

DENIZE VILELA NOVAIS

**PROJETO E CONSTRUÇÃO DE UM ERGÔMETRO
PARA CADEIRANTES**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
2010

DENIZE VILELA NOVAIS

**PROJETO E CONSTRUÇÃO DE UM ERGÔMETRO PARA
CADEIRANTES**

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

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

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

UBERLÂNDIA-MG

2010

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

N935p Novais, Denize Vilela, 1983-
 Projeto e construção de um ergômetro para cadeirantes [manuscrito] /

 Denize Vilela Novais. - 2010.

 155 f. : il.

 Orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.
 Co-orientador: Silvio Soares dos Santos

 Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

 Inclui bibliografia.

 1. Bioengenharia - Teses. 2. Fisiologia - Aparelhos - Teses. 3. Ergômetro - Teses. 4. Instrumentos e aparelhos médicos - Teses. I. Araújo, Cleudmar Amaral de. II. Santos, Silvio Soares dos. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

CDU: 62:61

DENIZE VILELA NOVAIS

**PROJETO E CONSTRUÇÃO DE UM ERGÔMETRO PARA
CADEIRANTES**

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

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e
Vibrações.

Banca Examinadora:

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

Prof. Dr. Silvio Soares dos Santos – FAEFI/UFU – Co-Orientador

Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa – UFMG

Prof. Dra. Sonia A. Goulart de Oliveira – FEMEC/UFU

Uberlândia, 22 de fevereiro de 2010

Dedico este trabalho à minha mãe,
Joana D'Ark Vilela Novais meu exemplo de vida e força,
às minhas irmãs Mara e Francini,
e a todos que contribuíram para a finalização deste.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por me possibilitar a realização desse mestrado e a São Judas Tadeu por sempre interceder por mim me dando forças. É gratificante no final desta etapa pensar em quantas pessoas contribuíram e estiveram ao meu lado. Afinal nunca fazemos nada sozinhos, por isso sou muito grata a todos e agradecer a todos que ajudaram a construir esta dissertação não é tarefa fácil.

Ao meu orientador prof. Cleudmar Amaral de Araújo por sua confiança em mim, por seu apoio e amizade, por suas palavras e paciência ao longo de tantos anos de convivência, obrigada mesmo “pai”, não só pelos ensinamentos científicos, mas também pelos cervejísticos, como pelos ótimos momentos que compartilhamos com a família do LPM.

Ao meu co-orientador prof. Silvio Soares por também confiar em mim e me apoiar ao longo desse mestrado, por me ensinar os princípios da biomecânica, por todo seu empenho em contribuir para o desenvolvimento da interação engenharia/educação física. Obrigada por seus sábios conselhos em tantas horas de indecisão e também por sua amizade.

À minha família que amo. À minha mãe Joana D'Ark, mulher forte guerreira, meu exemplo, minha fortaleza, meu porto seguro, obrigada por tudo mãe por acreditar sempre em mim, por me dar força nos momentos difíceis, por também compartilhar as alegrias, como é este momento, obrigada por ser minha mãe, espero que esteja orgulhosa de mim. Te amo muito pequena! Ao meu pai João Henrique, que por sua ausência me fez mais forte e confiante de que não estamos sozinhos, obrigada pai por me amar no seu silêncio, no seu modo de ser. Às minhas irmãs Mara e Francini, pela compreensão das mudanças de humor, pelo amor e parceria e aos cunhados pelo incentivo. Fran também por seus auxílios científicos. Aos primos Aline e Erivelton, por estarem sempre ao meu lado, pelas idas e vindas ao Prata e milhares de favores, sou muito grata a vocês. Ao meu irmão João Luis da Rosa que amo tanto e ao Padre Valmir que por anos foi meu pai, meu amigo e que sempre me incentivou.

A Allysson F. Domingues, Jota, por ser meu companheiro, meu amigo, meu amor. Obrigada por estar sempre ao meu lado, aguentando meu mau humor e por nenhum minuto desacreditar de mim, sua insistência deu certo e consegui mais essa vitória! Os agradecimentos são estendidos à família Ferreira Domingues.

À minha companheira de anos Lidianne Sartini, por toda sua amizade, paciência e carinho comigo, pelas correções da minha dissertação também, pelo incentivo nas madrugadas no laboratório, valeu menina! Sem você, não seria possível terminar.

À minha irmã colombiana Gina Lizette, doidinha, por estar ao meu lado em todos os momentos e me apoiar incondicionalmente, agradeço a Deus por ter colocado você na minha vida, gracias por todo!

Aos técnicos Valdico de Faria e Lazinho, pelo excelente trabalho para a realização deste projeto, pela amizade e pelos ensinamentos e também agradeço a todos os técnicos que de forma indireta contribuíram neste projeto, como o Marquinhos e meu conselheiro Carlão.

Então, a meus amigos que, de uma forma ou de outra, contribuíram com sua amizade e com sugestões, gostaria de expressar minha profunda gratidão. A Artur Siquieroli, Teresa Maia, Thiago Caixeta, Ana Paula Fernandes e Prof. Domingos Rade pelas corridas e conselhos, Fernando Lourenço, Diogo Portugal, Lidianne Araújo, Mirela Valério (Mi) pela ajuda com as correções, a Rita pela amizade e por ter cedido sua casa, Pollyana, Negraiz e Kelson Rosa amigos importantes no meu crescimento profissional, Prof. José Antônio por sua amizade, ao Prof. Oscar e Mario Perez por terem me feito mais forte, Prof. Rafael Ariza, aos amigos colombianos Toledo, Mauro Paipa, Dayana, Hernan, Lizeth, Andrés.

Ao Elton, Joaquim, Sebastião e Mauro Paipa por sua amizade e ajuda com os desenhos. Elton que Deus o abençoe, valeu menino!

Prof. Marcos Moraes pela amizade e imensa disponibilidade para nos ajudar com o projeto, por todas suas contribuições e sugestões, ao Prof. Alberto Martins pelas sugestões e Prof. Guilherme D'Agustini.

Aos voluntários para os testes por sua disposição.

Aos secretários da Pós e Graduação em Engenharia Mecânica, Kelly, Baltazar e Lucy por todo seu apoio e amizade. Aos professores do Programa de Pós-Graduação.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, CNPq, pela bolsa concedida.

NOVAIS, D. V. **Projeto e Construção de um Ergômetro para Cadeirantes**. 2009. 155 f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, MG, Brasil.

