Coorientador - FAEFI - UFU

Profa. Dra. Sônia A. G. Oliveira
Interno da Área - FEMEC - UFU

Profa. Dra. Lidiane Sartini de Oliveira
Externo - ICTE - UFTM



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
2015

Agradecimentos

À Deus e à Nossa Senhora pelas bênçãos derramadas sobre mim nessa caminhada, por sonharem comigo esse sonho e por me guiarem na triagem desse caminho.

À minha esposa Cristiane por ter me incentivado e estado sempre junto comigo desde o início da realização e concretização desse sonho.

Ao Clemente e Célia por todo o apoio que sempre deram a mim e à Cristiane.

Ao meu orientador prof. Cleudmar Amaral de Araújo por ser um pai e amigo, por ter me acolhido na família LPM, pelo apoio e dedicação dispensados durante essa caminhada e pelos ensinamentos transmitidos.

Ao Rogério (treinador de atletismo no SESI Gravatás) e todos os atletas do SESI que foram grandes parceiros na realização deste trabalho.

À empresa Alphamix por todo o apoio concedido.

Ao Deny que além de ser um amigo se mostrou grande parceiro me dando orientações importantes desde o início da execução deste projeto.

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

À CAPES por proporcionar recursos financeiros para a manutenção deste mestrado.

A todos os amigos do LPM, que são muitos e seria difícil citar todos aqui, mas obrigado pela amizade, companherismo e por terem de alguma forma me ajudado durante o desenvolvimento deste trabalho.

Aos amigos da sala CIMNE e do LTCM pela amizade e momentos de descontração.

*“É graça divina começar bem.
Graça maior persistir na caminhada certa.
Mas graça das graças é não desistir nunca.”
(Dom Hélder Câmara)*

DONEGÁ, T. J., **CRwheel - Equipamento para Personalização de Cadeiras de Rodas de Corrida**. 2015. 113 f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

Resumo

No atletismo paralímpico uma das principais modalidades é a corrida em cadeira de rodas. As primeiras cadeiras de rodas de corridas quando comparadas às atuais são bastante diferentes, sendo inclusive denominadas de esportivas ou de alto rendimento. Para maximizar a eficiência, em geral, as cadeiras de rodas esportivas são personalizadas pela antropometria dos atletas, utilizadas pelas empresas como guia na fabricação da cadeira. Normalmente, este processo exige grande experiência dos profissionais que devem adaptar conhecimentos de adequação postural em função do tipo de lesão. Estas análises, indiretamente, são associadas com a modalidade esportiva praticada. Para isto, em geral, após as análises por parte dos profissionais, o atleta deve aguardar o tempo de fabricação da cadeira de rodas esportiva. Neste caso, não é possível efetuar qualquer modificação no projeto tornando a análise, de certa forma, subjetiva e que demanda um tempo considerável sem alternativas para uma reavaliação estrutural. Diante destes aspectos, o objetivo deste trabalho é projetar um novo equipamento para personalização de cadeiras de rodas de corrida denominado de CRwheel. Utilizando este equipamento é possível realizar diversas medições e regulagens, conforme as características antropométricas dos atletas, e ao mesmo tempo, o atleta e os profissionais avaliam as melhores adequações durante o movimento de propulsão simulando uma ou mais condições de resistência imposta aos eixos que acoplam os aros. A parte estrutural do CRwheel foi desenvolvida em ambiente Solidworks e projetada utilizando modelagem por elementos finitos. Como uma condição de parametrização das diferentes regulagens foi também implementado em ambiente Autodesk Inventor o projeto de duas versões de cadeiras de rodas de corrida convencionais. Utilizando os modelos de elementos finitos verificou-se que a estrutura é adequada para faixas de atletas com peso máximo de 180 kgf. Utilizando o CRwheel é possível efetuar 22 ajustes que podem ser introduzidos diretamente no projeto estrutural parametrizado da cadeira de rodas de corrida automatizando o processo, minimizando o tempo de fabricação e possibilitando ao atleta visualizar in loco, alguns aspectos, de sua futura cadeira de rodas de corrida.

Palavras-chave: *Atletismo; Cadeira de Rodas de Corrida; Esportes Paralímpicos; Engenharia Biomecânica; Personalização de Cadeiras de Rodas.*

DONEGÁ, T. J., **CRwheel - Customization Equipment of Racing Wheelchairs**
2015. 113 f. Master Thesis, Federal University of Uberlândia, Uberlândia.

Abstract

Wheelchair racing within paralympic athletics is the main modality. Older wheelchairs racing in comparison to current wheelchairs are very different being, presently, called sporting or high-performance wheelchair. Actually, companies are using athlete anthropometry for sports wheelchair customized like wheelchairs manufacture guide. Normally, this process requires special expertise to fit postural adjustment knowledge in function of injury. Indirectly, these analyzes have association with played sport. Therefore, after customizing measures, athlete must wait for manufacturing time of sports wheelchair. In this phase, design changes are impossible to carry out making subjective the analysis and requiring a lot of time. The goal of this work is to design an equipment for racing wheelchairs customization called CRwheel. Several measurements and adjustments considering the athletes anthropometry characteristics can be done and, at the same time, the best settings and performance during handrim propulsion simulating one or more resistance conditions imposed can be evaluated by the athlete and professionals. Solidworks Platform for structural analysis to the CRwheel and evaluation through finite element modeling were used. Different settings like parametrization condition in Autodesk Inventor software were also developed. Two versions for conventional racing wheelchairs were done. Finite element analysis showed that the structure is suitable for athletes up to 180 kgf weight. It is possible adjust up to 22 different settings using the CRwheel that can be adjusted directly into the customized structural design to the racing wheelchair and, thus able to introduce an automation process that can minimizing manufacturing time allowing for the athlete, view in loco, operation of their future race wheelchair.

Keywords: *Athletics; Racing Wheelchair; Paralympic Sports; Biomechanic Engineering; Customization of Wheelchairs.*

Lista de abreviaturas e siglas

FEMEC	Faculdade de Engenharia Mecânica da UFU
IPC	International Paralympic Committee
LPM	Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner A. Gomide
NH/Resp	Núcleo de Habilitação e Reabilitação em Esportes Paralímpicos
TIG	Tungsten Inert Gas
UCI	União Ciclística Internacional
UFU	Universidade Federal de Uberlândia
GDL	Grau de Liberdade
LI	Limite Inferior
LS	Limite Superior
EF	Elementos Finitos
CAD	Computer Aided Design (Desenho Auxiliado por Computador)

Lista de símbolos

v	velocidade $\left[\frac{m}{s}\right]$
F	Força $[N]$
Δ	Variação
\leftrightarrow	Sentido linear
\circlearrowright	Sentido rotacional

Lista de Figuras

Figura 1.1 – Comparativo entre cadeira de rodas de atletismo de diferentes épocas. Fonte: (COUNCIL, 2014)	2
Figura 2.1 – Cadeira de rodas para atletismo. Fonte: (DRAFT, 2015).	8
Figura 2.2 – Partes principais de uma cadeira de rodas para atletismo. Fonte: adaptado de Invacare (2011)	10
Figura 2.3 – Atleta em posição de impulso. Fonte: (INVACARE, 2015b).	11
Figura 2.4 – Posições verticais e horizontais de assento. Fonte: adaptado de (MASSE; LAMONTAGNE; O'RIAIN, 1992)	14
Figura 2.5 – Ângulo de cambagem na roda traseira (cadeira de rodas vista por trás). .	15
Figura 2.6 – Vista de cima de uma cadeira de rodas: ilustração da nomenclatura do alinhamento das rodas.	17
Figura 2.7 – Aro de propulsão raiado com a tensão em direção à roda. Fonte: (KALYA- NASUNDARAM; LOWE; WATTERS, 2006).	18
Figura 2.8 – Modelo da Cadeira de Rodas Gerado em CAD Utilizado na Simulação. Fonte: (COTA et al., 2010).	20
Figura 2.9 – Cadeira de rodas Supera. Fonte: (HOLOS, 2013b).	20
Figura 2.10–Dispositivo de direção de uma cadeira de rodas de corridas.	23
Figura 2.11–Cadeira de rodas de corrida vista frontal e superior. Fonte: (BLEAKNEY, 2004).	24
Figura 2.12–Exercitador adaptador de cadeira de rodas. Fonte: (RAMAEKERS, 1990). .	25
Figura 2.13–Esteira para uso com uma cadeira de rodas. Fonte: (BIGELOW; ECK; LAYTON, 1995).	25
Figura 2.14–Aparelho de treinamento de cadeira de rodas com quatro rodas. Fonte: (BURAK; MAYES, 1997).	26
Figura 2.15–Aparelho de treinamento de cadeira de rodas de corrida. Fonte: (MAYES; BURAK, 1997).	27
Figura 2.16–Equipamento para treinamento de exercícios aeróbicos com cadeira de ro- das. Fonte: (BAATZ, 1998).	27
Figura 2.17–Plataforma de treinamento de cadeira de rodas. Fonte: (WU; CHEN; CHEN, 2006).	28
Figura 2.18–Aparato e método estacionário para exercícios aeróbicos com cadeira de rodas. Fonte: (STANFORD, 2009).	29
Figura 2.19–Ergômetro para cadeirantes desenvolvido em estrutura similar à cadeiras de rodas convencionais. Fonte: (NOVAIS, 2010).	29

Figura 2.20–Ergômetro para cadeirantes. Segundo protótipo desenvolvido no NH/RESP. Fonte: (VIEIRA, 2012).	30
Figura 2.21–Estrutura modular ajustável para ergômetros de cadeirantes esportivos. Fonte: (CARDOSO, 2015).	30
Figura 3.1 – Quadro da cadeira de rodas de atletismo tipo SV1. Fonte: adaptado de (INVACARE, 2015a).	33
Figura 3.2 – Quadro da cadeira de rodas de atletismo tipo KU1. Fonte: adaptado de (INVACARE, 2015a).	34
Figura 3.3 – Quadro da cadeira de rodas de atletismo tipo SI1. Fonte: adaptado de (INVACARE, 2015a).	34
Figura 3.4 – Quadro da cadeira de rodas de atletismo. Fonte: adaptado de (INVA- CARE, 2013b).	35
Figura 3.5 – Vistas frontal e superior de uma cadeira de rodas de atletismo.	36
Figura 3.6 – Aviso de advertência em relação ao equilíbrio. Retirado de: Invacare (2011).	36
Figura 3.7 – Posições dos pés e pernas nas cadeiras de rodas de corrida. Fonte: (BUR- DUS, 2012)	37
Figura 3.8 – Perfis estruturais utilizados na modelagem. Fonte: (ALCOA, 2015)	37
Figura 3.9 – Perfis tubulares em formato triangular	38
Figura 3.10–Identificação e localização das cargas aplicadas no quadro	39
Figura 3.11–Exemplos de acessórios utilizados	41
Figura 3.12–Mecanismo de interligação entre o eixo de propulsão e o dispositivo de resistência/torquímetro	42
Figura 4.1 – Primeira versão do protótipo do CRwheel	47
Figura 4.2 – Vista em perspectiva do equipamento completo	49
Figura 4.3 – Ilustração dos ângulos compreendidos pelo gabarito	50
Figura 4.4 – Exemplos das inclinações possíveis do assento	51
Figura 4.5 – Pino de travamento da inclinação do assento	51
Figura 4.6 – Cinta de acomodação lombar posicionada no encosto	52
Figura 4.7 – Cinta de acomodação da perna no apoio da perna	53
Figura 4.8 – Variação no comprimento do tubo principal	53
Figura 4.9 – Altura e inclinação do tubo principal	54
Figura 4.10–Altura e inclinação do garfo	54
Figura 4.11–Opções de aros de propulsão disponibilizadas para o presente equipamento.	55
Figura 4.12–Ilustração das rodas sem e com cambagem e, com ajuste do afastamento da estrutura	56
Figura 4.13–Dispositivo de ajuste da largura do assento	57
Figura 4.14–Largura do Assento	59

Figura 4.15–Inclinação do assento	59
Figura 4.16–Altura do assento	60
Figura 4.17–Inclinação do apoio do glúteo	60
Figura 4.18–Centro de gravidade	61
Figura 4.19–Inclinação do Encosto	61
Figura 4.20–Profundidade do Encosto	62
Figura 4.21–Altura do Encosto	63
Figura 4.22–Diâmetros dos aros de propulsão utilizados no dispositivo.	63
Figura 4.23–Cambagem das rodas traseiras	64
Figura 4.24–Afastamento das rodas	65
Figura 4.25–Extensão do apoio dos pés e pernas	65
Figura 4.26–Largura do apoio das pernas	66
Figura 4.27–Inclinação do apoio dos pés e pernas	66
Figura 4.28–Ajuste da inclinação do apoio dos pés	67
Figura 4.29–Dispositivo de medição e ajuste da largura dos joelhos	68
Figura 4.30–Comprimentado do tubo principal	68
Figura 4.31–Altura do tubo principal	69
Figura 4.32–Inclinação do tubo principal	69
Figura 4.33–Posição do garfo	70
Figura 4.34–Inclinação do garfo	70
Figura 4.35–Posição do Conjunto Frontal	71
Figura 4.36–Geometria da base principal da estrutura	72
Figura 4.37–Estrutura do assento na configuração "aberto longo"	73
Figura 4.38–Estrutura do assento na configuração "fechado longo"	74
Figura 4.39–Estrutura do assento na configuração "aberto curto"	75
Figura 4.40–Estrutura do assento na configuração "fechado curto"	76
Figura 4.41–Estrutura do gabarito com o pino	76
Figura 4.42–Aresta de análise do refinamento de malha	77
Figura 4.43–Curvas da tensão de Von-Mises [MPa] x Distância dos pontos [mm].	78
Figura 4.44–Geração das malhas para as configurações do assento	79
Figura 4.45–Geração das malhas para a base principal e o conjunto do pino	80
Figura 4.46–Condições de contorno.	82
Figura 4.47–Condições de carregamento.	83
Figura 4.48–Tensões equivalentes de von-Mises na base principal da estrutura	84
Figura 4.49–Região da tensão equivalente máxima localizada na base principal da estrutura	84
Figura 4.50–Representação gráfica da deformação na estrutura principal da base.	85

Figura 4.51–Tensões equivalentes de von-Mises na configuração assento aberto longo .	86
Figura 4.52–Região da tensão equivalente máxima localizada na configuração assento aberto longo	86
Figura 4.53–Representação gráfica do campo de deslocamento na configuração assento aberto longo	87
Figura 4.54–Tensões equivalentes de von-Mises na configuração assento fechado longo	87
Figura 4.55–Região da tensão equivalente máxima localizada na configuração assento fechado longo	88
Figura 4.56–Representação gráfica do campo de deslocamento na configuração assento fechado longo	88
Figura 4.57–Tensões equivalentes de von-Mises na configuração assento aberto curto .	89
Figura 4.58–Região da tensão equivalente máxima localizada na configuração assento aberto curto	89
Figura 4.59–Representação gráfica do campo de deslocamento na configuração assento aberto curto	90
Figura 4.60–Tensões equivalentes de von-Mises na configuração assento fechado curto	90
Figura 4.61–Região da tensão equivalente máxima localizada na configuração assento fechado curto	91
Figura 4.62–Representação gráfica do campo de deslocamento na configuração assento fechado curto	91
Figura 4.63–Representação gráfica das tensões equivalentes de Von-Mises no gabarito	92
Figura 4.64–Região da tensão equivalente máxima localizada no conjunto gabarito com pino	92
Figura 4.65–Representação ilustrativa das tensões equivalentes de von-Mises no pino da inclinação do assento	93
Figura 4.66–Representação ilustrativa da tensão de cisalhamento máxima no pino da inclinação do assento	94
Figura 4.67–Campo de deslocamento no conjunto do pino com o gabarito	94
Figura 4.68–Campo de deslocamento no pino	95
Figura 4.69–Projeções ortogonais e perspectiva do modelo com perfis comerciais . . .	96
Figura 4.70–Cadeira de rodas para atletismo.	96
Figura 4.71–Projeções ortogonais e perspectiva do modelo com perfis triangulares . .	97
Figura 4.72–Ilustração do resultado obtido com a tensão equivalente de von-Mises nas estruturas da cadeira de rodas de corrida	98
Figura 4.73–Ilustração do resultado obtido com a deformação nas estruturas da cadeira de rodas de corrida	98
Figura 4.74–Fluxograma de parametrização de uma cadeira de rodas de corrida . . .	100

Lista de tabelas

Tabela 3.1 – Propriedades aplicadas nos testes de EF (CALLISTER, 2002).	43
Tabela 4.1 – Inventário das peças e acessórios contidos no equipamento	47
Tabela 4.2 – Graus de liberdade e variação das variáveis de influência	58
Tabela 4.3 – Características físicas da base principal	72
Tabela 4.4 – Características físicas do assento aberto longo	73
Tabela 4.5 – Características físicas do assento fechado longo	74
Tabela 4.6 – Características físicas do assento aberto curto	75
Tabela 4.7 – Características físicas do assento fechado curto	75
Tabela 4.8 – Características físicas do gabarito com o pino	77
Tabela 4.9 – Características das malhas para análise de sensibilidade	78
Tabela 4.10 – Estatísticas resultantes da geração de malhas	81
Tabela A.1 – Propriedades de Materiais de Engenharia (CALLISTER, 2002).	109
Tabela B.1 – Valores típicos de limite de escoamento, limite de resistência a tração e ductilidade (alongamento percentual). (CALLISTER, 2002).	110

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	5
2.1	Esporte Adaptado	6
2.2	Sistema de Classificação	7
2.3	Evolução do Esporte em Cadeira de Rodas de Atletismo	8
2.4	Regras e Regulamentações do Comitê Paralímpico Internacional	9
2.5	O Aro de Propulsão	10
2.6	Centro de Gravidade e Posição do Assento	12
2.7	Cambagem	13
2.8	Resistência ao Rolamento e Alinhamento das Rodas	16
2.9	Raios das Rodas	17
2.10	Peso da Cadeira de Rodas	19
2.11	Materiais Utilizados na Fabricação de Cadeiras de Rodas	21
2.12	Recordes e Velocidades de Corridas em Cadeira de Rodas	22
2.13	Uso do Dispositivo de Direção para Fazer Curvas	22
2.14	Relação do Atleta com a Cadeira de Rodas	23
2.15	Equipamentos para avaliação e treinamento de usuários de cadeira de rodas	24
2.16	Sistemas de Resistência Eletromagnético e Torquímetro	31
3	MATERIAIS E MÉTODOS	32
3.1	Dimensões e Ajustes em Cadeira de Rodas de Corrida	32
3.2	Projeto das Cadeiras de Rodas de Corrida	36
3.2.1	Modelo com Perfis Comerciais	37
3.2.2	Modelo com Perfis Triangulares	37
3.3	Projeto do CRwheel	39
3.3.1	Perfis Estruturais, Acessórios e Revestimentos	40
3.4	Proposta de Sistema de Resistência	41
3.5	Modelagem de Elementos Finitos	42
3.5.1	Importação da Geometria	44
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	46
4.1	Estrutura do CRwheel	46

4.1.1	Desenho Técnico	46
4.2	Resultados Particulares do Desenvolvimento do Equipamento para Projetar Cadeira de Rodas de Corrida	50
4.2.1	Sistema de Gabarito para Regulagem da Inclinação do Assento .	50
4.2.2	Cintas de Nylon	51
4.2.3	Inclinação do Garfo Associada aos Ajustes do Tubo Principal . .	53
4.2.4	Altura e Inclinação do Tubo Principal	53
4.2.5	Posição e Inclinação do Garfo	54
4.2.6	Regulagens dos Aros de Propulsão	55
4.2.7	Mecanismo de Cambagem da Roda de Propulsão	55
4.2.8	Configuração do Dispositivo de Ajuste da Largura do Assento . .	56
4.3	Variáveis de Influência dos Ajustes do CRwheel	57
4.3.1	Assento - Largura	58
4.3.2	Assento - Inclinação	59
4.3.3	Assento - Altura	60
4.3.4	Apoio do glúteo - Inclinação	60
4.3.5	Centro de gravidade	61
4.3.6	Encosto - Inclinação	61
4.3.7	Encosto - Profundidade	62
4.3.8	Encosto - Altura	62
4.3.9	Aro de propulsão - Diâmetro	63
4.3.10	Rodas traseiras - Cambagem	64
4.3.11	Rodas traseiras - Afastamento	64
4.3.12	Apoio dos pés e pernas - Comprimento	65
4.3.13	Apoio dos pés e pernas - Largura	65
4.3.14	Apoio das pernas - Inclinação	66
4.3.15	Apoio dos pés - Inclinação	67
4.3.16	Joelhos - Largura	67
4.3.17	Tubo Principal - Comprimento	68
4.3.18	Tubo Principal - Altura	68
4.3.19	Tubo Principal - Inclinação	69
4.3.20	Garfo - Posição	69
4.3.21	Garfo - Inclinação	70
4.3.22	Conjunto frontal - Posição frente-atrás	70
4.4	Modelagem por Elementos Finitos	71
4.4.1	Importação da Geometria	71
4.4.2	Base Principal da Estrutura	71

4.4.3	Assento Aberto Longo	72
4.4.4	Assento Fechado Longo	73
4.4.5	Assento Aberto Curto	74
4.4.6	Assento Fechado Curto	75
4.4.7	Configuração do Pino com o Gabarito	76
4.4.8	Estudo de Malha para a Estrutura do CRwheel	77
4.4.9	Geração das Malhas para Ensaio de MEF	79
4.4.10	Condições de Contorno	81
4.4.11	Condições de Carregamento	81
4.4.12	Simulações Numéricas	84
4.5	Cadeira de Rodas de Corrida Convencional	95
4.5.1	Modelo com Perfis Comerciais	95
4.5.2	Modelo com Perfis Triangulares	96
4.5.3	Modelagem Numérica das Cadeiras de Rodas de Corrida	97
4.6	Procedimento Operacional do CRwheel	99
4.6.1	Procedimento para Concepção de uma Cadeira de Rodas de Corrida Utilizando o CRwheel	99
5	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	101
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	104
A	PROPRIEDADES DE MATERIAIS DE ENGENHARIA UTILIZADOS EM PROJETOS DE CADEIRAS DE RODAS . .	109
B	VALORES TÍPICOS DE LIMITE DE ESCOAMENTO, LIMITE DE RESISTÊNCIA A TRAÇÃO E DUCTILIDADE .	110

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

O esporte é uma atividade que pode ajudar pessoas com deficiências a ter uma vida mais saudável e feliz, melhorando a autoestima e até mesmo a alcançar certo grau de independência (GOLD; GOLD, 2007).

Motivado pelos benefícios que o esporte pode proporcionar, o neurocirurgião Ludwig Guttmann utilizava o esporte como parte do tratamento de lesados medulares no hospital de Stoke Mandeville, na Inglaterra em meados dos anos 1940. A partir de seu trabalho, Guttman iniciou o que pode ser chamado de “o pontapé inicial” para a criação dos Jogos Paralímpicos. Pois, ele se utilizou do esporte para motivar competições que se iniciaram com os pacientes do hospital de Stoke Mandeville. Em pouco tempo estas competições ganharam proporções internacionais, e desta forma proporcionaram a criação dos Jogos Paralímpicos (MELLO; WINCKLER, 2012).

Dentre as diversas modalidades esportivas existentes atualmente, o atletismo foi um dos primeiros, surgindo nos jogos de 1960 que também é considerado o ano dos primeiros Jogos Paralímpicos. A modalidade atletismo pode ser disputada por atletas usuários ou não de cadeira de rodas. De forma que, para os usuários existem provas de corridas disputadas utilizando-se de cadeiras de rodas específicas, diferentes das utilizadas no dia a dia.

Segundo Masse, Lamontagne e O’riain (1992), desde a introdução da corrida de cadeira de rodas, ocorreram mudanças drásticas no desenho das cadeiras que ocasionaram melhorias extraordinárias nos tempos recordes. Estas mudanças podem ser atribuídas a vários fatores, como: a posição do assento, posição e cambagem das rodas, características do aro de propulsão e da estrutura, entre outras.

É possível encontrar inúmeras publicações sobre testes e avaliações que evidenciam as características das cadeiras de rodas que podem gerar melhorias nos tempos das corridas.

Porém, estes estudos demonstram resultados que são bons para determinado atleta ou grupo de atletas. No entanto, é importante considerar que cada atleta tem características próprias e que estas características influenciam no sucesso em uma competição (KATARIINA, 2008) e (SAGAWA et al., 2012).

Na época em que tiveram início as corridas em cadeiras de rodas as competições não passavam de 200 metros. Com o passar dos anos as cadeiras sofreram diversas alterações, sendo que melhoraram muito ao longo dos anos, para atender as especificações das corridas. Hoje em dia as cadeiras de rodas de corridas são bastante leves, e são feitas de uma mono-estrutura. Além disso são fabricadas de acordo com as medidas antropométricas do atleta para otimizar a habilidade individual de corrida (KATARIINA, 2008). A Figura 1.1 mostra um comparativo entre as primeiras cadeiras de rodas de corrida e as cadeiras atuais.



(a) Anos 1980



(b) Anos 1990

Figura 1.1 – Comparativo entre cadeira de rodas de atletismo de diferentes épocas. Fonte: (COUNCIL, 2014)

Portanto, é importante que as características individuais do atleta sejam consideradas ao se projetar uma cadeira de rodas de atletismo. Em vista disso, se torna interessante desenvolver um método que avalie quais as principais características da cadeira de rodas que melhor se adaptam com as características do indivíduo. É importante que este método de avaliação encontre parâmetros ótimos em função do comprometimento biomecânico e ergonômico do atleta, com o intuito de se obter um melhor desempenho no esporte e obter uma cadeira personalizada de forma efetiva e eficaz.

Visto que há carência de métodos e equipamentos de avaliação do condicionamento físico de pessoas com deficiência, isto motiva o desenvolvimento de projetos voltados para este público. Diante deste contexto, o objetivo deste trabalho é projetar um novo equipamento e paralelamente uma nova metodologia que avalia as características antropométricas dos atletas para aplicar no projeto e construção de uma cadeira de rodas de atletismo, em busca de uma cadeira personalizada que busque melhores adaptações e que possibilite uma melhora na performance.

O grupo de pesquisas do Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner A. Gomide (LPM) desenvolve diversos trabalhos voltados para a linha de engenharia biomecânica. Os

trabalhos desenvolvidos nesta linha envolvem diversos pesquisadores (professores e alunos) das áreas de Fisioterapia, Odontologia, Engenharia, Medicina, Terapia Ocupacional e Educação Física. Dentro desta linha foi criado, em 2012, o Núcleo de Habilitação e Reabilitação em Esportes Paralímpicos (NH/Resp), vinculado diretamente ao LPM. O núcleo é multidisciplinar e desenvolve pesquisas em tecnologias assistivas voltadas para o esporte dedicado as pessoas com necessidades especiais e em especial ao esporte paralímpico. Dentre os projetos desenvolvidos no NH/Resp no âmbito do esporte paralímpico pode-se citar um novo ergômetro para cadeirantes que atualmente está em sua terceira versão.

A maioria dos fabricantes de cadeiras de rodas esportivas fazem medidas do corpo do atleta, as quais são utilizadas como guia para o projeto da cadeira (BLEAKNEY, 2004).

Segundo Woude, Groot e Janssen (2006) e Katariina (2008), o desempenho do atleta depende totalmente da afinidade do indivíduo com a cadeira de rodas. De acordo com Katariina (2008), na construção da cadeira de rodas de atletismo devem ser observados alguns pontos essenciais ao desempenho do atleta como a força da parte superior do corpo, capacidade física do atleta, nível da lesão neurológica e aplicabilidade da cadeira de rodas.

Em geral os ajustes feitos em cadeiras de rodas visando alcançar um melhor desempenho, são sugeridos pelo próprio usuário. Estes ajustes são executados de acordo com a experiência do indivíduo. E normalmente definidos por erros e acertos até que se obtenham melhores resultados.

Assim, o objetivo deste trabalho é projetar um novo equipamento para personalização de cadeiras de rodas de corrida denominado de CRwheel. Utilizando este equipamento é possível realizar diversas medições e regulagens, conforme as características antropométricas dos atletas, e ao mesmo tempo, o atleta e os profissionais avaliam as melhores adequações durante o movimento de propulsão simulando uma ou mais condições de resistência imposta aos eixos que acoplam os aros.

Visando atingir o objetivo proposto, o trabalho foi desenvolvido em capítulos, da seguinte forma:

- Capítulo II - revisão da literatura a respeito do evolução do atletismo em cadeira de rodas, sistema de classificação da modalidade, biomecânica do movimento de propulsão, regras e regulamentos, relacionamento das posições do atleta na cadeira de rodas de corrida e, equipamentos de avaliação e treinamento de usuários de cadeiras de rodas;
- Capítulo III - materiais e metodologia de projeto do CRwheel, definição dos tipos de ajustes a serem utilizados no projeto e, metodologia para a realização de modelagem por elementos finitos;

- Capítulo IV - resultados e discussão dos resultados, nesse capítulo foi apresentada a estrutura do CRwheel com desenho técnico, algumas questões particulares de desenvolvimento, as variáveis de influência e ajuste do CRwheel, resultados da modelagem por elementos finitos, concepção de cadeira de rodas de corrida a partir de parâmetros padrão e, procedimento operacional do equipamento;
- Capítulo V - conclusões e sugestões para trabalhos futuros;
- Capítulo VI - referências bibliográficas.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A principal função do esporte para pessoas com deficiência é promover uma vida mais saudável, melhorando a autoestima, buscando alcançar um certo grau de independência (GOLD; GOLD, 2007).

Em 1940 o neurocirurgião Ludwig Guttmann utilizou o esporte como parte do tratamento de lesados medulares no hospital de Stoke Mandeville (Inglaterra). A partir de seu trabalho, Guttmann iniciou o que pode ser chamado de “o pontapé inicial” para a criação dos Jogos Paralímpicos. Pois, ele utilizou o esporte para motivar competições que se iniciaram com pacientes do hospital de Stoke Mandeville. Em pouco tempo estas competições ganharam proporções internacionais, e desta forma proporcionaram a criação dos Jogos Paralímpicos (MELLO; WINCKLER, 2012).

O atletismo faz parte dos jogos desde 1960 que também é considerado o ano dos primeiros Jogos Paralímpicos. A modalidade atletismo pode ser disputada por atletas usuários ou não de cadeira de rodas. De forma que, para os usuários existem provas de corridas disputadas utilizando-se de cadeiras de rodas de alto rendimento.

Segundo Masse, Lamontagne e O’riain (1992), desde a introdução da corrida de cadeira de rodas, ocorreram mudanças drásticas no desenho das cadeiras que ocasionaram melhorias extraordinárias na performance. Estas mudanças podem ser atribuídas a vários fatores, como: a posição do assento, posição e cambagem das rodas, características do aro de propulsão e da estrutura, entre outras.

É possível encontrar diversas publicações sobre testes e avaliações que evidenciam as características das cadeiras de rodas que podem gerar melhorias nos tempos das corridas ((MASSE; LAMONTAGNE; O’RIAIN, 1992), (BONINGER et al., 2000), (HUANG et al., 2007) e (COSTA et al., 2009)). Porém, estes estudos demonstram resultados que são bons

para determinado atleta ou grupo de atletas. No entanto, é importante considerar que cada atleta tem características próprias e que estas influenciam no sucesso em uma competição. Ou seja, é importante que as características individuais do atleta sejam consideradas ao se projetar uma cadeira de rodas de atletismo. Em vista disso, é interessante desenvolver um método que avalie quais as características da cadeira de rodas se adapta melhor com as características do indivíduo. É importante que este método de avaliação encontre parâmetros ótimos das características biomecânicas e ergonômicas do atleta, com o intuito de se obter um melhor desempenho no esporte. Visto que existe carência de métodos e equipamentos de avaliação do condicionamento físico de pessoas com deficiência, isto motiva o desenvolvimento de projetos voltados para este público.

Existem diversas técnicas de avaliação que consideram parâmetros necessários com as cadeiras de rodas de atletismo. Estas técnicas visam modificações no desenho da cadeira de rodas com o objetivo de aperfeiçoar o desempenho do atleta.

Segundo Bleakney (2004), a maioria dos fabricantes fazem medidas no corpo do atleta, as quais são utilizadas como guia na fabricação da cadeira. Porém, não se encontra equipamento que faça testes de desempenho do atleta simultaneamente às alterações nos ajustes da cadeira de rodas.

Segundo Woude, Groot e Janssen (2006) e Katariina (2008), o desempenho do atleta depende totalmente da afinidade do indivíduo com a cadeira de rodas.

De acordo com Katariina (2008), na construção da cadeira de rodas de atletismo devem ser observados alguns pontos essenciais ao desempenho do atleta como a força da parte superior do corpo, capacidade física do atleta, nível da lesão neurológica, e aplicabilidade da cadeira de rodas.

Muitas vezes os ajustes feitos em cadeiras de rodas visando alcançar um melhor desempenho são feitos, na maioria das vezes, pelo próprio usuário. Estes ajustes são executados de acordo com a experiência do indivíduo. E normalmente definidos por erros e acertos até que se obtenham melhores resultados.

Devido a estes vários fatores torna-se interessante o desenvolvimento de um equipamento próprio para avaliação e treinamento voltado para a corrida em cadeira de rodas. Visto que este equipamento ajudaria na construção de cadeiras de rodas personalizadas e individualizadas, com parâmetros que aperfeiçoariam o desempenho do atleta.

2.1 Esporte Adaptado

O esporte praticado por pessoas com deficiência tem seu início registrado entre o final do século XIX e o início do século XX. Porém, os primeiros passos para a realização de jogos paralímpicos internacionais foi dado em Stoke Mandeville na Inglaterra pelo neuroci-

rurgião alemão Ludwig Guttman (MELLO; WINCKLER, 2012). Guttman, um proeminente neurocirurgião Judeu chegou à Inglaterra em 1939. Após pesquisas no Departamento de Neurocirurgia da Universidade de Oxford e posteriormente no Hospital Ortopédico de Wingfield-Morris, Guttman tornou-se diretor do que viria a ser o Centro Nacional de Lesados Medulares no Hospital de Stoke Mandeville (GOLD; GOLD, 2007).

Segundo Gold e Gold (2007), Guttman acreditava que o esporte era um caminho que poderia ajudar até mesmo pessoas com deficiências graves a viver de forma mais saudável. E por isso utilizava o esporte como parte da reabilitação dos pacientes.

Ao desenvolver estas ideias, Guttman formulou a ideia de um festival de esportes para incapazes. Mediante este ideal, os primeiros Jogos de Stoke Mandeville ocorreram no dia 28 de Julho de 1948, com data coincidente ao dia da abertura dos Jogos Olímpicos em Londres. E em 1952 (outro ano Olímpico), os Jogos de Stoke Mandeville adquiriram dimensões internacionais, com a participação de um grupo de veteranos de guerra holandeses (GOLD; GOLD, 2007).

Em 1960 ocorreu em Roma a nona edição dos Jogos Internacionais de Stoke Mandeville. Tempos depois, este passou a ser considerado, como os Primeiros Jogos Paralímpicos. O atletismo foi uma, dentre tantas outras modalidades incluídas nesta edição (MELLO; WINCKLER, 2012).

Segundo Mello e Winckler (2012), a partir dos jogos realizados em Roma, o atletismo se fez presente em todas as edições. A partir da edição dos Jogos Paralímpicos de Atlanta, em 1996, houve no atletismo a mudança da classificação médica para funcional.

2.2 Sistema de Classificação

Segundo Veríssimo e Ravache (2006), a classificação funcional consiste em uma categorização que o atleta recebe em função do seu volume de ação. Ou seja, o atleta é classificado pela sua capacidade de realizar movimentos, colocando em evidência a potencialidade dos resíduos musculares de sequelas de algum tipo de deficiência, bem como os músculos que não foram lesados.

De forma mais resumida, o objetivo da classificação funcional é agrupar os atletas que apresentam, aproximadamente, o mesmo grau de comprometimento funcional, proporcionando desta forma, equiparação entre os competidores que estão na mesma classe (VERÍSSIMO; RAVACHE, 2006).

O sistema de classificação funcional adotado a partir de Atlanta (1996) é o mesmo utilizado atualmente. Na modalidade atletismo a classificação funcional dos atletas, em classes, se dá através de dois números precedidos por uma letra. Para as provas de pista se utiliza a letra T (do inglês: Track), e para as de campo F (do inglês: Field). O número que representa a

dezena simboliza o grupo da deficiência, e a unidade, o nível de comprometimento dos atletas em um determinado grupo de deficiência (MELLO; WINCKLER, 2012).

Considerando-se as características das incapacidades, as classes são subdivididas da seguinte forma: classes 11 a 13 (atletas com deficiência visual), classe 20 (deficiência Intelectual), classes 31 a 38 (paralisia cerebral), classes 40 e 41 (atletas anões), classes 42 a 47 (atletas com deficiências nos membros inferiores e superiores, como amputação, por exemplo), e classes 51 a 57 (atletas que competem, exclusivamente, utilizando cadeiras de rodas). Deve-se ressaltar que um número menor, dentro de cada subdivisão, indica uma maior limitação de atividade do atleta. Por exemplo, nas classes T51-52 podem competir atletas que tenham limitações nos membros inferiores e superiores, devido a tetraplegia, por exemplo. Já na classe T54 competem atletas com função normal de tronco que apresentam alguma sequela em membros inferiores (IPC, 2015).

Os atletas das classes T31 a T34 e T51 a T54 competem nas provas de pista, nos eventos de velocidade, utilizando cadeira de rodas específica para a modalidade, por terem limitações nos membros inferiores. Um exemplo de cadeira de rodas específica para esta modalidade é apresentado na Figura 2.1. Nas primeiras competições de velocidade as cadeiras de rodas utilizadas eram as mesmas de uso diário. Porém, a partir dos jogos de Toronto, no Canadá (1976), se iniciou a utilização das primeiras cadeiras de corridas especializadas (MELLO; WINCKLER, 2012).



Figura 2.1 – Cadeira de rodas para atletismo. Fonte: (DRAFT, 2015).

2.3 Evolução do Esporte em Cadeira de Rodas de Atletismo

De acordo com Masse, Lamontagne e O'riain (1992), na década de 1980 foram testemunhadas melhorias extraordinárias nos recordes de corridas de cadeira de rodas. As mudanças no desempenho observadas ao longo dos anos, podem ser atribuídas, em parte, ao desenvolvimento de melhores cadeiras de rodas. Segundo os autores, desde a introdução da corrida de cadeira de rodas, ocorreram mudanças drásticas no desenho das cadeiras. Algumas das mudanças ocorridas foram: abaixar o assento, cambagem das rodas traseiras e alteração da

posição das rodas traseiras para frente, modificação no diâmetro das rodas traseiras e dos aros de propulsão, e também alterações na estrutura.

Segundo Katariina (2008), na época em que tiveram início as corridas em cadeiras de rodas as competições não passavam de 200 metros. Com o passar dos anos as cadeiras sofreram bastante alterações, sendo que melhoraram muito ao longo dos anos, para atender as especificações das corridas. Hoje em dia as cadeiras de rodas de corridas são bastante leves, e são feitas de uma monoestrutura que pode ser de alumínio, aço inox, titânio, etc. Estas cadeiras de rodas tem pneus tubulares, cubos de precisão, rodas grandes e pequenos aros de propulsão para otimizar a habilidade individual de corrida. Para melhorar o desempenho, as cadeiras de rodas de corridas são construídas de uma maneira mais aerodinâmica que cadeiras do dia-a-dia.

A cadeira de rodas para corridas tem algumas diferenças em relação às cadeiras de rodas utilizadas para o dia-a-dia. Tais diferenças as tornam adequadas para as competições de corridas e inapropriadas para a utilização diária. Em decorrência destas diferenças, são estabelecidas dimensões e características especificadas pelas regras do IPC (International Paralympic Committee – Comitê Paralímpico Internacional). O IPC é o órgão internacional responsável pelas regras e regulamentações dos esportes paralímpicos. As regras estabelecidas pelo IPC estão em consonância com as regras definidas pelo IAAF (International Association of Athletics Federations – Associação Internacional de Federações de Atletismo), que é o órgão gestor do atletismo a nível mundial.

2.4 Regras e Regulamentações do Comitê Paralímpico Internacional

Nas competições reconhecidas pelo IPC a cadeira de rodas deve ter duas rodas grandes e uma roda pequena. Em outras competições reconhecidas a cadeira pode ter duas rodas grandes e um máximo de duas pequenas. Sendo, que a(s) roda(s) pequena(s) deve(m) se localizar sempre na parte da frente. Nenhuma parte do quadro (definido como o plano vertical da extremidade traseira e rodas, incluindo o assento), da cadeira de rodas pode se estender para além da parte dianteira do cubo da roda da frente ou ultrapassar a lateral da parte interna do cubo das rodas traseiras. A altura máxima do quadro da cadeira de rodas a partir do chão deve ser de 50 cm. Nenhuma parte da cadeira de rodas pode se projetar para trás do plano vertical da extremidade traseira dos pneus traseiros (IPC, 2014a). A Figura 2.2 apresenta as partes principais de uma cadeira de rodas de corrida.