Resumo

Atualmente a maioria das avaliações do condicionamento físico de cadeirantes é realizado em ergômetros de braços. Este equipamento, em geral, fornece valores de potência em incrementos de tempo que podem gerar erros nos sinais. Além disso, estes equipamentos não respeitam o princípio da especificidade do movimento, não realizando o gesto motor efetuado pelo cadeirante durante a propulsão da cadeira de rodas. Existem outros equipamentos disponíveis no mercado como ergômetros de rolos onde o cadeirante movimenta sua própria cadeira de rodas sobre cilindros que possuem sensores de torque e rotação. Porém, estes equipamentos possuem grandes dimensões, alto peso e alto custo que inviabilizam o uso corrente dos mesmos em centros de treinamento. Paralelamente, existem adaptações de cadeira de rodas em ergômetros de braço, porém utilizando resistências mecânicas por atrito e com limitações na aquisição dos sinais de torque e rotação. O objetivo deste trabalho é projetar e construir um protótipo de um ergômetro para cadeirantes para aplicação de testes aeróbios e anaeróbios em pessoas com deficiências afim de avaliar o seu condicionamento físico. O protótipo projetado e construído respeita o gesto motor realizado pelo cadeirante e permite que os usuários sejam avaliados na mesma condição em que atuam no esporte ou em suas atividades de vida diária. O equipamento construído, denominado ERG-CR09, é formado por uma estrutura base de propulsão dos aros e sustentação do cadeirante e outra que corresponde a um sistema eletromagnético de geração de resistência. A parte estrutural do ergômetro foi avaliada por um modelo numérico de elementos finitos. Paralelamente, foi proposto um novo modelo para estimar a força de propulsão em uma cadeira de rodas que foi validado por meio de uma análise experimental. As calibrações e análises do módulo de resistência eletromagnético e o aplicativo desenvolvido em ambiente LabVIEW foram desenvolvidos em um trabalho paralelo e aqui são apresentados resumidamente. A validação e análise do protótipo do ergômetro para cadeirantes foi feita utilizando o teste de Wingate aplicado em 16 voluntários. Os testes mostraram que o equipamento construído permite avaliar adequadamente o condicionamento físico anaeróbio de cadeirantes.

Palavras Chave: *Ergômetro de Cadeira de Rodas, Cadeirantes, Biomecânica, Teste de Wingate, Atletas Paraolímpicos.*

NOVAIS, D. V. **Design and Construction of a Wheelchair Ergometer**. 2009. 155 f. M.Sc. Dissertation, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, MG, Brasil.

Abstract

Currently the majority of physical fitness evaluations of wheelchair users are carried out using arm crank ergometers. This kind of equipment is subjected to signal errors due to the discrete sampling of the power generated. Also, the arm crank ergometers can not reproduce the wheelchair user motor gesture throughout the wheelchair propulsion or respect the specificity principle. There are other equipments available in the market such as ergometers of rollers where the wheelchair user puts in motion his wheelchair on cylinders that possess sensors of torque and rotation. This kind of equipments has high dimensions, weight and cost meeting out their use in training centers. There are arm crank ergometers adjusted to wheelchair users, but they are not widely applied because the use of mechanic brakes and limitations in the torque and rotation adquisition. The aim of this work is to design and construct of a wheelchair ergometer prototype for application of aerobic and anaerobic tests in disable people to evaluate the physical fitness. The prototype was designed respecting the motor gesture of a wheelchair user, allowing evaluations in the same conditions of sports practicing sports and daily life activities. The assembled ergometer was named ERG-CR09. It is formed by a structure of propulsion of the handrims and sustentation of the wheelchair user and another structure that corresponds to an electromagnetic system of generation of resistance. The structural part of the ergometer was evaluated through a numerical model of finite elements. A new analitical model is proposed to predict the propulsion force in a wheelchair. This model was previously validated with experimental data. The calibrations and analyses of the electromagnetic resistance module and the interface in LabVIEW environment was developed in another study and will be presented briefly. The validation and analysis of the ergometer prototype for wheelchair users was made using the Wingate test, applied to 16 volunteers. The tests showed that the constructed equipment allows adequate evaluation of the physical fitness of wheelchair users.

Keywords: *Wheelchair Ergometer, Wheelchair Users, Biomechanics, Wingate Test, Paralympic Athletes.*

Lista de figuras

Figura 2.1	Fatores que contribuem para o desempenho físico. Fonte: Powers e Howley (2000).....	7
Figura 2.2	a. Semicircular (SC); b. Looping simples (SLOP); c. Looping duplo (DLOP); d. Arco (ARC). Disponível em: < http://www.upmc-sci.org/International%20Page/Cavenaghi.rtf >. Acesso em: 17 set. 2008.....	14
Figura 2.3	Definição dos ângulos para a fase de impulsão. Fonte: Adaptado de Groot et al. (2004).....	15
Figura 2.4	Ciclo do percurso da propulsão em cadeira de rodas. Fonte: Adaptado de Kwarciak et al. (2009).....	16
Figura 2.5	Cicloergômetro Monark 873. Disponível em: < http://www.idass.com/acatalog/copy_of_Monark_cycles.html >. Acesso em: 17 set. 2008.	18
Figura 2.6	Cicloergômetro Ergo-Fit Cycle 450. Disponível em: < http://www.ergo-fit.de/relaunch/enprodukteseite.php?id=688 >. Acesso em: 18 set. 2008.	18
Figura 2.7	Ergômetro de braço M4100. Disponível em: < http://www.cefise.com.br/pag/index_sem_flash.htm >. Acesso em: 18 set. 2008.	20
Figura 2.8	Ergômetro de braço adaptado de um cicloergômetro para pernas Monark e o setup de instrumentação. Fonte: (DICARLO; SUPP; TAYLOR, 1983).	21
Figura 2.9	Modelo de adaptação de uma bicicleta ergométrica em ergômetro de braço proposto. Fonte: Adaptado de Bohannon (1986).....	22
Figura 2.10	Cicloergômetro de braço UB300. Disponível em: < http://www.magnumfitness.com/template.php?p=catalog&action=display_prod&cat=Upper%20Body&sub=&prod=222 >. Acesso em: 18 set. 2008.	23
Figura 2.11	Cicloergômetro de braço Ergoselect. Disponível em: < http://mse-medical.com/rehabilitation.htm >. Acesso em: 18 set. 2008.	24
Figura 2.12	Cicloergômetro de braços e pernas Monark Rehab Trainer (Model	

	881). Disponível em: < http://www.idass.com/acatalog/copy_of_Monark_cycles.html >. Acesso em: 17 set. 2008.....	25
Figura 2.13	Cicloergômetro de braços e pernas Saratoga Cycle. Disponível em: < http://www.ncpad.org/get/VirtualTour/SaratogaGen1.html >. Acesso em: 17 set. 2008.....	26
Figura 2.14	Cicloergômetro de braços e pernas SCIFIT Power Trainer. Disponível em: < http://www.ucp.org/ucp_channel.doc.cfm/1/15/11500/11500-11500/3177 >. Acesso em: 18 set. 2008.....	26
Figura 2.15	Cicloergômetro de braços e pernas com estimulação elétrica RT300-SLSA. Disponível em: < http://www.abledata.com/abledata.cfm?pageid=19327&top=13828&trail=22,13539 >. Acesso em: 18 set. 2008.....	27
Figura 2.16	Ergômetro de Caiaque. Disponível em: < http:// physed.otago.ac.nz/about/virtual.html >. Acesso em: 18 set. 2008.....	28
Figura 2.17	Ergômetro SPEEDY KM. Disponível em: < http:// enablemob.wustl.edu/ Research/MFH/MFHProtocol_03.htm >. Acesso em: 18 set. 2008.....	29
Figura 2.18	Ergômetro de cadeira de rodas usado para treinamento e sessões de testes. Fonte: (DEVILLARD et al., 2001).	30
Figura 2.19	Ergômetro de cadeira de rodas com ângulo de camber da roda ajustável. Fonte: Adaptado de Faupin et al. (2008)..	31
Figura 2.20	Ergômetro de esteira para cadeira de rodas. Fonte: Centro de Estudo de Fisiologia do Exercício (CEFE) da Universidade Federal de São Paulo (Unifesp).	32
Figura 2.21	Cadeira de rodas instrumentada para teste em esteira. Fonte: Adaptada de van Drongelen et al. (2005).	32
Figura 2.22	Esteira utilizada para testes físicos de cadeirantes e validação de cadeira de rodas. Fonte: van der Woude; de Groot; Janssen, (2006).....	33
Figura 2.23	Ergômetro de cadeira de rodas com um dispositivo de medição de torque isocinético. Fonte: (SAMUELSSON; LARSSON; TROPP,1989).....	35
Figura 2.24	Desenho esquemático dos aspectos mecânicos para ajuste de	

	resistência e manutenção da potência de um ergômetro de cadeira de rodas. Fonte: Adaptado de Keyser et al. (1999)	37
Figura 2.25	Ergômetro de cadeira de rodas e sistema de análise de movimento tridimensional. Fonte: (a) Finley et al. (2002); (b) Finley et al. (2004)	37
Figura 2.26	Ergômetro de cadeira de rodas (<i>Wheelchair Ergometer</i>) e detalhe da adaptação de um ergômetro de braço. Disponível em: < http://www.oiresource.com/pdf/pstudy.pdf >. Acesso em: 18 set. 2008.....	38
Figura 3.1	Diagrama de corpo livre na roda no momento da propulsão.....	40
Figura 3.2	Força efetiva de propulsão.	44
Figura 3.3	Torque efetivo de propulsão.	45
Figura 4.1	Desenho esquemático das dimensões básicas da bancada experimental.	51
Figura 4.2	Desenho esquemático do aparato experimental.	52
Figura 4.3	Bancada experimental com detalhes dos equipamentos e recursos utilizados. (a) eixo e polia (b) esticador do cabo de aço (c) auxiliar para posicionamento do ângulo (d) superfície de borracha (e) transferidor e régua (f) relógio comparador (g) célula de carga (h) pesos utilizados para simular o peso da cadeirante (i) guias para as rodas dianteiras e traseiras (j) indicador digital de força.....	53
Figura 4.4	Bancada experimental em vistas (a) lateral esquerda (b) lateral direita (c) frontal (d) posterior.....	54
Figura 4.5	Desenho esquemático para os parâmetros ajustados no aparato experimental	56
Figura 4.6	Força efetiva em função do peso para a posição da roda em $\beta = 0^\circ$ nos cinco furos analisados.....	59
Figura 4.7	Força efetiva em função do peso para a posição da roda em $\beta = -30^\circ$ nos cinco furos analisados	59
Figura 4.8	Força efetiva em função do peso para a posição da roda em $\beta = 30^\circ$ nos cinco furos analisados.....	60
Figura 4.9	Força efetiva utilizando o modelo analítico para os cinco pesos analisados.....	62
Figura 4.10	Força efetiva experimental para os cinco pesos analisados	62
Figura 4.11	Força efetiva experimental para o furo 1 para os três betas analisados.....	63

Figura 5.1	Geometria do projeto estrutural do módulo de propulsão do ergômetro ERG-CR09 desenvolvido em SolidWorks.....	66
Figura 5.2	Geometria do primeiro modelo com dimensões básicas definidas no programa SolidWorks.....	66
Figura 5.3	Projeto estrutural simplificado da base inferior do suporte do ergômetro desenvolvido em AutoCAD.	67
Figura 5.4	Geometria do primeiro modelo após importação para o Ansys.	68
Figura 5.5	Malha gerada no Ansys Workbench para o primeiro modelo.	68
Figura 5.6	Regiões de contato gerado no Ansys Workbench para o primeiro modelo.....	70
Figura 5.7	Carregamento aplicado no primeiro modelo..	71
Figura 5.8	Condições de contorno e simetria para o primeiro modelo.....	71
Figura 5.9	Geometria do segundo modelo com dimensões básicas determinado pelo programa SolidWorks..	72
Figura 5.10	Geometria do segundo modelo após importação no Ansys.....	72
Figura 5.11	Malha gerada no Ansys Workbench para o segundo modelo.....	73
Figura 5.12	Regiões de contato gerado no Ansys Workbench para o segundo modelo.....	74
Figura 5.13	Regiões de baixo atrito entre mancais e eixo para o segundo modelo.....	74
Figura 5.14	Carregamento aplicado no segundo modelo	76
Figura 5.15	Condições de contorno para o segundo modelo.....	76
Figura 6.1	Desenho esquemático inicial do ergômetro projetado para cadeirantes. (a) Concepção inicial (b) Projeto após algumas modificações..	79
Figura 6.2	Projeto Estrutural Simplificado do Suporte Desenhado em Solid Edge.....	79
Figura 6.3	Estrutura Base Inicial do Módulo de Propulsão do Ergômetro.....	80
Figura 6.4	Base Estrutural Semi Acabada do Equipamento..	81
Figura 6.5	Desenho do eixo em AutoCAD..	81
Figura 6.6	Eixo que Une os Dois Módulos..	82
Figura 6.7	Local de Fixação do Cinto de Segurança... ..	82
Figura 6.8	Módulo de Propulsão Terminado... ..	83
Figura 6.9	Sistema de Regulagem de Altura para Apoio das Pernas.....	83
Figura 6.10	Sistema para Fixar a Escolha da Regulagem.....	84
Figura 6.11	Módulo de resistência eletromagnético. Fonte: Cubides (2009).....	85