Segundo as regras do (IPC, 2014a), o diâmetro máximo das rodas grandes com o pneu inflado não deve exceder 70 cm. O diâmetro máximo da roda pequena com o pneu inflado não deve exceder 50 cm. Só são permitidos dispositivos mecânicos de direção operados manualmente. O uso de carenagens ou dispositivos similares desenvolvidos especificamente

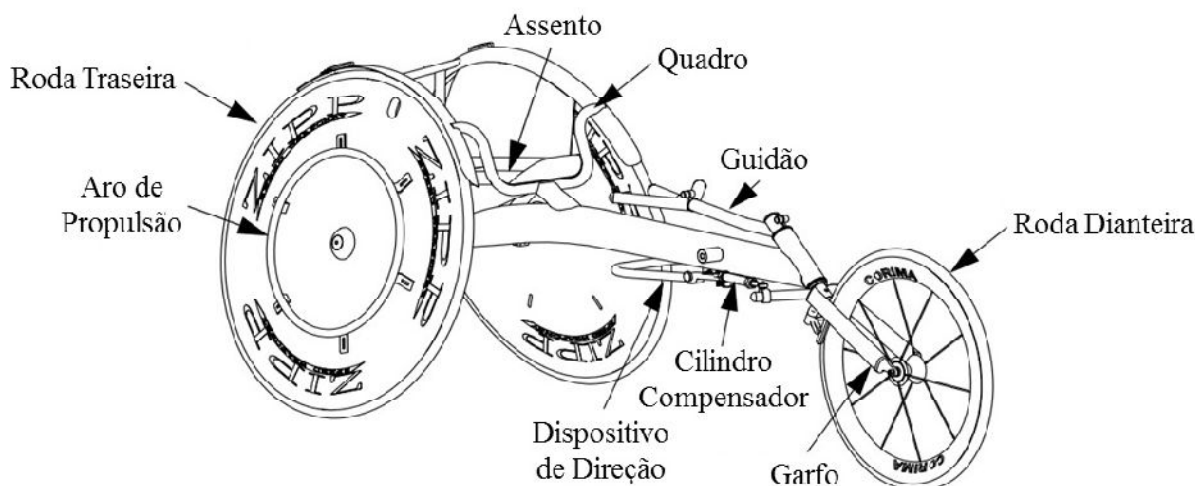


Figura 2.2 – Partes principais de uma cadeira de rodas para atletismo. Fonte: adaptado de Invacare (2011)

para melhorar o desempenho aerodinâmico do atleta na cadeira de rodas não é permitido. Nenhuma parte do corpo do atleta pode se arrastar no chão durante o evento. Não é permitida nenhuma engrenagem ou alavanca mecânica para impulsionar a cadeira de rodas. O uso de espelhos não é permitido em cadeiras de rodas de pista ou corridas de rua. É permitido somente um aro de propulsão liso e circular para cada roda grande (IPC, 2014a).

2.5 O Aro de Propulsão

Segundo Katariina (2008), o tamanho e o posicionamento do aro de propulsão é um dos vários fatores que influenciam no esforço físico do atleta e, conseqüentemente na qualidade de propulsão da cadeira.

Em seus estudos Bleakney (2004), menciona que o aro utilizado na cadeira de rodas de corrida pode variar de tamanho. Em geral os diâmetros variam entre 10 e 16 polegadas (25,4 cm a 40,64 cm), sendo mais comum a utilização de 14 polegadas (35,56 cm) entre as mulheres, e 14,5 polegadas (36,83 cm) para os homens.

Embora a escolha do diâmetro do aro de propulsão é realizada seguindo preferências do atleta, o diâmetro apropriado é determinado primeiramente pelo comprimento do braço e do tronco. A seleção do diâmetro deve permitir ao atleta um acesso confortável das mãos à parte inferior dos aros ao sentar-se em uma posição de impulso (Figura 2.3). A definição do diâmetro deve ir ao encontro do objetivo a ser alcançado, pois o aro de propulsão com diâmetro menor é favorável à maior velocidade, enquanto que o maior diâmetro favorece na aceleração e nas subidas (BLEAKNEY, 2004).

No trabalho de Costa et al. (2009), encontraram que menores aros de propulsão são

mais eficientes e causam menos extenuação física em maiores velocidades, porém isto não é válido para corridas de longo alcance, onde a extenuação pode ultrapassar o limiar anaeróbio significando que o atleta pode não ser capaz de continuar com a mesma intensidade de esforço durante a corrida.



Figura 2.3 – Atleta em posição de impulso. Fonte: (INVACARE, 2015b).

Em seus estudos, Churton e Keogh (2013), encontraram que quando é necessário um maior torque para um aumento mais rápido de velocidade, um diâmetro maior do aro de propulsão pode ser mais eficaz devido ao maior braço de alavanca. Porém, sabe-se que um maior aro de propulsão também pode apresentar algumas consequências indesejadas. Pois quanto maior o aro, mais se exige do esforço físico do atleta e consequentemente se aumenta o risco de lesão.

Costa et al. (2009), concluíram que aros de propulsão menores poderiam responder parcialmente pela menor extenuação física em esforços de alta intensidade, refletido por uma menor frequência cardíaca e uma menor (mas não estatisticamente provada) concentração de lactato no sangue.

De acordo com Goosey, Campbell e Fowler (1997), os melhores corredores conseguem altas velocidades devido a maior amplitude de seus toques de impulso e estes gastam menos tempo em contato com o aro de propulsão.

Em Bussmann e Greguol (2012), os autores concluíram que a habilidade de propulsão na cadeira de rodas para atletas de provas longas depende do ângulo de toque para melhor desempenho. Em seus estudos os autores fizeram uso de filmagens para coleta de dados, alguns autores utilizaram a técnica da eletromiografia e outros uniram às câmeras frequenciômetros e analisador portátil de lactato.

Bussmann e Greguol (2012), também identificaram que em grande parte dos trabalhos sobre movimento em cadeira de rodas é omitido o tipo de piso no qual a análise é feita e este

é um fator que influencia diretamente nos resultados obtidos.

De acordo com Moss, Fowler e Goosey-Tolfrey (2005), o pico de velocidade na corrida em cadeira de rodas pode ser atribuído ao ponto em que ocorre o movimento da cabeça e do tronco. Especificamente na mudança da flexão para extensão do tronco e o faseamento com os braços.

2.6 Centro de Gravidade e Posição do Assento

De acordo com Katariina (2008), quando se deseja planejar e construir uma cadeira de rodas, devem ser observados alguns pontos que são essenciais ao desempenho do atleta. Assim, outro fator que interfere nos resultados do atleta é a posição do eixo das rodas em relação ao ombro dos sujeitos.

De acordo com Sagawa et al. (2012), quanto mais à frente e mais próximo em relação ao ombro dos indivíduos o eixo estiver posicionado, menor será o esforço executado, menor será a frequência de toque e maior será o tempo em contato com o aro de propulsão. Nessa postura, a resistência das rodas diminui e o aro de propulsão fica mais próximo dos indivíduos. Essas modificações estariam associadas com o aumento da qualidade da propulsão, bem como o decréscimo da taxa de crescimento da curva de força.

A relação entre o centro de gravidade e a posição de aderência das rodas afeta as características de uma boa rodagem. Quando a cadeira de rodas tem mais massa atrás é mais fácil de tocar, porém é mais fácil tombar para trás. Nestas cadeiras de rodas os encostos de braço são curtos, de modo que a posição do atleta para impulsionar a cadeira, é mais para frente. Assim, as deficiências nos membros e a diferença no peso destes atletas devem ser consideradas quando se projeta uma cadeira de rodas de corrida (KATARIINA, 2008).

A distância entre eixos e a largura, ambos influenciam a condução e performance. A distância entre eixos influencia na vibração do rodízio frontal, na resistência de rodagem, estabilidade e controlabilidade. Especificamente uma grande distância entre eixos traz mais estabilidade, porém menos controle. Geralmente as cadeiras de rodas são bastante controláveis e manobráveis, e consequentemente pouco estáveis. Isto é porque os usuários preferem controle à estabilidade sobre a cadeira (COOPER, 1991).

Segundo Masse, Lamontagne e O'riain (1992), uma mudança na posição de assento refere-se a uma mudança na posição do assento em relação ao eixo principal, o qual não é necessariamente obtido movendo-se o assento, mas pode ser conseguida movendo-se as rodas traseiras.

De acordo com Cooper (1991), existem várias dimensões cruciais de assento a serem consideradas no projeto de cadeiras de rodas de esportes, como altura do assento, ângulo, profundidade, largura, altura do encosto, e ângulo do encosto.

Conforme Katariina (2008), a posição do assento influencia na efetividade do impulso. E de acordo com Masse, Lamontagne e O'riain (1992), diferentes posições de assento alteram o padrão de propulsão dos atletas e consequentemente afetam o seu desempenho. Um dos problemas voltados para o atleta é definir a posição de assento necessária para alcançar uma técnica de propulsão ótima. Portanto, pesquisas no desenho da cadeira de rodas podem permitir aos atletas melhorar seu desempenho através de uma melhor técnica de propulsão.

Na pesquisa feita por Masse, Lamontagne e O'riain (1992), todos os sujeitos foram testados em uma cadeira de rodas ajustável construída de acordo com as especificações requeridas pelos pesquisadores. Os seguintes ajustes foram possíveis com esta cadeira: altura do assento; posição horizontal das rodas traseiras; cambagem da roda; e inclinação de assento e do encosto.

Katariina (2008), observaram em seus estudos que o assento na posição meio-baixo e atrás-baixo é mais eficaz para o impulso que nas posições frontal-baixo, frontal-alto, meio-alto, ou atrás-alto (ver Figura 2.4 a qual ilustra as posições de assento).

A localização das pernas também é importante, pois quanto mais próximas estiverem do corpo, mais estável se torna o impulso. Da mesma forma, mantendo-se os joelhos para cima se aumenta a eficácia de propulsão (KATARIINA, 2008).

Não há nenhum estudo que diz qual a melhor posição para as pernas, esta é apenas uma questão de preferência. Os objetivos ao se decidir sobre uma posição de assento são uma ótima estabilidade de sentar-se e melhor segurança em relação ao aro de propulsão (BLEAKNEY, 2004).

Segundo Bleakney (2004), a posição apropriada do assento varia de atleta para atleta, com dois determinantes principais: as dimensões corporais e o nível de deficiência. A posição do atleta pode ser ajustada na altura que o atleta senta para cima do eixo, no ângulo que o atleta senta para frente ou para trás do eixo, e na altura do joelho. O atleta também pode optar por se sentar com as pernas dobradas debaixo da parte superior do tronco e atrás do eixo ou com as pernas na frente do eixo estendido para a frente na direção da roda dianteira e apoiando sobre tiras ou suportes para os pés.

A resposta muscular também é influenciada pela posição do usuário em relação ao aro de propulsão, as forças resistivas e o nível de incapacidade (MASSE; LAMONTAGNE; O'RIAIN, 1992). Assim, para atletas com diferentes níveis de lesão neurológica, deve-se projetar cadeiras de rodas com diferentes posições de assento (KATARIINA, 2008).

2.7 Cambagem

Outra característica importante a ser considerada em relação ao desempenho do atleta é a cambagem. A cambagem é o ângulo de inclinação da roda em relação ao plano horizontal

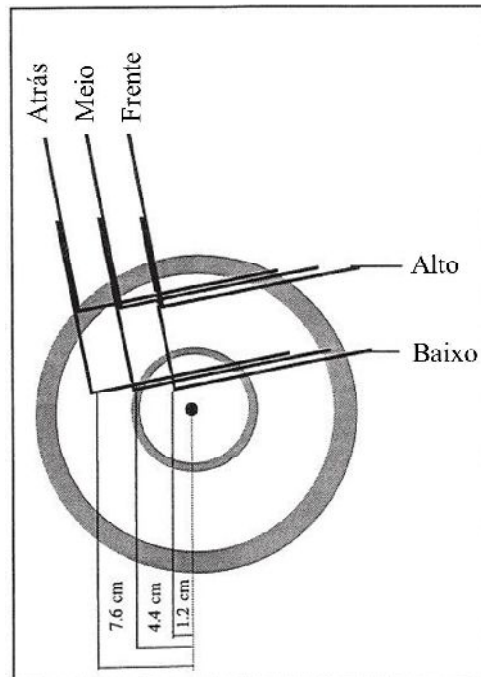


Figura 2.4 – Posições verticais e horizontais de assento. Fonte: adaptado de (MASSE; LAMONTAGNE; O'RIAIN, 1992)

do solo a partir de 90° (Figura 2.5). A cambagem nas rodas permite ao atleta se ajustar ao assento sem comprometer o acesso ao aro de propulsão além de estabilizar a cadeira de rodas em movimento. A faixa do ângulo de cambagem geralmente está entre 7° e 15° , de forma que a maioria dos valores utilizados está entre 11° e 13° (BLEAKNEY, 2004).

Um estudo nas características das cadeiras de rodas durante as Paralimpíadas de 1980 apresentou uma tendência de aumento do sucesso dos atletas com a aplicação da cambagem. Os atletas mais bem sucedidos tinham cadeiras de rodas com ângulo de cambagem de $7,16$ graus (se essa relação é casual não se sabe) (VEEGER; WOUDE; ROZENDAL, 1989).

De acordo com Trudel et al. (1997), a cambagem em cadeiras de rodas é conhecida por influenciar em variáveis como a eficiência cinemática e metabólica, a proteção das mãos (quando passa por portas), a resistência de rodagem, o momento de giro de inclinação lateral em declives, a vida útil dos rolamentos das rodas traseiras, e o ângulo de alinhamento das rodas traseiras.

O objetivo do trabalho feito por Veeger, Woude e Rozendal (1989), foi determinar se o aumento da cambagem leva a um nível mais eficiente da propulsão em cadeiras de rodas, em termos de parâmetros fisiológicos e padrão de movimentos.

No método utilizado por Veeger, Woude e Rozendal (1989), os sujeitos fizeram 4 testes de exercícios com duração de 12 minutos cada. Em cada teste a cambagem foi variada de 0, 3, 6 e 9 graus. Nestes testes os autores monitoraram o consumo de oxigênio, a razão da taxa

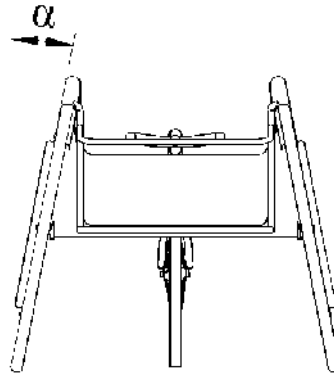


Figura 2.5 – Ângulo de cambagem na roda traseira (cadeira de rodas vista por trás).

respiratória e a frequência cardíaca. Foram feitas filmagens durante os exercícios, com as quais foram monitorados o número de toques de impulso, o tempo ao longo do qual as mãos estiveram em contato com o aro de propulsão e que os aros foram aparentemente empurrados (tempo de impulso), o tempo ao longo do qual os braços retornam à posição inicial (tempo de recuperação), o ângulo sobre o qual o aro de propulsão é empurrado (ângulo de impulso), e a diferença entre o ângulo inicial e final de impulso.

Os resultados apresentados por Veeger, Woude e Rozendal (1989) mostraram que a mudança na cambagem, de zero para nove graus, resultou em uma menor resistência de rodagem. Ou seja, a resistência de rodagem diminuiu com o aumento do ângulo de cambagem. No entanto, os resultados dos dados cinemáticos não confirmam a expectativa de que o aumento do ângulo de cambagem facilita o movimento dos braços.

Segundo Cooper (1991), quando é adicionado um ângulo de cambagem na roda traseira da cadeira de rodas a rigidez efetiva entre a superfície de rodagem e a estrutura é reduzida. Como vantagens adicionais, o aumento da área de contato entre o pneu e o chão aumenta a estabilidade lateral de rodagem, acelera o giro (curva) e produz um impulso biomecânico de braço mais natural.

Por outro lado, Tsai et al. (2007), verificaram que quando é utilizado um ângulo de cambagem grande 15° nas rodas traseiras da cadeira de rodas há a necessidade de o cadeirante aplicar mais força no aro de propulsão para impulsionar a cadeira. Isto se dá devido ao atrito entre o pneu e o chão que se tornam maiores quando a cambagem aumenta, devido ao aumento da área de contato entre o pneu e o solo.

Na mesma linha de estudos Huang et al. (2007), analisaram o gasto energético com a cambagem a 0° e a 15° . Neste trabalho encontraram que na propulsão com ângulo de cambagem maior (15°) há um maior gasto energético do condutor da cadeira além de maior perda de energia.

Porém, segundo Katariina (2008), a largura aumenta com o aumento do ângulo de cam-

bagem, que em geral varia entre 5° e 15° . Isso evitaria o braço de abduzir no plano frontal, reduzindo assim o esforço estático dos músculos dos ombros. O vetor de força efetiva também pode ser dirigido tanto quanto possível para a articulação do ombro. O ângulo de cambagem dá aos cotovelos uma maneira mais natural e relaxada para impulsionar as cadeiras de rodas. Este ângulo influencia sobre o ato de agarrar o aro de propulsão e consequentemente influencia na duração do tempo de impulso e na mudança angular da fase de recuperação.

2.8 Resistência ao Rolamento e Alinhamento das Rodas

Visto que a cambagem e o alinhamento influenciam na resistência ao rolamento, este se torna outro parâmetro importante a ser considerado no desempenho das cadeiras de rodas. Segundo Woude, Groot e Janssen (2006), várias características no projeto da cadeira de rodas têm grande influência na resistência ao rolamento. Conforme os autores os fatores que geram maior resistência ao rolamento, são: maior massa do indivíduo, maior massa da cadeira de rodas, menor pressão dos pneus, menor rigidez do piso, alinhamento divergente/convergente (toe-in/out) (Figura 2.6), maior vibração nas rodas, quadro dobrável versus quadro tipo caixa, e baixa manutenção. Os fatores que diminuem a resistência ao rolamento são rodas maiores e centro de massa mais perto do eixo das rodas traseiras.

O alinhamento das rodas da cadeira de rodas de corrida é medido em relação ao ângulo em que as rodas estão convergentes ou divergentes e a relação de paralelismo das rodas com o tubo principal da estrutura da cadeira de rodas. A convergência e a divergência são as variações da distância medida à altura do eixo entre duas rodas paralelas à sua frente e atrás. Se a distância é maior atrás a cadeira está convergente e se é maior na frente está divergente (BLEAKNEY, 2004).

Segundo Bleakney (2004), idealmente as rodas são paralelas, não sendo nem convergente nem divergente. Ao mesmo tempo, a distância entre as rodas e o tubo principal é idêntica, assegurando que as rodas estão paralelas com a estrutura e não estão puxando para a direita ou esquerda. Os fabricantes das cadeiras produzem dispositivos para medir o alinhamento e podem oferecer o melhor dispositivo para ajustar o alinhamento, se necessário. É fundamental que quando se fizer o alinhamento da cadeira o atleta esteja sentado nela, porque devido a flexibilidade das cadeiras de alumínio o alinhamento varia quando o atleta está ou não sentado na cadeira de rodas de corridas.

De maneira geral os elementos relativos ao desempenho do atleta podem ser listados por Katariina (2008), que define os seguintes fatores como sendo os responsáveis por influenciar a eficiência das cadeiras de rodas de corrida: peso e vibração, estrutura e rigidez da roda, rodagem, rolamento e resistência do ar, e geometria da estrutura. Em outras palavras, a resistência de rodagem é uma das maiores forças de resistência. Os fatores que influenciam

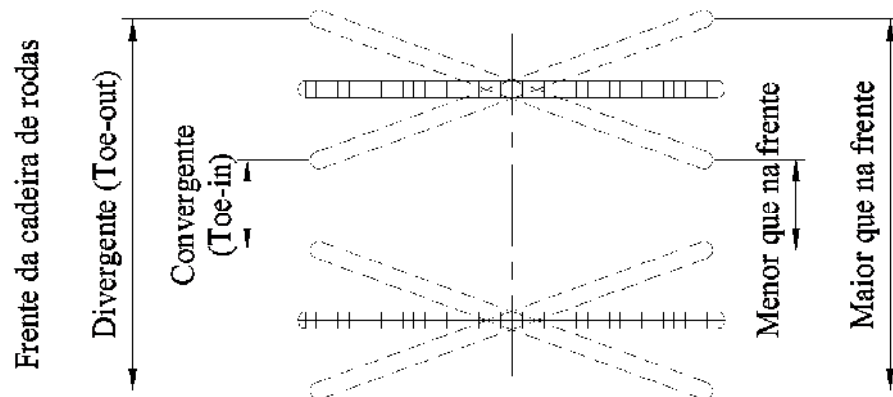


Figura 2.6 – Vista de cima de uma cadeira de rodas: ilustração da nomenclatura do alinhamento das rodas.

na resistência de rodagem, são: estrutura personalizada fixa, suporte fixo de pernas e pés, parte frontal sob medida e afinada, ângulo do quadro personalizado de 80° ou mais, haste de cambagem, encosto fixo, protetores fixos de roupas, o menor peso possível, eixo traseiro com ângulo de assento e altura personalizados, ângulo de cambagem da roda traseira de 6° a 12° .

2.9 Raios das Rodas

Segundo Katariina (2008), a quantidade de raios na roda deve ser levada em conta em corridas de cadeira de rodas, por causa da aerodinâmica. Quando os raios da roda estão rodando eles misturam ar e provocam turbulência. Assim, reduzindo o número de raios se reduz uma porção da turbulência, porém, ao mesmo tempo a força e rigidez das rodas é reduzida. Isto pode ser compensado combinando-se os raios radialmente um com o outro.

Para atletas iniciantes rodas raiadas com padrão radial variando entre 24 e 36 raios também podem ser usados. Atletas mais experientes necessitam de mais raios (por exemplo, 28 a 36) para garantir melhor desempenho. Atletas mais leves podem seguramente utilizar rodas com 24 a 28 raios (BLEAKNEY, 2004).

Há várias opções de rodas disponíveis no mercado para cadeiras de rodas de atletismo. Em geral, rodas de disco de fibra de carbono asseguram uma vantagem aerodinâmica distinta em relação as rodas raiadas, e são geralmente, as rodas escolhidas pelos profissionais de corridas em cadeira de rodas (BLEAKNEY, 2004).

Segundo Howarth (2012), a marca de cadeira de rodas Draft Mistral oferece opções de rodas com raios de aço inoxidável para rigidez ou podem ser do tipo esteio ou tipo disco de fibra de carbono que pesam menos e podem aumentar a velocidade.

Em um estudo feito por Kalyanasundaram, Lowe e Watters (2006), foram analisadas várias configurações de aros de propulsão e raios de rodas. Neste estudo, os autores desen-

volveram uma metodologia para o projeto de rodas para cadeiras de rodas e compararam diferentes soluções de rodas através do método de elementos finitos.

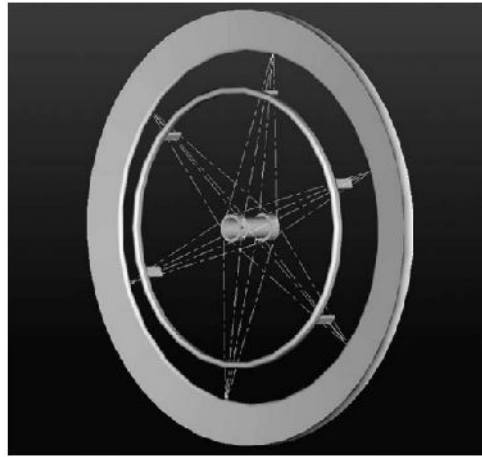


Figura 2.7 – Aro de propulsão raiado com a tensão em direção à roda. Fonte: (KALYANASUNDARAM; LOWE; WATTERS, 2006).

A partir da análise feita por Kalyanasundaram, Lowe e Watters (2006), se definiu que a melhor solução oferecida pelo critério de projeto é o aro de propulsão raiado com tensão em direção à roda (Figura 2.7). Segundo os autores, esta é sem dúvida a opção mais leve, com aproximadamente metade da massa em relação ao projeto original estudado. E é também uma opção que oferece uma notável redução no momento de inércia rotacional e na área superficial lateral, além de outras vantagens, como fácil fabricação, e utilização com componentes padrão de rodas como cubos e aros.

Em Kalyanasundaram, Lowe e Watters (2006), após encontrar a melhor opção de roda para cadeira de rodas, buscou-se otimizar os elementos desta roda, como as melhores medidas e orientação dos raios. Assim, Kalyanasundaram, Lowe e Watters (2006), demonstraram que a orientação dos raios da roda pode ter um impacto significativo na rigidez de rodas com raios tensionados.

Segundo Kalyanasundaram, Lowe e Watters (2006), as rodas raiadas radialmente são mais rígidas sobre cargas estáticas da roda, mas sobre a aplicação de torque a partir do aro de propulsão são significativamente flexíveis, devido ao torque que é aplicado no sentido de dobrar os raios em lugar de coloca-los em tensão. Nas rodas raiadas tangencialmente encontraram que a carga do aro de propulsão coloca pelo menos um raio sobre tensão e assim fica significativamente mais rígido.

Kalyanasundaram, Lowe e Watters (2006), também analisaram o efeito da bitola dos raios na roda. Nesta análise encontraram que o aumento na bitola do raio causa um efeito significativo na rigidez da roda, de forma que aumentando a bitola de 2 mm para 3 mm a deflexão do aro cai pela metade.

2.10 Peso da Cadeira de Rodas

Segundo Fuss (2009), embora a corrida com cadeira de rodas é um exercício de atletismo, ela pode ser comparada ao ciclismo quando relacionada ao projeto do equipamento. No entanto, em adição, nas corridas em cadeira de rodas a força de atrito de rolamento pode ser influenciada pela redução do peso do equipamento.

Neste sentido Fuss (2009), analisou a influência do peso na velocidade da cadeira de rodas de corrida. Este trabalho foi realizado para corridas de 100 m. Em seus estudos, a melhora da velocidade e o ganho de tempo com redução do peso foram modelados matematicamente e os resultados validados através de experimentos práticos.

Os três parâmetros chave que afetam o tempo de chegada são o peso da cadeira de rodas, o coeficiente de arrasto aerodinâmico e a resistência ao rolamento. Porém, desses parâmetros o que mais influencia neste tempo é o peso (FUSS, 2009). Os resultados dos estudos de Fuss (2009), mostraram que a influência do peso pode ser até 5,5 vezes maior que a influência do coeficiente de arrasto aerodinâmico e 4 vezes maior que a influência da resistência ao rolamento.

Fuss (2009), salienta em seu trabalho que a UCI (União Ciclista Internacional) restringe o peso das bicicletas em no mínimo 68 kgf, enquanto que o IPC não limita o peso das cadeiras de rodas de atletismo. Assim, se torna interessante reduzir o peso das cadeiras de rodas ao máximo possível, visto que esta redução favorece o desempenho do atleta.

Os resultados e conclusões apresentados por Fuss (2009) mostram que é vantajoso reduzir o peso da cadeira de rodas. Visto que, em uma corrida de 100 m a redução de 10 kgf no peso pode resultar em um ganho no tempo de 1 a 2,3 %.

Da mesma forma, visando a redução de peso, Cota et al. (2010), analisaram uma cadeira de rodas por meio de elementos finitos. Em seu estudo utilizaram uma cadeira de rodas simples e comercial, a partir da qual foram criados modelos em CAD das peças utilizadas nesta cadeira de rodas (Figura 2.8). Fez-se simulações dos esforços mecânicos através do método de elementos finitos. Nas simulações foram utilizadas duas classes de materiais, os metais e os materiais compósitos. De acordo com o autor os compósitos exibem alto módulo de elasticidade e resistência à tração, além do baixo peso específico, o que os torna uma opção interessante na utilização em lugar de peças fabricadas em aço ou alumínio.

Após análises utilizando diversos materiais (Aço SAE 1020, Alumínio, Fibra de Carbono, e Fibra de Vidro), se verificou que o compósito de fibra de carbono foi o mais leve, de forma que seu peso se apresentou 4,4 vezes menor em relação ao aço. E na análise com otimização dimensional se conseguiu uma redução de aproximadamente 30% em peso comparando-se à estrutura original em fibra de carbono; e se comparado ao aço esta redução passou a ser de 85%.



Figura 2.8 – Modelo da Cadeira de Rodas Gerado em CAD Utilizado na Simulação. Fonte: (COTA et al., 2010).

No final de Junho de 2013 a empresa Holos lançou a cadeira de rodas Supera, que segundo a empresa é totalmente fabricada em fibra de carbono. De acordo com informações da empresa o quadro da cadeira de rodas é extremamente resistente e sua massa é de 900 gramas, sendo, atualmente, a mais leve a nível mundial (HOLOS, 2013a). Ainda conforme descrito no site, diferentemente das cadeiras de metal, onde todo o tubo é dimensionado a partir do ponto de maior esforço, na fabricação da Supera pode-se aplicar mais fibra de carbono nas regiões de maior esforço e menos material onde há menos esforço (HOLOS, 2013b). A Figura 2.9 apresenta o modelo em CAD da cadeira de rodas criada pela empresa.



Figura 2.9 – Cadeira de rodas Supera. Fonte: (HOLOS, 2013b).

2.11 Materiais Utilizados na Fabricação de Cadeiras de Rodas

A maioria das cadeiras de rodas são feitas de alumínio, aço, ou titânio, e algumas de compósito de fibra de carbono (COOPER, 1991).

Já na cadeira de rodas de atletismo os materiais utilizados na fabricação da estrutura principal são os mais variados. Dentre os materiais utilizados atualmente estão a liga de alumínio 6061 T6 (INVACARE, 2012a), (MOTIVATION, 2014), (ALPHAMIX, 2014), a liga de alumínio 7020 (WOLTURNUS, 2014), e a fibra de carbono (OX, 2012).

Os Anexos I e II apresentam propriedades de diversos materiais de engenharia, que podem ser utilizados na fabricação de cadeiras de rodas diárias e esportivas. Elas apresentam a densidade, módulo de elasticidade, coeficiente de Poisson, limite de escoamento, limite de resistência a tração e ductilidade (alongamento percentual). Dentre os materiais listados estão ligas de aço, ligas de alumínio, ligas de titânio e materiais compósitos (fibra de carbono e fibra de vidro). São apresentadas várias ligas para efeito de comparação.

O alumínio é um metal não ferroso e leve. Suas partes podem ser unidas por solda TIG (Tungsten Inert Gas) ou aparafusadas. A liga 6061 é uma das mais baratas e versáteis das ligas de alumínio tratáveis termicamente. Esta liga tem a maioria das qualidades desejadas para o alumínio, com boas propriedades mecânicas, alta resistência a corrosão e recozido tem boa trabalhabilidade. Disponível nas condições T4 (solubilizada, e então envelhecida naturalmente), e T6 (solubilizada, e então envelhecida artificialmente). A liga de alumínio 6061 é utilizada em cadeiras de rodas devido a sua disponibilidade, aparência, resistência a corrosão, boa resistência mecânica e leveza (COOPER, 1991).

As ligas de aço mais utilizadas em cadeiras de rodas são a 4130 e 4140. Estas ligas são de boa soldabilidade e apresentam alta resistência a fadiga. Finas camadas de aço podem ser tratadas termicamente para se obter alta resistência mecânica. Também pode-se fazer o tratamento de passivação (com ácido nítrico), o qual aumenta a resistência ao desgaste e à abrasão. Tem uma alta razão de resistência/massa (COOPER, 1991).

O titânio é superior em qualidade e mais caro, forte e leve, é um metal não ferroso, cadeiras de rodas para esportes são feitas de titânio. É soldado por solda TIG. É o metal mais caro e exótico na produção de cadeiras de rodas para esportes. Tem boas propriedades mecânicas e alta resistência a corrosão, e é resistente ao desgaste e a abrasão (COOPER, 1991).

A fibra de carbono tem um alto módulo de elasticidade, é muito forte e tem baixa densidade. Os materiais compósitos podem ser moldados em formas complexas, o que abre muitas possibilidades para o projeto de cadeiras de rodas (COOPER, 1991).

De acordo com Fuss (2009), a massa da cadeira de rodas pode ser reduzida facilmente pela mudança do material da estrutura por ligas de alumínio, compostos de fibra de carbono

ou MMC (compósitos com matriz de metal, por exemplo, compósitos de fibra de alumínio-boro). Também segundo o autor, como a energia que vai para a deformação da estrutura e não pode ser recuperada é perdida, é preferida uma estrutura rígida. Deste modo, os menores módulos de rigidez de estruturas em ligas de alumínio exigem maiores seções transversais e consequentemente mais massa para aumentar a rigidez e assim diminuir a deformação da estrutura.

Nessa mesma linha, Siebert (2008), construiu uma cadeira de rodas de vida diária com massa de 5,9 kg. Isto, apenas utilizando como matéria prima base para a construção da estrutura da cadeira, um compósito de fibra de carbono. Para efeito de comparação a cadeira REVEALTM, de uso diário, ultraleve, que utiliza como material de fabricação da sua estrutura uma liga de alumínio 7005, possui massa de 8,9 kg (19.71 lb) (INVACARE, 2012b).

2.12 Recordes e Velocidades de Corridas em Cadeira de Rodas

O recorde mundial atual, em Jogos Paralímpicos, nos 100 metros rasos classe T54, é do atleta Finlandês Tahti Leo Pekka, com o tempo de 13,63 segundos, atingidos em Londres no dia 01/09/2012 (IPC, 2014b).

Segundo Chow e Chae (2000), em geral um atleta ambulante pode alcançar a velocidade máxima em aproximadamente 30 a 50 metros e pode manter esta velocidade por 20 a 40 metros antes de desacelerar para finalizar os 100 metros.

O propósito do estudo feito por Chow e Chae (2000), foi avaliar as mudanças de velocidade e as características do ciclo de golpes durante uma corrida de 100 m de cadeira de rodas. Segundo os autores, o pico de velocidade máxima alcançada foi de 7,66 m/s (classe T4 masculino), e 5,53 m/s (classe T3 feminino). Sendo que ao alcançar a linha dos 100 metros, dois dos seis atletas envolvidos no estudo não haviam alcançado ainda sua velocidade máxima.

A distância e o tempo necessários para atingir o início da fase de velocidade máxima variaram de 48,4 metros e 11,92 segundos (T4 feminino) para 88,1 metros e 18,77 segundos (T3 feminino). Se compararmos atletas ambulantes com cadeirantes, os cadeirantes normalmente precisam de maior tempo e maiores distâncias iniciais para alcançar a velocidade máxima (CHOW; CHAE, 2007).

2.13 Uso do Dispositivo de Direção para Fazer Curvas

O compensador (dispositivo de mudança de direção), é uma peça de formato triangular de aço que se situa acima ou abaixo do tubo principal da estrutura (Figura 2.10). É usado em corridas de pista para fazer curvas. Os componentes essenciais do compensador são o cilindro, o qual é vinculado à roda frontal, e dois limitadores, geralmente parafusos, rosqueados em ambos os lados do compensador. O ajuste da posição dos limitadores da roda frontal é

necessário. O limitador do lado esquerdo deve ser ajustado para fazer a curva, e o do lado direito para manter a reta. Durante a competição, quando se inicia a curva o atleta dá um empurrão no limitador esquerdo para posicionar a roda frontal apropriadamente de forma a se fazer a curva enquanto o atleta prossegue propulsando a cadeira. E ao término da curva, o atleta dá um empurrão do lado direito para a cadeira se manter em linha reta. O ajuste correto dos limitadores depende da velocidade do vento, da raia usada, e da velocidade da cadeira de rodas. É importante que o atleta ajuste os limitadores durante o aquecimento de acordo com as condições que ele experimentar durante a competição (BLEAKNEY, 2004).



Figura 2.10 – Dispositivo de direção de uma cadeira de rodas de corridas.

2.14 Relação do Atleta com a Cadeira de Rodas

De acordo com Woude, Groot e Janssen (2006), a afinidade individual da interface usuário/cadeira de rodas, é de extrema importância para o desempenho nos esportes, nos quais a cadeira de rodas é totalmente ajustada as características físicas do indivíduo.

Segundo Katariina (2008), a cadeira de rodas é a coisa mais importante para os seus usuários. Assim, de forma a se evitar desvantagens causadas por posições incorretas, a cadeira de rodas é planejada e produzida de acordo com o propósito e necessidades do atleta. No planejamento e construção da cadeira de rodas devem ser observados alguns pontos que são essenciais ao desempenho do atleta. Esses pontos são: a força da parte superior do corpo, a capacidade física dos atletas, o nível da lesão neurológica, e a aplicabilidade da cadeira de rodas. O tamanho da estrutura da cadeira de rodas é definida pelo tamanho do atleta e pela estabilidade necessária (KATARIINA, 2008).

A maioria dos fabricantes de cadeiras de rodas de corridas fazem medidas específicas no corpo do atleta que são usadas como guias durante a construção da estrutura da cadeira de rodas. A Figura 2.11 apresenta uma estrutura de cadeira de rodas pelas vistas frontal e superior, com o nome de algumas partes (BLEAKNEY, 2004).

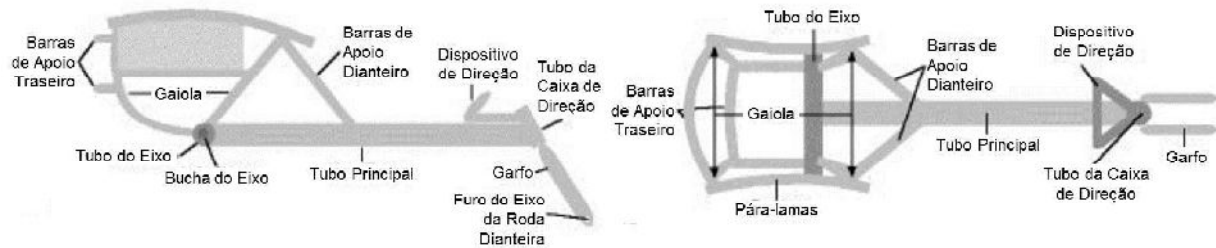


Figura 2.11 – Cadeira de rodas de corrida vista frontal e superior. Fonte: (BLEAKNEY, 2004).

Em essência a cadeira de rodas é uma extensão do corpo do usuário, portanto, atuam como se fossem um só. A cadeira deve ser projetada de forma a maximizar o potencial do usuário e não limitá-lo (COOPER, 1991).

Vários autores afirmam que, para uma performance ótima, cadeiras de rodas de corrida devem ser projetadas e customizadas de acordo com as características anatômicas e capacidades funcionais de cada usuário. A utilização de uma cadeira de corrida combinada com a propulsão biomecânica correta pode resultar em uma forma extremamente eficiente de movimento que supera todos os outros esportes de propulsão (RICE et al., 2011).

2.15 Equipamentos para avaliação e treinamento de usuários de cadeira de rodas

Existem atualmente alguns equipamentos utilizados para avaliação e treinamento de usuários de cadeira de rodas. Muitos deles são específicos, voltados para determinado perfil esportivo. Inclusive existem equipamentos dotados de simulação computacional que buscam aproximar o usuário de uma realidade virtual. No entanto, muitos desses dispositivos utilizam a própria cadeira de rodas do usuário, e não se encontra nenhum equipamento no qual seja possível realizar a adequação postural em virtude do desempenho e conforto do atleta. A seguir são apresentados alguns desses dispositivos.

O equipamento apresentado na Fig. 2.12 é resultado da patente de invenção registrada por Ramaekers (1990). Esse dispositivo é um adaptador de cadeira de rodas para a realização de exercícios físicos. O aparelho é dotado basicamente de uma rampa de acesso e dois roletes entre os quais, são posicionadas as rodas traseiras da cadeira de rodas. Os roletes podem girar livremente de acordo com a propulsão aplicada à roda da cadeira de rodas, pelo usuário. Ou, é possível aplicar uma certa resistência ao esforço a partir de um freio, localizado no rolete frontal.

A Figura 2.13 representa um dispositivo idealizado para ser utilizado por ocupantes de cadeira de rodas, em testes de estresse cardíaco, treinamentos e reabilitação. O dispositivo inventado por Bigelow, Eck e Layton (1995) é composto por uma rampa, que dá ao cadeirante

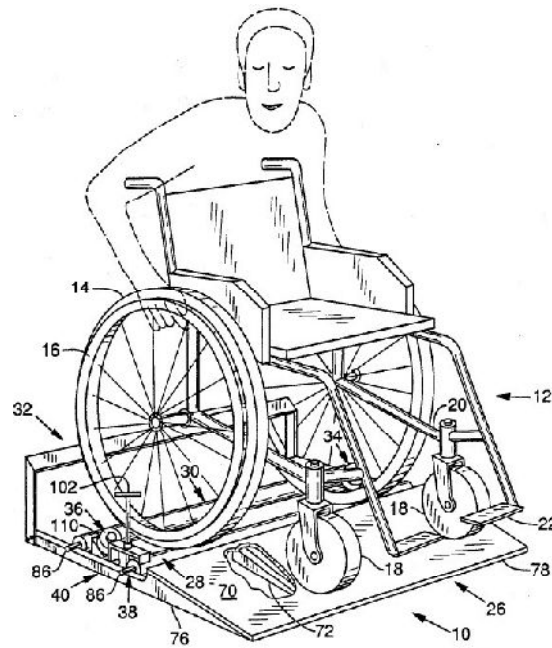


Figura 2.12 – Exercitador adaptador de cadeira de rodas. Fonte: (RAMAEKERS, 1990).

acesso independente ao equipamento. Projetado para acomodar diversas variações de cadeiras de rodas disponíveis no mercado. Nesse equipamento as rodas traseiras da cadeira de rodas, são acomodadas sobre um único rolo para cada roda de propulsão. As variáveis, como resistência de rodagem e medição de velocidade, são controladas a partir de um sistema computacional.