Figura 6.12	Desenho esquemático dos dois módulos do ergômetro com algumas dimensões e componentes. Fonte: Cubides (2009).....	85
Figura 6.13	Desenho esquemático do disco de cobre. Fonte: Cubides (2009).. ...	87
Figura 6.14	Torquímetro projetado.Fonte: Adaptado de Cubides (2009)..	88
Figura 6.15	Aplicativo desenvolvido em ambiente LabVIEW específico para o ERG-CR09. Fonte: Cubides (2009)	91
Figura 6.16	Relatório gerado após a realização do teste de Wingate no ERG-CR09. Fonte: Cubides (2009)	92
Figura 6.17	Protótipo do ergômetro ERG-CR09 desenvolvido em ambiente SolidWorks.....	93
Figura 6.18	Protótipo do ergômetro ERG-CR09 finalizado	93
Figura 6.19	União dos dois módulos com fácil desacoplamento: a) parafusos de fixação; b) luva de união aparafusada	94
Figura 7.1	Tensões de Von Mises para o primeiro modelo	96
Figura 7.2	Tensões de Von Mises para o primeiro modelo mostrando o ponto mais crítico.....	96
Figura 7.3	Campo de deslocamentos o primeiro modelo	97
Figura 7.4	Tensões de Von Mises para o segundo modelo.....	97
Figura 7.5	Campo de deslocamentos o segundo modelo.....	98
Figura 7.6	Posicionamento dos voluntários no ERG-CR09	99
Figura 7.7	Interface do Programa em LabVIEW®	100
Figura 7.8	Potência Absoluta para o Teste de Wingate – Grupo I.....	103
Figura 7.9	Potência Absoluta para o Teste de Wingate – Grupo II.....	103
Figura 7.10	Potência Relativa para o Teste de Wingate – Grupo I.....	105
Figura 7.11	Potência Relativa para o Teste de Wingate – Grupo II.....	105
Figura 7.12	Índice de Fadiga para o Teste de Wingate – Grupo I	108
Figura 7.13	Índice de Fadiga para o Teste de Wingate – Grupo II	108
Figura 7.14	Energia Absoluta para o Teste de Wingate – Grupo I	111
Figura 7.15	Energia Absoluta para o Teste de Wingate – Grupo II	112
Figura 7.16	Energia Relativa para o Teste de Wingate – Grupo I	113
Figura 7.17	Energia Relativa para o Teste de Wingate – Grupo II	114
Figura 7.18	Batimentos Cardíacos para o Teste de Wingate – Grupo I	115
Figura 7.19	Batimentos Cardíacos para o Teste de Wingate – Grupo II	115
Figura 7.20	Avaliação do protótipo do ergômetro ERG-CR09 para cada item avaliado.....	116
Figura 7.21	Avaliação Final do ERG-CR09 para Cada Item Avaliado	117

Lista de tabelas

Tabela 3.1	Força efetiva	45
Tabela 4.1	Faixas analisadas dos ângulos e pesos utilizados para cada ângulo β avaliado	57
Tabela 4.2	Dados experimentais Furo 1.....	58
Tabela 4.3	Forças efetivas dos dados experimentais.	61
Tabela 4.4	Coeficientes angulares e parâmetros para o cálculo de η	64
Tabela 5.1	Tipos de elementos utilizados no primeiro modelo numérico.....	69
Tabela 5.2	Tipos de elementos utilizados no segundo modelo.....	73
Tabela 7.1	Dados dos sujeitos avaliados no protótipo do ergômetro ERG-CR09.	101
Tabela 7.2	Dados complementares dos sujeitos e nível de carga	102
Tabela 7.3	Potência absoluta obtida no ergômetro ERG-CR09	102
Tabela 7.4	Potência relativa obtida no ergômetro ERG-CR09	104
Tabela 7.5	Índice de fadiga obtido no ergômetro ERG-CR09	107
Tabela 7.6	Índice de fadiga normalizado.....	110
Tabela 7.7	Energia Absoluta obtida no ergômetro ERG-CR09	111
Tabela 7.8	Energia Relativa obtida no ergômetro ERG-CR09	113
Tabela 7.9	Batimentos cardíacos obtidos durante o teste de Wingate	114

Lista de símbolos

B	Campo Magnético
E	Módulo de Elasticidade
$EE_{máx}$	Energia equivalente máxima
$EE_{mín}$	Energia equivalente mínima
F	Força de propulsão que é aplicada aos aros
F_a	Força de atrito
F_{eff}	Força efetiva de propulsão
F_x	Força na direção x
F_y	Força na direção y
I_f	Índice de Fadiga encontrado no Teste de Wingate
$IFEE$	Índice de Fadiga normalizado
M_O	Momento em torno da origem O
N	Reação normal gerada com o contato das rodas com o solo
n	Rotação
N_m	Menor potência gerada no Teste de Wingate
N_p	Maior potência gerada no Teste de Wingate chamada potência de pico
P	Peso total aplicado nas rodas traseiras
P_c	Parcela do peso total
R	Raio da roda
r	Raio do aro
r_d	Raio no ponto médio da área do posicionamento do eletroímã
T_B	Torque magnético
T_{eff}	Torque de propulsão efetivo
T_{est}	Torque estimado
T_n	Torque fornecido pelo fabricante
vol	Volume da região do fluxo magnético
α	Direção de aplicação da força no momento da propulsão da cadeira

β	Posição onde será aplicada a força nos aros
ω	Velocidade angular
ρ	Resistividade
η	Constante de proporcionalidade
θ	Inclinação do plano ao nível do solo
μ	Coeficiente de resistência ao rolamento
ν	Coeficiente de Poisson

Sumário

Resumo	xi
Abstract.....	xii
Lista de figuras	xv
Lista de tabelas.....	xxi
Lista de símbolos.....	xxiii
CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO.....	1
CAPÍTULO II – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	5
2.1. Avaliação do desempenho físico	5
2.2. Testes aeróbios e anaeróbios.....	8
2.2.1. <i>Teste anaeróbio de Wingate</i>	9
2.3. Aspectos biomecânicos da propulsão e lesões por esforços repetitivos em cadeira de rodas	11
2.4. Tipos de ergômetros	16
2.4.1. <i>Cicloergômetros para membros inferiores</i>	17
2.4.2. <i>Cicloergômetros para membros superiores</i>	18
2.4.3. <i>Cicloergômetros mistos</i>	25
2.4.4. <i>Outros tipos de ergômetros</i>	27
2.4.5. <i>Ergômetros de cadeira de rodas</i>	33
CAPÍTULO III - FORÇA DE PROPULSÃO EM UMA CADEIRA DE RODAS.....	39
3.1. Modelo Analítico Proposto	39
3.1.1. <i>Resistência ao Rolamento</i>	42
3.2.2. <i>Simulação do Efeito de Propulsão em uma Cadeira de Rodas</i>	43
CAPÍTULO IV – METODOLOGIA EXPERIMENTAL PARA A ESTIMATIVA DA FORÇA EFETIVA.....	49
4.1. Projeto do aparato experimental	49
4.2. Metodologia para medição de força de propulsão	55
CAPÍTULO V - MODELAGEM POR ELEMENTOS FINITOS.....	65
5.1. Modelo Estrutural do Módulo de Propulsão do Ergômetro ERG-CR09	65
CAPÍTULO VI - PROTÓTIPO DO ERGÔMETRO PARA CADEIRANTES ERG-CR09.....	77
6.1. Considerações de projeto	77
6.2. Fabricação do protótipo	80

6.2.1.	<i>Módulo de Propulsão</i>	80
6.2.2.	<i>Módulo de Resistência Eletromagnético</i>	84
6.2.2.1	<i>Descrição do Módulo.....</i>	84
6.2.3.	<i>Ergômetro ERG-CR09</i>	93
CAPÍTULO VII - RESULTADOS E DISCUSSÃO		95
7.1.	Análise Numérica por Elementos Finitos	95
7.2.	Avaliação do condicionamento anaeróbio de cadeirantes	98
7.2.2.1	<i>Protocolo de teste aplicado</i>	98
7.2.2.2	<i>Resultados do teste de Wingate</i>	100
7.3.	Resultados do Questionário de Avaliação do Protótipo do Ergômetro ERG-CR09	116
CAPÍTULO VIII - CONCLUSÕES		119
CAPÍTULO IX - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS		121
APÊNDICES		131

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Segundo van der Woude; de Groot; Janssen (2006) um estudo sobre pesquisa e inovação em reabilitação, esportes, vida diária e saúde, em cadeira de rodas manuais mostrou o quanto as pessoas com deficiências nos membros inferiores dependem de cadeira de rodas para sua mobilidade. Neste caso, as pessoas transferem aos braços o trabalho exercido pelas pernas para ambulação e todas as atividades de vida diária. Os braços são menos eficientes quando comparados as pernas, o que leva a uma menor capacidade física, além de aumentar o risco de sobrecarga nas articulações dos membros superiores ocasionando maior incidência de dores e desconfortos. Além disso, uma eventual vida sedentária pode levar também a problemas secundários como diabetes, problemas cardiovasculares e obesidade. No que se trata a pesquisa de tecnologia e propulsão em cadeira de rodas utiliza-se geralmente em laboratórios de pesquisa normatizados uma esteira elétrica ou ergômetros.

Os cicloergômetros que inicialmente eram mecânicos e hoje apresentam sistemas de geração de resistência eletromagnéticos, são utilizados para avaliar a aptidão física em indivíduos saudáveis, que possuem capacidade motora para realizarem o movimento exigido pelo equipamento com os membros inferiores. Porém, os cicloergômetros se restringem ao exercício da parte inferior do corpo. Assim, surgiu a necessidade de se desenvolver um equipamento que permitisse, tanto avaliar quanto treinar os indivíduos utilizando-se apenas os membros superiores do corpo. Dentre esses indivíduos, estão aqueles com deficiência física, incapazes de movimentar suas pernas, como paraplégicos e amputados. Daí surgiu o ergômetro para membros superiores, conhecido como ergômetro de braço (BRESSEL et al., 2001).

A criação do ergômetro de braço possibilitou que esses indivíduos fossem avaliados fisicamente como os outros indivíduos sem deficiências nos membros inferiores. Com o desenvolvimento de testes para avaliação do condicionamento físico adaptado a tais equipamentos e por meio de estudos feitos utilizando parâmetros fisiológicos ou biomecânicos, observou-se que os usuários de cadeira de rodas não obtinham as mesmas

respostas, pois os indivíduos não eram avaliados segundo o gesto motor realizado ao se movimentarem em uma cadeira de rodas, ou seja, a especificidade do gesto não era atendida por aquele equipamento.

O ergômetro de braço possui as mesmas aplicações dos cicloergômetros para membros inferiores. São ideais para testes anaeróbios e aeróbios, para treinamentos com cargas discretas. Tem grande aplicação em pesquisas científicas, além de serem úteis para a medicina esportiva e também em testes de ergoespirometria. (HADDAD,1997).

Uma quantidade considerável de pesquisas enfocando as respostas cardiovasculares para o exercício no ergômetro de braço validou o seu uso como ferramenta para a pesquisa de aptidão cardiovascular (BRESSEL et al., 2001).

Os ergômetros de braço podem ser utilizados para reabilitação do ombro, aumentando a amplitude do movimento e dando resistência muscular. Podem ser utilizados em pesquisa, centros de aptidão e condicionamento vascular ou até centros de treinamentos olímpicos (NASCIMENTO, 2004).

Em avaliações cardiológicas, o teste ergométrico de membros superiores vem merecendo atenção e mais recentemente, passou a ser estudado de forma mais sofisticada e precisa, com o auxílio de metodologia não invasiva utilizando a ergoespirometria (HADDAD,1997).