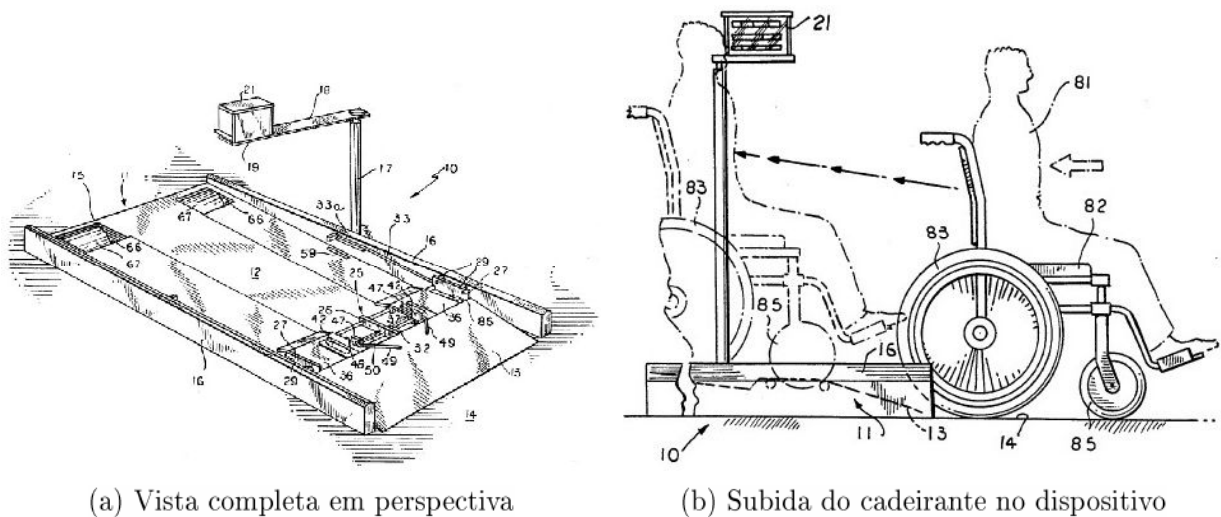


Figura 2.13 – Esteira para uso com uma cadeira de rodas. Fonte: (BIGELOW; ECK; LAYTON, 1995).

O equipamento criado por Burak e Mayes (1997) é um aparelho desenvolvido para trei-

namento de usuários de cadeira de rodas com quatro rodas. O dispositivo apresentado na Figura (2.14), foi criado para treinar usuários de cadeira de rodas de uso diário e esportivas. Para se realizar o treino, posiciona-se a cadeira de rodas sobre o dispositivo com as rodas dianteiras dentro de uma cavidade para travá-las. As rodas traseiras são posicionadas sobre um rolete que é comum às duas rodas. O equipamento é provido de duas posições para se encaixar as rodas dianteiras, de forma que em cada posição as rodas traseiras permanecem em contato um ou outro rolete. O primeiro rolete é mais pesado e seu diâmetro é maior em relação ao segundo. Adicionalmente, é possível acoplar um gerador de carga no primeiro rolo de forma a aplicar uma resistência rotacional.

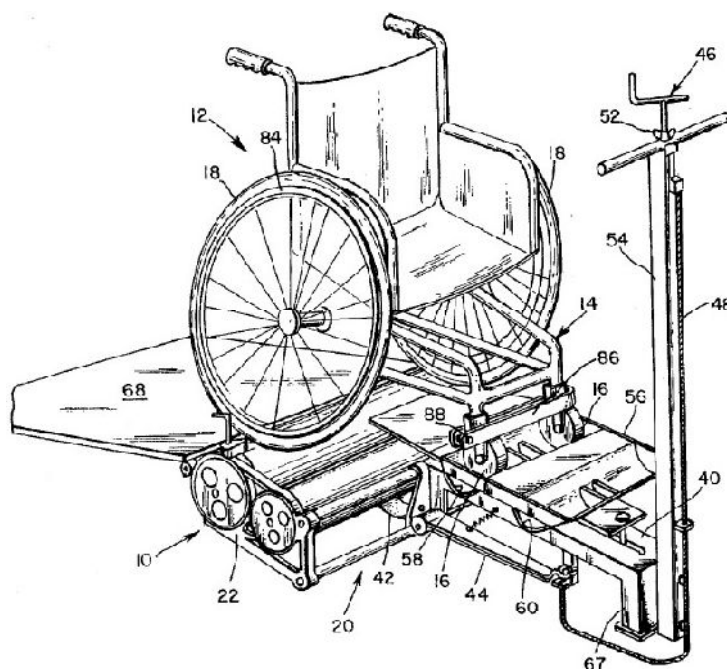


Figura 2.14 – Aparelho de treinamento de cadeira de rodas com quatro rodas. Fonte: (BURAK; MAYES, 1997).

O equipamento resultado da invenção de Mayes e Burak (1997) (Fig. 2.15) é muito semelhante ao aparato criado por Burak e Mayes (1997) (Fig. 2.14). Esse equipamento difere quanto ao público alvo, pois foi projetado para treinamento e simulação de corridas em cadeira de rodas de corrida com três rodas. Da mesma forma que o equipamento projetado por Burak e Mayes (1997), o aparato apresentado na Fig. 2.15 é dotado de dois roletes com diâmetros diferentes, e através de um dispositivo de regulagem acoplado à roda dianteira ele possibilita avançar ou retroceder a cadeira de rodas de acordo com o rolete no qual se deseja treinar.

A Figura 2.16 apresenta um equipamento criado para treinamento aeróbico de usuários de cadeira de rodas com a respectiva cadeira. O objeto da patente de Baatz (1998) é dotado

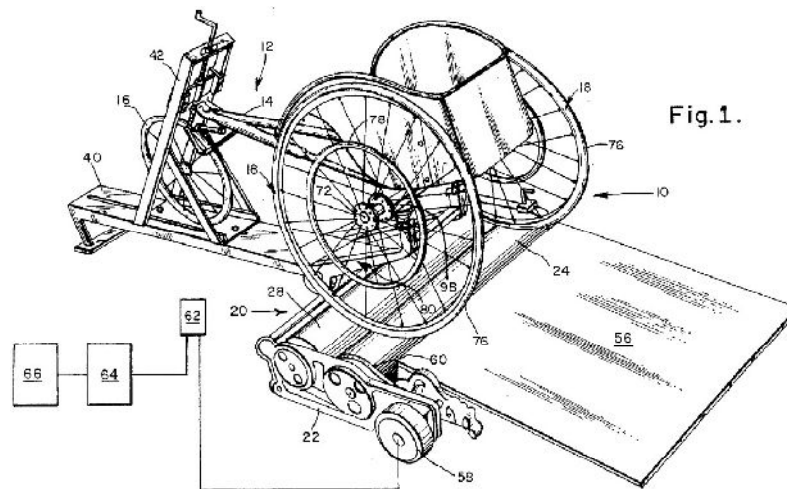


Figura 2.15 – Aparelho de treinamento de cadeira de rodas de corrida. Fonte: (MAYES; BURAK, 1997).

de uma rampa com múltiplos degraus para acesso ao mecanismo. O dispositivo é composto por um mecanismo de carga incluindo um rolete resistivo e um dispositivo de frenagem. O mecanismo de carga pode ser regulado por um dispositivo controlador conectado ao aparelho de frenagem. Além disso, contém um elevador para levantar as rodas traseiras posicionando para dentro ou fora do mecanismo.

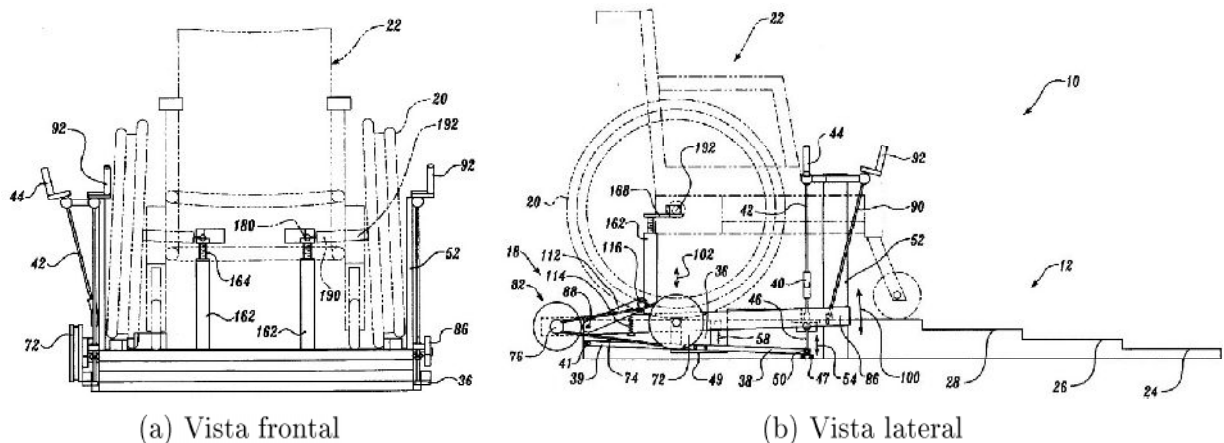


Figura 2.16 – Equipamento para treinamento de exercícios aeróbicos com cadeira de rodas. Fonte: (BAATZ, 1998).

O objeto de patente dos inventores Wu, Chen e Chen (2006) é um equipamento que utiliza simulação computacional para treinamento em cadeira de rodas. A presente invenção descreve uma plataforma de treinamento onde é possível encaixar uma cadeira de rodas com quatro rodas. Nesse equipamento, as rodas dianteiras são fixadas na plataforma e as traseiras se posicionam sobre rolos (dois rolos por roda). Esses rolos detectam a rotação das rodas

traseiras de forma independente, tanto para trás, quanto para frente. Os rolos transmitem essa rotação para um sistema computacional que mostra a simulação em uma tela através de um software de realidade virtual interativa (Fig. 2.17).

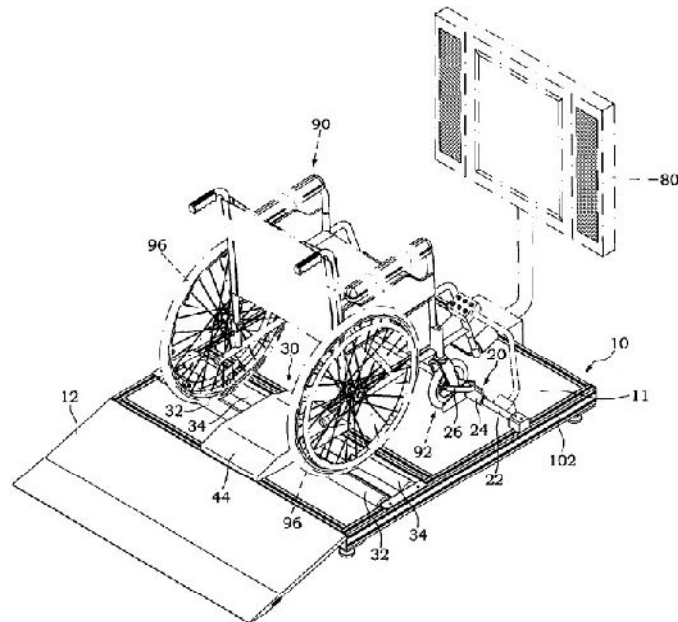


Figura 2.17 – Plataforma de treinamento de cadeira de rodas. Fonte: (WU; CHEN; CHEN, 2006).

O objeto de invenção de Stanford (2009), apresentado na Fig. 2.18 é um equipamento de treinamento com rolete de resistência independente para cada roda traseira da cadeira de rodas. Nesse equipamento a cadeira de rodas é levantada pelo eixo traseiro através de uma alavanca excêntrica que por meio de um bloco inclinado empurra as rodas traseiras da cadeira contra os roletes do dispositivo. Os roletes são girados independentemente, de acordo com a rotação de cada roda traseira. Assim, a força e o trabalho realizados, podem ser calculados a partir da velocidade rotacional dos roletes do equipamento.

O projeto realizado por Novais (2010), resultou em um equipamento próprio para efetuar o monitoramento e avaliação em testes físicos com cadeirantes. O diferencial desse equipamento é que sua estrutura possuía dimensões ergonômicas similares a uma cadeira de rodas convencional (Fig. 2.19). Com possibilidade de aplicação de testes de potência aeróbica e anaeróbica, por meio do impulsionamento dos aros de propulsão. Sendo que, o módulo de resistência é localizado fora do equipamento e conectado por um eixo ligado ao conjunto de propulsão. Esse dispositivo foi concebido para indivíduos com massa de até 180 kg, e sem possibilidades de ajustes na estrutura, de acordo com as dimensões antropométricas do sujeito.

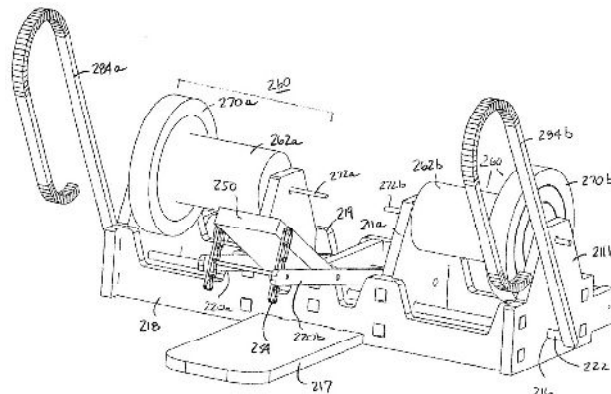


Figura 2.18 – Aparato e método estacionário para exercícios aeróbicos com cadeira de rodas.
Fonte: (STANFORD, 2009).



Figura 2.19 – Ergômetro para cadeirantes desenvolvido em estrutura similar à cadeiras de rodas convencionais. Fonte: (NOVAIS, 2010).

No trabalho feito por Vieira (2012), realizou-se o projeto e construção de um novo protótipo para condicionamento físico de cadeirantes e paratletas. Esse projeto desenvolvido no NH/RESP da UFU, foi uma evolução de um protótipo anterior, com estrutura mais leve, mais compacto e a implementação de aquisição de dados de rotação e torque de forma a estimar a potência, energia e fadiga do usuário. Essa segunda versão, foi concebida com o módulo de resistência posicionado abaixo do assento. Adicionalmente, incluiu-se possibilidade de ajuste da posição do assento e profundidade do encosto (Fig. 2.19).



Figura 2.20 – Ergômetro para cadeirantes. Segundo protótipo desenvolvido no NH/RESP. Fonte: (VIEIRA, 2012).

O equipamento projetado e apresentado por Cardoso (2015), é uma versão de estrutura com diversos parâmetros ajustáveis. Esse equipamento pode ser utilizado em conjunto com o módulo de resistência desenvolvido por Vieira (2012), para avaliação, adequação postural e treinamento de atletas em diversas modalidades esportivas para cadeirantes. A Figura 2.21 mostra a concepção estrutural do equipamento ajustável desenvolvido.



Figura 2.21 – Estrutura modular ajustável para ergômetros de cadeirantes esportivos. Fonte: (CARDOSO, 2015).

2.16 Sistemas de Resistência Eletromagnético e Torquímetro

Segundo Vieira, Araujo e Santos (2014), o sistema de resistência eletromagnético é utilizado em seu ergômetro para gerar um torque resistente. Esse sistema é controlado por computador através de um circuito eletrônico dedicado. Quando esse mecanismo de resistência é interligado ao eixo de propulsão do ergômetro, ele é responsável por controlar o nível de frenagem desejado no equipamento.

Conforme Vieira, Sousa e Araujo (2015), para avaliar a potência exercida pelo usuário de acordo com a força de propulsão realizada, devido à resistência imposta, foi projetado um torquímetro específico para o ergômetro. Esse torquímetro é modular e pode ser removido e utilizado em outro equipamento quando necessário.

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo apresenta a metodologia empregada na concepção estrutural do CRwheel. A proposta do protótipo do equipamento partiu do conceito de uma cadeira de rodas comercial de alto rendimento que, para ser personalizada, exige diversos ajustes de acordo com medidas antropométricas dos atletas. Inicialmente, as dimensões parametrizadas foram previamente definidas através do projeto de dois modelos de cadeira de rodas de atletismo convencionais. Em um dos modelos utilizou-se perfis comerciais e no outro foram utilizados perfis não convencionais do tipo triangular. Ambos os modelos foram projetados com liga de alumínio (6061-T6). A estrutura do equipamento foi implementada em software solidworks e analisada através de modelagem por elementos finitos. A principal finalidade da modelagem do CRwheel é possibilitar a variação de diversas opções de medidas ergonômicas em um único equipamento. Atualmente existem no mercado vários fabricantes de cadeira de rodas para atletismo. Neste trabalho foram utilizadas como referência para projetar a cadeira de rodas de corrida os modelos Top End (Invacare) e Speed Racing (Alphamix).

3.1 Dimensões e Ajustes em Cadeira de Rodas de Corrida

Para definir as faixas antropométricas e ergonômicas para atletas de cadeira de rodas do atletismo fez-se um levantamento das principais medidas e regulagens em cadeiras convencionais. Estas medidas foram obtidas junto aos catálogos de empresas e sites especializados na fabricação de cadeiras de rodas de corrida. As informações foram obtidas de catálogos das empresas: Alphamix, Invacare Top End, e do site Sportaid.

Muitas vezes a análise das dimensões é feita indiretamente através do preenchimento de um formulário pelo atleta ou mesmo pelo responsável da empresa. Neste formulário conterá medidas consideradas importantes para que o projeto da cadeira possa ser personalizado.

Cooper (1991) e Katariina (2008), definem diversas dimensões importantes a se considerar no projeto de cadeira de rodas. A largura do assento, por exemplo, é de suma importância na manutenção da estabilidade do atleta sobre a cadeira. Assim, dada a importância dessa dimensão, visto que a estabilidade interfere diretamente no desempenho, essa é uma medida que deve ser feita de acordo com a largura do quadril do indivíduo. As Figuras 3.1 a 3.4 apresentam diferentes modelos de cadeiras de rodas de corrida e os principais parâmetros de ajustes para cada tipo de cadeira.

Nos diferentes modelos apresentados nas Figuras 3.1 a 3.4 verifica-se que, por exemplo, a largura do assento (1) deve ser definida previamente na medição do usuário antes de se fabricar a cadeira. Nessa mesma sequência, a partir do quadril, ao longo das coxas até os joelhos as dimensões de largura se afinam, e por consequência necessita-se de ajustar a estrutura para manter estáveis estas partes no corpo do atleta. Assim, da mesma forma, deve-se conhecer previamente os valores do ajuste (3) para a fabricação da cadeira.

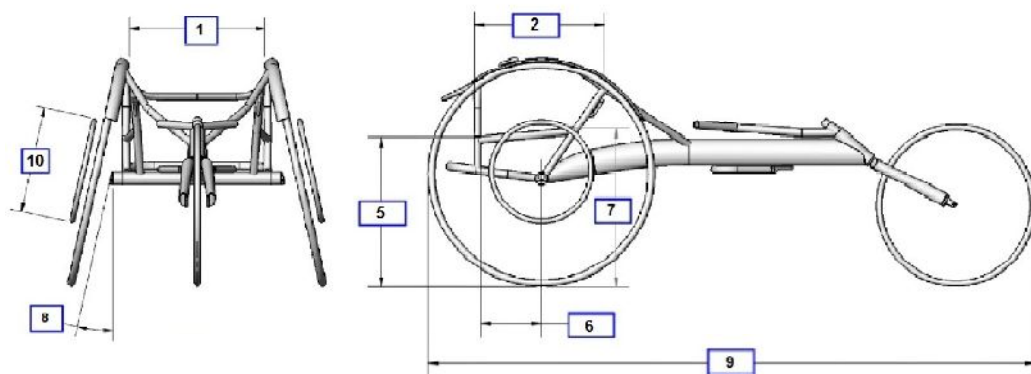


Figura 3.1 – Quadro da cadeira de rodas de atletismo tipo SV1. Fonte: adaptado de (INVA-CARE, 2015a).

No assento, outro importante parâmetro é a profundidade (2). A profundidade do assento define o comprimento deste diretamente relacionado com o tamanho da coxa do atleta. Assim, a profundidade do assento (ou do encosto) deve ser considerada na concepção do CRwheel.

Katariina (2008) afirma que quanto mais próximas as pernas estão do corpo, mais estável é o impulso e que a eficácia da propulsão é influenciada pela posição dos joelhos. Esse posicionamento pode ser mais facilmente alcançado quando o assento da cadeira de rodas é inclinado. Assim, a variável inclinação do assento também deve ser considerada na construção do equipamento. Como mostrado na Figura 3.4 esta dimensão é claramente inserida no formulário do fabricante para construir a cadeira. Em outros formulários, a inclinação do assento é inserida indiretamente pelas alturas de trás e da frente do assento, como indicado em (5) e (7).

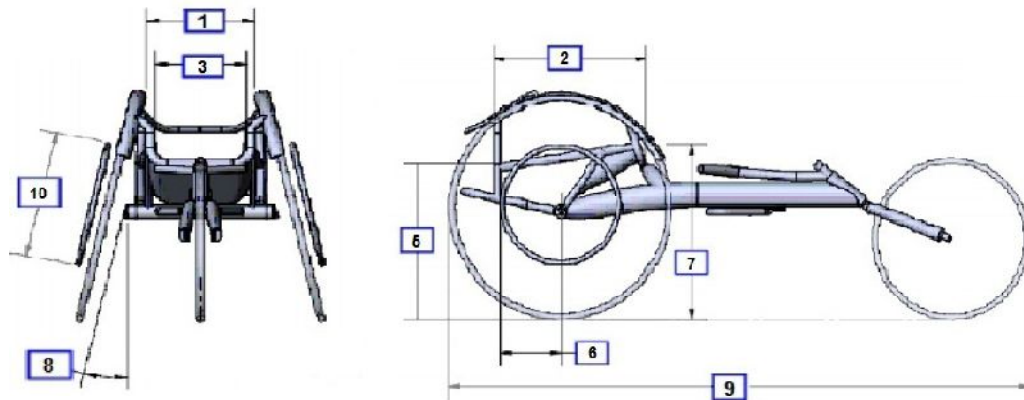


Figura 3.2 – Quadro da cadeira de rodas de atletismo tipo KU1. Fonte: adaptado de (INVACARE, 2015a).

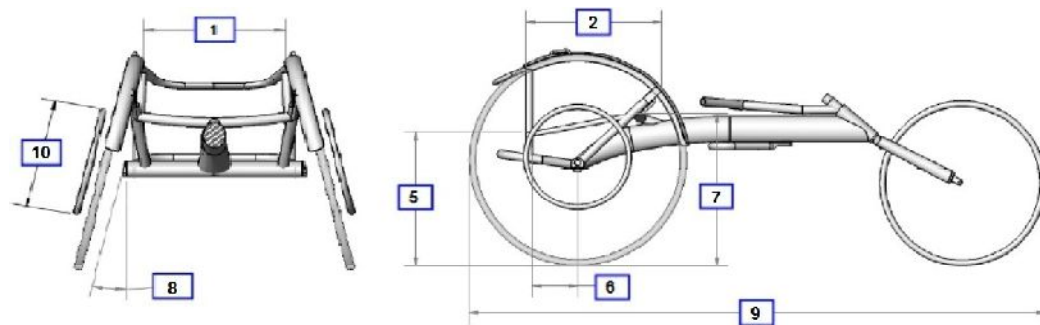


Figura 3.3 – Quadro da cadeira de rodas de atletismo tipo SI1. Fonte: adaptado de (INVACARE, 2015a).

Outra importante variável é a cambagem (8). Dentre as várias vantagens que se pode atribuir a esse fator, a mais considerável é o desempenho, pois quando o ângulo de cambagem é aplicado corretamente, isso pode ajudar decisivamente na performance do atleta (VEEGER; WOUDÉ; ROZENDAL, 1989). Observa-se também que os fabricantes disponibilizam opções de escolha dessa inclinação nas rodas, como pode ser visto nas Figuras 3.1 a 3.3.

Além da cambagem, outra variável que deve ser considerada na roda, é o diâmetro do aro de propulsão (10). Segundo Churton e Keogh (2013), a escolha correta do diâmetro faz diferença na performance do atleta durante uma competição. O acesso mais eficiente ao aro de propulsão vai depender de vários fatores, como tamanho do braço e de tronco do atleta, nível de lesão, altura do assento e posição do centro de gravidade. Assim, no protótipo do equipamento para personalizar cadeira de rodas de corrida, foi também concebida uma forma para trocar os aros de propulsão, de acordo com as necessidades do indivíduo. Nota-se, através das Figuras 3.1 a 3.3 que essa dimensão é disponibilizada para escolha no pré-projeto de cadeiras de rodas de corrida.

O comprimento dos membros superiores e o tamanho do tronco são fatores antropométricos

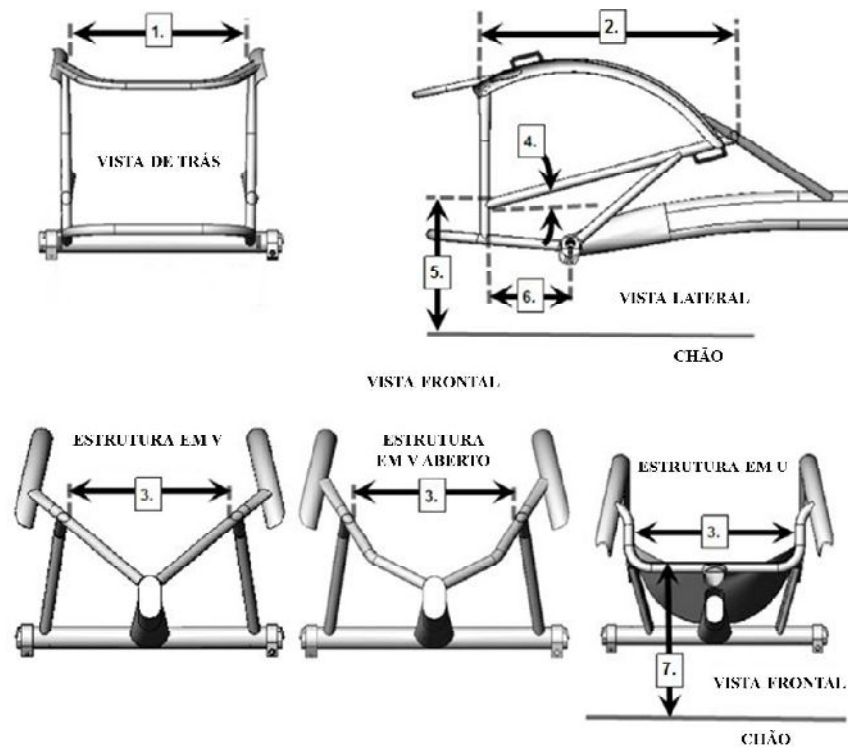


Figura 3.4 – Quadro da cadeira de rodas de atletismo. Fonte: adaptado de (INVACARE, 2013b).

cos que precisam ser considerados no comprimento total da cadeira de rodas de atletismo (9). O comprimento da cadeira precisa ser definido de acordo com essas medidas, pois o atleta necessita abaixar-se para acessar o dispositivo de direção e o freio da cadeira, conforme ilustrado na Fig. 3.5.

A posição do atleta (6) em relação ao eixo da roda (centro de gravidade), influencia no desempenho do atleta e também no equilíbrio de massa do indivíduo sobre a cadeira (KATARIINA, 2008) e (SAGAWA et al., 2012) (Fig. 3.6). Os formulários de fabricantes solicitam essa medida aos usuários.

O projeto de todo o conjunto deve seguir as regras estabelecidas pelo IPC. Destaca-se, no entanto, que o regulamento limita a altura da estrutura principal em relação ao solo. Nesse caso, é permitida uma altura máxima de 50 cm ((IPC, 2014a)). Na Figura 3.6 é possível observar essa dimensão localizada no tubo principal da estrutura (D1). Associado a essa altura do tubo principal, estão a sua inclinação, bem como a inclinação e altura do garfo, que pode ser alterada em função do diâmetro da roda frontal. A deficiência nos membros inferiores é um fator importante na hora de definir como serão apoiados e qual a melhor posição na cadeira de rodas de atletismo. Isso pode ser claramente visto na Figura 3.7, onde nota-se que os pés e pernas podem ser apoiados na forma de se sentar sobre eles, ou é

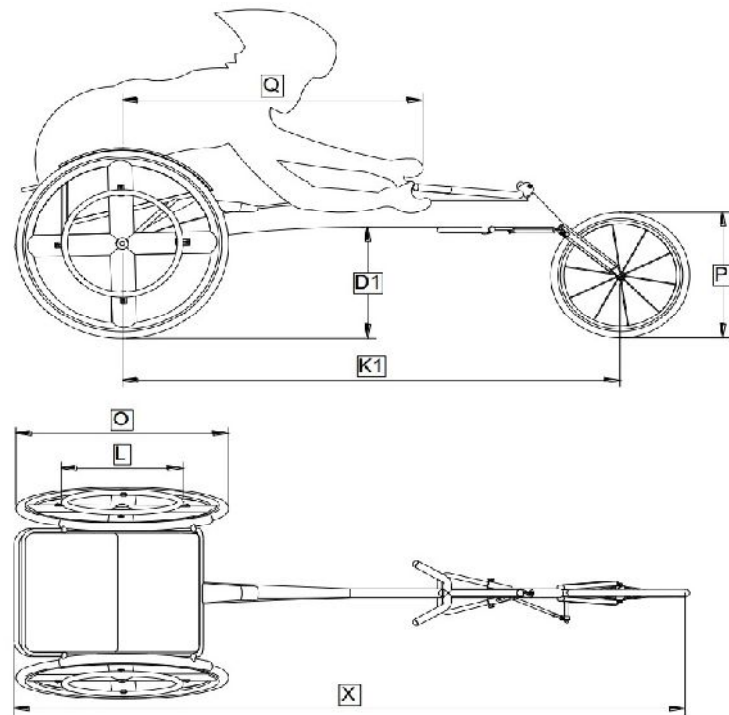


Figura 3.5 – Vistas frontal e superior de uma cadeira de rodas de atletismo.

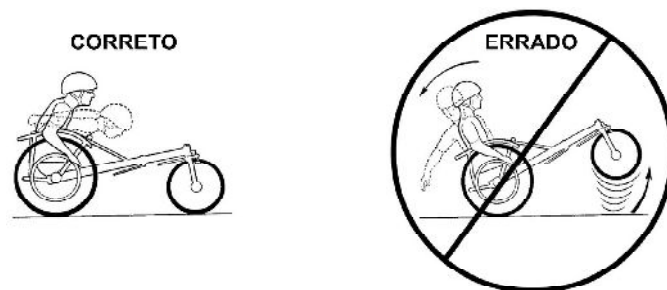


Figura 3.6 – Aviso de advertência em relação ao equilíbrio. Retirado de: Invacare (2011).

colocado um suporte na cadeira, no qual o pé é posicionado abaixo do joelho ou para frente. Devido a isso, também foi pensado em um dispositivo que pudesse regular tanto a largura dos pés para mantê-los juntos, quanto a posição do apoio e o comprimento em decorrência do tamanho dos membros inferiores.

3.2 Projeto das Cadeiras de Rodas de Corrida

Visando entender as diferentes regulagens para as cadeiras de rodas de corridas, considerando as dimensões e configurações disponíveis no mercado, foram desenvolvidos dois modelos, sendo um com perfis estruturais comerciais, e outro com perfis triangulares.

Os projetos estruturais foram gerados no programa Autodesk Inventor®.



Figura 3.7 – Posições dos pés e pernas nas cadeiras de rodas de corrida. Fonte: (BURDUS, 2012)

3.2.1 Modelo com Perfis Comerciais

O modelo com perfis comerciais foi desenhado utilizando como base medidas encontradas no manual do usuário e nos catálogos de peças da Top End® (INVACARE, 2011), (INVACARE, 2013a) e (INVACARE, 2013b). Além disso, foram utilizadas medidas tomadas de cadeiras de rodas de corrida Speed Racing® disponibilizadas por uma equipe de atletismo em cadeira de rodas do SESI de Uberlândia.

Os perfis estruturais utilizados como base para a modelagem dessa estrutura, são facilmente encontrados no mercado. Assim, para se citar alguns exemplos de perfis utilizados como base nessa modelagem, a Fig. 3.8 mostra alguns perfis estruturais utilizados, como tubos redondos, barras redondas, barras chatas e luvas.

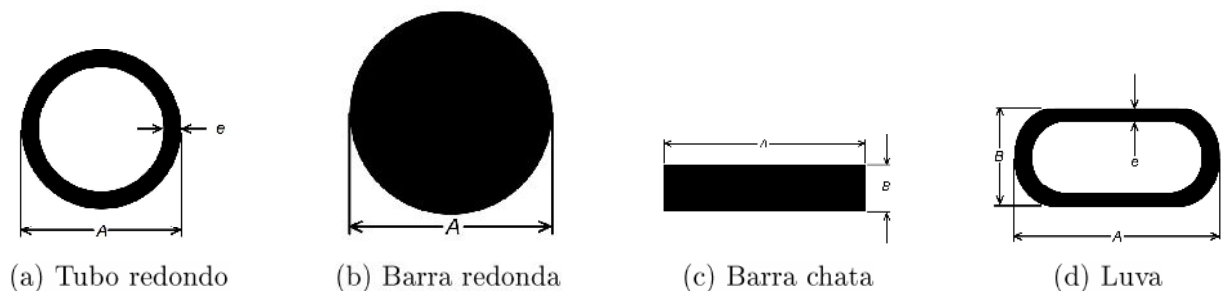


Figura 3.8 – Perfis estruturais utilizados na modelagem. Fonte: (ALCOA, 2015)

3.2.2 Modelo com Perfis Triangulares

No outro modelo de cadeira de rodas de corrida a geometria do chassi foi mantida, porém foi implementada com perfis triangulares, mantendo-se basicamente as mesmas dimensões do primeiro modelo. No entanto, essa cadeira de rodas de corrida foi modelada utilizando-se o mínimo possível de perfis comerciais e empregando-se tubos com formatos basicamente triangulares.

Esses perfis triangulares são utilizados por algumas empresas na construção de cadeiras de rodas esportivas e, apresentam vantagens no sentido de serem mais leves e resistentes em relação a perfis comerciais comuns.

Basicamente, esses tubos com perfis triangulares, foram inseridos na estrutura onde comumente seriam utilizados tubos redondos ou luvas. Na Figura 3.9, é possível observar os dois perfis utilizados na modelagem da presente estrutura. Pela figura nota-se que existem dois modelos e tamanhos de tubos. Assim, a Figura 3.9a, mostra um perfil triangular que contém perímetro e área menores em relação ao perfil apresentado na Fig. 3.9b. Vale salientar que o tubo maior foi utilizado no tubo principal do quadro estrutural, enquanto o tubo menor foi utilizado em todos os outros locais.

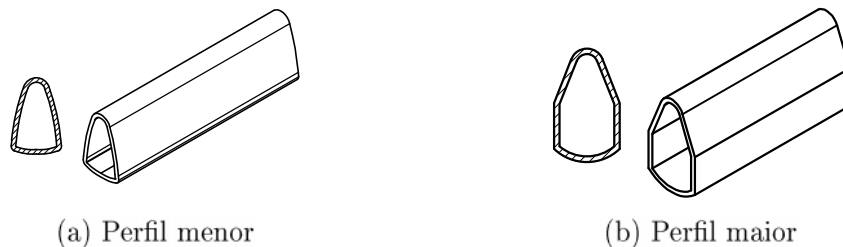


Figura 3.9 – Perfis tubulares em formato triangular

Após a finalização da modelagem das cadeiras de rodas de corrida com perfis comerciais e com perfis triangulares realizou-se a análise estática estrutural pelo método de elementos finitos (MEF), objetivando-se investigar a resistência mecânica das duas estruturas e os pontos críticos prováveis de sofrerem falha devido aos carregamentos estáticos. O ensaio por MEF, foi efetivo também na comparação entre resistência mecânica das duas estruturas.

Na análise utilizou-se o software ANSYS® para realizar o ensaio. O material atribuído à estrutura para a análise foi a liga de alumínio 6061 com tempera do tipo T6. Essa liga se caracteriza por possuir alta resistência mecânica, boa resistência à corrosão e boa conformabilidade. Suas propriedades mecânicas são: módulo de elasticidade 71 GPa, coeficiente de poisson 0,33, limite de escoamento 280 MPa.

Nos ensaios por elementos finitos, foi definida uma carga vertical de 1800 N localizada, essencialmente, sobre os dois tubos que suportam o carregamento do atleta no assento. A Figura 3.10 mostra os dois tubos onde foi aplicada a força de 1800 N.

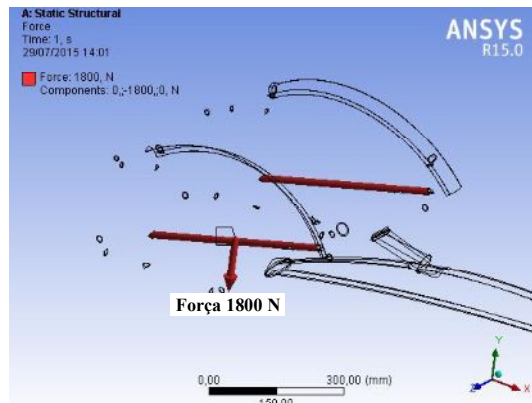


Figura 3.10 – Identificação e localização das cargas aplicadas no quadro

3.3 Projeto do CRwheel

O projeto desse equipamento foi concebido a partir dos diferentes ajustes pré-definidos para fabricar uma cadeira de rodas de corrida.

Foi possível observar no início da metodologia que o projeto desenvolvido utilizou-se de um número relativamente grande de variáveis de ajuste. Devido à necessidade de se inserir esse número de variáveis em um único equipamento, inevitavelmente se criaram muitas relações interdependentes entre os vários componentes estruturais do conjunto. Essas relações, muitas vezes criaram conflitos entre si, sendo que solucionar estes conflitos foi um dos maiores desafios encontrados no desenvolvimento dos mecanismos de ajuste.

O projeto estrutural foi concebido no programa Solidworks[®]. Esse software é um programa de CAD (Computer Aided Design, ou desenho auxiliado por computador). O Solidworks[®] é um software de modelagem sólida totalmente integrado ao Windows[®], baseado em computação paramétrica, capaz de criar formas tridimensionais a partir de formas geométricas elementares.

Os desenhos do conjunto foram gerados em peças individuais, a partir dos elementos estruturais e acessórios. Posteriormente, utilizando-se dessas peças, organizou-se a montagem e verificação dos possíveis conflitos presentes entre as regulagens propostas. E a partir da identificação destes conflitos foram feitas alterações nas peças para adequá-las.

Os materiais a serem empregados no protótipo consistem de insumos e recursos utilizados para a realização e construção do equipamento.

O protótipo será fabricado com a liga de alumínio 6061-T6 (CARDOSO, 2015). Segundo Callister (2008), uma das principais características do alumínio e suas ligas é sua massa específica relativamente baixa ($2,7 \text{ g/cm}^3$ em comparação aos $7,9 \text{ g/cm}^3$ do aço). É possível aumentar a resistência mecânica do alumínio pela formação de ligas. Sendo que os principais

elementos de liga incluem o cobre, o magnésio, o silício, o manganês e o zinco (CALLISTER, 2008).

As ligas de alumínio podem ser classificadas como fundidas ou forjadas. As composições para ambos os tipos são designadas por meio de um número com quatro dígitos, que podem indicar as impurezas presentes, ou o nível de pureza (CALLISTER, 2008). Neste trabalho serão empregadas ligas fundidas, portanto veremos a seguir como se designa essa liga. A designação T6 indica que a liga foi tratada termicamente por solubilização e envelhecida artificialmente. A liga de alumínio 6061 é muito utilizada na indústria aeronáutica, e por isso é conhecida como "alumínio aeronáutico" (CHIAVERINI, 1986). A liga 6061-T6 é comumente empregada na indústria de cadeiras de rodas esportivas devido às suas propriedades mecânicas e baixa massa específica. Essa liga de alumínio foi escolhida para ser utilizada como material de uso principal nesse trabalho devido as vantagens citadas anteriormente e à facilidade ao acesso a esse material no mercado nacional.