Segundo Haddad (1997) considera-se a importância da ergometria para membros superiores como metodologia efetiva na avaliação da capacidade cardiocirculatória em indivíduos com limitação funcional e motora de membros inferiores.

Verificou-se que na literatura, há inúmeros trabalhos utilizando ergômetro de braço, porém no que se refere à cadeirantes, este número de trabalhos não é tão grande assim. Também foi feita uma busca prévia em banco de patentes, não encontrando equipamentos dedicados. São encontrados trabalhos com ergômetro de braço, mas este não simula seu gesto motor. Utilizam-se também ergômetros que atendem o gesto motor como o de rolos e a esteira, mas não são projetados especificamente para cadeirantes. Os trabalhos com cadeirantes apresentam o problema do recrutamento de voluntários, pois é muito complicado padronizar certo nível de lesão medular ou deficiência e outro problema é a padronização do equipamento, pois cada trabalho utiliza um tipo, dificultando a comparação de resultados. Portanto, é com este fim que o projeto do protótipo irá se encaixar, possibilitando aos cadeirantes serem avaliados segundo seu gesto motor.

No âmbito do esporte a motivação também é grande para a realização deste trabalho, observando a evolução no quadro de medalhas nas últimas paraolimpíadas, segundo o comitê paraolímpico brasileiro (CPB) o Brasil nas paraolimpíadas de Sydney em 2000 obteve 24º lugar no quadro, já em Atenas 2004 subiu para dez posições ficando em 14º

lugar e nas últimas paraolimpíadas que foi em Beijing na China ficou em 9º lugar, com 16 medalhas de ouro. O protótipo do ergômetro poderá ser usado em centros de excelência, onde os atletas são avaliados e muitas vezes treinados, portanto, o equipamento será de grande importância nestes centros contribuindo para quem sabe nas próximas paraolimpíadas em Londres 2012 e Brasil 2016, os atletas consigam chegar entre os três primeiros no quadro de medalhas.

O objetivo deste trabalho é projetar e construir um protótipo de um ergômetro de cadeira de rodas, que atenda ao princípio da especificidade do gesto motor, que não seja adaptado, visando à aplicação de testes anaeróbios e aeróbios para avaliar o condicionamento físico de cadeirantes. O novo equipamento será dividido basicamente em dois módulos, um de propulsão e outro de resistência eletromagnético, além de possuir as mesmas funcionalidades de um ergômetro convencional e aplicativos específicos. No final deste espera-se avaliar a funcionalidade do protótipo, ou seja, se o equipamento é capaz de avaliar o desempenho físico de cadeirantes. Este novo protótipo poderá ser utilizado em centros de excelência para avaliações físicas, no setor de reabilitação e também como um novo equipamento para avaliações cardíológicas, que geralmente utiliza a ergometria para esse fim.

Neste trabalho no Capítulo I, faz-se uma introdução ao problema e a motivação para o desenvolvimento do tema, destacando-se a carência de equipamentos dedicados a cadeirantes e os objetivos do trabalho. No Capítulo II foi apresentada a revisão da literatura feita abordando a importância de utilizarem-se ergômetros no processo de avaliação do desempenho físico, incluindo os testes anaeróbios (teste de Wingate), estudo de aspectos biomecânicos da propulsão, como estudo dos padrões de movimentos e forças envolvidas durante o ciclo de propulsão, para prevenção de lesões por esforços repetitivos, além dos principais tipos de ergômetros existentes, entre eles os cicloergômetros para membros inferiores, os ergômetros de braços, os cicloergômetros mistos, outros tipos de ergômetros e por fim os ergômetros de cadeira de rodas. As forças de propulsão em uma cadeira de rodas e o modelo analítico proposto para estimativa da força e do torque de propulsão são mostrados no Capítulo III. Foi utilizada uma metodologia experimental para estimar a força efetiva gerada. Esta análise foi realizada no Capítulo IV. Os resultados do modelo analítico proposto auxiliaram na avaliação estrutural do ergômetro, no Capítulo V, onde foi feita uma modelagem por elementos finitos. Após a modelagem foram mostrados os detalhes do projeto e construção do protótipo do ergômetro para cadeirantes denominado ERG-CR09, no Capítulo VI. Os resultados do trabalho são apresentados no Capítulo VII e as conclusões no Capítulo VIII onde são apresentadas as propostas para trabalhos futuros. No Capítulo IX são apresentadas as referências bibliográficas utilizadas neste trabalho são apresentadas.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo será feita a revisão da literatura acerca de alguns temas que se referem ao projeto e construção desse novo ergômetro para cadeirantes, iniciando por uma abordagem da importância de utilização de ergômetros no processo de avaliação do desempenho físico, sua importância e aplicabilidade em cadeirantes e não cadeirantes. Para facilitar a compreensão dos testes realizados em ergômetros foi descrito acerca dos exercícios aeróbios e anaeróbios (teste de Wingate) utilizados na avaliação do desempenho físico. A seguir, foi feito um estudo de aspectos biomecânicos da propulsão, como estudo dos padrões de movimentos e forças envolvidas durante o ciclo de propulsão, para prevenção de lesões por esforços repetitivos.

Para a realização de testes físicos e também estudos biomecânicos, utilizam-se ergômetros que são equipamentos destinados à avaliação do condicionamento físico, aeróbio e anaeróbio de pessoas, pode ser utilizados em atividades de reabilitação e/ou treinamento. Apesar de existirem ergômetros específicos para avaliarem o gesto motor de uma determinada modalidade, os equipamentos mais tradicionais e convencionais são os ergômetros de membros inferiores (ergômetros para pernas ou cicloergômetros) e os ergômetros para membros superiores (ergômetros de braços ou cicloergômetros de braços), sendo estes os mais utilizados por cadeirantes, porém, não propiciam o correto gesto motor destes usuários. Assim foi feita uma descrição de tipos de ergômetros existentes e seus funcionamentos, verificando que até o presente momento não foi encontrado nenhum equipamento dedicado aos cadeirantes, existem somente adaptações.

2.1 Avaliação do Desempenho Físico

Em geral, existem dois métodos principais de avaliação do desempenho físico: testes de campo do condicionamento físico geral, os quais incluem várias mensurações que exigem demandas básicas de desempenho e avaliações laboratoriais das capacidades fisiológicas, como a potência aeróbia máxima, a potência anaeróbia e a economia do exercício (MELLO, 2004).

Segundo Kiss (2003) especificidade é uma característica do teste que garante o grau de semelhança entre este e a capacidade a ser testada. O teste deve guardar, sempre que possível, um alto grau de semelhança com a atividade esportiva, recreativa ou educacional do avaliado. No caso de atividade esportiva, a especificidade atinge uma importância fundamental devido ao alto grau de especialização exigido para o sucesso esportivo. Focando mais a avaliação de atletas deve-se considerar semelhanças quanto:

- Ao tipo de atividade;
- À posição de execução;
- À intensidade de execução;
- Ao ritmo de execução;
- Ao local de execução;
- À restrição imposta pelos aparelhos de medida.

Pode-se argumentar que uma bateria de testes de condicionamento físico é importante para uma avaliação global do condicionamento geral. No entanto, o uso de baterias de testes não fornece as informações fisiológicas detalhadas necessárias para avaliar o nível atual de condicionamento físico ou o potencial do atleta; são necessários testes laboratoriais mais específicos para obter informações relativas ao desempenho em eventos atléticos específicos (POWERS; HOWLEY, 2006).

Para Powers e Howley (2006) a elaboração de testes laboratoriais para a avaliação do desempenho físico exige uma compreensão dos fatores que contribuem para o sucesso em certo esporte. Em geral, o desempenho físico é determinado pela capacidade de máxima produção de energia (processos aeróbios e anaeróbios máximos), da força muscular, da coordenação/economia dos movimentos e dos fatores psicológicos do indivíduo, dentre outros.

Mello (2004) acredita que a maioria dos portadores de deficiências pode usufruir de grandes benefícios dos aspectos fisiológicos, psicológicos e sociais do exercício e do esporte. Uma minoria consegue chegar ao estrelato e ser um atleta paraolímpico e campeão, tendo satisfação pessoal e servindo de exemplo para milhões de deficientes que estão confinados em suas residências.

A atividade física é, sem sombra de dúvida, um dos mais eficientes meios de promoção de saúde, sendo um dos meios de combater o sedentarismo, pois esse é visto como um importante fator de risco para diversas doenças crônico-degenerativas que crescentemente acometem a humanidade.

As respostas ventilatórias, metabólicas e fisiológicas ao esforço subsidiam uma melhor interpretação diagnóstica e prognóstica dos resultados, além de estabelecerem, orientação e elaboração de programas personalizados de condicionamento físico (MELLO, 2004).

A Figura 2.1 ilustra um modelo simples dos componentes que interagem para determinar a qualidade do desempenho físico. Muitos tipos de eventos atléticos exigem uma combinação de vários fatores citados para que ocorra um bom desempenho. Entretanto, um ou mais desses fatores possuem um papel dominante na determinação do sucesso atlético. A corrida de 100 metros, por exemplo, requer não apenas uma boa técnica, mas também a produção de uma grande potência anaeróbica (POWERS; HOWLEY, 2006).



Figura 2.1 - Fatores que contribuem para o desempenho físico. Fonte: Powers e Howley (2006)

Segundo Powers e Howley (2006) a mensuração laboratorial do desempenho físico pode ser cara e demorada, mas mesmo assim, um programa de testes pode beneficiar não só o treinador como também o atleta pelo menos de três maneiras:

1. O teste fisiológico pode fornecer informações sobre os pontos fortes e fracos do atleta em sua modalidade esportiva. Essas informações podem ser utilizadas como base para o planejamento dos programas de treinamento físico individuais. Na maioria dos

esportes, o sucesso atlético envolve a interação de vários componentes fisiológicos. No laboratório, o cientista do exercício pode mensurar esses componentes fisiológicos separadamente e fornecer informações ao atleta sobre quais componentes exigem alteração afim de que ele melhore seu desempenho atlético. Essas informações se tornam fundamentais para a prescrição individualizada de exercícios que se concentram nos pontos fracos identificados;

2. O teste laboratorial fornece uma retroalimentação ao atleta sobre a efetividade de um programa de treinamento. Por exemplo, a comparação entre os resultados de testes fisiológicos realizados antes e após um programa de treinamento fornece uma base para a avaliação do sucesso do programa de treinamento;

3. O teste laboratorial informa ao atleta sobre determinados parâmetros fisiológicos. Ao participar de testes laboratoriais, o atleta aprende mais sobre os parâmetros fisiológicos que são importantes para o sucesso na sua modalidade esportiva. Isto é importante, uma vez que, os atletas com um conhecimento básico da fisiologia do exercício, provavelmente, darão maior importância a esses fatores durante a elaboração de programas de treinamento físico e nutricional.

Segundo Powers e Howley (2006), indivíduos com lesões ou paralisias dos membros inferiores podem ter o seu condicionamento aeróbio avaliado pela ergometria dos braços. Num esforço para fornecer uma forma mais específica de teste aos paraplégicos que praticam corrida em cadeiras de rodas, alguns laboratórios modificaram uma dessas cadeiras conectando suas rodas a uma bicicleta ergométrica, de modo que a resistência para girar as rodas pudesse ser ajustada da mesma maneira como a carga é alterada na bicicleta ergométrica. Isso permite que os atletas em cadeira de rodas sejam testados utilizando movimentos semelhantes àqueles usados por eles durante a corrida.

2.2 Testes Aeróbios e Anaeróbios

O teste de avaliação do condicionamento físico é um instrumento para a obtenção de uma medida, ou seja, um meio pelo qual obtemos dados numéricos, quantitativos e objetivos a respeito de determinada variável de interesse. Frequentemente, o que se busca com tais testes é a avaliação de variáveis biológicas, relacionadas à condição aeróbia e/ou anaeróbia, tais como, força, flexibilidade, entre outras. Para a caracterização da

intensidade/duração do estímulo que leve ao desenvolvimento sem causar danos procuram-se valores ótimos do trinômio intensidade/duração/frequência, considerando-se as especificidades de modalidades esportivas ou de condicionamento físico (KISS, 2003).

Assim, os exercícios podem ser classificados de duas formas: o exercício aeróbio e o exercício anaeróbio. Tal classificação é feita baseada na quantidade de oxigênio gasta na execução do exercício. Os testes para avaliar a capacidade física do indivíduo recebem a mesma denominação dos exercícios, ou seja, testes aeróbios e anaeróbios.