3.3.1 Perfis Estruturais, Acessórios e Revestimentos

Os perfis estruturais representam as diversas formas do alumínio utilizado na construção do equipamento. As formas são: tubos redondos e quadrados, chapas, perfis U, perfis I, perfis T, cantoneiras, perfilados, trefilados e laminados.

Alguns itens com formas muito específicas foram projetados de forma a serem usinados para alcançar o formato final desejado. Para estes casos serão utilizadas barras chatas, redondas e quadradas.

Os acessórios utilizados no projeto são itens disponíveis no mercado e que dispensam a necessidade de desenvolvimento.

Em algumas partes do projeto as soluções encontradas foram direcionadas de acordo com as dimensões disponibilizadas por acessórios encontrados no mercado.

A Figura 3.11 apresenta alguns exemplos de acessórios utilizados no projeto. Nos exemplos são apresentados: abraçadeira (Figura 3.11a), roda frontal utilizada em cadeira de rodas de corrida (Figura 3.11b), rolamento radial de esferas (Figura 3.11c), e pé do tipo amortecedor de impacto e vibração (Figura 3.11d).

Outros acessórios utilizados são parafusos do tipo allen e cabeça sextavada, porcas, arruelas, manípulos, anéis elásticos para eixos e para furos.

O estofamento utilizado no equipamento é comumente encontrado no mercado nacional. 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.

Em alguns casos a utilização de estruturas metálicas no ajuste poderia se tornar desconfortável ou até mesmo causar lesões no usuário. Nessas circunstâncias, a utilização de cintas

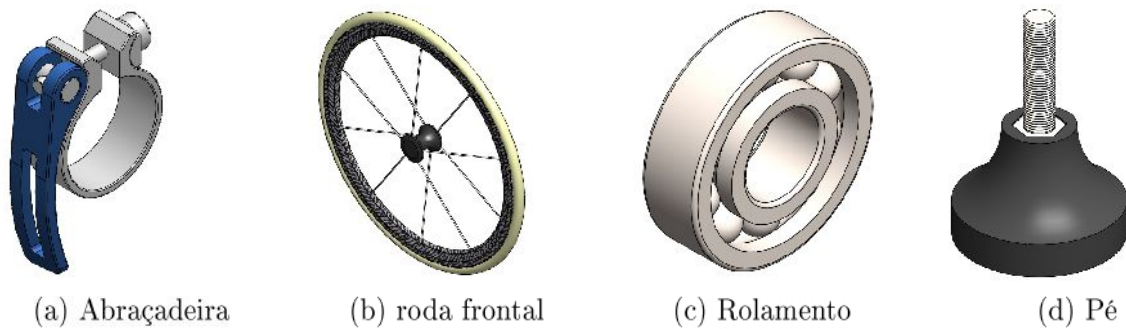


Figura 3.11 – Exemplos de acessórios utilizados

de nylon se tornou uma solução interessante para assegurar que não houvessem vãos entre os espaços deixados pela variação dos ajustes. Adicionalmente, as cintas de nylon podem ser utilizadas em outros casos para dar suporte a membros inferiores e mantê-los fixos à estrutura.

3.4 Proposta de Sistema de Resistência

A estrutura apresentada até o momento é tão somente um dispositivo de ajuste ergonômico da posição do atleta, que pode variar de acordo com as medidas antropométricas do indivíduo. Para se tornar um equipamento de treinamento, simulação e até mesmo de avaliação é necessário inserir mecanismos de desenvolvimento e medição do desempenho do atleta.

No protótipo a proposta é utilizar um sistema de resistência eletromagnética acoplado a um torquímetro desenvolvido e testados no protótipo concebido por Novais (2010) e aperfeiçoado por Vieira (2012). De forma que, ao inserir esses dispositivos desenvolvidos no NH/RESP, é possível empregar um nível de resistência aos aros de propulsão do equipamento, e avaliar as variáveis de desempenho do atleta, além de poder ser utilizado para treinamento e avaliação do condicionamento físico do atleta.

No projeto concebido por Cardoso (2015), também foram utilizados esses mecanismos de resistência e torquímetro de forma adaptada para seu equipamento. Nesse caso, o autor analisou três alternativas de se adaptar os referidos mecanismos ao equipamento.

A primeira proposta era utilizar um sistema de juntas homocinéticas telescópicas conectadas diretamente ao eixo, de forma que, o conjunto resistência/torquímetro deslizassem por uma engrenagem do tipo pinhão e cremalheira. No entanto, segundo Cardoso (2015), essa alternativa se mostrou inviável devido à complexidade da estrutura desse mecanismo. Além disso, se esse tipo de proposta fosse aplicada no equipamento para projetar cadeira de rodas de corrida, não haveria espaço para ajustar as pernas do atleta por baixo do assento. Dessa forma, essa proposta se tornou inviável também para o presente equipamento.

A segunda proposta analisada por Cardoso (2015), implicaria em utilizar dois mecanismos de resistência/torquímetro, ligados diretamente ao eixo do sistema de propulsão. Apesar de ser interessante, essa opção também apresentou o inconveniente da interferência com o dispositivo de ajuste dos pés e pernas, pois disputaria espaço com ele.

Por fim, a terceira proposta analisada por Cardoso (2015), se tornou a mais viável. Nessa alternativa, o conjunto de resistência/torquímetro se localiza fixo em uma base fora da estrutura do equipamento. Dessa forma, é conectada uma polia ao eixo de propulsão, e outra ao eixo do mecanismo resistência/torquímetro, que são interligadas através de uma correia flexível em V. Os eixos do torquímetro são independentes, de forma que, se possa avaliar as variáveis de desempenho independentemente em cada lado do atleta. Para que se torne possível o ajuste de largura do assento de forma o eixo vertical das polias esteja alinhado, as polias são projetadas de forma a deslizar longitudinalmente no eixo do torquímetro. Esse movimento pode ser melhor visualizado na Fig. 3.12, representada pelas setas vermelhas.

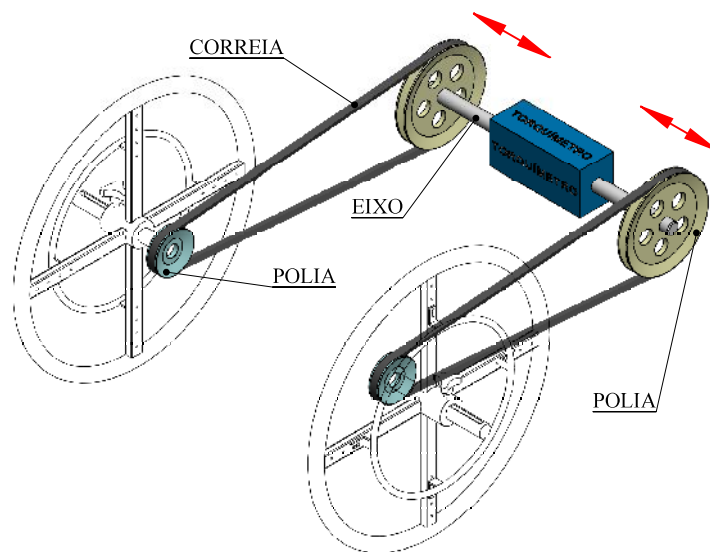


Figura 3.12 – Mecanismo de interligação entre o eixo de propulsão e o dispositivo de resistência/torquímetro

3.5 Modelagem de Elementos Finitos

Devido à complexidade em se utilizar soluções analíticas para analisar o projeto estrutural do equipamento, optou-se por utilizar a modelagem por elementos finitos. Para a realização dos ensaios por MEF, optou-se por utilizar o software ANSYS[®], plataforma *Workbench*.

A plataforma *Workbench* apresenta uma conectividade paramétrica bidirecional com softwares de CAD (Computer Aided Design ou Desenho Auxiliado por Computador). Isso significa que é possível importar desenhos feitos em software de CAD para dentro dessa plataforma,

sem que o modelo desenhado perca suas características originais. Assim, modelos desenhados em softwares como Solidworks[®] e Inventor[®], podem ser importados para essa plataforma e testados por MEF.

Dessa forma, a geometria desenvolvida no programa Solidworks[®], será analisada por MEF na plataforma *Workbench* do ANSYS[®].

O material selecionado para fabricação da estrutura (liga de alumínio 6061-T6), é um material dúctil. Assim, para se estabelecer o limite de tensão máxima a que o material pode chegar, utilizou-se o limite de escoamento. O critério de falha adotado foi o de Von-Mises. Portanto, serão empregadas as propriedades desse material nos ensaios feitos por métodos de elementos finitos. As propriedades da liga 6061-T6 utilizadas nos testes são mostradas na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 – Propriedades aplicadas nos testes de EF (CALLISTER, 2002).

Propriedades	Liga de Alumínio 6061-T6
Densidade	2,70 g/cm ³
Módulo de Elasticidade	69.000 MPa
Coefficiente de Poisson	0,33
Limite de Escoamento	276 MPa
Limite de Resistência à Tração	310 MPa

O processo de análise compreende algumas condições a serem predefinidas antes de se iniciar o ensaio propriamente dito. A princípio deve-se estabelecer o tipo de análise que será executada, como por exemplo, análise dinâmica, modal, estática,transiente, dentre outras. Para o caso das presentes estruturas, é pertinente a análise "*estática estrutural*".

Em seguida, deve-se inserir os materiais e definir suas propriedades. Neste caso, para a estrutura utilizada, foram utilizados dois materiais: o aço estrutural para os elementos definidos como acessórios, e a liga de alumínio 6061-T6 para o restante da estrutura.

Após a inserção dos materiais, foi feita a importação das geometrias utilizando ferramentas de CAD externas ao software de elementos finitos.

Na sequência é feita a configuração do modelo a ser testado. Nessa configuração foram definidos os tipos de contatos entre as interfaces das peças, como por exemplo, se as peças serão coladas (bounded), superfície rugosa (rough), sem atrito (frictionless), etc. Neste ponto também são atribuídos os materiais anteriormente criados, a cada uma das partes que serão ensaiadas.

Posteriormente, é gerada a malha de elementos finitos. Na sequência são inseridas as condições de contorno, onde se definem as posições dos engastamentos e aplicação de cargas nas estruturas.

Após ser importada a geometria para o programa de elementos finitos, é necessário verificar se a estrutura geométrica foi reconhecida pelo programa, para garantir que não haverá nenhum problema com arestas, chanfros, filetes, uniões entre peças, etc. Devido a isso, é feita a verificação onde as geometrias são visualizadas em geometria de arame (*wireframe*), e caso alguma linha seja destacada na cor vermelha esta parte da estrutura deverá ser refeita no programa de modelagem para ser reconhecida pelo Ansys®.

Nos casos em que é importada a geometria de um modelo desenhado por meio de montagem, o programa de elementos finitos reconhece as peças como corpos. E no ato de se criar malhas nesses corpos, criam-se elementos e por consequência nós que unem esses elementos.

Assim, a geração de malhas no Ansys® para as estruturas testadas, foi feita automaticamente, com recurso de refinamento para estruturas mais complexas.

O engastamento é uma condição de contorno que impede todos os movimentos de rotação e translação de um corpo. Os engastamentos realizados nas estruturas ensaiadas foram posicionados nas bases das mesmas, de forma que se impedisse qualquer grau de liberdade nesses pontos.

A aplicação de carga nas estruturas consiste em impor uma força sobre os elementos de forma que essa força atue na estrutura gerando tensões. Essa criação de tensões no material, quando excede o limite de escoamento pode provocar fissuras, trincas, discordâncias e falhas, dependendo da intensidade em que ocorrem.

No caso do equipamento projetado, o carregamento na estrutura se dará basicamente pela acomodação do indivíduo sobre o assento. Segundo Cardoso (2015), as massas corporais dos atletas de esportes paralímpicos podem variar de 50 kg a 110 kg.

Para garantir que a análise seja feita com certa margem de segurança, foram utilizados carregamentos da ordem de 1.800 N. Essa carga corresponde a um mínimo excedente de 60% da carga máxima dos indivíduos que utilizarão o equipamento.

Nas análises executadas, utilizou-se a modalidade de carregamento remoto, a qual distribui a carga de modo homogêneo sobre a superfície selecionada. Mesmo que, o peso dos sujeitos não seja distribuído dessa forma no assento, tal consideração não prejudica a análise, visto que o objetivo dos estudos por MEF é analisar o desempenho mecânico estrutural como um todo.

Com todas as informações pré-teste, inseridas no ANSYS® e após a fase de solução aplicam-se as ferramentas de pós-processamento.

3.5.1 Importação da Geometria

Para os modelos ensaiados no ambiente ANSYS® a geometria foi importada para o programa utilizando opções disponíveis no Solidworks®. Os arquivos com extensão do tipo

Parasolid (*.x_t), tem aceitação favorável por parte do ANSYS®. Eles são exportados como arquivos binários ou de texto Parasolid.

No ato da importação de uma geometria foi definido o sistema de unidades. No caso, utilizou-se o sistema métrico (mm, kg, N, s, etc).

A estrutura do CRwheel é composta por um número relativamente grande de partes e peças, o que torna os testes por MEF um tanto complexos se executado na estrutura completa. Assim, de modo a tornar viável a análise definiu-se por fazer avaliações modulares na estrutura. Os módulos estruturais foram divididos basicamente em três conjuntos, sendo eles: a estrutura da base principal, a estrutura do assento, e a estrutura pertinente ao conjunto de inclinação do assento (pino e gabarito).

Dessa forma, foram definidas quatro configurações do assento para conferir maior confiabilidade na resistência da estrutura. Essas quatro configurações são:

- ⇒ Assento Aberto Longo
- ⇒ Assento Fechado Longo
- ⇒ Assento Aberto Curto
- ⇒ Assento Fechado Curto

CAPÍTULO IV

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este capítulo apresenta os resultados e discussões acerca da concepção estrutural do modelo e dos ensaios numéricos por elementos finitos.

Primeiramente, a partir dos parâmetros de ajuste apresentados no capítulo 3, foi proposta a estrutura do CRwheel. Em seguida a estrutura foi avaliada através da modelagem por elementos finitos. Finalmente analisou-se o projeto completo de uma cadeira de rodas de corrida gerada a partir dos ajustes pré-definidos no CRwheel.

4.1 Estrutura do CRwheel

O protótipo do CRwheel foi concebido para efetuar 22 regulagens em tempo real. A seguir são apresentadas todas as partes do equipamento e como funcionam as diversas regulagens.

Também são apresentados os resultados de algumas soluções específicas referentes ao projeto. Além disso, serão apresentadas em detalhes os resultados e discussões da avaliação numérica pelo método de elementos finitos.

4.1.1 Desenho Técnico

A Figura 4.1 mostra o desenho de conjunto do CRwheel indicando todas as suas peças.

A partir do desenho e das propriedades dos materiais inseridas na modelagem 3D, foi possível calcular o peso aproximado de todo o conjunto, que resultou em 36 kgf.

Os perfis estruturais e materiais utilizados na fabricação de cada peça são mostrados nos desenhos de fabricação.

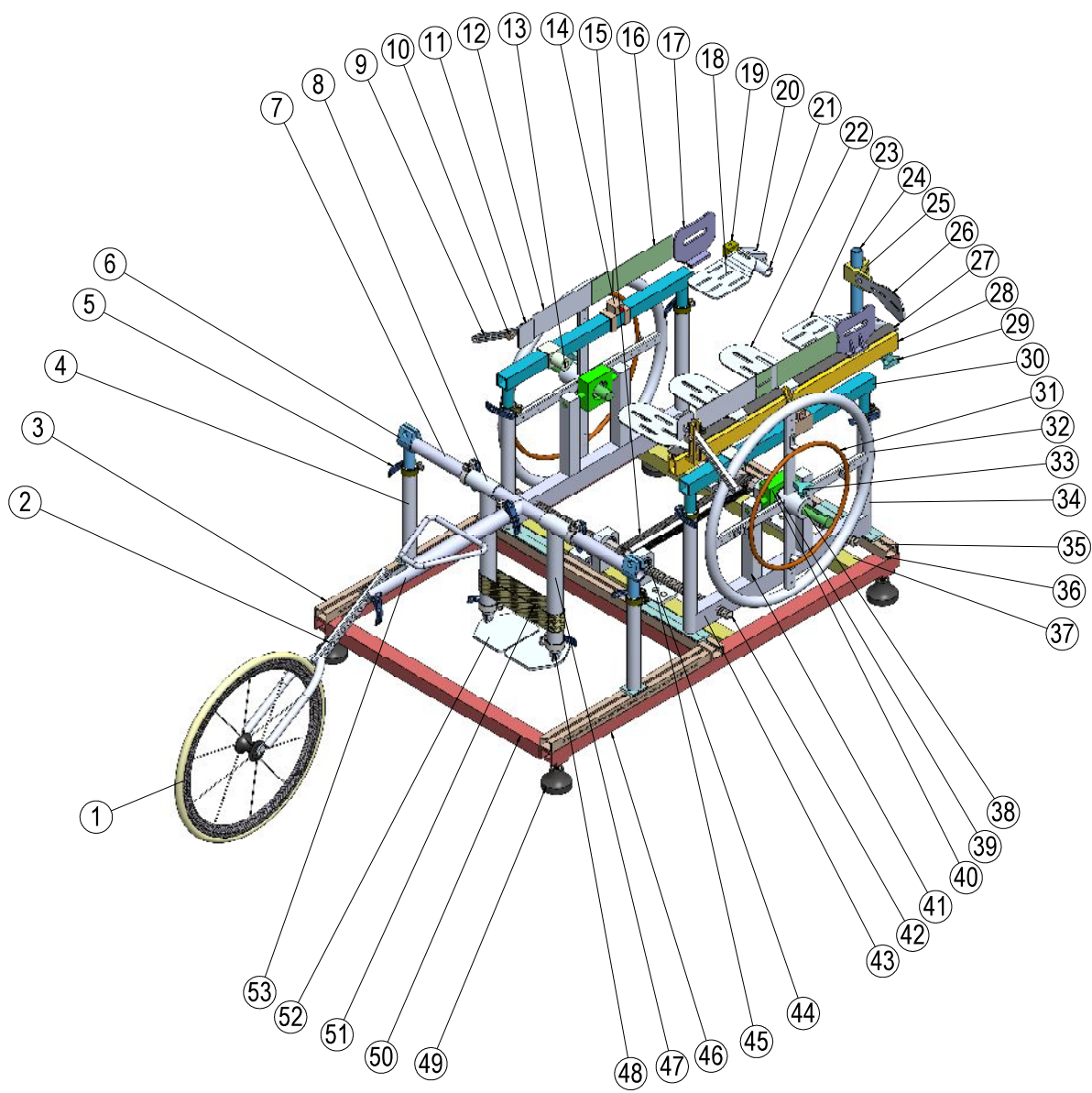


Figura 4.1 – Primeira versão do protótipo do CRwheel

Tabela 4.1 – Inventário das peças e acessórios contidos no equipamento

Item	Descrição	Quantidade
1	Roda dianteira	1
2	Garfo	1
3	Trilho do tubo principal	2
4	Coluna externa do tubo principal	2
Continua na próxima página		

Tabela 4.1 — Continuação da página anterior

Item	Descrição	Quantidade
5	Braçadeira	12
6	Coluna interna do tubo principal	2
7	Tubo principal interno	1
8	Apoio da perna direita	1
9	Haste do Joelho	2
10	Manípulo M4x30	2
11	Encosto lateral do joelho	2
12	Encosto lateral da perna (macho)	2
13	Eixo do centro de gravidade	2
14	Tubo deslizante de regulação da inclinação do assento	2
15	Correia sincronizada T2.5	1
16	Encosto lateral da perna (fêmea)	2
17	Encosto lateral do quadril esquerdo	2
18	Apoio do assento glúteo lado direito	1
19	Cubo de ajuste de profundidade do encosto lado esquerdo	2
20	Abraçadeira do apoio do assento glúteo	2
21	Eixo exterior do assento anterior	2
22	Haste do assento	6
23	Apoio do assento do glúteo lado esquerdo	1
24	Eixo do encosto	2
25	Abraçadeira do encosto	2
26	Encosto lombar	2
27	Trilho em T do assento	2
28	Trilho do assento	2
29	Manípulo M8x50	2
30	Suporte superior da estrutura principal	2
31	Aro de propulsão	2
32	Roda traseira	2
33	Manípulo M8x30	2
34	Base da coluna externa	4
35	Rolamento radial de esferas 607	24
36	Trilho	2
37	Viga U de travamento do fuso	2
Continua na próxima página		

Tabela 4.1 — Continuação da página anterior

Item	Descrição	Quantidade
38	Eixo da roda de propulsão	2
39	Rolamento radial de esferas 3205	2
40	Eixo de cambagem da roda	2
41	Coluna de apoio da roda	4
42	Fuso de ajuste da largura	2
43	Viga da base da roda	2
44	Rolamento radial de esferas 6005	5
45	Mancal do fuso	4
46	Viga U lateral da base	2
47	Apoio da perna esquerda	1
48	Extensão do apoio da perna	2
49	Amortecedor Vibra Stop Micro III	4
50	Viga U transversal da base	2
51	Cinta de apoio da perna	2
52	Apoio do pé	2
53	Tubo principal externo	1

Na Figura 4.2 é possível visualizar o equipamento montado com todas as suas partes, numa vista em perspectiva do modelo completo.

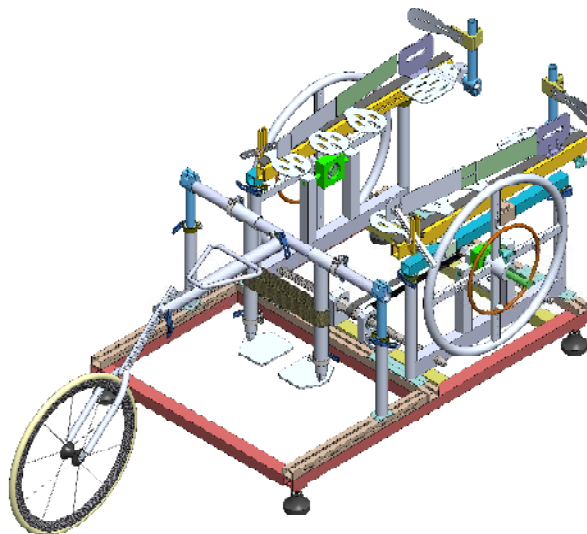


Figura 4.2 – Vista em perspectiva do equipamento completo

4.2 Resultados Particulares do Desenvolvimento do Equipamento para Projetar Cadeira de Rodas de Corrida

Nessa seção são apresentadas algumas particularidades do projeto, em especial os resultados e discussões relacionados aos maiores desafios encontrados na concepção da estrutura em decorrência das configurações dos ajustes abordados. Além disso, também será abordado aqui o resultado da inserção do conjunto de resistência associado a um torquímetro e sensor de rotação.

4.2.1 Sistema de Gabarito para Regulagem da Inclinação do Assento

A inclinação do assento foi concebida de forma a se considerar como referência o ângulo inicial (zero) na posição paralela ao plano horizontal do solo. Dessa forma, a inclinação em relação ao eixo fixo do assento aumenta de 0 a 360° no sentido de rotação anti-horário.

O sistema de ajuste da inclinação do assento foi idealizado em forma de gabarito de posições. Dessa maneira, os ângulos são preestabelecidos, e o ângulo desejado é regulado de acordo com a posição do furo de travamento do conjunto. A Figura 4.3 mostra todas as posições de ângulos possíveis de serem ajustados no conjunto. Nota-se que as opções variam a cada 3°, essa variação foi predefinida devido a restrições de projeto, porém não ocasiona influência significativa nos objetivos do projeto proposto, ou seja, as inclinações abrangem uma ampla faixa de regulação antropométrica.

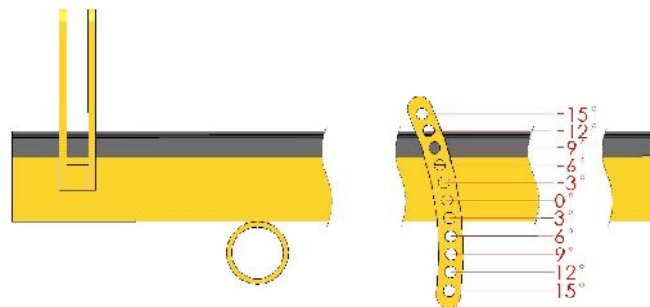


Figura 4.3 – Ilustração dos ângulos compreendidos pelo gabarito

Pode-se observar na Fig. 4.3, que a inclinação varia de -15° a 15°, resultando em 11 possíveis regulagens. Os ângulos de ajuste adotados para este gabarito abrangem uma faixa relativamente pequena em comparação à inclinação de assento utilizada em cadeiras de rodas de esportes como rugby ou basquete. Porém, no atletismo a inclinação do assento é mais suave; e de qualquer forma, conforme houver interesse, os ângulos podem ser modificados com a construção de novos gabaritos.

A Figura 4.4 apresenta algumas das posições de inclinação do assento possíveis com esse gabarito. As Figuras 4.4a e 4.4b mostram posições em que o assento é girado, em torno de

seu eixo principal, no sentido horário. Enquanto que as Figuras 4.4d e 4.4e apresentam duas posições com os assentos inclinados no sentido anti-horário. Entre elas, a Fig. 4.4c apresenta o assento paralelo ao plano horizontal do solo.

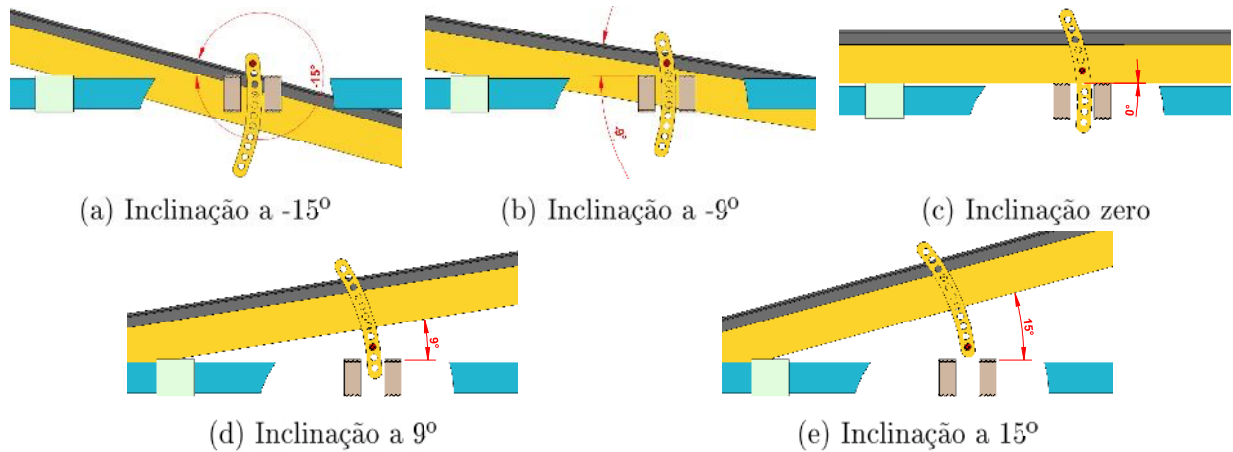


Figura 4.4 – Exemplos das inclinações possíveis do assento

A Figura 4.5 representa em duas ilustrações o conjunto de posicionamento do ângulo de inclinação do assento. O maior desafio de concepção deste conjunto foi adequar o menor diâmetro de pino possível, através da escolha do material adequado, em decorrência das cargas aplicadas no mesmo. A partir disso, deveria ser possível oferecer o maior número de variáveis de inclinação no gabarito projetado.



Figura 4.5 – Pino de travamento da inclinação do assento

4.2.2 Cintas de Nylon

Seguindo a mesma linha do trabalho realizado por Cardoso (2015), o encosto do equipamento para projetar cadeira de rodas de atletismo foi concebido com inspiração em vértebras de apoio lombar ((TARTA, 2013)). Esse tipo de haste de acomodação é utilizado no encosto de poltronas, cadeiras, cockpits e até mesmo em cadeiras de rodas. Essas vértebras simuladas propiciam um encosto mais ergonômico que envolve a região lombar de forma mais confortável.

No modelo desenvolvido, as hastes de acomodação lombar atenderam à necessidade de um encosto, enquanto a abertura da largura é pequena ou mínima. Porém, nos casos em que

se faz necessário utilizar uma largura de assento maior, o vão livre se torna grande entre as vértebras do encosto (Fig. 4.7a), o que faz com que a linha da coluna vertebral fique sem apoio. Assim, de forma a sanar esse entrave, adicionou-se gavetas sob as vértebras, onde se alojou uma cinta flexível, que pode ser utilizada quando necessário (Fig. 4.7b).

Deve-se ressaltar que esta adaptação não faz parte de uma cadeira de rodas convencional de corrida. Porém, indica uma região de adaptação moldada para o atleta. Esta adaptação, de certa forma, é uma contribuição em futuros projetos de cadeiras de rodas personalizadas para o atletismo.

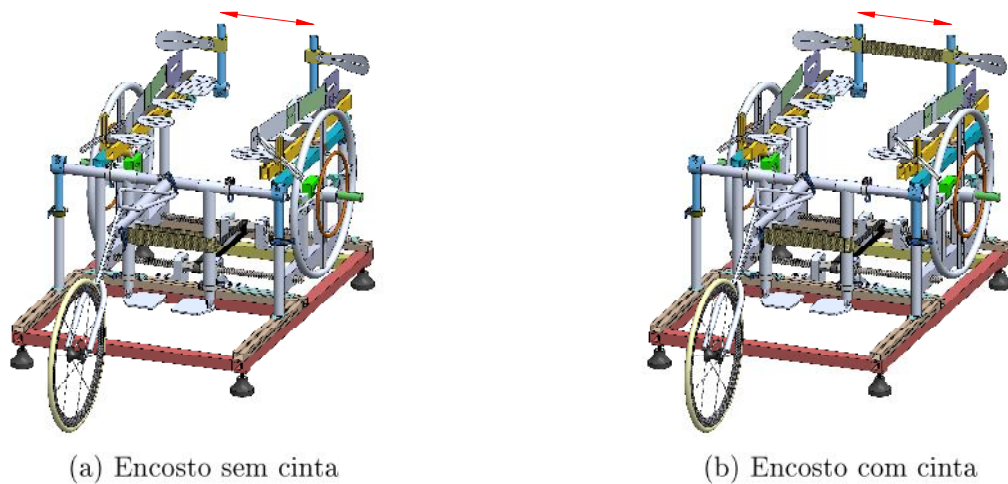
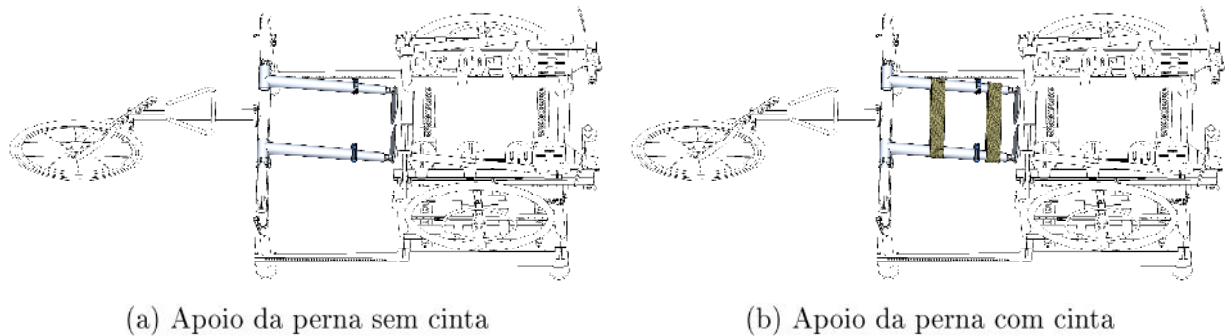


Figura 4.6 – Cinta de acomodação lombar posicionada no encosto

Outra demanda pela utilização de cintas de nylon se fez no dispositivo de apoio dos pés e pernas. Nesse caso, se torna interessante utilizar cintas pois, dependendo do comprimento da perna do indivíduo é possível inserir uma ou mais cintas para dar sustentação aos membros inferiores. Outro fator importante na decisão de se utilizar cintas neste local, é o fato de que o tecido (nylon) é relativamente confortável e não causa lesões no usuário, se comparado ao aço, por exemplo. Dessa maneira, as cintas podem ser utilizadas no apoio dos pés e pernas em qualquer posição, para dar apoio ou mesmo "amarrar" os membros inferiores na disposição desejada.

A Figura 4.7a, apresenta o apoio dos pés e pernas sem cintas, em uma posição inclinada, na qual os membros inferiores não poderiam ser sustentados devido a ausência do tecido. Enquanto, a Figura 4.7b mostra o apoio na mesma posição com a presença das cintas.



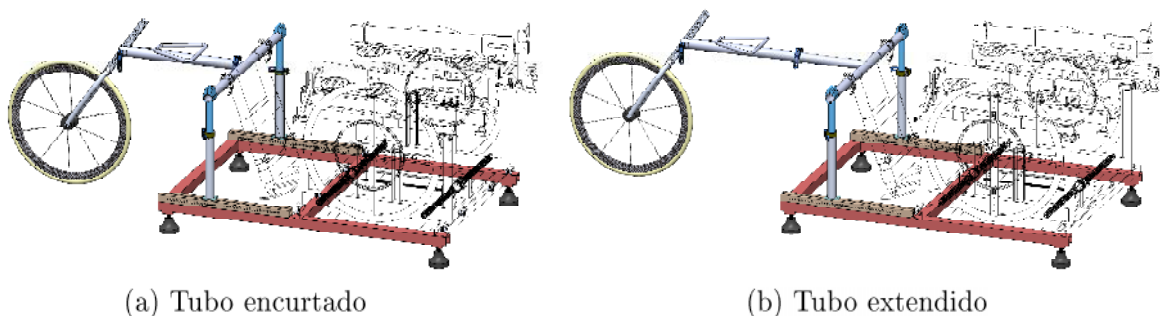
(a) Apoio da perna sem cinta

(b) Apoio da perna com cinta

Figura 4.7 – Cinta de acomodação da perna no apoio da perna

4.2.3 Inclinação do Garfo Associada aos Ajustes do Tubo Principal

O tubo principal do equipamento foi projetado de forma que se pudesse variar seu comprimento. Essa variação permite que a parte frontal da cadeira de rodas de atletismo, representada neste equipamento, seja levada para frente ou para trás (Figura 4.8). Aqui, a parte frontal representa todo o conjunto frontal da cadeira de corrida. Esse conjunto é constituído por roda, garfo, freio, dispositivo de direção e guidão.



(a) Tubo encurtado

(b) Tubo estendido

Figura 4.8 – Variação no comprimento do tubo principal

Essa variação de comprimento permite medir o melhor posicionamento da parte frontal da cadeira de rodas para o atleta. A variabilidade do comprimento é de 260 mm. Sendo a extensão mínima de 475 mm e a máxima de 735 mm. A medição é feita com o atleta sentado na cadeira e o abdômen flexionado para frente. Dessa forma verifica-se qual o melhor comprimento para o tubo principal, relacionando-se através da antropometria do atleta, qual a melhor posição destes dispositivos, de forma que o acesso a estes seja confortável para o indivíduo.

4.2.4 Altura e Inclinação do Tubo Principal

O IPC (International Paralympic Committee) restringe a altura máxima do chão ao corpo principal da cadeira de rodas de atletismo em 50 cm (IPC, 2014a). Assim, uma cadeira de

rodas de atletismo pode ser projetada e construída com qualquer altura a partir do chão, que esteja dentro desta dimensão máxima.

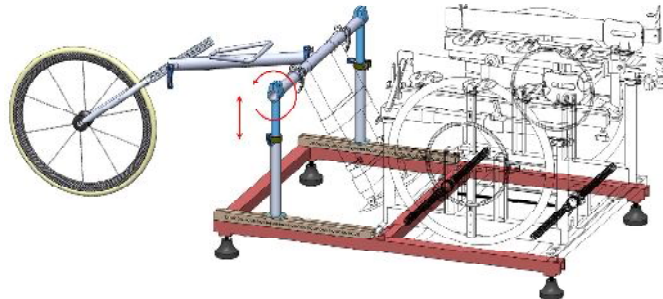


Figura 4.9 – Altura e inclinação do tubo principal

Dessa forma, o projeto do presente equipamento foi concebido com a possibilidade de se selecionar várias alturas para o tubo principal. Adicionalmente, se projetou a possibilidade de inserir inclinação no tubo (Fig. 4.9). Sendo que a faixa da altura possui variabilidade de 170 mm, de forma que, a altura mínima é de 330 mm e a máxima 500 mm. E a variação de inclinação é de 30°.

4.2.5 Posição e Inclinação do Garfo

Um desafio que exigiu certo grau de flexibilidade, foi combinar a mudança de comprimento do garfo ao mesmo tempo em que fosse possível ajustar sua inclinação. Isso, de forma a manter a altura e inclinação do tubo principal.

Assim, utilizou-se no projeto um sistema de fixação entre o tubo principal e o garfo que permite ajustar a altura por meio de um gabarito de furos e ao mesmo tempo possibilita ajustar a inclinação apertando o garfo por meio de um sistema de braçadeira (Fig. 4.10). Assim, a faixa de valores do comprimento de posicionamento do garfo varia entre 514 mm e 734 mm. Da mesma forma, a inclinação possui faixa de valores de 0° a 90°.

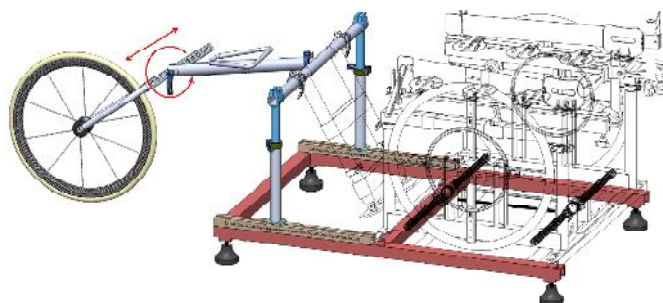


Figura 4.10 – Altura e inclinação do garfo

4.2.6 Regulagens dos Aros de Propulsão

O aro de propulsão do presente equipamento foi projetado visando atender às várias necessidades e objetivos dos atletas de corrida em cadeira de rodas. De acordo com Katariina (2008), o diâmetro influencia diretamente na qualidade da propulsão. Segundo Bleakney (2004) e Costa et al. (2009), diâmetros menores favorecem à manutenção das maiores velocidades, enquanto os maiores são mais úteis onde se exige maior esforço (subidas e corridas de curta distância, por exemplo).

Assim, para suprir essas necessidades foram projetados diferentes diâmetros de aros de propulsão. Segundo Bleakney (2004), os diâmetros podem variar entre 10 e 16 polegadas (254 e 406 mm). Dessa forma, optou-se por utilizar os diâmetros variando a cada duas polegadas. Sendo assim, as opções disponibilizadas foram de 10, 12, 14 e 16 polegadas (254, 305, 356 e 406 mm, respectivamente) (Fig. 4.11).

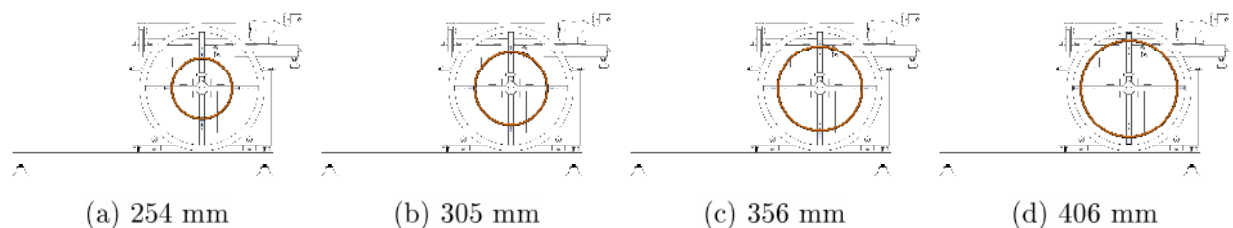


Figura 4.11 – Opções de aros de propulsão disponibilizadas para o presente equipamento.

Nesse contexto foram atendidos os menores diâmetros (favoráveis à velocidade), e os maiores (favoráveis ao esforço ou torque). E dessa forma, também se beneficiou o acesso ergonômico do atleta ao aro de propulsão levando em conta a sua antropometria. Pois, segundo Bleakney (2004), a seleção do diâmetro do aro de propulsão deve permitir uma acesso confortável das mãos à parte inferior dos aros quando o atleta senta em posição de impulso.

4.2.7 Mecanismo de Cambagem da Roda de Propulsão

A cambagem nas rodas traseiras é uma variável que influencia diretamente na eficiência e desempenho do atleta. Além disso, desempenha importante papel no ato de agarrar o aro de propulsão.

Assim, de maneira a possibilitar o ajuste da variável cambagem, desenvolveu-se um dispositivo próprio para essa configuração no equipamento projetado.

Na Figura 4.12 é possível observar (da esquerda para a direita) as rodas do equipamento com cambagem evoluindo a partir de zero, até a cambagem máxima.

Um dos desafios mais importantes deste ajuste de cambagem foi manter as rodas sempre o mais próximas possíveis da estrutura e ao mesmo tempo evitando que as rodas conflitassem

com outras partes do equipamento. Dessa forma, desenvolveu-se um eixo para as rodas que tivesse um rasgo de chaveta onde é possível deslizar um parafuso, juntamente com a roda, e apertá-lo para manter o conjunto de propulsão à distância desejada em relação à estrutura. Assim, é possível observar que na Fig. 4.12a onde a cambagem é zero, a roda fica recolhida no eixo e próxima à estrutura. Já, na Figura 4.12b, existe alguma cambagem e o cubo da roda está um pouco afastado, porém a porção superior da roda está bem próxima ao assento. E na Figura 4.12c, onde a cambagem é máxima, a distância do cubo da roda em relação à estrutura é grande, porém, no ponto mais alto do conjunto de propulsão a proximidade com o assento está conforme desejável, graças ao sistema de ajuste de afastamento da estrutura.

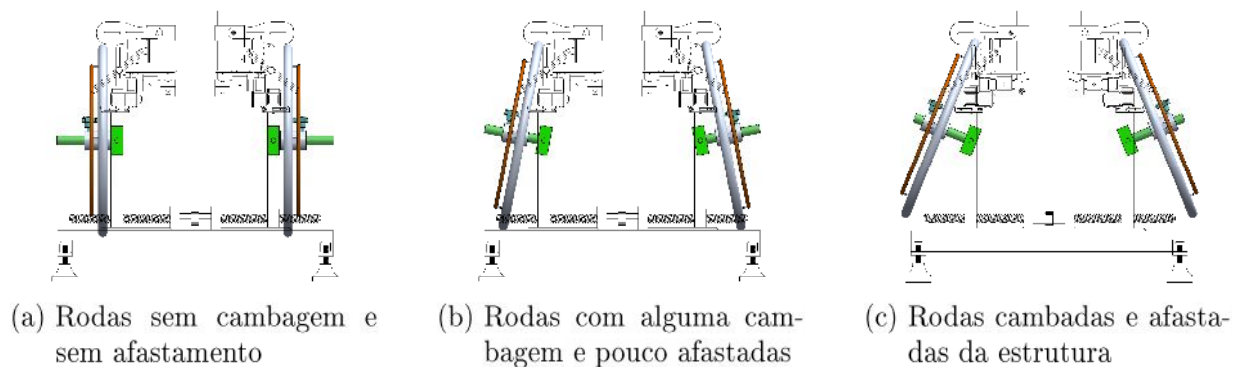


Figura 4.12 – Ilustração das rodas sem e com cambagem e, com ajuste do afastamento da estrutura

4.2.8 Configuração do Dispositivo de Ajuste da Largura do Assento

De acordo com Cooper (1991), a largura do assento influencia na condução e performance da cadeira de rodas. Assim, foi construído um dispositivo no presente equipamento que permite ajustar a menor largura do assento possível para o usuário. Esse mecanismo foi projetado de forma que todo o conjunto interligado ao assento pudesse ser movido junto com ele. Assim, ao se ajustar a largura do assento, também mudam-se a largura do joelho, largura do encosto e, a distância entre as rodas de propulsão.

O conjunto de ajuste da largura do assento pode ser visto na Fig. 4.13. Esse conjunto foi concebido por duas guias lineares dotadas por uma rosca de transmissão (parafuso de potência), instalados sobre dois mancais cada e posicionados na base do equipamento. A porção média das guias é composta por uma roda dentada e um sextavado de cada lado. A finalidade da roda dentada é interligar os dois fusos por meio de uma correia dentada. Dessa forma, se torna possível, utilizando-se uma chave própria para sextavados, girar um dos fusos que por consequência movimento o outro, e assim realizam a ação de ajuste da largura.

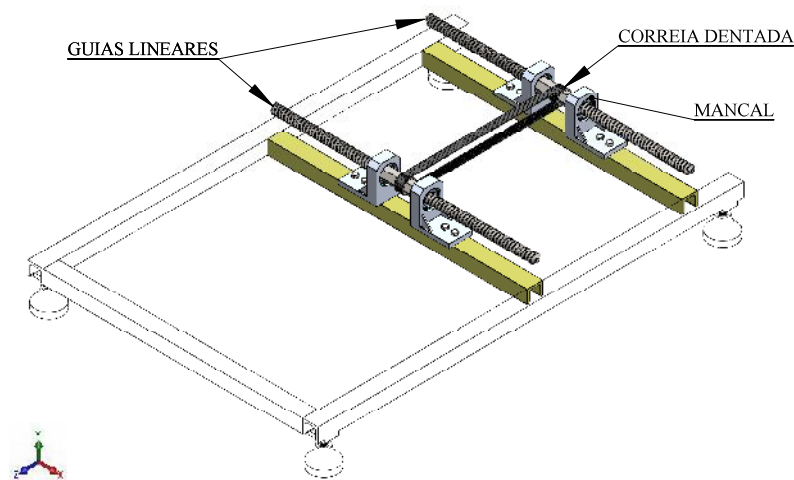


Figura 4.13 – Dispositivo de ajuste da largura do assento

O desenvolvimento desse dispositivo buscou avaliar a melhor posição para as guias lineares. A utilização de somente uma guia linear na parte central da base do assento seria suficiente, porém, no sentido em que a largura diminui, a guia linear se estende para fora do tubo base e, conseqüentemente, passa a conflitar com a roda de propulsão.

A utilização das guias lineares resolve essa questão. No entanto, outro desafio seria fazer com que os dois fusos girassem igualmente de forma a manter uniforme a disposição do ajuste da largura. Esse entrave resolveu-se com a inserção de rodas dentadas e correia dentada interligando os dois fusos.

As guias lineares serão movimentadas por um sistema de controle implementado em um aplicativo Labview que fará parte do equipamento.

4.3 Variáveis de Influência dos Ajustes do CRwheel

A Tabela 4.2, mostra as faixas dos vários ajustes projetados, bem como suas respectivas unidades de medida. Nesta tabela também são apresentadas as variações (Δ) entre o Limite Inferior (LI) e o Limite Superior (LS). Estes limites foram definidos de acordo com informações obtidas junto a fabricantes de cadeiras de rodas de corrida.

Além disso, a Tabela 4.2, representa os GDL's (Graus de Liberdade) de cada variável, onde X, Y e Z indicam o eixo de direção do ajuste, e os símbolos indicam que o sentido do ajuste é linear ao longo do eixo (\leftrightarrow) ou é angular, ou seja, gira em torno do eixo (\odot).

Para as medidas de inclinação citadas é considerado como referência o ângulo a partir do plano horizontal do solo, ou seja, o plano XZ. Dessa forma, o ângulo a partir desse plano será contado de 0 a 360 graus no sentido anti-horário e de 360 a 0 graus no sentido

horário. Adotando o ângulo inicial na posição de zero graus no primeiro quadrante do círculo trigonométrico.

Tabela 4.2 – Graus de liberdade e variação das variáveis de influência

Variáveis de Influência (Unidade de Medida)	LI	LS	Δ	GDL's
Assento - Largura (mm)	250	500	250	\leftrightarrow X
Assento - Inclinação (graus)	-15	15	30	\circlearrowleft X
Assento - Altura (mm)	525	775	250	\leftrightarrow Y
Apoio do glúteo - Inclinação (graus)	160	200	40	\circlearrowleft X
Centro de gravidade (mm)	0	150	150	\leftrightarrow Z
Encosto - Inclinação (graus)	70	110	40	\circlearrowleft X
Encosto - Profundidade (mm)	485	665	180	\leftrightarrow Z
Encosto - Altura (mm)	40	140	100	\leftrightarrow Y
Aro de propulsão - Diâmetro (mm)	254	406	152	\leftrightarrow ZY
Rodas traseiras - Cambagem (graus)	90	112	22	\circlearrowleft Z
Rodas traseiras - Afastamento (mm)	0	75	75	\leftrightarrow X
Apoio dos pés e pernas - Comprimento (mm)	340	620	280	\leftrightarrow Y
Apoio dos pés e pernas - Largura (mm)	210	360	150	\leftrightarrow X
Apoio das pernas - Inclinação (graus)	210	350	140	\circlearrowleft X
Apoio dos pés - Inclinação (graus)	-255	75	330	\circlearrowleft X
Joelhos - Largura (mm)	200	500	300	\leftrightarrow X
Tubo Principal - Comprimento (mm)	475	735	260	\leftrightarrow Z
Tubo Principal - Altura (mm)	330	500	170	\leftrightarrow Y
Tubo Principal - Inclinação (graus)	165	195	30	\circlearrowleft X
Garfo - Posição (mm)	514	734	220	\leftrightarrow ZY
Garfo - Inclinação (graus)	0	90	90	\circlearrowleft X
Conjunto frontal - Posição frente-atrás (mm)	40	460	420	\leftrightarrow Z

4.3.1 Assento - Largura

Ajusta a largura do assento de acordo com a largura do quadril do atleta. Abrange a abertura transversal da estrutura. A Figura 4.14, representa esta variação de ajuste.

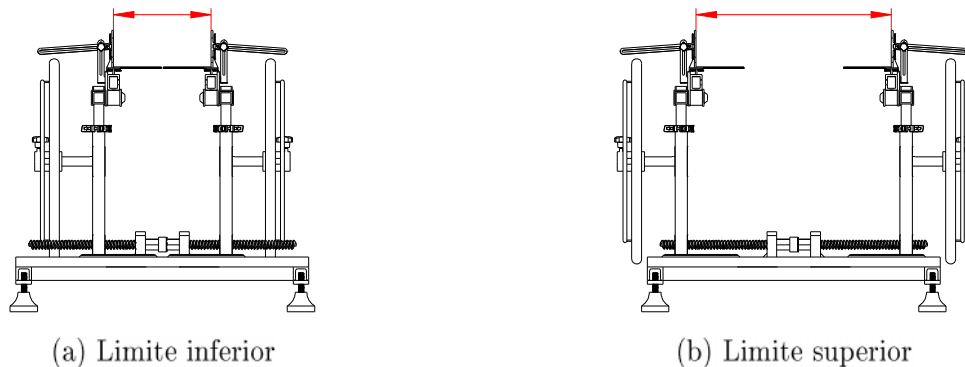


Figura 4.14 – Largura do Assento

Possui variação de 250 mm, sendo a abertura mínima de 250 mm (Figura 4.14a) e a máxima 500 mm (Figura 4.14b). Apresenta grau de liberdade linear ao longo do eixo X. A largura do assento permite acomodar o quadril do atleta de forma a dar mais firmeza e propiciar melhor sustentação para tocar a cadeira de rodas.

4.3.2 Assento - Inclinação

Ajusta o ângulo de inclinação do assento. O assento abrange a extensão desde o joelho até os glúteos. O ângulo de inclinação do assento é definido a partir do plano horizontal do solo (Figura 4.15).

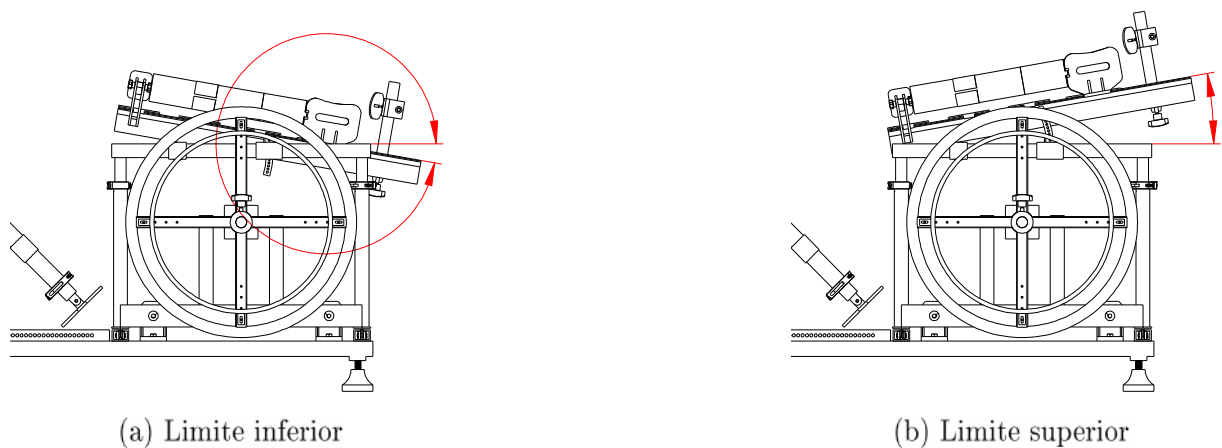


Figura 4.15 – Inclinação do assento

A inclinação do assento possui variação de 30° . Esta variação pode ser regulada entre -15° e 15° , sendo o ângulo inicial (zero) considerado no plano horizontal do solo (plano XZ). Possui graus de liberdade girando em torno do eixo X. Essa inclinação garante estabilidade na acomodação dos atletas sentados na cadeira de rodas. Quando a inclinação é ajustada adequadamente, também se possibilita um aumento na eficácia da propulsão.

4.3.3 Assento - Altura

Ajusta a altura do assento em relação ao aro de propulsão (Figura 4.16).



Figura 4.16 – Altura do assento

Apresenta variação de 250 mm. Sendo a altura mínima do chão ao assento de 525 mm e a máxima 775 mm. Seu grau de liberdade varia linearmente ao longo do eixo Y. A possibilidade de se regular a altura do assento favorece o acesso ao aro de propulsão. Assim, é possível ajustar a altura ao aro de propulsão de acordo com o tamanho dos braços e a altura da estrutura torácica do indivíduo. Dessa forma, proporciona-se ajustar o atleta na altura que favorece a propulsão, geralmente as mais próximas do aro.

4.3.4 Apoio do glúteo - Inclinação

Ajusta o ângulo de inclinação dos glúteos, independentemente da inclinação do assento. Nesse ajuste os glúteos recebem acomodação própria (Figura 4.17).

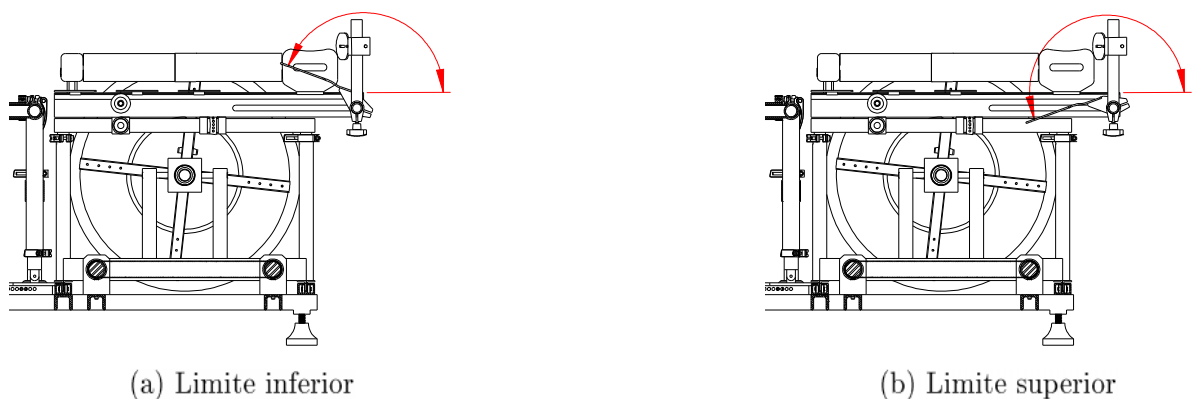
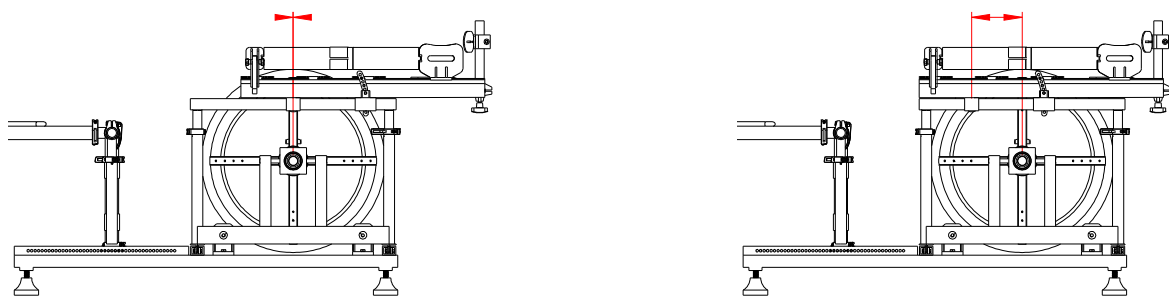


Figura 4.17 – Inclinação do apoio do glúteo

A referência da inclinação se faz a partir do plano horizontal do assento. Possui variação de 40° . Sendo o ângulo inicial 160° e o final 200° . Possui grau de liberdade com giro em torno do eixo X. Garante melhor acomodação e estabilidade sobre o assento.

4.3.5 Centro de gravidade

Posiciona horizontalmente o conjunto do assento sobre o eixo do aro de propulsão (Figura 4.18).



(a) Limite inferior

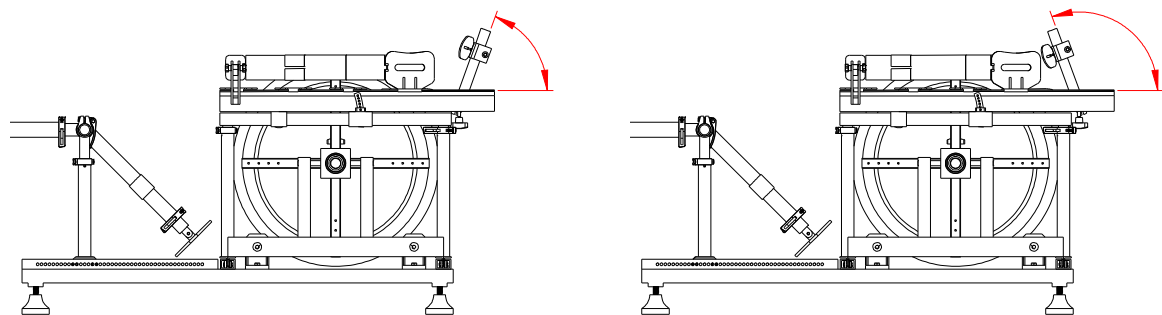
(b) Limite superior

Figura 4.18 – Centro de gravidade

A variação do centro de gravidade é de 150 mm. Seu limite inferior é de 0 mm e o máximo de 150 mm. Possui grau de liberdade variando linearmente ao longo do eixo Z. A posição do centro de gravidade influencia no nível de dificuldade de propulsão. Além disso, se ajustado inadequadamente para trás, pode ocasionar acidentes com o tombamento da cadeira de rodas.

4.3.6 Encosto - Inclinação

Ajusta o ângulo do encosto, inclinando o atleta para frente ou para trás (Figura 4.19).



(a) Limite inferior

(b) Limite superior

Figura 4.19 – Inclinação do Encosto

A inclinação do encosto pode variar 40° . Sua inclinação mínima é posicionada em 70° e a máxima em 110° . O grau de liberdade gira em torno do eixo X. A inclinação do encosto define a posição para frente ou para trás do atleta e, dessa forma, influencia na eficácia do impulso.

4.3.7 Encosto - Profundidade

Ajusta a posição do encosto para frente ou para trás (Figura 4.20). A profundidade do encosto é um ajuste que deve ser trabalhado junto com ajuste do centro de gravidade, pois ele muda a posição do atleta sobre o assento.

A profundidade do encosto varia 180 mm. Sendo o mínimo de 485 mm e o máximo 665 mm. Possui grau de liberdade linear ao longo do eixo Z. Além das suas características próprias, a profundidade do encosto possui os mesmos atributos de ajuste do centro de gravidade. Sendo assim, este ajuste influencia na dificuldade da propulsão, e quando alterado, muda o centro de massa sobre o equipamento.

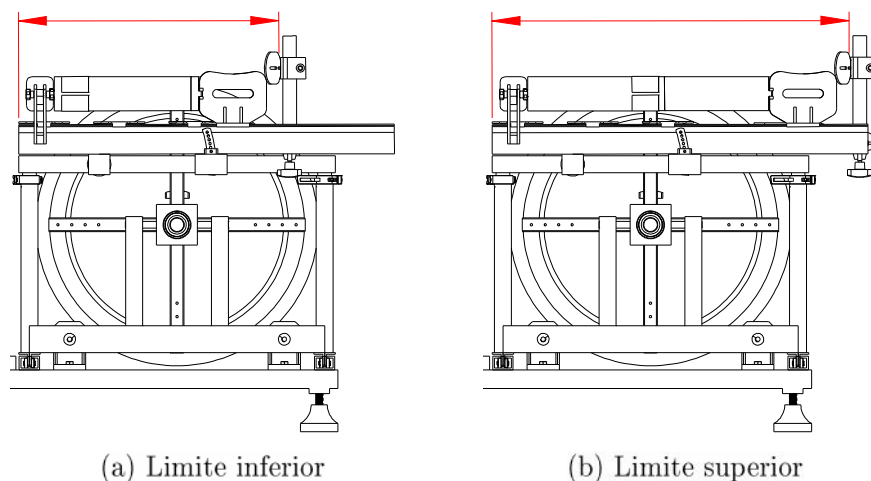


Figura 4.20 – Profundidade do Encosto

4.3.8 Encosto - Altura

A Figura 4.21 mostra a regulação vertical da altura do encosto.

Possui variação de 100 mm. Sua altura mínima em relação ao assento é de 40 mm e a máxima de 140 mm. Sendo que seu grau de liberdade é linear ao longo do eixo Y. A altura do encosto é uma das dimensões cruciais a se considerar no projeto de cadeiras de rodas. Sendo que se for alto demais pode limitar o movimento do atleta. E sendo muito baixo, pode não dar sustentação suficiente nos movimentos do atleta sobre a cadeira de rodas.

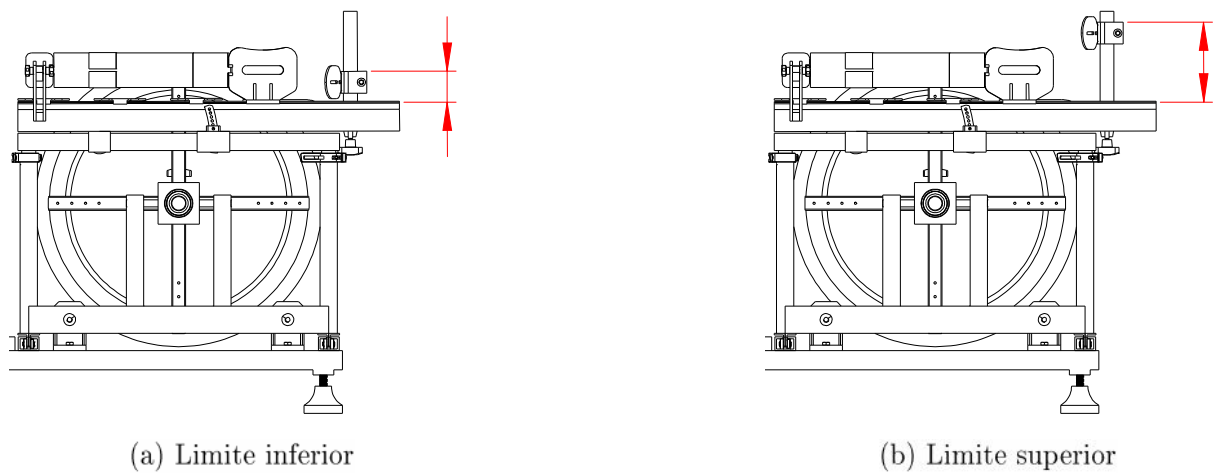


Figura 4.21 – Altura do Encosto

4.3.9 Aro de propulsão - Diâmetro

Este ajuste torna possível variar o diâmetro do aro de propulsão na roda. A fixação dos aros é feita diretamente na roda por meio de parafusos (Figura 4.22).

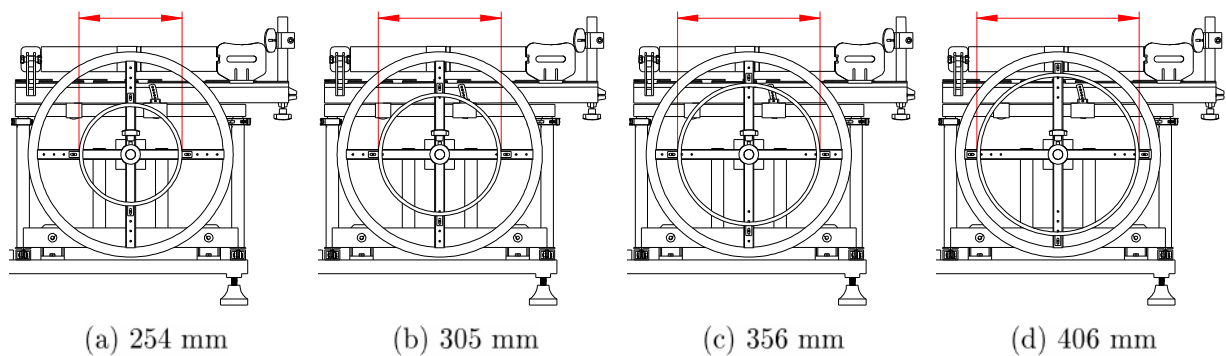


Figura 4.22 – Diâmetros dos aros de propulsão utilizados no dispositivo.

Neste projeto, são disponibilizados quatro diâmetros para o aro de propulsão. Sendo que estes variam de 254 mm a 406 mm. Desta forma, as opções disponíveis são 254 mm, 305 mm, 356 mm e 406 mm (10, 12, 14 e 16 polegadas, respectivamente). Possui grau de liberdade linear ao longo do plano ZY. Juntamente com a altura do assento, favorece o acesso ao aro de propulsão, determinado pelo comprimento do braço e do tronco. A escolha correta do diâmetro do aro possibilita maior eficiência no impulso da cadeira de rodas. Além do que, o diâmetro apropriado causa meno extenuação e exige menos esforço do atleta.

4.3.10 Rodas traseiras - Cambagem

Ajusta o ângulo de inclinação entre as rodas traseiras. O ângulo de cambagem é considerado a partir de 90 graus em relação ao plano horizontal do solo. A roda cambada é mais utilizada nos modelos desportivos, enquanto é mínima ou nenhuma nas cadeiras de uso diário.

A Figura 4.23, representa o equipamento sem cambagem e com cambagem. Possui variação de 22 graus, sendo a cambagem mínima 0° (zero graus) e a máxima 22° (vinte e dois graus). Seu grau de liberdade expressa rotação em torno do eixo Z. A cambagem da roda permite ao atleta um melhor acesso aos aros de propulsão, bem como estabiliza a cadeira de rodas em movimento. A aplicação do ângulo de cambagem permite ao indivíduo uma maneira mais natural e relaxada de impulsionar a cadeira.

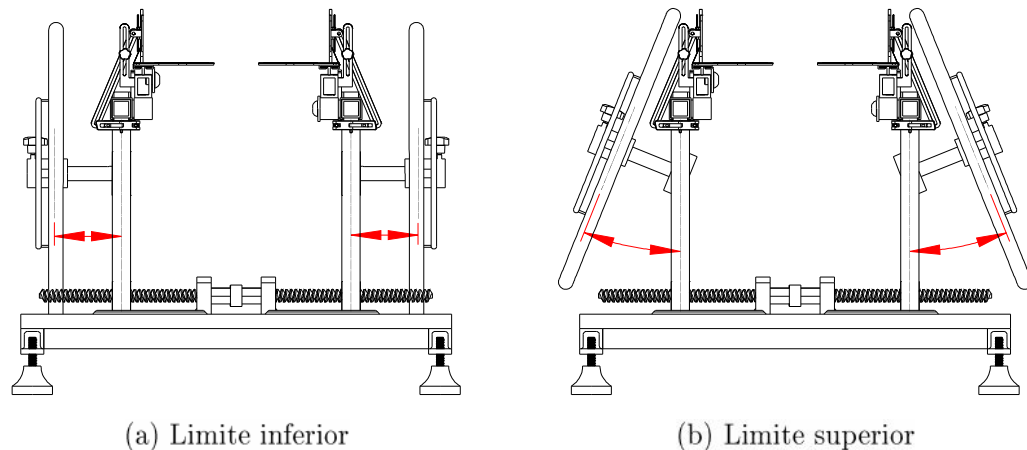


Figura 4.23 – Cambagem das rodas traseiras

4.3.11 Rodas traseiras - Afastamento

Ajusta a distância da roda à estrutura do equipamento (Figura 4.24).

A regulagem do afastamento das rodas traseiras possui variação de 75 mm. Sendo que a menor distância em relação à estrutura é de 0 mm e a maior distância é de 75 mm. Possui grau de liberdade linear ao longo do eixo X. Esta regulagem permite manter a roda sempre próxima à estrutura do equipamento, mesmo quando se diminui ou aumenta o ângulo de cambagem. Pois, ao se aumentar o ângulo da cambagem, torna-se necessário afastar a roda da estrutura, porém mantendo sua parte superior rente ao equipamento.

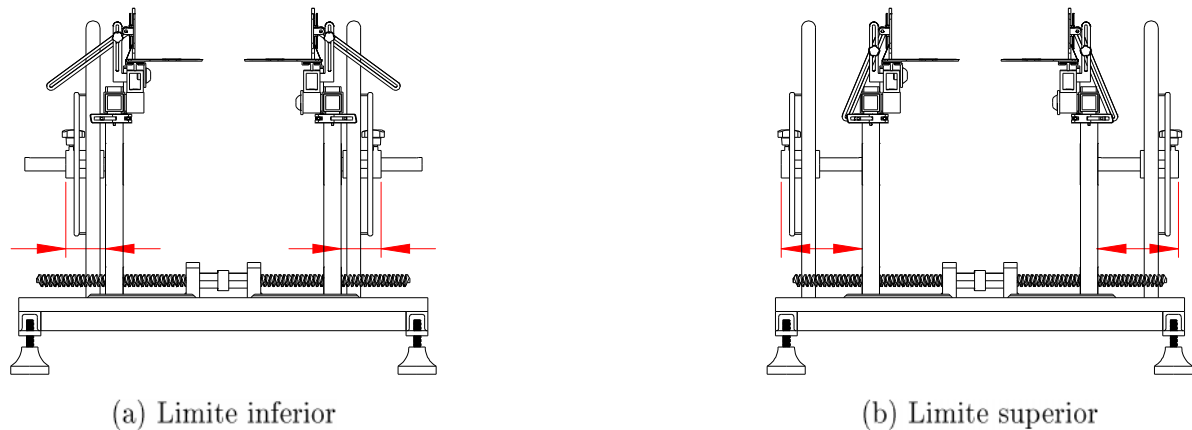


Figura 4.24 – Afastamento das rodas

4.3.12 Apoio dos pés e pernas - Comprimento

Ajusta o comprimento do apoio das pernas de acordo com o tamanho das pernas e pés ((Figura 4.25)).



Figura 4.25 – Extensão do apoio dos pés e pernas

O apoio dos pés e pernas varia seu comprimento em 280 mm. Sendo o tamanho mínimo 340 mm e o máximo 620 mm. Possui grau de liberdade linear ao longo do eixo Y. Ajuda na estabilidade do indivíduo sentado, além de favorecer o equilíbrio do tronco.

4.3.13 Apoio dos pés e pernas - Largura

Ajusta a largura das pernas juntamente com os pés. Mantém os membros inferiores juntos de acordo com o ajuste (Figura 4.26).

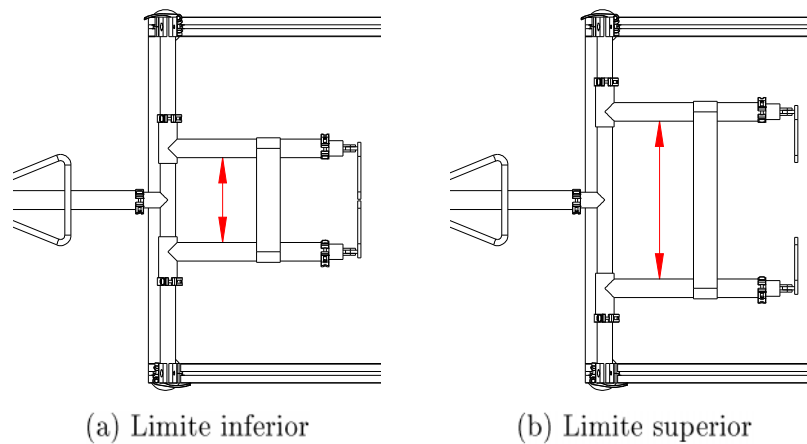


Figura 4.26 – Largura do apoio das pernas

A variação deste ajuste é de 150 mm. Sua abertura mínima é de 210 mm e a máxima 360 mm. Os graus de liberdade do ajuste se dão variando ao longo do eixo X. A perna pode ser ajustada de forma a acompanhar a largura do joelho e o afunilamento das coxas. Assim, garante mais estabilidade e firmeza do atleta sobre o equipamento.

4.3.14 Apoio das pernas - Inclinação

Ajusta o ângulo de inclinação das pernas, conforme mostra a Figura 4.27.

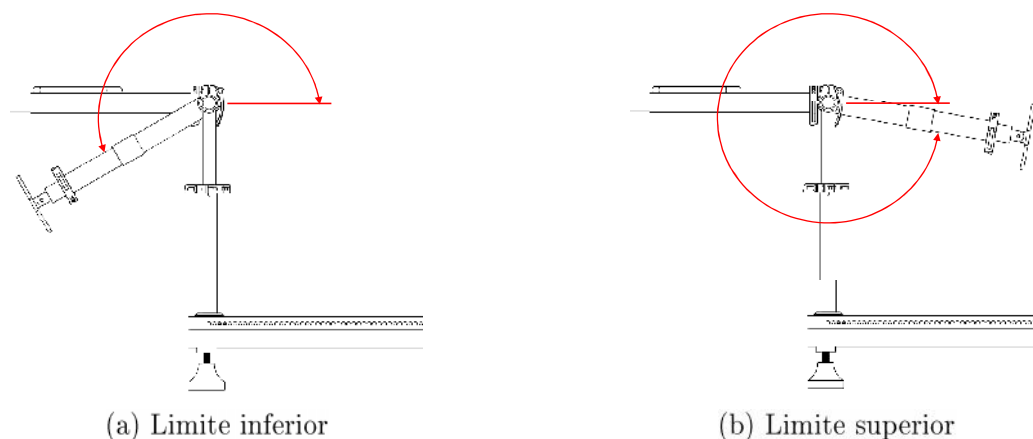


Figura 4.27 – Inclinação do apoio dos pés e pernas

A variação do ângulo desse apoio é de 140° . Seu ângulo mínimo é de 210° e o máximo 350° . Seu grau de liberdade gira em torno do eixo X. Possibilita a regulação de inclinação das pernas do indivíduo. Dessa forma, define a posição das pernas para frente (Figura 4.27a), ou para trás (Figura 4.27b), de acordo com o ângulo de pernas mais adequado para cada atleta. Alguns indivíduos necessitam posicionar a perna para frente de forma a ganhar melhor

estabilidade, isto devido ao comprometimento gerado pela sua deficiência. Enquanto outros conseguem melhores resultados com a perna inclinada para trás. No geral a posição da perna é importante na estabilidade do impulso que o atleta dá na cadeira de rodas.

4.3.15 Apoio dos pés - Inclinação

Ajusta o ângulo de inclinação dos pés. Esse apoio é o responsável pela acomodação das plantas dos pés na estrutura. A Figura 4.28 mostra o ajuste do alinhamento angular do apoio em relação ao plano horizontal do solo.

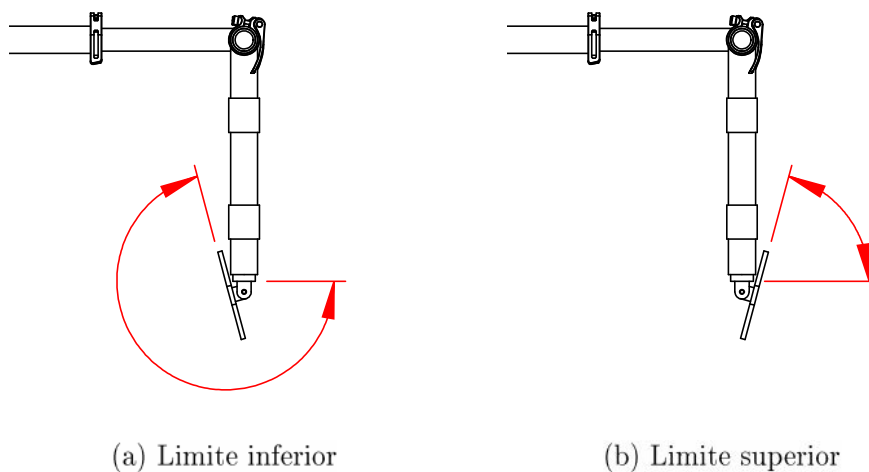


Figura 4.28 – Ajuste da inclinação do apoio dos pés

A variação do ajuste é de 330° , sendo que o ângulo inicial é de -255° e o final 75° . Esse ajuste no ângulo da base do pé permite ajustar o pé do atleta em posições que conferem maior estabilidade na prática de exercícios.

4.3.16 Joelhos - Largura

Ajusta a largura dos joelhos (Figura 4.29). Mantém os membros inferiores juntos. Esta regulagem é utilizada em conjunto com o ajuste de pés e pernas.

Possui variação de 300 mm. A largura mínima possível é de 200 mm e a máxima acompanha a largura do quadril, sendo 500 mm. Seu grau de liberdade é linear ao longo do eixo X. Da mesma forma que o ajuste de pés e pernas, é responsável pela manutenção da estabilidade e firmeza do atleta sobre o equipamento.

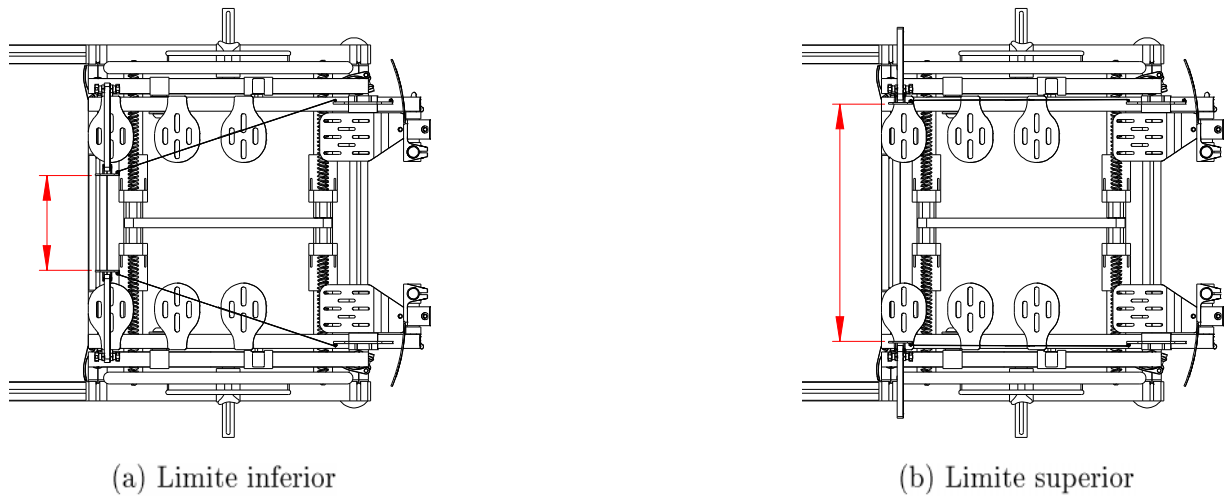


Figura 4.29 – Dispositivo de medição e ajuste da largura dos joelhos

4.3.17 Tubo Principal - Comprimento

Ajusta o comprimento do tubo principal (Figura 4.30). Define, dessa forma, a melhor posição para acesso aos itens localizados na parte frontal da cadeira de rodas (dispositivo de direção, guidão e freio).

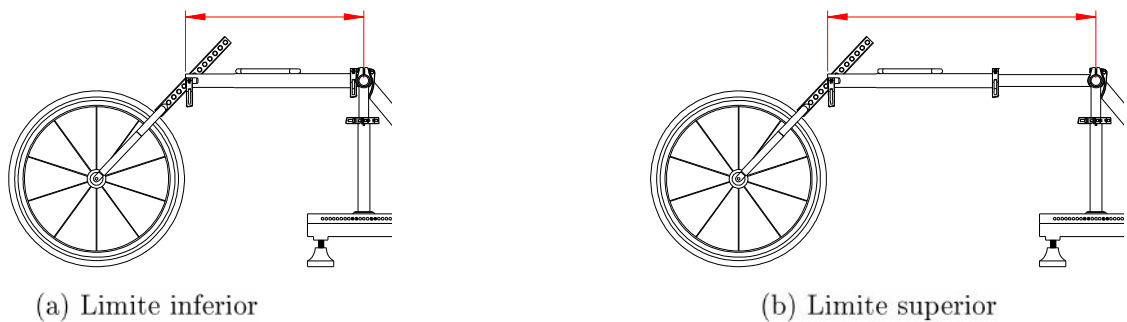


Figura 4.30 – Comprimento do tubo principal

A variabilidade do comprimento é de 260 mm. Sendo a extensão mínima de 475 mm e a máxima de 735 mm. Sendo que seus graus de liberdade variam linearmente ao longo do eixo Z. A definição do comprimento do tubo principal se dá pelo alcance do atleta aos dispositivos frontais. Este ajuste deve ser feito com o tronco flexionado em posição de impulso. O comprimento adequado de alcance do atleta a estes aparelhos, possibilita um acesso mais confortável e que respeita a antropometria do indivíduo.

4.3.18 Tubo Principal - Altura

Regula a altura do tubo principal da cadeira de rodas de corrida (Figura 4.31).

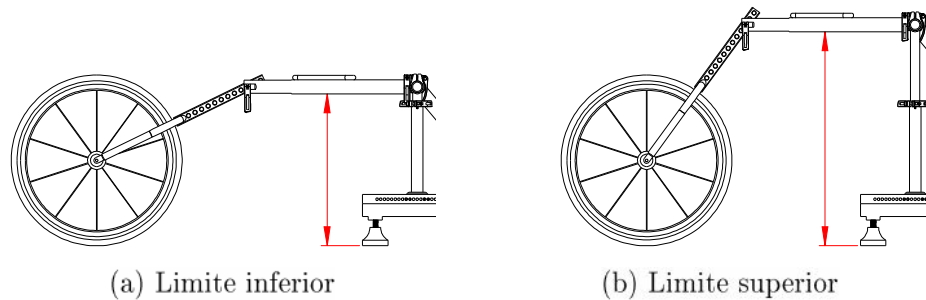


Figura 4.31 – Altura do tubo principal

Possui variabilidade de 170 mm. Sua altura mínima é de 330 mm e a máxima 500 mm. Seu grau de liberdade é linear ao longo do eixo Y. A altura do tubo principal pode variar de acordo com a altura do assento. Assim, essa altura pode ser melhor posicionada de acordo com a dificuldade do atleta flexionar o tronco para alcançar os dispositivos frontais.

4.3.19 Tubo Principal - Inclinação

Configura o ajuste da inclinação do tubo principal (Figura 4.32).

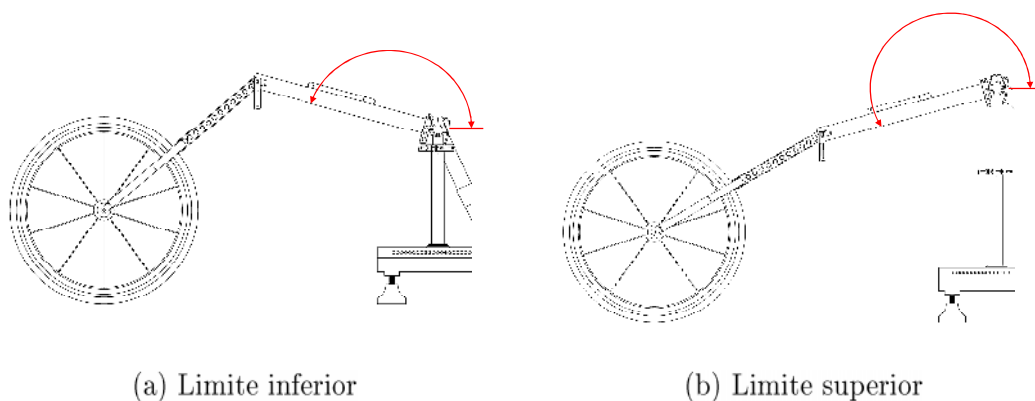


Figura 4.32 – Inclinação do tubo principal

Possui variação angular de 30°. Sendo a inclinação mínima de 165° e a máxima de 195°. Considerando o ângulo inicial (zero) a partir do plano horizontal do solo no sentido anti-horário. O grau de liberdade angular gira em torno do eixo X. A posição inclinada do tubo principal favorece na estabilidade da cadeira de rodas, bem como o equilíbrio devido ao momento relacionado à distribuição de massa na cadeira. Adicionalmente, essa inclinação proporciona configurações mais aerodinâmicas ao equipamento.

4.3.20 Garfo - Posição

Configura o ajuste do comprimento do garfo (Figura 4.33).

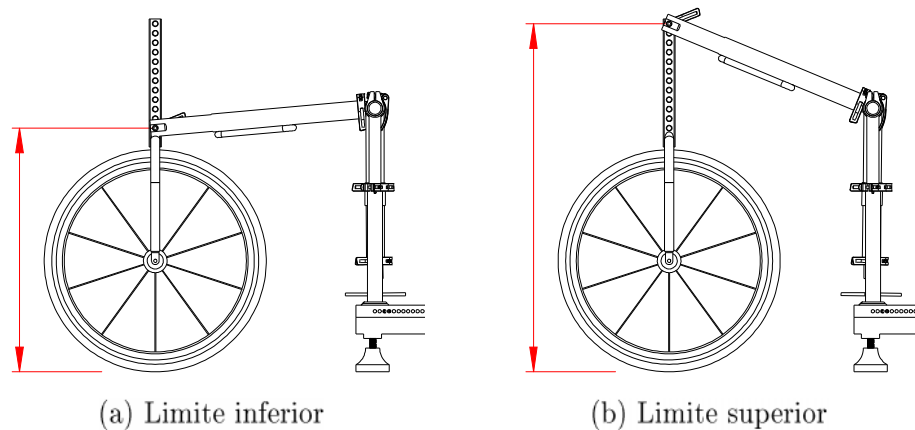


Figura 4.33 – Posição do garfo

A variação desse ajuste é de 220 mm. Seu comprimento mínimo é de 514 mm e o máximo 734 mm. Possui grau de liberdade retilíneo ao longo do plano ZY. Essa dimensão do garfo pode ser considerada dependente, pois seu comprimento pode variar de acordo com o ajuste da inclinação do garfo, e da inclinação e altura do tubo principal.

4.3.21 Garfo - Inclinação

Estabelece o ajuste da inclinação do garfo (Figura 4.34).

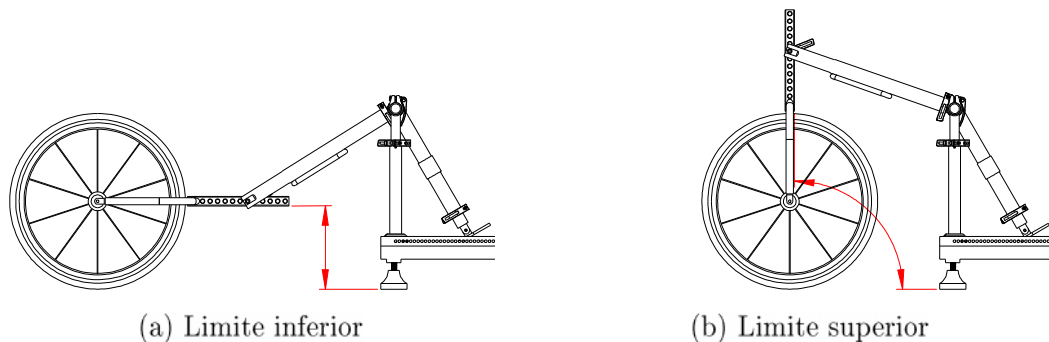


Figura 4.34 – Inclinação do garfo

A variabilidade dessa inclinação é de 90° . Sendo o ângulo mínimo 0° e o máximo 90° . Seu grau de liberdade gira em torno do eixo X. A inclinação do garfo é dependente e ajustada de acordo com a inclinação e altura do tubo principal.

4.3.22 Conjunto frontal - Posição frente-atrás

Define a posição de todo o conjunto frontal do equipamento. Este conjunto é constituído por: apoio dos pés e pernas, tubo principal e garfo com roda (Figura 4.35).

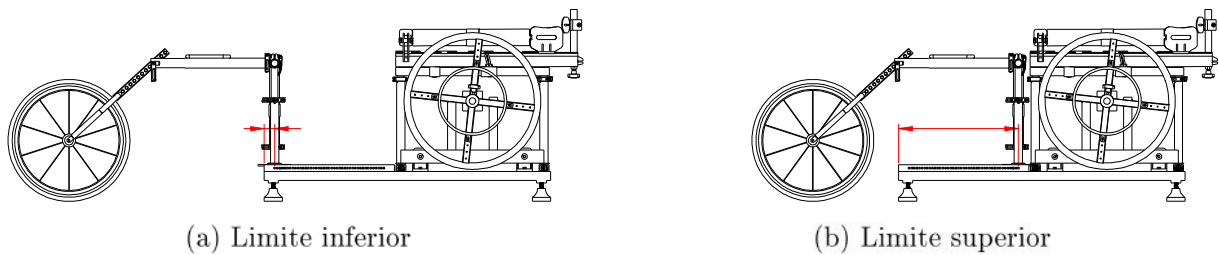


Figura 4.35 – Posição do Conjunto Frontal

A variação da posição desse conjunto é de 420 mm. Sendo a distância mínima de 40 mm e a máxima de 460 mm. Com grau de liberdade variando linearmente ao longo do eixo Z. Esse conjunto pode ser regulado para frente ou para trás de acordo com a grossura das pernas. Esse conjunto pode ser afastado ou aproximado, de acordo com a posição do apoio dos pés e pernas.

4.4 Modelagem por Elementos Finitos

Essa seção apresenta as avaliações do modelo utilizando simulação virtual, dimensionadas por meio de modelos tridimensionais de elementos finitos a partir da estrutura proposta no projeto estrutural. Aqui serão apresentadas cada uma das geometrias importadas para o software de EF, bem como o reconhecimento geométrico de integridade estrutural de todas as geometrias analisadas. Posteriormente é apresentado o resultado da geração de todas as malhas. E por fim, é demonstrado o engastamento dessas estruturas e os respectivos posicionamentos da carga. Na sequência, são apresentados os resultados das tensões equivalentes de von-Mises, bem como a tensão de cisalhamento no pino e a deformação de cada uma das estruturas.

Os itens 4.4.1 a 4.4.11 descritos a seguir, normalmente deveriam ser incluídos no capítulo III de materiais e métodos, porém, foram indicados neste capítulo, uma vez que, fazem parte da concepção estrutural do equipamento, ou seja, da primeira versão do protótipo do CRwheel.

4.4.1 Importação da Geometria

As geometrias analisadas são apresentadas a seguir, onde se é possível verificar os módulos das estruturas estudados no ensaio por MEF.

4.4.2 Base Principal da Estrutura

A base principal da estrutura é constituída de toda parte localizada desde as vigas na base do equipamento até as barras de apoio do assento. A Figura 4.36 apresenta toda essa

estrutura na forma como foi importada a geometria para o teste de elementos finitos.

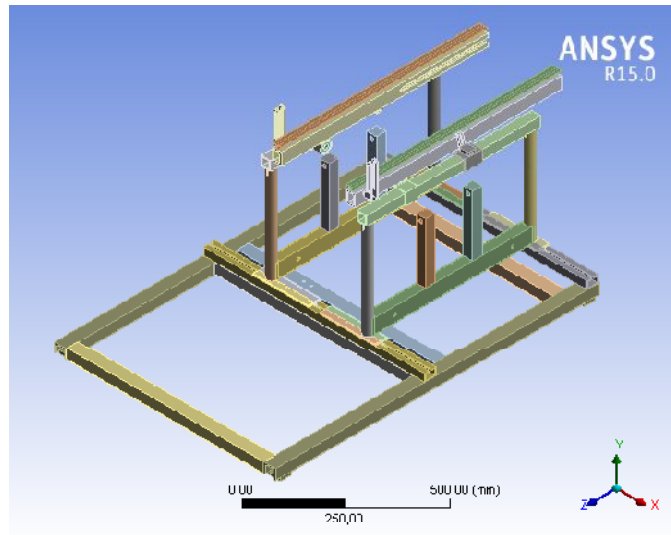


Figura 4.36 – Geometria da base principal da estrutura

Após se fazer a importação da geometria para o ANSYS®, e serem atribuídos os materiais às peças, se torna possível obter informações sobre as características físicas do conjunto em questão. A Tabela 4.3, apresenta essas características para a estrutura da base principal.

Tabela 4.3 – Características físicas da base principal

Característica	Valor
Volume	6.437.400 mm ³
Massa	17,485 kg
Dimensão em X	750,00 mm
Dimensão em Y	570,54 mm
Dimensão em Z	1205,00 mm

Nos estudos por MEF foram suprimidos alguns elementos da estrutura (o aro de propulsão, por exemplo). Isso porque esses componentes tornariam mais complexos os ensaios e não implicariam em resultados relevantes para o estudo.

4.4.3 Assento Aberto Longo

O conjunto do assento que foi ensaiado constitui-se de toda parte onde o atleta vai se sentar, ou seja os apoios dos glúteos e das pernas. Além disso também todas as peças que se encontram dando suporte a estes apoios. No caso do assento foram suprimidos alguns elementos (encosto, por exemplo), pelo mesmo motivo que se suprimiu o aro de propulsão e outras partes na base principal.

Mais especificamente, sobre a configuração do assento aberto longo, essa disposição se dá quando o assento está totalmente aberto na lateral e a profundidade do encosto é máxima, conforme pode ser visto na Fig. 4.37.

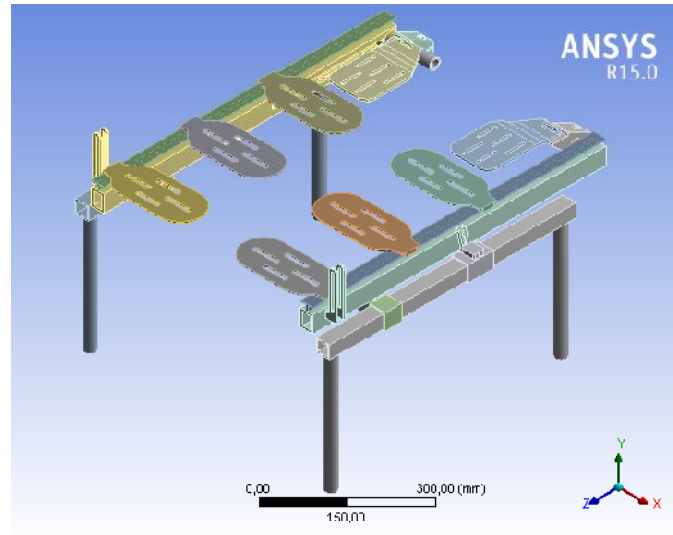


Figura 4.37 – Estrutura do assento na configuração "aberto longo"

As características físicas, de volume, massa e as dimensões nas três coordenadas, podem ser vistos na Tab. 4.4.

Tabela 4.4 – Características físicas do assento aberto longo

Característica	Valor
Volume	2.668.700 mm ³
Massa	7,206 kg
Dimensão em X	614,20 mm
Dimensão em Y	448,94 mm
Dimensão em Z	720,05 mm

4.4.4 Assento Fechado Longo

A geometria do assento fechado longo é constituída do assento em sua maior profundidade de encosto, e com sua menor possibilidade de abertura, ou seja totalmente fechado. A Figura 4.38 mostra essa disposição utilizada para ensaio por MEF.

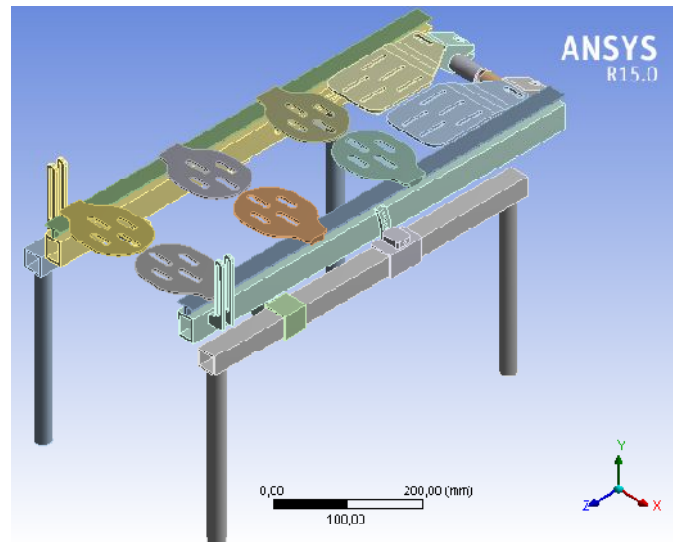


Figura 4.38 – Estrutura do assento na configuração "fechado longo"

A Tabela 4.5, apresenta as características físicas atribuídas ao conjunto do assento fechado longo.

Tabela 4.5 – Características físicas do assento fechado longo

Característica	Valor
Volume	2.518.600 mm ³
Massa	6,800 kg
Dimensão em X	364,20 mm
Dimensão em Y	448,94 mm
Dimensão em Z	720,05 mm

4.4.5 Assento Aberto Curto

Conforme pode ser visto na Fig. 4.39, essa configuração utiliza o assento totalmente aberto na lateral, e com a profundidade de encosto na sua menor configuração. Pode-se ver a partir da referida figura que o apoio do glúteo se encontra posicionado mais para dentro da estrutura.

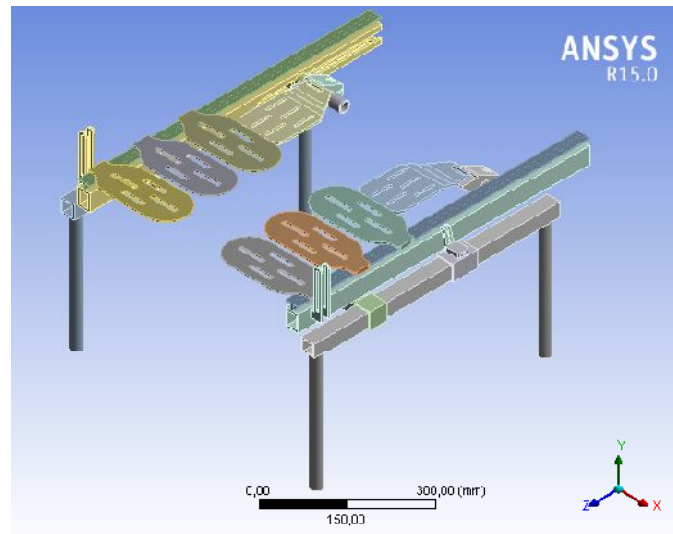


Figura 4.39 – Estrutura do assento na configuração "aberto curto"

A Tabela 4.6, apresenta as características físicas da presente configuração de assento.

Tabela 4.6 – Características físicas do assento aberto curto

Característica	Valor
Volume	2.668.700 mm ³
Massa	7,206 kg
Dimensão em X	614,20 mm
Dimensão em Y	448,94 mm
Dimensão em Z	700,07 mm

4.4.6 Assento Fechado Curto

O assento fechado curto é a disposição do assento com a largura mínima e a profundidade do encosto também mínima. A Figura 4.40, apresenta essa configuração.

A Tabela 4.7, mostra as características físicas do conjunto na disposição referida.

Tabela 4.7 – Características físicas do assento fechado curto

Característica	Valor
Volume	2.518.600 mm ³
Massa	6,800 kg
Dimensão em X	364,20 mm
Dimensão em Y	448,94 mm
Dimensão em Z	700,07 mm

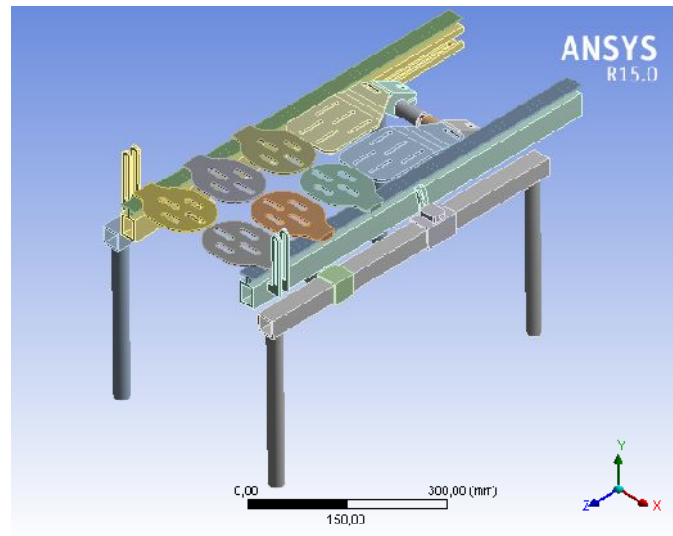


Figura 4.40 – Estrutura do assento na configuração "fechado curto"

4.4.7 Configuração do Pino com o Gabarito

Na Figura 4.41, é possível observar as peças que compõem essa configuração ensaiada por MEF. Nessa disposição foi mantida a estrutura que suporta as hastes de apoio do assento, onde serão aplicadas as cargas, e os principais elementos que estão em contato com o pino que são o gabarito e o tubo fixador do pino.

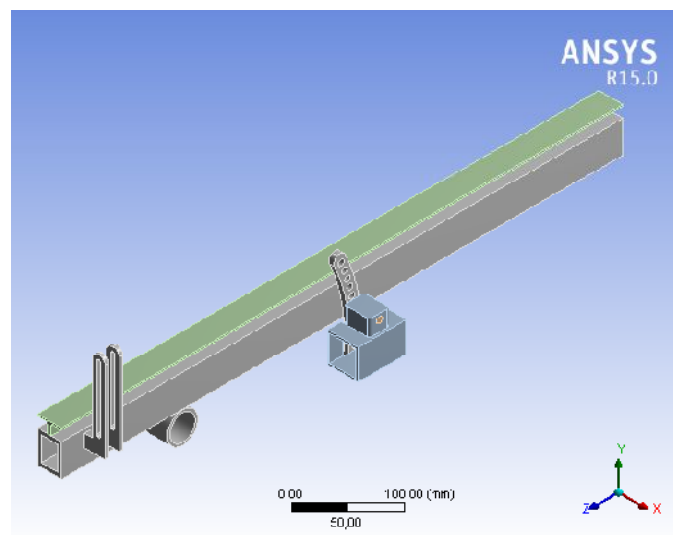


Figura 4.41 – Estrutura do gabarito com o pino

Na Tabela 4.8, podem ser conferidas as características físicas dessa disposição.

Tabela 4.8 – Características físicas do gabarito com o pino

Característica	Valor
Volume	532.980 mm ³
Massa	1,439 kg
Dimensão em X	73,10 mm
Dimensão em Y	181,93 mm
Dimensão em Z	700,01 mm

4.4.8 Estudo de Malha para a Estrutura do CRwheel

O estudo do grau de refinamento da malha foi realizado com o propósito de analisar a sensibilidade da malha, tendo em vista a melhor opção entre o custo computacional e a precisão dos resultados.

Primeiramente foi identificado o local de maior concentração de tensões na estrutura e a partir desse ponto, se selecionou a aresta localizada neste local para ser avaliada a sensibilidade da malha (Figura 4.42).

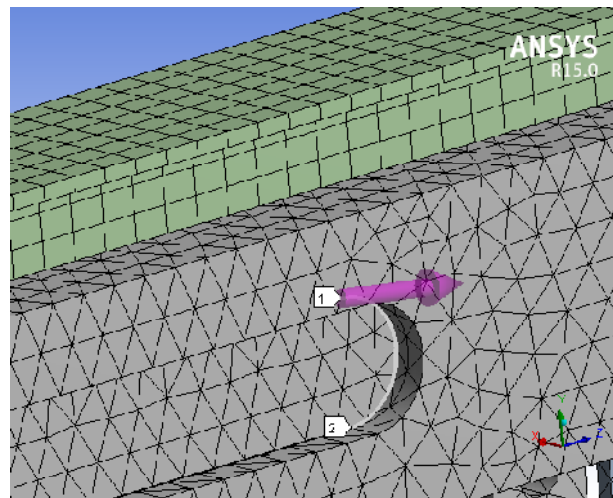


Figura 4.42 – Aresta de análise do refinamento de malha

Foram analisadas as tensões equivalentes de Von-Mises obtida a partir dos nós contidos na aresta selecionada. Essas condições foram avaliadas para sete níveis de refinamento da malha. As características das malhas tais como, o número de elementos, o número de nós e a tensão equivalente máxima de Von-Mises, para cada nível de refinamento, podem ser observados na Tabela 4.9.

A partir dos valores das tensões equivalentes de Von-Mises obtidos na aresta de nós selecionada na estrutura, tornou-se possível construir as curvas de tensão de Von-Mises [MPa] x distância dos pontos [mm], a partir do primeiro ponto da aresta, para cada nível de refinamento avaliado. As curvas são mostradas na Figura 4.43.

Tabela 4.9 – Características das malhas para análise de sensibilidade

Refinamento	Nº Elementos	Nº Nós	Tensão Equivalente Máxima [MPa]
1	13 590	38 075	124,27
2	14 474	40 998	128,80
3	18 154	48 898	134,45
4	20 045	53 449	147,89
5	26 430	65 845	175,59
6	39 405	91 405	180,08
7	90 925	207 031	184,91

Considerando as informações apresentadas na Tabela 4.9 e na Figura 4.43, optou-se por utilizar a malha com nível de refinamento 6. Observa-se pelas curvas apresentadas nesta figura que o nível de refinamento 6 apresenta uma tendência mais próxima no nível 7. Os modelos com nível de refinamento 6 e 7 possuem um erro relativo percentual de aproximadamente 2,7% entre eles, referindo-se às curvas de tensão de Von-Mises x distância dos pontos, o que pode ser considerado aceitável. Assim, considerando que o aumento do número de nós, gera um custo computacional maior na modelagem numérica, adotou-se a malha com nível de refinamento citado.

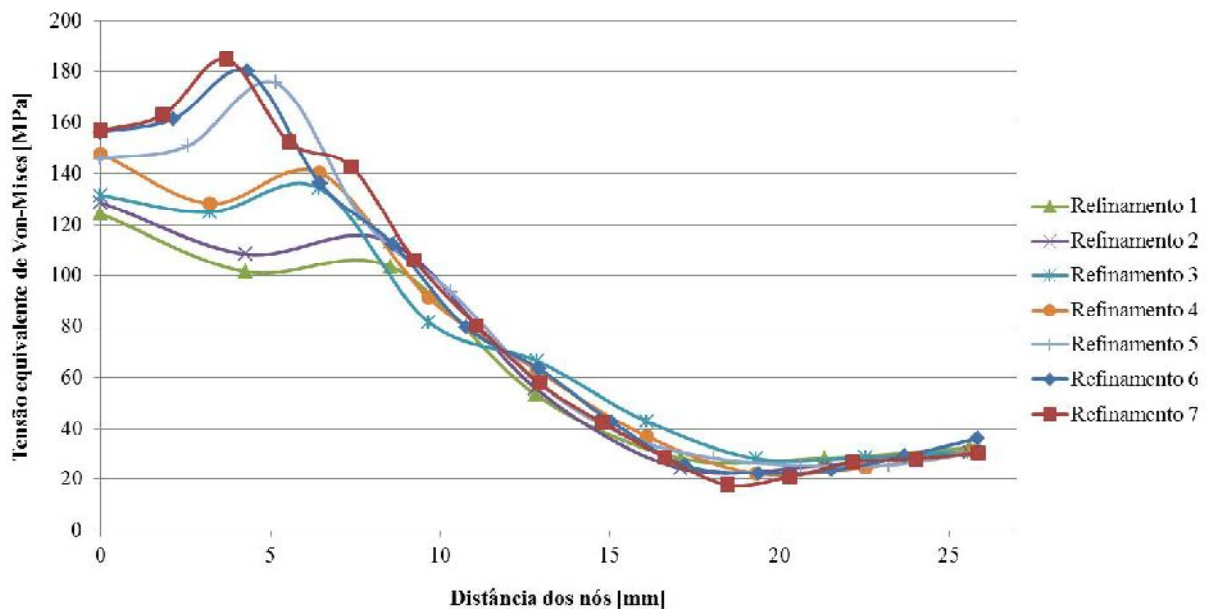


Figura 4.43 – Curvas da tensão de Von-Mises [MPa] x Distância dos pontos [mm].

Esta mesma sistemática de estudo de malhas foi aplicada em todas as estruturas modeladas numericamente, no entanto, neste trabalho foi apresentada somente esta a título demonstrativo.

4.4.9 Geração das Malhas para Ensaio de MEF

Nas Figuras 4.44 e 4.45, são apresentadas as malhas das seis estruturas avaliadas pelo método de elementos finitos. É possível observar nas Fig. 4.45c e 4.45d que na face interna dos furos em contato com o pino, e no corpo do próprio pino, utilizou-se uma malha mais refinada. Ali foram refinados estes itens, devido ao tamanho dos mesmos e à precisão que se desejou obter dos resultados do teste aplicado. As outras malhas foram geradas de forma automática pelo próprio software.

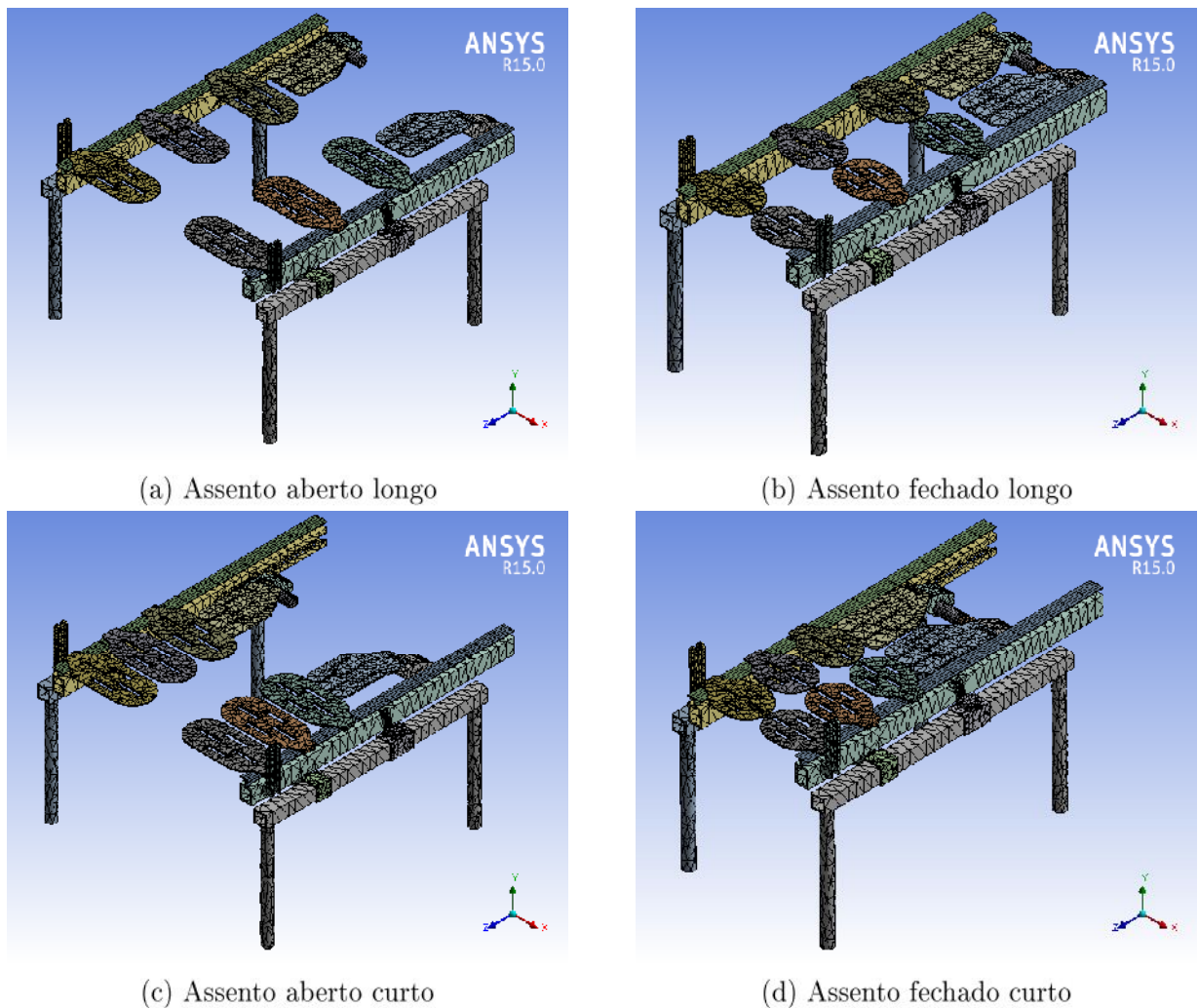
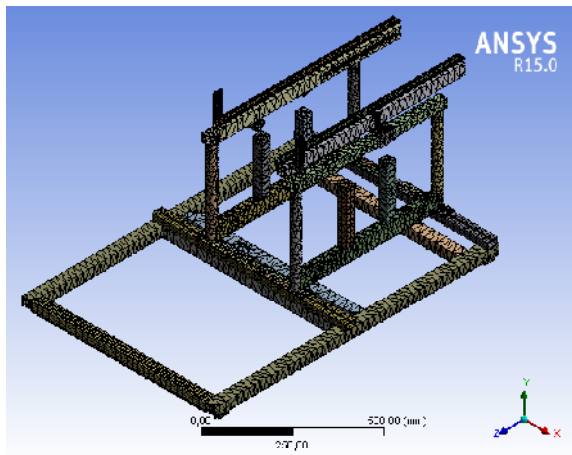
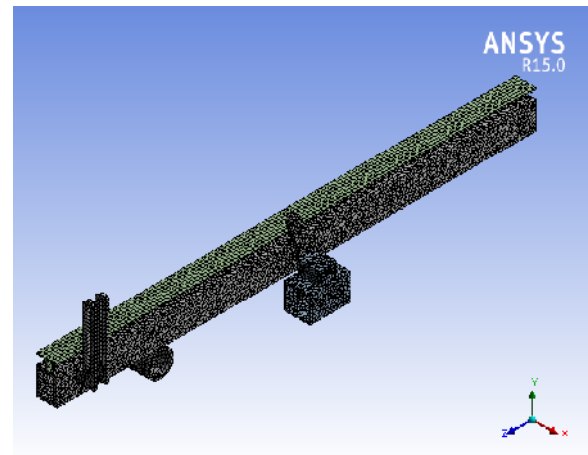


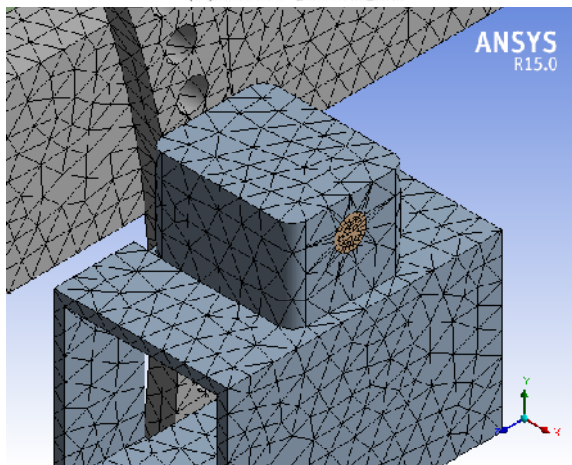
Figura 4.44 – Geração das malhas para as configurações do assento



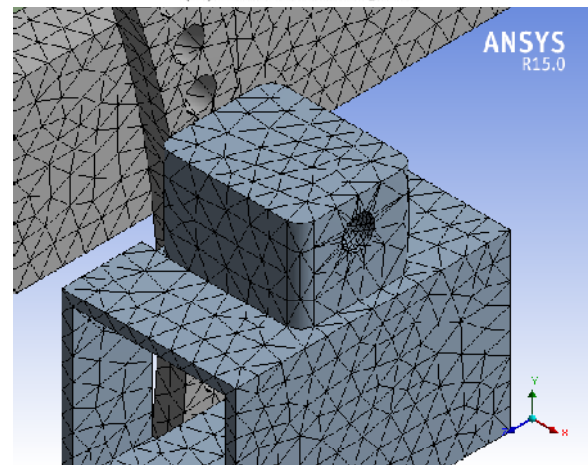
(a) Base principal



(b) Gabarito e pino



(c) Malha refinada do pino



(d) Malha refinada do furo

Figura 4.45 – Geração das malhas para a base principal e o conjunto do pino

Nos casos em que é importada a geometria de um modelo desenhado por meio de montagem, o programa de elementos finitos reconhece as peças como corpos. E no ato de se criar malhas nesses corpos, criam-se elementos e por consequência nós que unem esses elementos. Na Tabela 4.10, é possível observar as quantidades de corpos, elementos e nós, gerados pela criação de malhas nas geometrias estudadas.

Tabela 4.10 – Estatísticas resultantes da geração de malhas

	Base Principal	Assento Aberto Longo	Assento Fechado Longo
Corpos	110	26	26
Elementos	71 397	38 741	37 108
Nós	191 432	82 975	79 745

	Gabarito e Pino	Assento Aberto Curto	Assento Fechado Curto
Corpos	4	26	26
Elementos	39 405	38 738	37 123
Nós	91 405	83 024	79 845

4.4.10 Condições de Contorno

Como pode ser observado na Figura 4.46, os engastamentos realizados nas estruturas ensaiadas estão representados pela cor arroxeadada.

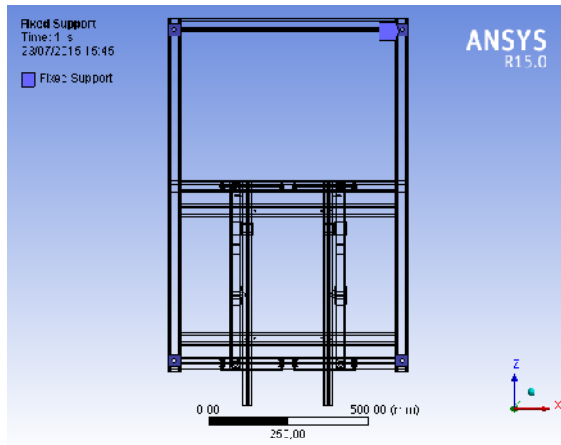
A Figura 4.46a, representa o engastamento da base principal, que foi efetuado nas quatro chapas da base que dão sustentação aos pés da estrutura. Já nas Figuras 4.46b, 4.46c, 4.46d, e 4.46e, observa-se o engastamento realizado nas hastes verticais da base do assento, que se posicionam sobre a base principal da estrutura. E por fim a Figura 4.46f, representa o engastamento realizado no ensaio de cisalhamento do pino. Nessa figura nota-se que a restrição representada pela letra *A* é posicionada na face interna do eixo de rotação do assento, onde se inseriu um suporte cilíndrico que permite rotação em torno do eixo *X*, com restrições radiais e axiais. Já no caso da restrição representada pela letra *B* na cor arroxeadada, verifica-se um suporte fixo inserido por dentro de toda a área do tubo quadrado, o qual dá sustentação ao pino. E por fim, a letra *C* representa a área destacada em amarelo, a qual restringe o deslocamento do gabarito na direção do eixo *X*.

4.4.11 Condições de Carregamento

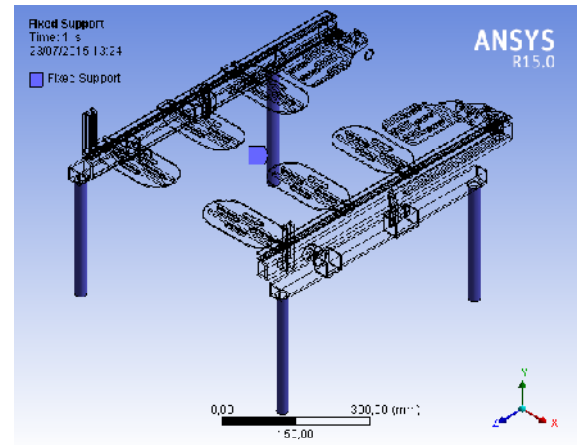
Na Figura 4.47, as áreas destacadas em vermelho, as quais são as superfícies selecionadas para se aplicar o carregamento do ensaio. Pode-se verificar, também nessas figuras, que existe uma flexa posicionada no centro de toda superfície onde foram aplicadas as cargas, e que essa flexa indica a direção e sentido das forças.

Nota-se nas Figuras 4.47a, 4.47b, 4.47c, 4.47d e, 4.47e, que a posição das cargas (flexa) se encontra centralizada de acordo com o centróide das áreas selecionadas. Isso se deve a opção de força selecionada no software de MEF, a força remota (*Remote Force*). Já, no caso da Figura 4.47f, também foi selecionado o tipo força remota, no entanto, a posição ao longo do eixo *X* foi inserida manualmente, de forma que, a seta ficou no centróide do assento. Esse posicionamento manual foi necessário para inserir a força em uma posição mais real,

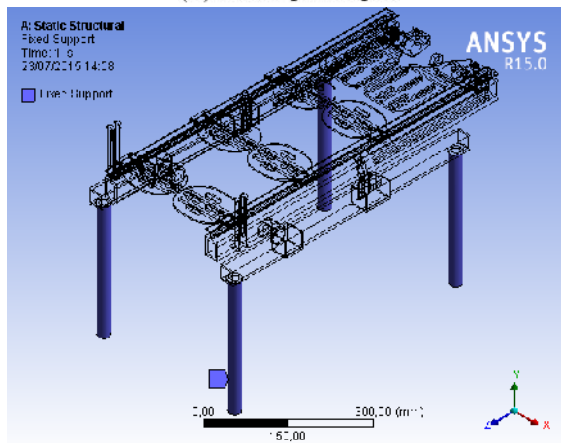
pois quando selecionada a face em vermelho nessa figura, essa força se posiciona exatamente sobre o centróide na superfície da viga selecionada.



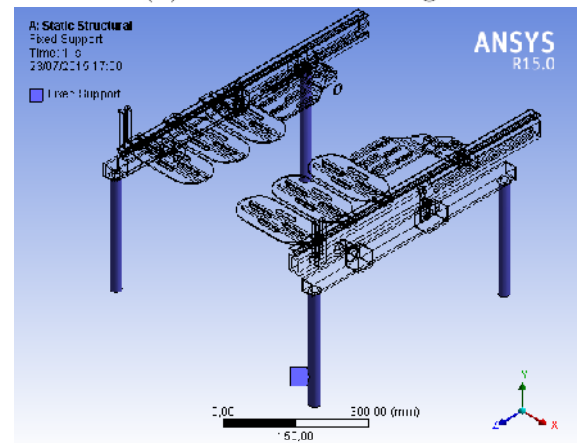
(a) Base principal



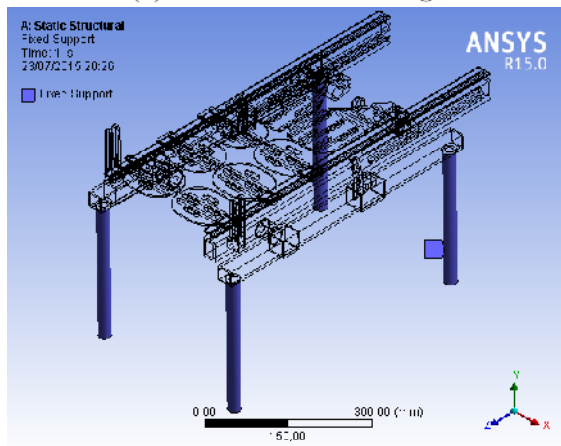
(b) Assento aberto longo



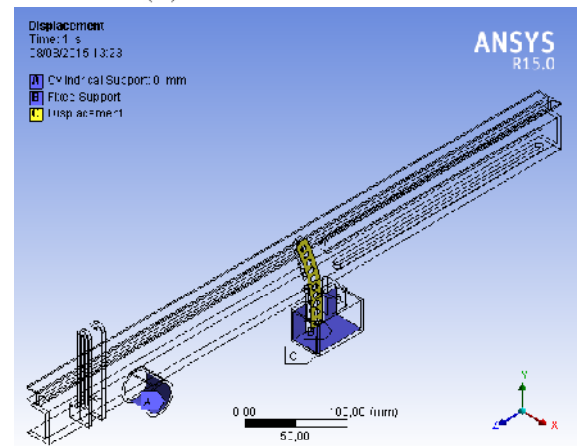
(c) Assento fechado longo



(d) Assento aberto curto

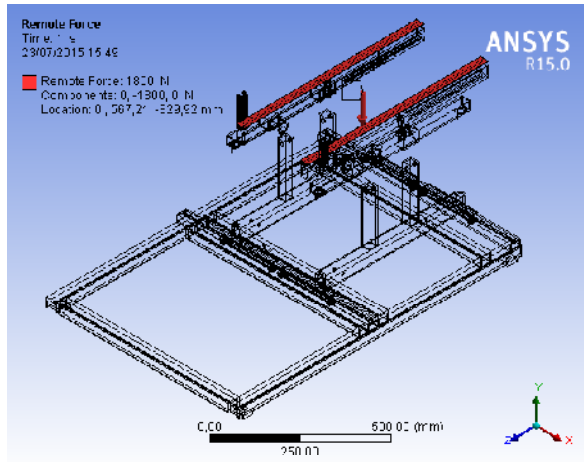


(e) Assento fechado curto

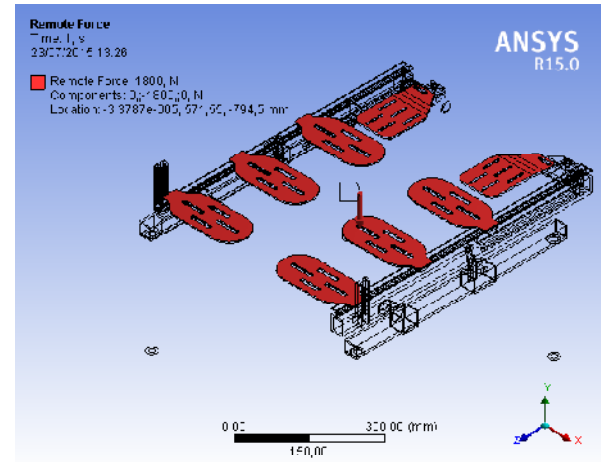


(f) Gabarito e pino

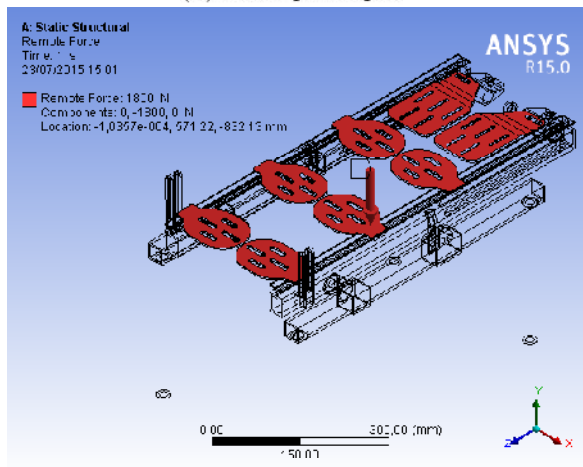
Figura 4.46 – Condições de contorno.



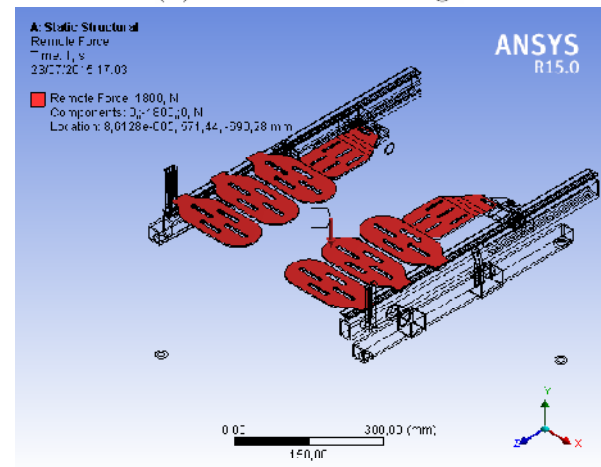
(a) Base principal



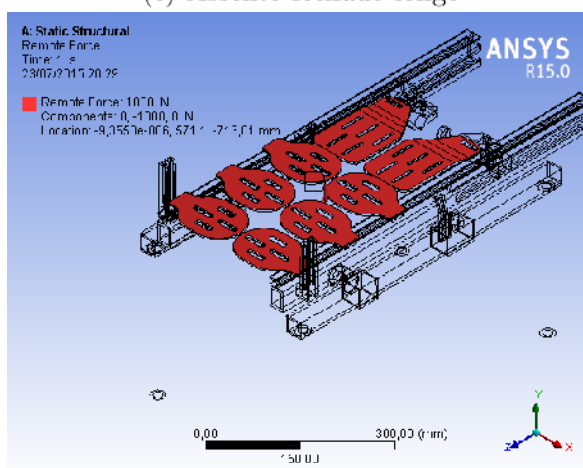
(b) Assento aberto longo



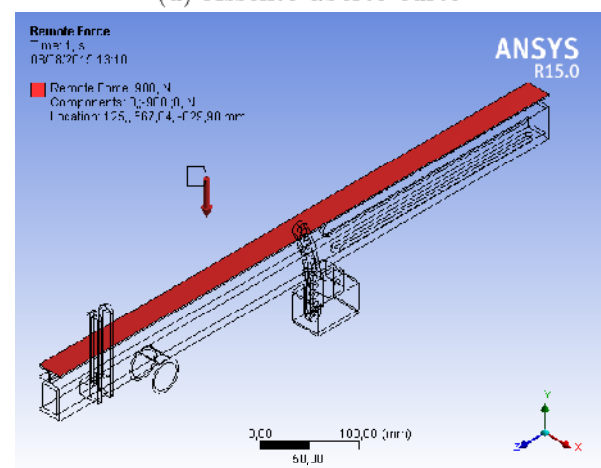
(c) Assento fechado longo



(d) Assento aberto curto



(e) Assento fechado curto



(f) Gabarito e pino

Figura 4.47 – Condições de carregamento.

4.4.12 Simulações Numéricas

A Figura 4.48, mostra a distribuição das tensões equivalentes de von Mises na base principal da estrutura. Por essa figura é possível observar que a tensão máxima atingida nesse caso foi de 101,23 MPa. Sendo essa tensão 2,7 vezes menor que o limite de escoamento da liga de alumínio 6061-T6 (276 MPa).

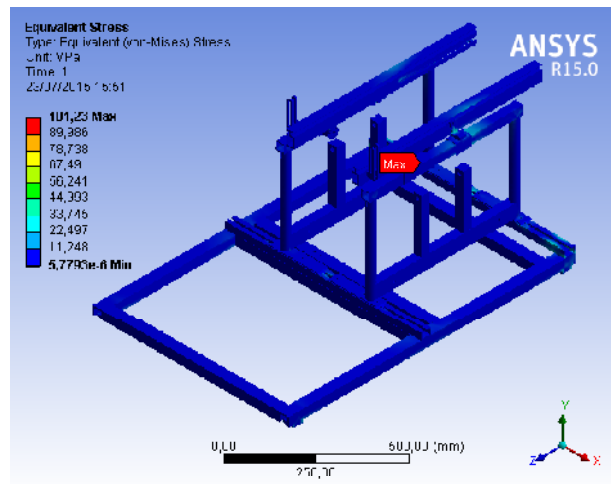


Figura 4.48 – Tensões equivalentes de von-Mises na base principal da estrutura

Portanto, nas condições impostas a estrutura suporta maiores cargas estáticas.

Na Figura 4.49, é possível observar o ponto de tensão máxima dessa estrutura. Essa tensão está localizada no eixo que dá suporte aos rolamentos que permitem movimentação de abertura lateral da estrutura do assento.

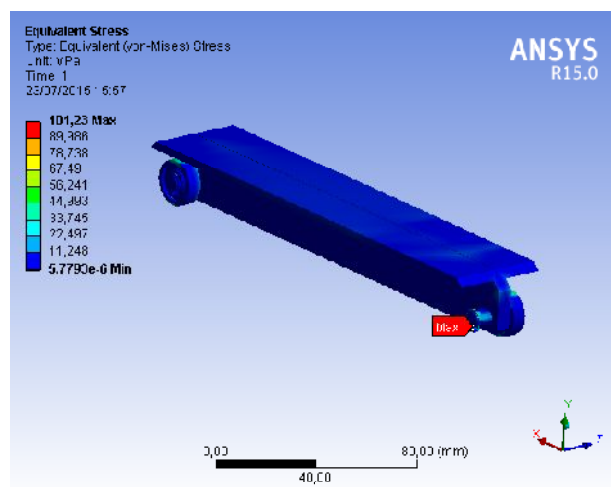


Figura 4.49 – Região da tensão equivalente máxima localizada na base principal da estrutura

A Figura 4.50, apresenta o campo de deslocamento na estrutura da base principal. A Figura 4.50a, mostra o deslocamento em escala real, sendo que o deslocamento máximo ocorre na ponta da viga que suporta o assento. Essa parte está em balanço e por isso é a que mais se deforma. Sendo que o deslocamento máximo é de aproximadamente 1,49 mm. Para melhor visualizar o ponto de maior deformação, é apresentada na Fig. 4.50b uma ilustração com a deformação ampliada em 50 vezes, sendo que essa mostra um esboço sombreado representando a estrutura não deformada.

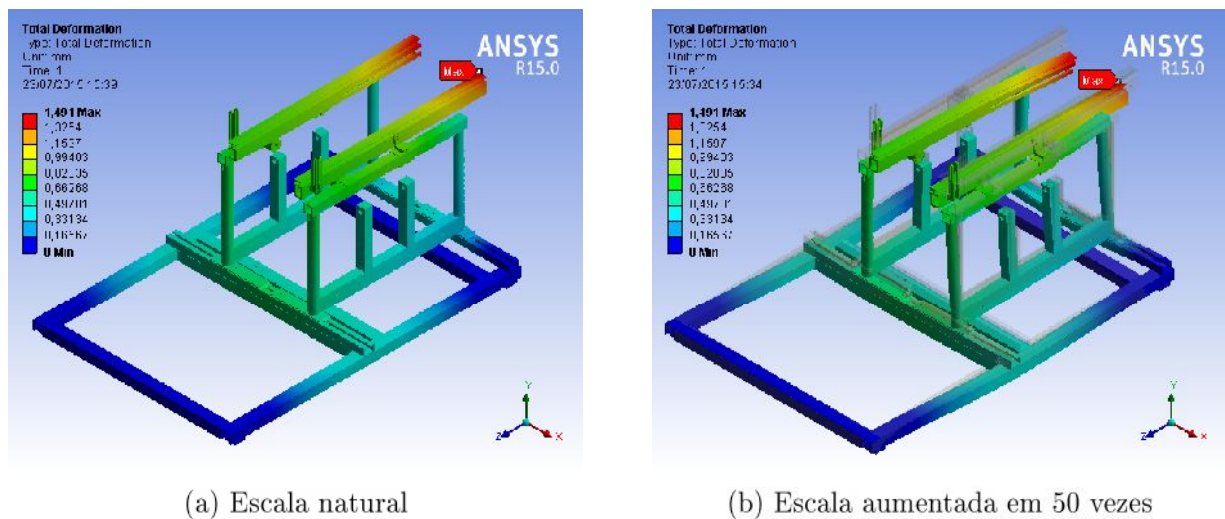


Figura 4.50 – Representação gráfica da deformação na estrutura principal da base.

Novamente é possível observar que a estrutura é rígida e poderia ser otimizada para reduzir o peso e facilitar o transporte.

A Figura 4.51, apresenta a distribuição das tensões equivalentes de von Mises no assento, configuração aberto longo. É possível observar pelas Figuras 4.51 e 4.52, que a tensão máxima alcançada afeta uma região muito pequena da peça e atinge o valor de 271,09 MPa. Valor esse que fica abaixo dos 276 MPa do limite de escoamento da liga de alumínio 6061-T6.

Estes valores são relativamente altos e devem ser analisados sob uma condição de falha por fadiga considerando componentes dinâmicos.

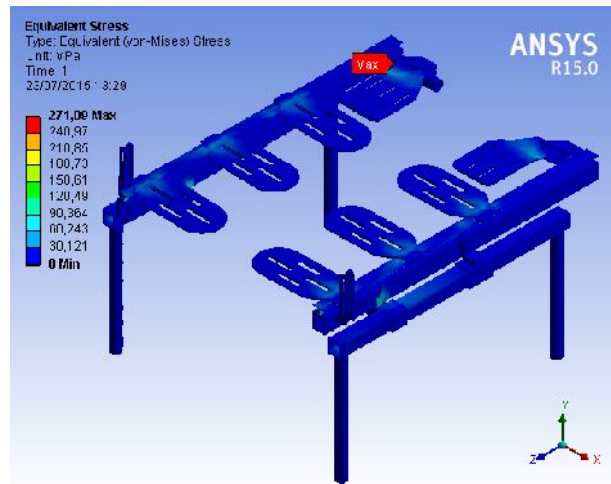


Figura 4.51 – Tensões equivalentes de von-Mises na configuração assento aberto longo

A Figura 4.52 mostra a região de maior tensão devido ao carregamento aplicado na estrutura do assento aberto longo.

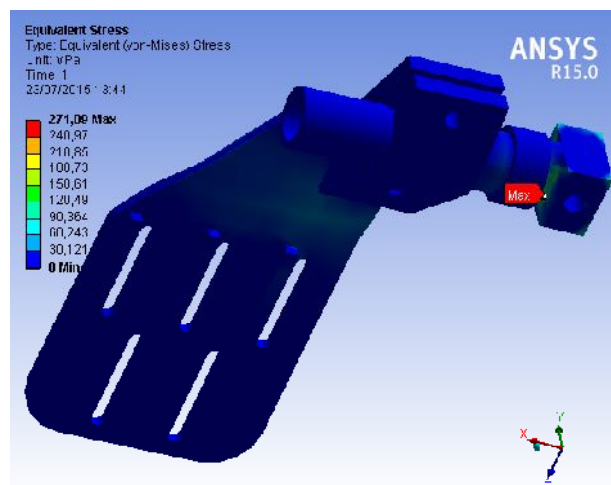
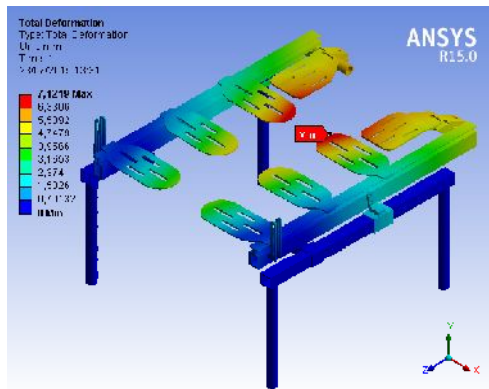
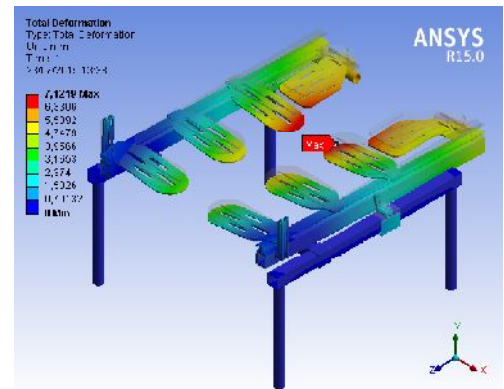


Figura 4.52 – Região da tensão equivalente máxima localizada na configuração assento aberto longo

A Figura 4.53, apresenta o deslocamento na estrutura do assento de configuração aberto longo. Nesse caso a deformação máxima ocorre na haste do assento, sendo o valor máximo do deslocamento igual a 7,12 mm. Observando-se a Figura 4.53a, nota-se a deformação em escala real, com representação gráfica por cores das partes deformadas. Já na Figura 4.53b, é mostrada a mesma configuração porém com a deformação em escala aumentada 5 vezes e um sombreamento representando a estrutura em condições íntegras.



(a) Escala natural



(b) Escala aumentada em 5 vezes

Figura 4.53 – Representação gráfica do campo de deslocamento na configuração assento aberto longo

Conforme visto na Figura 4.54, a tensão equivalente de von Mises para a configuração assento fechado longo, alcança patamares menores que o limite de escoamento. Nesse caso a tensão máxima atingida foi de 264,79 MPa.

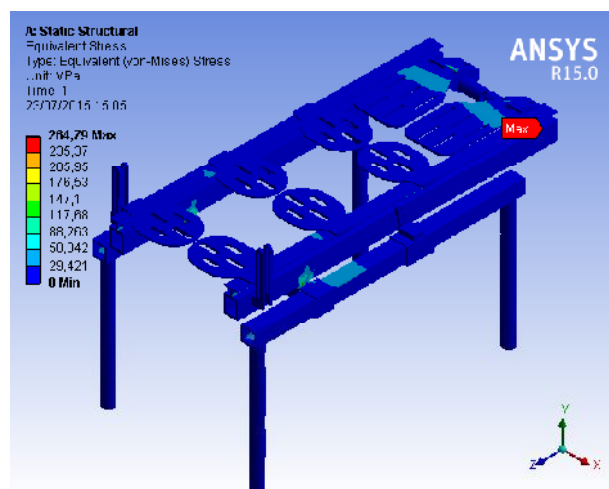


Figura 4.54 – Tensões equivalentes de von-Mises na configuração assento fechado longo

A Figura 4.55, mostra a região onde ocorrem as máximas tensões na estrutura do assento fechado longo. Aqui a tensão máxima ocorre no eixo que suporta a haste do glúteo.

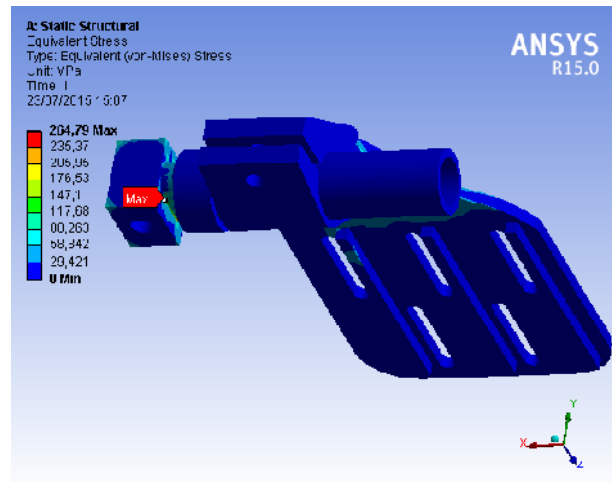
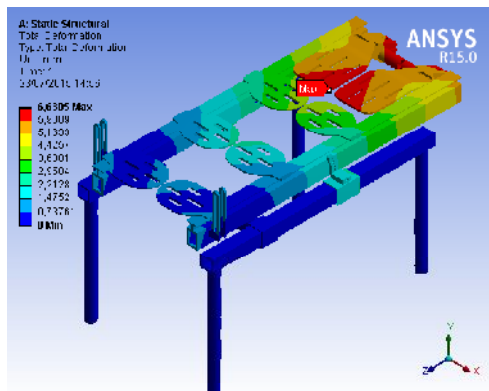
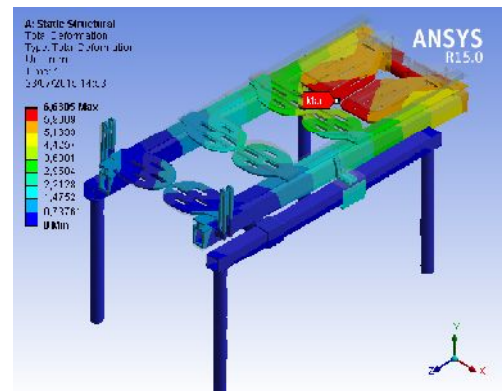


Figura 4.55 – Região da tensão equivalente máxima localizada na configuração assento fechado longo

A Figura 4.56, mostra o campo de deslocamento na configuração assento fechado longo. Os valores de deslocamento máximo são de aproximadamente 6,64 mm, e ocorrem nos apoios do glúteo. A Figura 4.56a apresenta esse deslocamento em escala real, enquanto a Fig. 4.56b mostra uma escala aumentada em 5 vezes, com a representação de uma sombra sem deslocamento.



(a) Escala natural



(b) Escala aumentada em 5 vezes

Figura 4.56 – Representação gráfica do campo de deslocamento na configuração assento fechado longo

Na Figura 4.57, se observa o resultado representativo das tensões equivalentes de von Mises. Nesse caso nota-se que a tensão máxima atingida foi de 140,36 MPa.

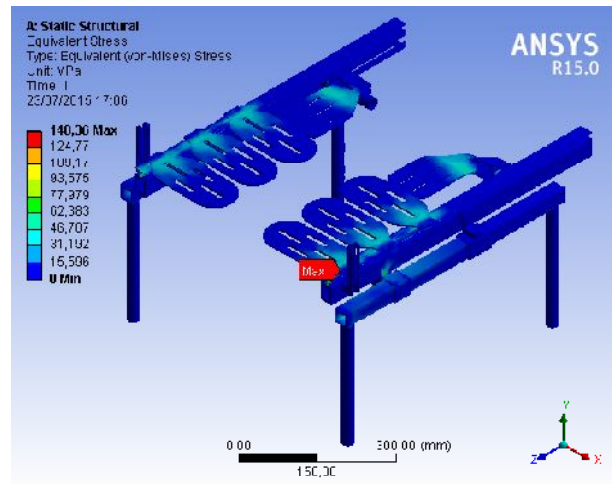


Figura 4.57 – Tensões equivalentes de von-Mises na configuração assento aberto curto

Pela Figura 4.58, nota-se que a tensão máxima na configuração assento aberto curto, ocorre no trilho (um perfil em T), que suporta as hastes do assento.

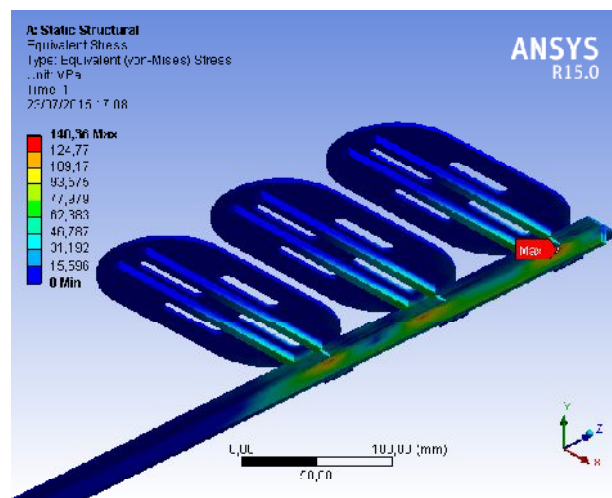
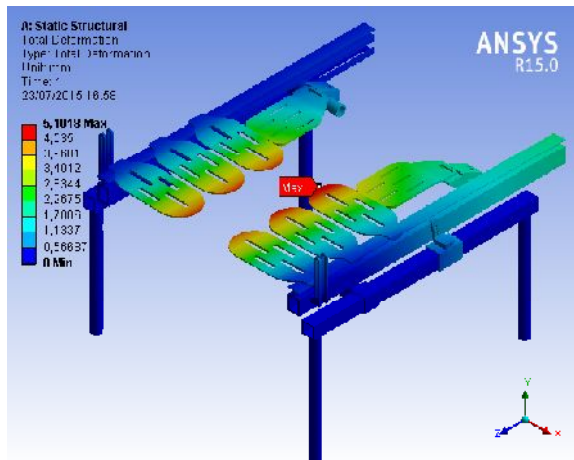
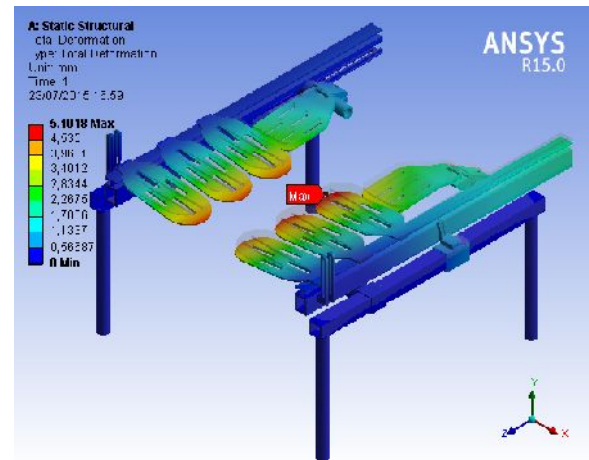


Figura 4.58 – Região da tensão equivalente máxima localizada na configuração assento aberto curto

Já o campo de deslocamento máximo, observada pela Figura 4.59, ocorre nas hastes de apoio do assento. Sendo que é possível observar o deslocamento em escala natural (Fig. 4.59a), e em escala aumentada 5 vezes (Fig. 4.59b).



(a) Escala natural



(b) Escala aumentada em 5 vezes

Figura 4.59 – Representação gráfica do campo de deslocamento na configuração assento aberto curto

A tensão equivalente de von Mises na configuração assento fechado curto, alcança patamares de 135,72 MPa (ver Fig. 4.60).

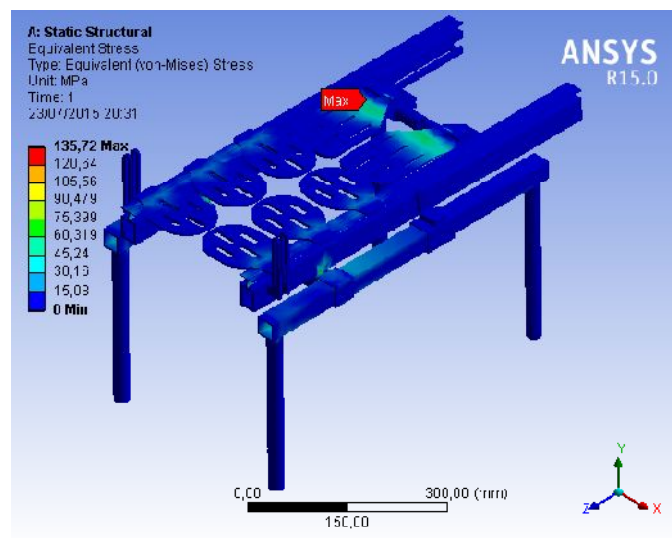


Figura 4.60 – Tensões equivalentes de von-Mises na configuração assento fechado curto

A Figura 4.61, apresenta a região onde ocorrem as máximas tensões na estrutura do assento fechado curto. A tensão máxima nesse caso ocorre no eixo que suporta a haste do glúteo.

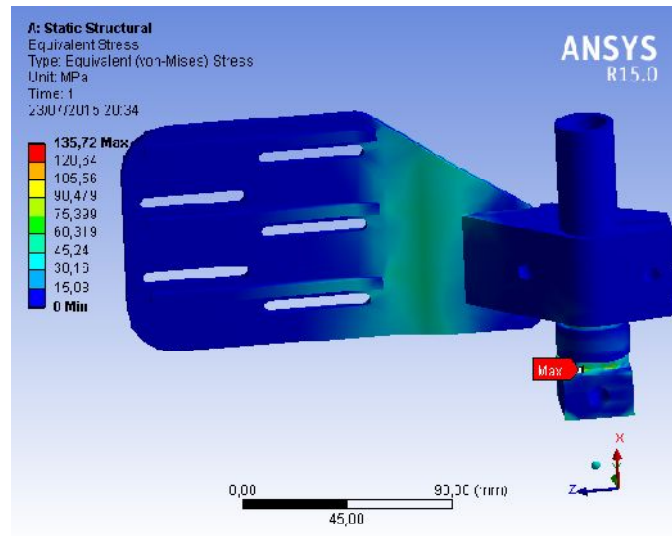
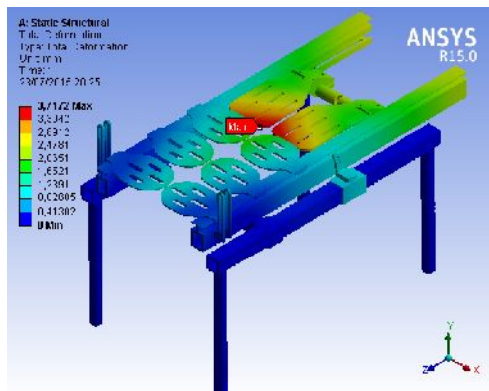
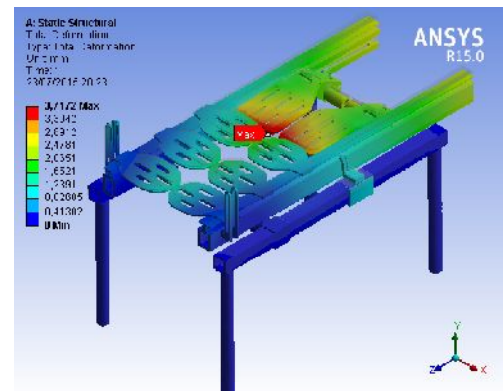


Figura 4.61 – Região da tensão equivalente máxima localizada na configuração assento fechado curto

O deslocamento máximo visualizado na Figura 4.62, ocorre nas hastes de acomodação dos glúteos. Sendo o valor máximo atingido pelo deslocamento aproximadamente 3,72 milímetros. As Figuras 4.62a e 4.62b, representam o deslocamento em escala natural e aumentada em 5 vezes, respectivamente.



(a) Escala natural



(b) Escala aumentada em 5 vezes

Figura 4.62 – Representação gráfica do campo de deslocamento na configuração assento fechado curto

Conforme se visualiza na Figura 4.63, a tensão equivalente de von-Mises no conjunto do pino com o gabarito alcança um máximo de 180,08 MPa, o que é aproximadamente uma vez e meia maior que o limite de escoamento do material. Sendo perfeitamente aprovada essa configuração no quesito tensão.

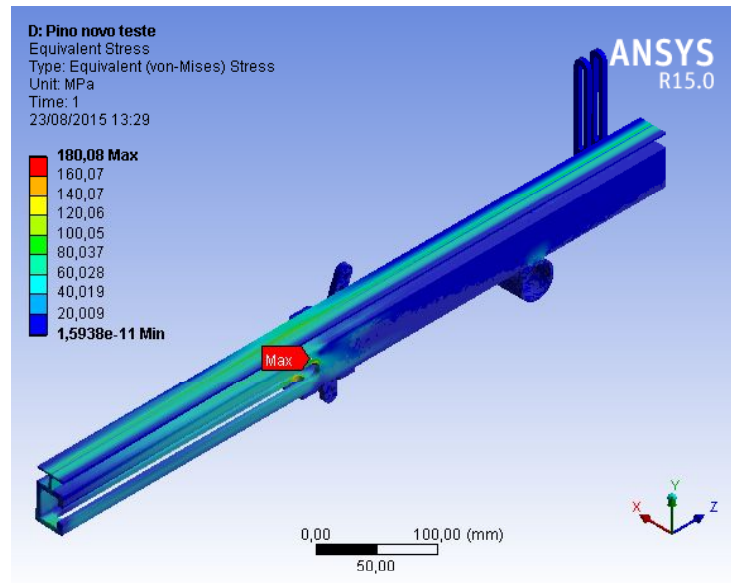


Figura 4.63 – Representação gráfica das tensões equivalentes de Von-Mises no gabarito

A Figura 4.64, apresenta o local onde a tensão equivalente de von-Mises é maior na estrutura do pino com o gabarito. Essa área se encontra em um local onde foi feita uma abertura para possibilitar o posicionamento do encosto ao longo do assento. No entanto, os níveis de tensão a que é submetido esse local não comprometem a estrutura e excluem a necessidade de se modificar a geometria dessa área.

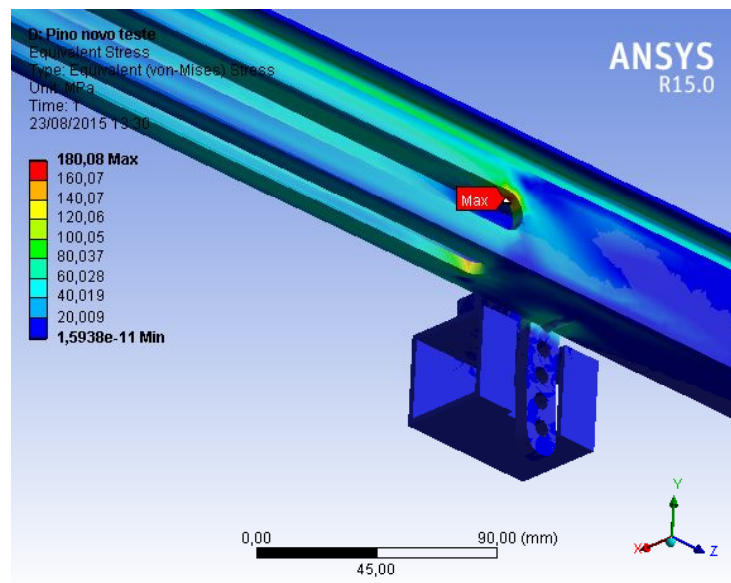


Figura 4.64 – Região da tensão equivalente máxima localizada no conjunto gabarito com pino

A Figura 4.65 apresenta a distribuição das tensões equivalentes de von-Mises mais especificamente no pino de regulagem da inclinação do assento. Conforme, pode ser visto na figura

a máxima tensão que ocorre é de 134,42 MPa, sendo aproximadamente duas vezes menor que a tensão de escoamento do material. Assim, visto que a tensão no pino resultou nessa proporção, é possível afirmar que o dimensionamento desse elemento está de acordo com o projeto e atende as especificações necessárias para um bom desempenho mecânico estrutural. No entanto, para garantir que o pino suporta adequadamente as cargas de trabalho, também foi verificado o resultado das tensões de cisalhamento mostradas na Figura 4.65.

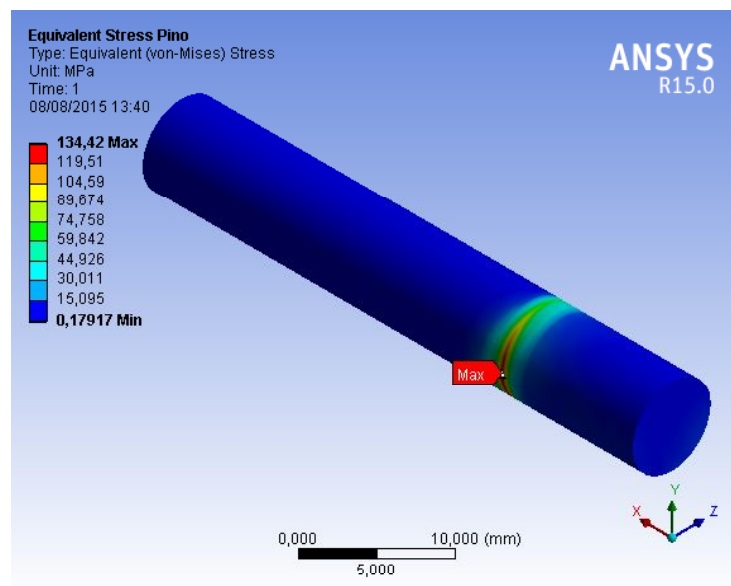


Figura 4.65 – Representação ilustrativa das tensões equivalentes de von-Mises no pino da inclinação do assento

A Figura 4.66 representa a tensão máxima de cisalhamento no pino de travamento da inclinação do assento. Observa-se, pela figura, que a máxima tensão de cisalhamento é de 77,482 MPa. Esse valor alcança um nível 3,5 vezes menor que o valor do limite de escoamento da liga de alumínio 6061-T6. É de conhecimento geral em engenharia que a tensão de cisalhamento é mais danosa que a flexão, em elementos de ligação do tipo pino. No entanto, nesse caso a tensão de cisalhamento máxima é no mínimo 75% menor que a tensão de von-Mises em relação ao esforço de flexão no pino (a qual também é menor que o limite de escoamento do material). Assim, pode-se assumir que esse pino está corretamente dimensionado para a aplicação em que foi designado.

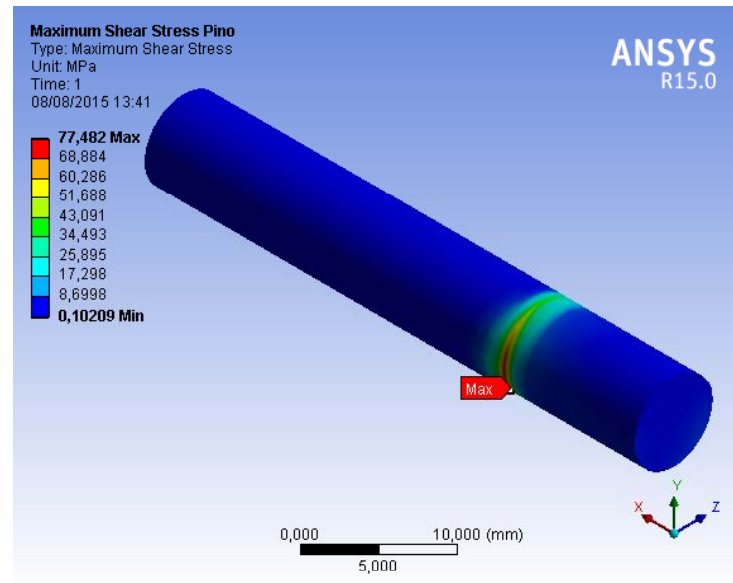


Figura 4.66 – Representação ilustrativa da tensão de cisalhamento máxima no pino da inclinação do assento

A Figura 4.67 mostra o campo de deslocamento como um todo no conjunto do pino como o gabarito de inclinação do assento. Nota-se que o deslocamento máximo é de aproximadamente 2,26 mm, e é justificada por se encontrar em uma posição do assento em que o elemento estrutural se encontra em um comprimento relativamente grande, disposto em balanço.

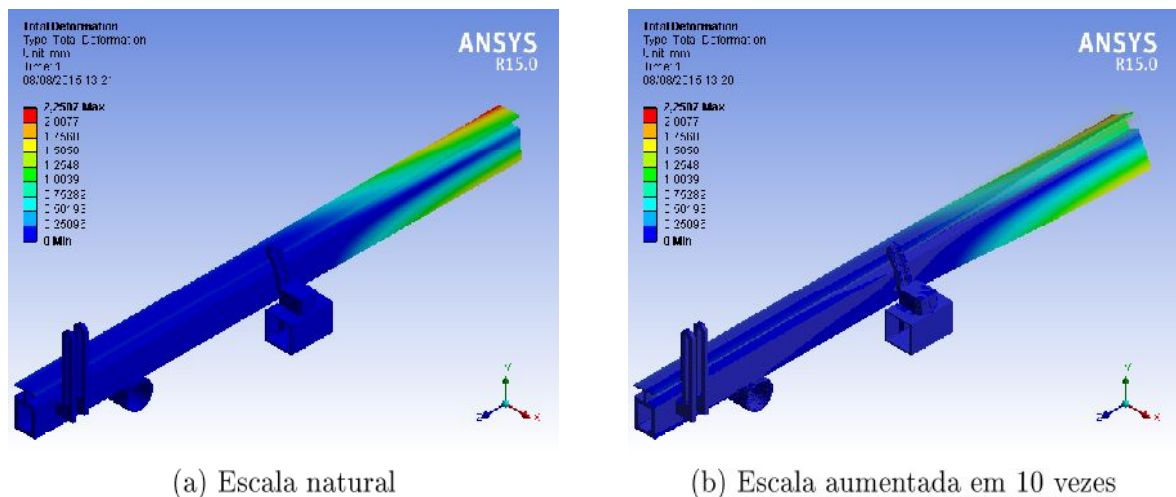


Figura 4.67 – Campo de deslocamento no conjunto do pino com o gabarito

A Figura 4.68 representa visualmente o deslocamento que ocorre no pino de travamento da inclinação do assento. Apesar de ser relativamente pequena o deslocamento experimentado pelo pino ($\sim 0,01$ mm), o deslocamento se dá na região onde o pino está em contato com o gabarito do assento.

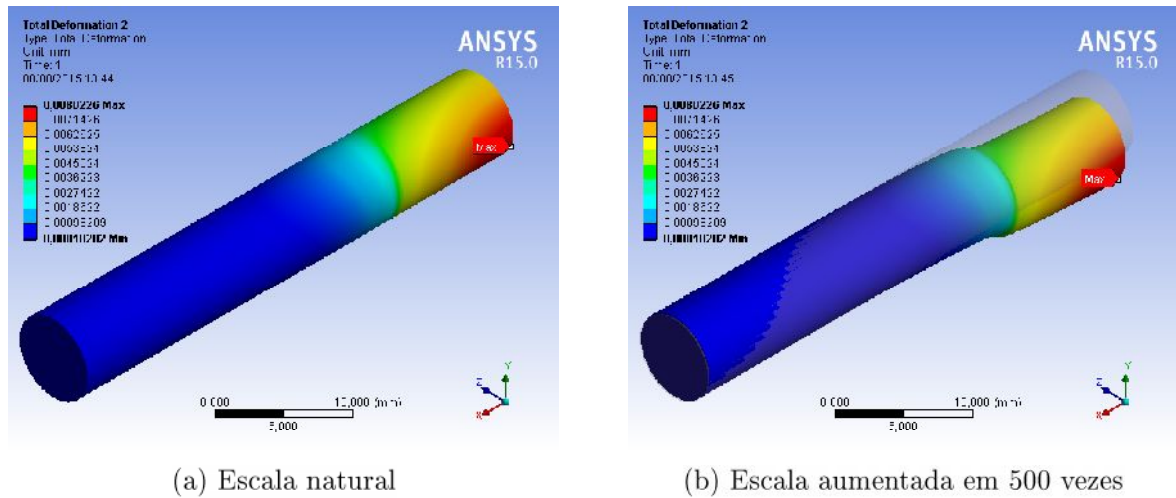


Figura 4.68 – Campo de deslocamento no pino

4.5 Cadeira de Rodas de Corrida Convencional

A seguir são apresentadas as análises numéricas dos dois modelos de estruturas para cadeira de rodas de corrida. Como destacado esses modelos resultaram a partir de parâmetros definidos para os ajustes do equipamento de projetar cadeira de rodas de corridas.

Na sequência são apresentados os desenhos tridimensionais com suas respectivas vistas. Ressalta-se que as dimensões estruturais são as mesmas para os dois modelos, visto que a diferença na concepção está tão somente no formato transversal dos perfis utilizados na construção da estrutura. Em adição, realizou-se modelagem pelo método de elementos finitos. Assim, também são apresentados os resultados da modelagem para cada um dos modelos de estrutura.

4.5.1 Modelo com Perfis Comerciais

O modelo apresentado na Figura 4.69, é comercialmente conhecido como quadro em formato de *U*. É o modelo mais comum em competições de alto rendimento, e é próprio para atletas que "se sentam" sobre as próprias pernas na cadeira de rodas de corrida. Normalmente, essas cadeiras possuem cintas ou uma chapa metálica sob o assento, para apoiar os joelhos e a porção de baixo das pernas.

Esse modelo foi projetado utilizando perfis de alumínio comerciais.

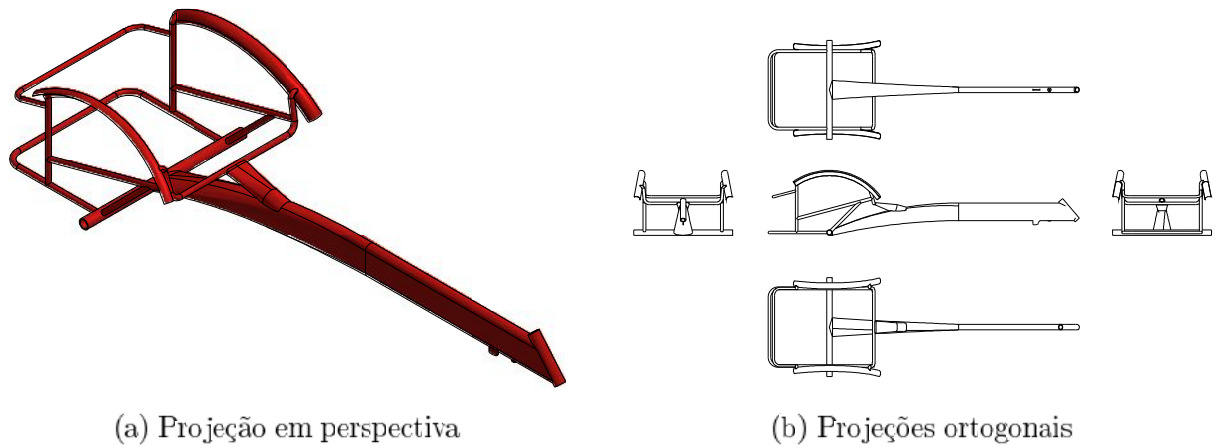


Figura 4.69 – Projeções ortogonais e perspectiva do modelo com perfis comerciais

A Figura 4.70 mostra a estrutura da cadeira de rodas de corrida apresentada anteriormente. Nesse caso nota-se que a estrutura está montada com os acessórios (rodas, dispositivo de direção, eixos, etc.).

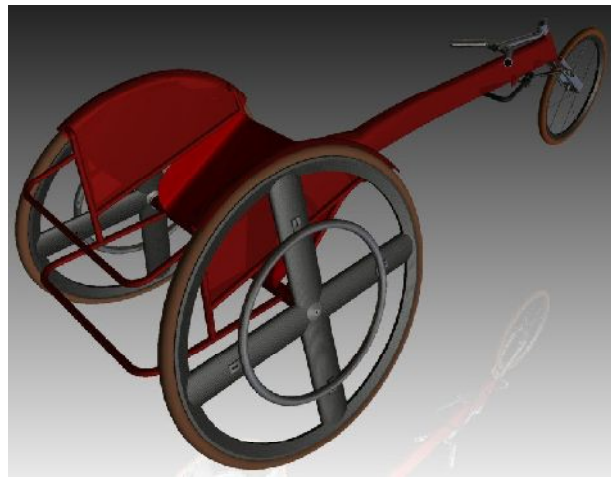


Figura 4.70 – Cadeira de rodas para atletismo.

4.5.2 Modelo com Perfis Triangulares

O modelo apresentado na Figura 4.71, apresenta as mesmas medidas de comprimento, largura e altura, utilizados no modelo anterior. No entanto, esse foi concebido com perfis triangulares em 80% de sua estrutura, sendo o tubo principal configurado com o perfil triangular maior e o restante com o menor.

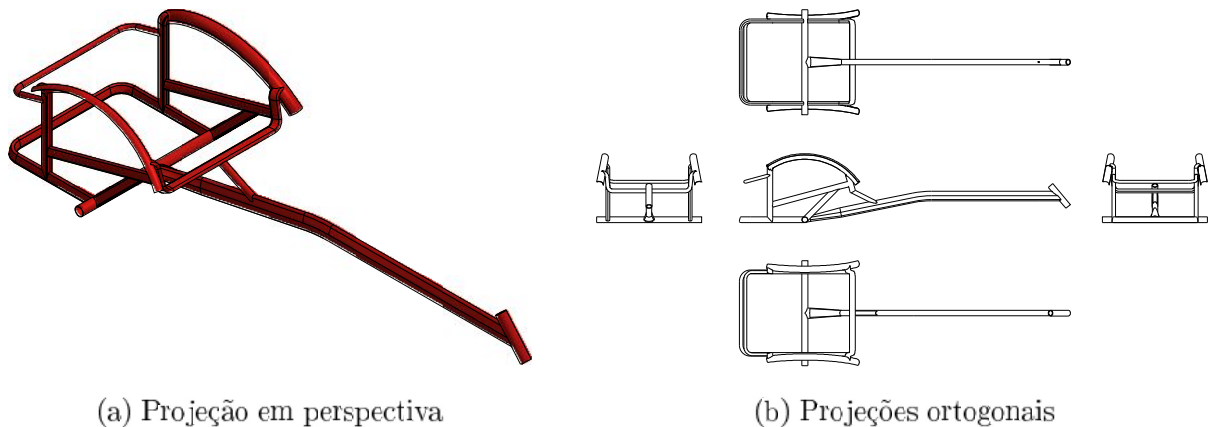


Figura 4.71 – Projeções ortogonais e perspectiva do modelo com perfis triangulares

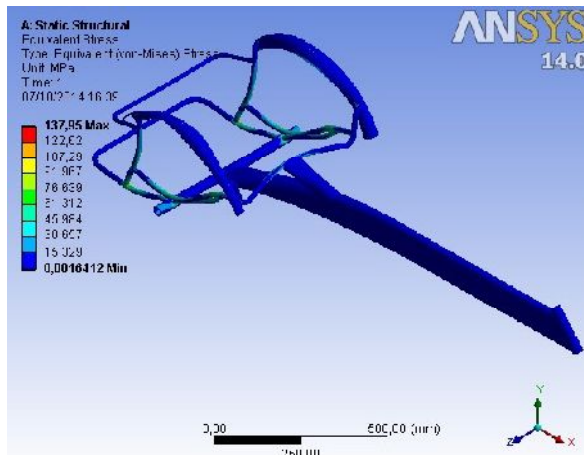
4.5.3 Modelagem Numérica das Cadeiras de Rodas de Corrida

A Figura 4.72 mostra a distribuição de tensões equivalentes de von-Mises nos dois modelos de quadros projetados. Na Figura 4.72a é possível observar a distribuição de tensões no quadro com perfis comerciais. Enquanto a Figura 4.72b apresenta a distribuição no quadro com perfis triangulares.

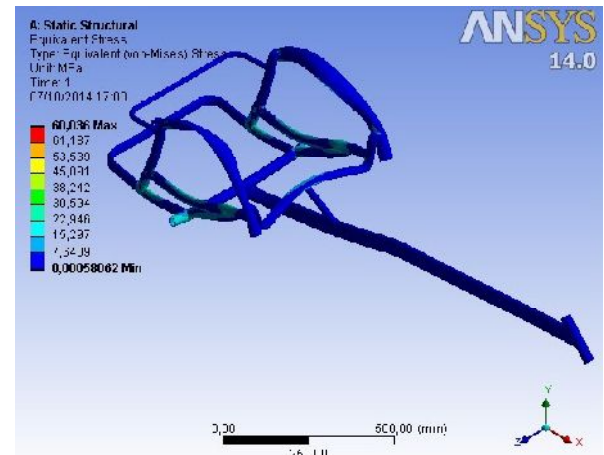
As tensões equivalentes de von-Mises máximas atingiram 137,95 MPa na estrutura Fig. 4.72a, e 68,836 MPa no quadro Fig. 4.72b. Assim, considerando que a tensão máxima à que se poderia chegar qualquer uma das estruturas, é igual ao limite de escoamento do material; os dois modelos atendem ao requisito resistência mecânica. No entanto, a versão com perfis triangulares é duas vezes mais resistente em relação ao modelo com perfis comerciais. Portanto, a estrutura pode ser otimizada visando reduzir seu peso para máxima performance.

Dentre outras informações, merece destaque a massa de cada um dos modelos. Pois, a versão com perfis comerciais apresentou massa teórica próxima de 4,50 kg, enquanto o outro modelo resultou em 3,46 kg de massa teórica. Essa informação é importante, pois o peso da cadeira de rodas também influencia significativamente no desempenho do atleta.

Visto que o modelo com perfis triangulares é mais robusto, apresentou uma resistência mecânica maior e menor peso em relação ao modelo com perfis comerciais, se torna interessante investir na fabricação de cadeiras de rodas esportivas com perfis estruturais nesse formato.



(a) Modelo com perfis comerciais

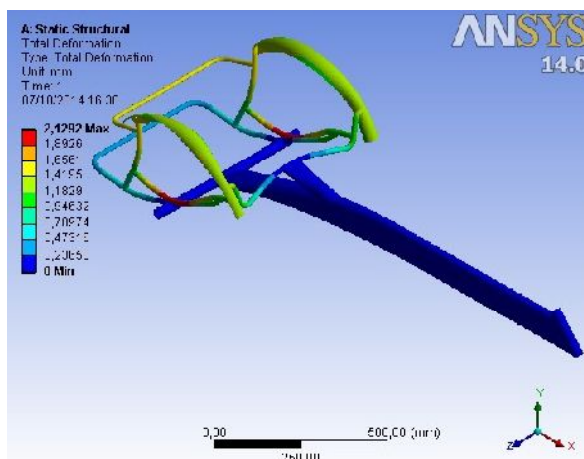


(b) Modelo com perfis triangulares

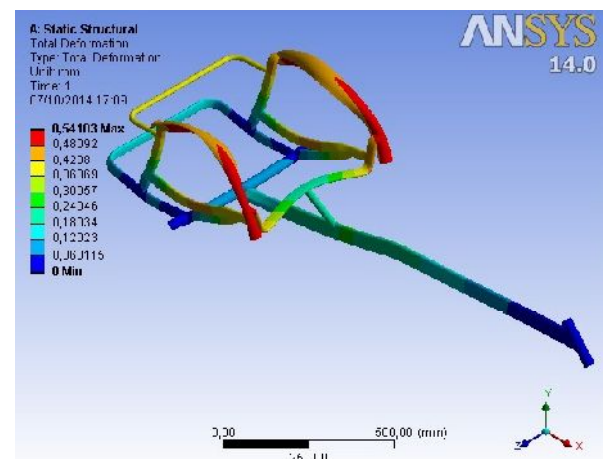
Figura 4.72 – Ilustração do resultado obtido com a tensão equivalente de von-Misses nas estruturas da cadeira de rodas de corrida

A Figura 4.73 mostra os resultados do deslocamento milimétrico estrutural. Na Figura 4.73a é possível observar os deslocamentos no quadro da versão com perfis comerciais. Enquanto a Figura 4.73b apresenta o deslocamento no quadro com perfis triangulares.

O deslocamento máximo no caso da estrutura com perfil comercial foi de 2,1292 mm, e na outra 0,54103 mm.



(a) Modelo com perfis comerciais



(b) Modelo com perfis triangulares

Figura 4.73 – Ilustração do resultado obtido com a deformação nas estruturas da cadeira de rodas de corrida

Vale ressaltar que a escala visual dos deslocamento apresentados nas figuras , tanto no caso das tensões quanto dos deslocamentos, está aumentada para melhor compreensão e visualização dos resultados encontrados.

4.6 Procedimento Operacional do CRwheel

A principal proposta deste trabalho é o desenvolvimento da primeira versão do CRwheel através da definição de diferentes regulagens adaptadas para a personalização de cadeiras de rodas de corrida. A validação do equipamento deve ser feita após a sua fabricação, por diversos testes e calibrações.

As metodologias de análise e protocolos devem ser objetos de futuros estudos com o novo equipamento. No entanto, a seguir demonstrou-se por meio de um fluxograma básico os procedimentos operacionais de referência que deverão ser utilizados pelo CRwheel para a personalização das cadeiras de roda de corridas.

4.6.1 Procedimento para Concepção de uma Cadeira de Rodas de Corrida Utilizando o CRwheel

Fluxograma da Figura 4.74 demonstra a sequência de determinação de medidas antropométricas, regulagens no CRwheel e extração de parâmetros otimizados.

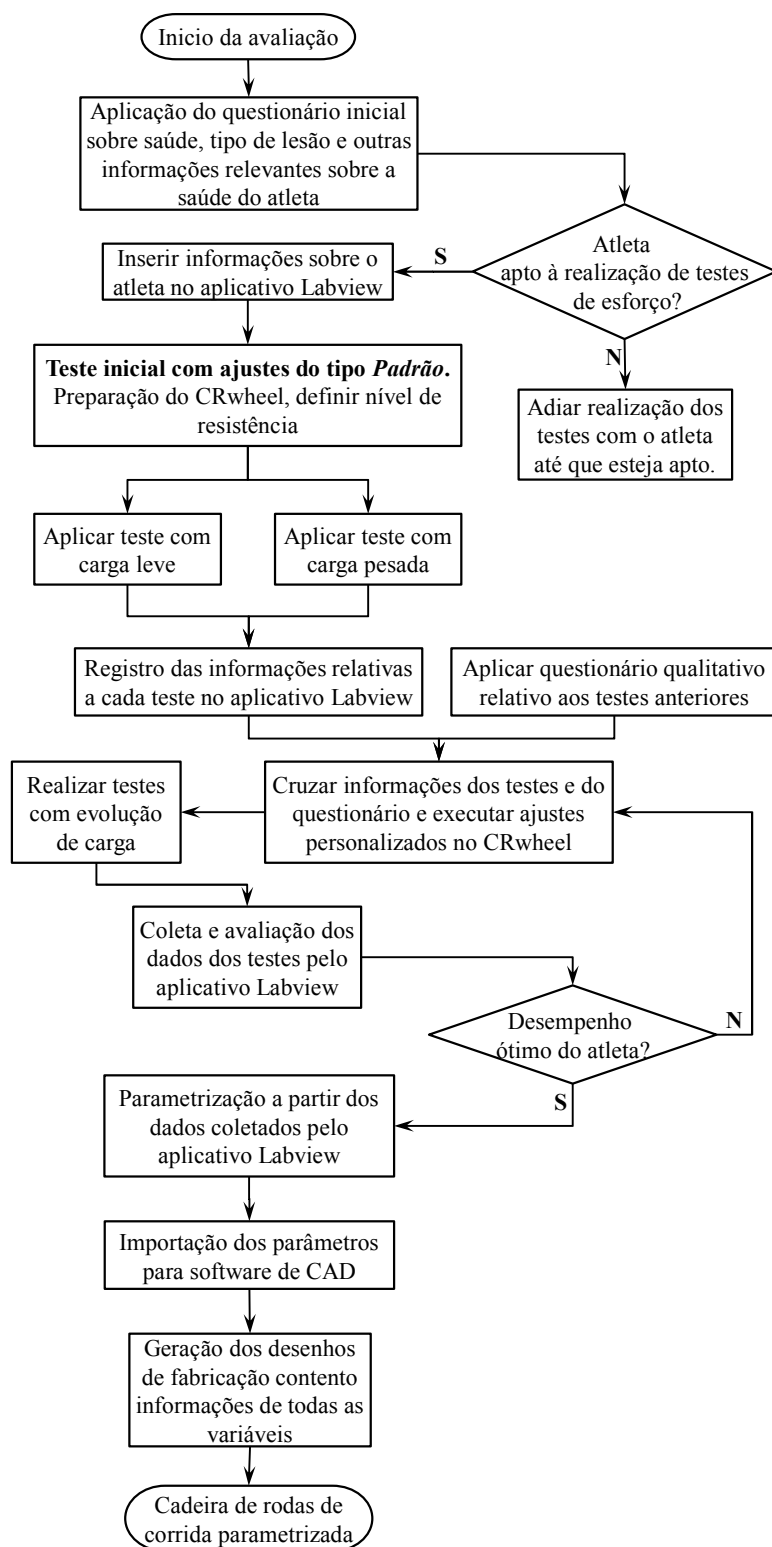


Figura 4.74 – Fluxograma de parametrização de uma cadeira de rodas de corrida

CAPÍTULO V

CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Nesse trabalho foi projetado um novo equipamento para a personalização de cadeira de rodas de corridas. O protótipo proposto se assemelha, em muitos aspectos, ao formato de uma cadeira de rodas de corrida comercial, porém, possui 22 diferentes regulagens. Contém configurações que irão facilitar no desenvolvimento de cadeiras de rodas de corrida individuais, com medidas próprias de cada indivíduo.

As configurações de ajustes analisadas e aplicadas no projeto buscam atender os parâmetros de conforto, segurança e desempenho do atleta.

Em especial essa estrutura atende teoricamente aos pré-requisitos estipulados para o projeto do equipamento, como segue:

- Atende ao requisito de modularidade, pois é um equipamento de fácil desmontagem e ajuste, sendo prático para transporte e utilização em campo;
- Sua estrutura desenhada inteiramente em peças de liga de alumínio, atende ao quesito baixo peso;
- O aspecto visual assemelha-se a uma cadeira de rodas de corrida comercial, o que faz com que seja familiar para os atletas;
- Seus ajustes podem ser parametrizados de acordo com a funcionalidade do equipamento utilizado no esporte em questão;
- Apesar de não fabricado e validado, o equipamento é seguro, uma vez que, as cargas simuladas servirão apenas como um parâmetro de avaliação funcional.

A principal contribuição do trabalho é possibilitar a criação de um equipamento que permita fazer avaliações técnicas de uma futura cadeira de rodas de corridas, sem a subjetividade de introduzir estes parâmetros somente com uma avaliação quantitativa de parâmetros antropométricos dos atletas. O CRwheel poderia ser utilizado para treinamento e avaliação do condicionamento físico com parâmetros moldados para um atleta específico, apesar de não ter sido projetado com esse objetivo.

Uma das limitações deste equipamento é que, apesar da implementação de diferentes níveis de resistência que simulam diferentes condições de propulsão da cadeira, o equipamento funciona sob condições estáticas, ou seja, não propicia a sensação de movimentação da cadeira através da propulsão dos aros. No entanto, dá uma previsibilidade de uma futura cadeira quanto às diferentes formas de propulsão em função da modificação de regulagens.

Sugestões para trabalhos futuros:

Nesse trabalho a proposta inicial foi desenvolver um equipamento voltado para a avaliação do comportamento biomecânico do atleta de corrida em cadeira de rodas. Isso aliado com a possibilidade de se treinar o atleta e adicionalmente permitir o desenvolvimento de uma cadeira de rodas individual mais eficiente para cada usuário. Nesses aspectos, este trabalho deve ser continuado e sugere-se como atividades futuras:

- Análise dinâmica da estrutura (fadiga);
- A fabricação, construção, montagem e validação do protótipo projetado;
- Adequação do conjunto a um sistema de resistência eletromagnético;
- Realização de testes práticos de treinamento e avaliação física com atletas profissionais da corrida em cadeira de rodas;
- Realização de avaliações práticas dos parâmetros de ajuste dos atletas e geração de projeto de cadeira de rodas a partir destes parâmetros analisados com o equipamento;
- Otimização e automação do equipamento, de forma a permitir maior praticidade e agilidade na regulagem dos parâmetros variáveis;
- Implementação do aplicativo Labview para monitorar os testes, automatizar a alimentação dos parâmetros e controlar o equipamento;
- Utilizar o equipamento como suporte para otimização de novos projetos de cadeiras de rodas de corridas;

- Implementação e automatização do processo completo de parametrização, desde a sua fase inicial, até a fabricação da cadeira;
- Desenvolver uma versão com rodas traseiras para avaliar a condição de resistência ao rolamento.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALCOA. *Perfis Standard*: Perfis extrudados de alumínio. [S.l.], 2015.

ALPHAMIX. *Speed Racing*: Alphamix tecnologia em movimento. 2014. Disponível em: <http://www.alphamix.com.br/produtos/esportivos/speed-racing>. Acessado em: 17 de Março de 2014.

BAATZ, W. *Wheelchair Aerobic Exercise Trainer*. 1998. US 5,704,876.

BIGELOW, C. C.; ECK, J. V.; LAYTON, T. N. *Treadmill for Use With a Wheelchair*. 1995. US 5,476,429.

BLEAKNEY, A. Track and field manual. *St Decatur: US Disabled Athletes Fund Inc*, 2004.

BONINGER, M. L. et al. Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 81, n. 5, p. 608–613, 2000.

BURAK, J. M.; MAYES, D. *Wheelchair Trainer*. 1997. US 5,643,143.

BURDUS, D. *2012 BWRA Track Championships at Stoke Mandeville Stadium*. 2012. Disponível em: <http://www.bwra.co.uk/gallery.html>. Acessado em: 02 de Agosto de 2015.

BUSSMANN, A. J. de Castro de; GREGUOL, M. Análise das técnicas de propulsão de atletas praticantes de modalidades em cadeira de rodas: um estudo de revisão. *Journal of Occupational Therapy of University of São Paulo/Revista de Terapia Ocupacional da Universidade de São Paulo*, v. 23, n. 2, 2012.

CALLISTER, J. W. D. *Ciência e engenharia de materiais: uma introdução*. [S.l.]: Livros Técnicos e Científicos, 2008. 705 p.

CALLISTER, W. *Ciência de engenharia de materiais: uma introdução*. LTC, Rio de Janeiro, p. 359–371, 2002.

CARDOSO, L. d. S. *Estrutura Modular Ajustável para Ergômetros de Cadeirantes Desportivos*. 2015. Universidade Federal de Uberlândia.

CHIAVERINI, V. *Tecnologia Mecânica: Materiais de Construção Mecânica*. 2. ed. [S.l.]: McGraw-Hill, 1986. Vol. III. 388 p.

CHOW, J. W.; CHAE, W.-S. Speed and stroke cycle characteristics during the 100-m race for paraplegic athletes. In: *ISBS-Conference Proceedings Archive*. [S.l.: s.n.], 2000. v. 1, n. 1.

- CHOW, J. W.; CHAE, W.-S. Kinematic analysis of the 100-m wheelchair race. *Journal of biomechanics*, Elsevier, v. 40, n. 11, p. 2564–2568, 2007.
- CHURTON, E.; KEOGH, J. W. Constraints influencing sports wheelchair propulsion performance and injury risk. *BMC sports science, medicine and rehabilitation*, BioMed Central Ltd, v. 5, n. 1, p. 3, 2013.
- COOPER, R. A. High-tech wheelchairs gain the competitive edge. *IEEE engineering in medicine and biology magazine: the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society*, v. 10, n. 4, p. 49–55, 1991.
- COSTA, G. B. et al. Case study: effect of handrim diameter on performance in a paralympic wheelchair athlete. *Adapted physical activity quarterly*, Human Kinetics, Inc. 1607 North Market Street, Champaign, IL 61820, v. 26, n. 4, p. 352–363, 2009.
- COTA, F. et al. Análise estrutural de uma cadeira de rodas através do método de elementos finitos. *CEP*, v. 36307, p. 352, 2010.
- COUNCIL, B. C. *Mandeville Legacy*: Sports wheelchairs in the 1980s. 2014. Disponível em: http://www.mandevillelegacy.org.uk/page_id__37_path__0p4p14p22p.aspx. Acessado em: 17 de Março de 2014.
- DRAFT, W. *Top End OSR*: Racing chairs. 2015. Disponível em: <http://www.draftwheelchairs.com/shop/products/racing-wheelchairs/racing-chairs/top-end-osr.html>. Acessado em: 30 de Julho de 2015.
- FUSS, F. K. Influence of mass on the speed of wheelchair racing. *Sports Engineering*, Springer, v. 12, n. 1, p. 41–53, 2009.
- GOLD, J. R.; GOLD, M. M. Access for all: the rise of the paralympic games. *The Journal of the Royal Society for the Promotion of Health*, SAGE Publications, v. 127, n. 3, p. 133–141, 2007.
- GOOSEY, V. L.; CAMPBELL, I. G.; FOWLER, N. E. A kinematic analysis of wheelchair propulsion techniques in senior male, senior female, and junior male athletes. *Adapted Physical activity quarterly*, HUMAN KINETICS PUBLISHERS, v. 14, p. 156–165, 1997.
- HOLOS, B. *Holos lança a cadeira de rodas SUPERA - Uma das mais leves do mundo!* 2013. Disponível em: http://www.holosbrasil.com/index.asp?page_id=7&id=16. Acessado em: 13 de Fevereiro de 2014.
- HOLOS, B. *SUPERA. Cadeira de Rodas em Fibra de Carbono*. 2013. Disponível em: http://www.holosbrasil.com/index.asp?page_id=3&id=11. Acessado em: 13 de Fevereiro de 2014.
- HOWARTH, D. *Paralympic design*: Draft mistral racing wheelchairs. 2012. Disponível em: <http://www.dezeen.com/2012/08/30/paralympic-design-draft-mistral-racing-wheelchairs/>. Acessado em: 23 de Janeiro de 2014.

- HUANG, Y. et al. Effect of wheel camber on mechanical energy and power flow analysis of the upper extremity in wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, Elsevier, v. 40, p. S469, 2007.
- INVACARE, C. *User Manual: Invacare Top End Eliminator OSR Racing Chair*. [S.l.], 2011.
- INVACARE, C. *Invacare Top End Eliminator OSR Racing Wheelchair*. 2012. Disponível em: http://www.topendwheelchair.com/TopEnd_Media/TopEndProductDocuments/01-192Rev0912.Eliminator.pdf. Acessado em: 17 de Março de 2014.
- INVACARE, C. *Invacare Top end reveal: Ultralightweight wheelchair*. 2012. Disponível em: http://www.topendwheelchair.com/TopEnd_Media/TopEndProductDocuments/11-146rev0912.pdf. Acessado em: 17 de Março de 2014.
- INVACARE, C. *Parts Catalog: Invacare Top End Eliminator OSR*. [S.l.], 2013.
- INVACARE, C. *TOP END OSR Racing Chair: Price List and Order Form*. [S.l.], 2013.
- INVACARE, C. *TOP END Eliminator OSR Racing Chair: Price List and Order Form*. [S.l.], 2015.
- INVACARE, C. *Track/Road Racing Athletes: Manuela scharm / team invacare athlete since 2012*. 2015. Disponível em: <http://www.topendwheelchair.com/OurAthletes/AthletesDetails.aspx?id=12>. Acessado em: 31 de Julho de 2015.
- IPC. *Athletics Rules and Regulations 2014-2015*: IPC athletics classification rules and regulations. 2014. Disponível em: www.paralympic.org/athletics. Acessado em: 07 de Março de 2014.
- IPC. *IPC Historical Results Database*. 2014. Disponível em: <http://www.paralympic.org/results/historical>. Acessado em: 05 de Março de 2014.
- IPC. *Athletics Classification Rules and Regulations*: Athletics classification. 2015. Disponível em: www.paralympic.org/athletics/classification. Acessado em: 31 de Julho de 2015.
- KALYANASUNDARAM, S.; LOWE, A.; WATTERS, A. Finite element analysis and optimization of composite wheelchair wheels. *Composite structures*, Elsevier, v. 75, n. 1, p. 393–399, 2006.
- KATARIINA, J. *Kinematic Differences between Three Wheelchair Racers (T54) in Sprint Start*. 2008. University of Jyväskylä.
- MASSE, L.; LAMONTAGNE, M.; O'RIAIN, M. Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions. *Journal of rehabilitation research and development*, v. 29, n. 3, p. 12–28, 1992.
- MAYES, D.; BURAK, J. M. *Racer Wheelchair Trainer*. 1997. US 5,649,883.
- MELLO, M. T. d.; WINCKLER, C. *Esporte paralímpico. São Paulo: Atheneu*, 2012.

MOSS, A. D.; FOWLER, N. E.; GOOSEY-TOLFREY, V. L. The intra-push velocity profile of the over-ground racing wheelchair sprint start. *Journal of biomechanics*, Elsevier, v. 38, n. 1, p. 15–22, 2005.

MOTIVATION, D. *Athletics 'Flying Start'*. 2014. Disponível em: <http://sports.motivation.org.uk/athletics-flying-start/>. Acessado em: 17 de Março de 2014.

NOVAIS, D. V. *Projeto e Construção de um Ergômetro para Cadeirantes*. 2010. Universidade Federal de Uberlândia.

OX, E. *Carbon GPX*. 2012. Disponível em: http://www.oxgroup.co.jp/oxgroup_site/images/Wheelchair/pdf/carbon-gpx.pdf. Acessado em: 17 de Março de 2014.

RAMAEKERS, D. B. *Wheelchair Exerciser Adapter*. 1990. US 4,966,362.

RICE, I. et al. Paralympic sport science: Biomechanics. In: _____. *Handbook of Sports Medicine and Science: The paralympic athlete*. [S.l.]: Wiley-Blackwell, 2011. cap. 2, p. 33–50. ISBN 978-1-444-33404-3.

SAGAWA, Y. J. et al. Análise da propulsão em cadeira de rodas manual: revisão de literatura. *Fisioterapia em Movimento*, SciELO Brasil, v. 25, n. 1, 2012.

SIEBERT, M. Design and construction of a custom-made lightweight carbon fibre wheelchair (p28). In: *The Engineering of Sport 7*. [S.l.]: Springer, 2008. p. 161–167.

STANFORD, C. S. R. *Apparatus and Method for Wheelchair Aerobic Stationary Exercise*. 2009. US 7,604,572 B2.

TARTA. *Reshapes Life: Liberta e bellezza prendono forma*. 2013. Disponível em: <http://www.tartadesign.it/it/downloads/downloads>. Acessado em: 20 de Julho de 2015.

TRUDEL, G. et al. Effects of rear-wheel camber on wheelchair stability. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 78, n. 1, p. 78–81, 1997.

TSAI, C.-Y. et al. Effects of camber on pushrim force during wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, Elsevier, v. 40, p. S467, 2007.

VEEGER, D.; WOUDE, L. Van der; ROZENDAL, R. H. The effect of rear wheel camber in manual wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev*, v. 26, n. 2, p. 37–46, 1989.

VERÍSSIMO, A.; RAVACHE, R. *Atletismo paraolímpico: manual de orientação para professores de educação física*. Comitê Olímpico Brasileiro, 2006.

VIEIRA, S. A. A. *ERGO1: Novo Protótipo para Condicionamento Físico de Cadeirantes e Paratletas*. 2012. Universidade Federal de Uberlândia.

VIEIRA, S. A. A.; ARAUJO, C. A. de; SANTOS, S. S. dos. Ergo1 - physical evaluation and training for wheelchair users. In: *Proceedings of the 2nd International Congress on Sports Sciences Research and Technology Support*. [S.l.: s.n.], 2014. p. 69–76. ISBN 978-989-758-057-4.

VIEIRA, S. A. A.; SOUSA, M. M. de; ARAUJO, C. A. de. Low cost torque meter for wheelchair ergometer. *Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica - ENEBI 2015*, 2015.

WOLTURNUS. *Wolturnus*: Amasis customised racing wheelchair. 2014. Disponível em: <http://www.wolturnus.com/products/sports-wheelchairs/amasis?print=1>. Acessado em: 17 de Março de 2014.

WOUDE, L. H. Van der; GROOT, S. de; JANSSEN, T. W. Manual wheelchairs: Research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health. *Medical engineering & physics*, Elsevier, v. 28, n. 9, p. 905–915, 2006.

WU, H.-S.; CHEN, J.-J.; CHEN, W.-L. *Wheelchair Training Platform*. 2006. US 7,004,885 B1.

ANEXO A

PROPRIEDADES DE MATERIAIS DE ENGENHARIA UTILIZADOS EM PROJETOS DE CADEIRAS DE RODAS

Tabela A.1 – Propriedades de Materiais de Engenharia (CALLISTER, 2002).

Material	Densidade (g/cm ³)	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Aço Liga A36	7,85	207	0,30
Aço Liga 1020	7,85	207	0,30
Aço Liga 1040	7,85	207	0,30
Aço Liga 4140	7,85	207	0,30
Aço Liga 4340	7,85	207	0,30
Alumínio Liga 1100	2,71	69	0,33
Alumínio Liga 2024	2,77	72,4	0,33
Alumínio Liga 6061	2,70	69	0,33
Alumínio Liga 7075	2,80	71	0,33
Alumínio Liga 356.0	2,69	72,4	0,33
Titânio Liga pura (ASTM classe 1)	4,51	103	0,34
Titânio Liga Ti-5Al-2.5Sn	4,48	110	0,34
Titânio Liga Ti-6Al-4V	4,43	114	0,34
Fibra de Carbono módulo Alto-matriz epóxi (Vf = 0,60)	1,7	Longitudinal 220 Transversal 6,9	0,25
Fibra de Vidro E-matriz epóxi (Vf = 0,60)	2,1	Longitudinal 45 Transversal 12	0,19

ANEXO B

VALORES TÍPICOS DE LIMITE DE ESCOAMENTO, LIMITE DE RESISTÊNCIA A TRAÇÃO E DUCTILIDADE

Tabela B.1 – Valores típicos de limite de escoamento, limite de resistência a tração e ductilidade (alongamento percentual). (CALLISTER, 2002).

Material	Condição	Limite de Escoamento (MPa)	Limite de Resistência a Tração (MPa)	Ductilidade
Aço Liga A36	Laminada a quente	220-250	400-500	23
Aço Liga 1020	Laminada a quente	210	380	25 (min)
	Estirada a frio	350	420	15 (min)
	Recozida (a 870 °C)	295	395	36,5
	Normalizada (a 925 °C)	345	440	38,5
Aço Liga 1040	Laminada a quente	290 (min)	520 (min)	18 (min)
	Estirada a frio	490 (min)	590 (min)	12 (min)
	Recozida (a 785 °C)	355	520	30,2
Continua na próxima página				

Tabela B.1 — Continuação da página anterior

Material	Condição	Limite de Escoamento (MPa)	Limite de Resistência a Tração (MPa)	Ductilidade
	Normalizada (a 900 °C)	375	590	28,0
Aço Liga 4140	Recozida (a 815 °C)	417	655	25,7
	Normalizada (a 870 °C)	655	1020	V
	Temperada em óleo e revenida (a 315 °C)	1570	1720	11,5
Aço Liga 4340	Recozida (a 810 °C)	472	745	22
	Normalizada (a 870 °C)	862	1280	12,2
	Temperada em óleo e revenida (a 315 °C)	1620	1760	12
Alumínio Liga 1100	Recozida (revenida O)	34	90	40
	Endurecida por deformação a frio (revenida H14)	117	124	15
Alumínio Liga 2024	Recozida (revenida O)	75	185	20
	Tratada termicamente e envelhecida (revenida T3)	345	485	18
Continua na próxima página				

Tabela B.1 — Continuação da página anterior

Material	Condição	Limite de Escoamento (MPa)	Limite de Resistência a Tração (MPa)	Ductilidade
	Tratada termicamente e envelhecida (revenida T351)	325	470	20
Alumínio Liga 6061	Recozida (revenida O)	55	124	30
	Tratada termicamente e envelhecida (revenida T6 e T651)	276	310	17
Alumínio Liga 7075	Recozida (revenida O)	103	228	17
	Tratada termicamente e envelhecida (revenida T6)	505	572	11
Alumínio Liga 356.0	Como fundida	124	164	6
	Tratada termicamente e envelhecida (revenida T6)	164	228	3,5
Titânio Liga pura (ASTM classe 1)	Recozida	170 (min)	240 (min)	30
Titânio Liga Ti-5Al-2.5Sn	Recozida	760 (min)	790 (min)	16
Titânio Liga Ti-6Al-4V	Recozida	830 (min)	900 (min)	14
	Tratada termicamente por solução sólida e envelhecida	1103	1172	10
Continua na próxima página				

Tabela B.1 — Continuação da página anterior

Material	Condição	Limite de Escoamento (MPa)	Limite de Resistência a Tração (MPa)	Ductilidade
Fibra de Carbono módulo alto matriz epóxi ($V_f = 0,60$)	Direção longitudinal	-	760	0,3
	Direção Transversal	-	28	0,4
Fibra de Vidro E-matriz epóxi ($V_f = 0,60$)	Direção longitudinal	-	1020	2,3
	Direção Transversal	-	40	0,4