Caracteriza-se como atividade aeróbia o exercício contínuo, dinâmico e, na maioria das vezes, prolongado que estimula a função dos sistemas cardiorrespiratório e vascular e o metabolismo, porque aumenta a capacidade cardíaca e pulmonar para suprir de energia o músculo a partir do consumo do oxigênio (daí o nome aeróbio). Caminhar, andar, pedalar, nadar, dançar ou fazer qualquer atividade que obrigue a pessoa a sustentar seu peso corporal enquanto se movimenta são exercícios aeróbios.

Já o exercício anaeróbio geralmente refere-se ao de curta duração e que produz uma sobrecarga no indivíduo, ou seja, é um exercício de alta intensidade e curta duração que contempla fundamentalmente os músculos. Para ser realizado, exige que os músculos sejam contraídos contra uma resistência. Na maior parte das vezes, não está associado ao movimento e utiliza uma forma de energia que independe do uso do oxigênio, daí o termo anaeróbio. O metabolismo anaeróbio tem também sua significância prática, tanto em algumas modalidades esportivas, como em algumas atividades do cotidiano.

Na área dos esportes, são anaeróbios os exercícios de velocidade de curta duração e alta intensidade, como a corrida de cem metros rasos, os saltos, o arremesso de peso. Se nos reportarmos à área ocupacional, toda atividade que demanda força física em vez de movimento é considerada um exercício anaeróbio. No caso dos cadeirantes, as transferências da cadeira de rodas para outro local, como para tomar banho, dormir, entre outras. Assim, existe a necessidade de avaliação da potência e das capacidades anaeróbias. Na verdade, os movimentos mais comuns do dia-a-dia são um misto de atividades físicas aeróbicas e anaeróbicas.

Os testes de capacidade anaeróbia envolvem esforços de grande intensidade, com durações de frações de segundo até minutos (BAR-OR, 1987). Existem vários testes com o objetivo de avaliar a potência e as capacidades anaeróbicas, dentre os quais o mais utilizado é o teste de Wingate (INBAR; BAR-OR; SKINNER, 1996).

2.2.1 Teste Anaeróbio de Wingate

O teste de Wingate foi utilizado para avaliar a potência e a capacidade anaeróbica. Este teste foi desenvolvido pelo Instituto Wingate de Educação Física e Esporte durante a

década de 1970, em Israel. O teste foi projetado para ser um teste de fácil aplicação sem necessidade de pessoas especializadas sendo de baixo custo. Inicialmente foi utilizado um cicloergômetro mecânico para medir a performance muscular por meio de variáveis indiretas (biomecânica ou fisiológica). O método era aplicável a uma grande gama de pessoas como crianças e pessoas com deficiências (BAR-OR, 1987).

Para entender o teste de Wingate, que tem como principal variável medida a potência, é necessário entender os conceitos de força muscular e potência muscular.

Segundo Hall (2005) não é conveniente avaliar diretamente a força produzida por determinado músculo. A avaliação mais direta da força muscular realizada comumente é uma mensuração do torque máximo gerado por um grupo muscular inteiro em uma articulação. Mais especificamente, força muscular é a capacidade de determinado grupo muscular gerar torque em uma articulação específica. Já o conceito de potência muscular é o produto da força muscular pela velocidade de encurtamento muscular. Como nem a força muscular nem a rapidez de encurtamento muscular podem ser medidas diretamente em um ser humano intacto, a potência muscular é geralmente definida como o ritmo de produção de torque em uma articulação, ou como o produto do torque efetivo pela velocidade angular ao nível da articulação. Consequentemente, a potência muscular é afetada tanto pela força muscular quanto pela velocidade do movimento.

A medição de potência é muito importante para as atividades que exigem tanto força como velocidade. Para os esportes que exigem movimentos explosivos, por exemplo, é primordial que os atletas possuam boa capacidade de gerar potência muscular.

O teste anaeróbio de Wingate tem duração de 30 segundos, durante a qual o indivíduo que está sendo avaliado tenta pedalar o maior número possível de vezes contra uma resistência fixa, objetivando gerar a maior potência possível nesse período de tempo (BAR-OR, 1987).

Neste teste a potência gerada durante os 30 segundos é denominada potência média, e reflete a potência localizada do grupo muscular em exercício, utilizando energia principalmente das vias anaeróbias. A maior potência é gerada em 3 ou 5 segundos e é denominada de potência de pico e fornece informação sobre o pico de potência mecânica desenvolvida pelo grupo muscular utilizado no teste. Como a potência de pico ocorre normalmente nos primeiros 5 segundos do teste pode-se também determinar o índice de fadiga, verificado por Bar-Or (1987), dado pela Eq. (2.1).

$$I_F(\%) = \left[\frac{N_P - N_M}{N_P} \right] \cdot 100 \quad (2.1)$$

Onde N_p é a potência de pico e N_M é a menor potência gerada no teste.

Na Equação (2.1) I_F é o índice de fadiga em porcentagem e informa sobre a queda percentual de desempenho durante o teste. A potência média e a potência de pico podem ser expressas em relação à massa corporal, permitindo a comparação entre pessoas de diferentes massas corporais, ela é chamada de potência relativa e é expressa em (Watts/Kg) (INBAR et al., 1996).

O teste anaeróbio de Wingate pode ser realizado tanto para membros inferiores, quanto em uma forma adaptada para membros superiores. Em geral, a potência média desenvolvida por indivíduos saudáveis não atletas, utilizando os membros superiores, é cerca de 65% da potência gerada com os membros inferiores. Relação similar é observada com a potência de pico (INBAR et al., 1996).

Dotan e Bar-Or (1983) definiram cargas ótimas para maximizar a potência de saída via otimização da seleção da carga para quatro categorias: homens, mulheres, pernas e braços, utilizando o Teste Anaeróbio de Wingate de 30 s. Participaram 18 mulheres e 17 homens, do total de 5 sessões, sendo que em cada sessão o teste era executado duas vezes, uma para braços e outra para pernas, espaçados de 30min. O teste foi realizado em um cicloergômetro convertível (cicloergômetro e ergômetro de braço) com frenagem mecânica Fleisch (Metabo, Switzerland). Foram utilizadas cinco cargas, escolhidas aleatoriamente. Antes do início dos testes foi feito um aquecimento precedendo cada teste de 3-5min em baixa intensidade de carga. Comparando entre gêneros a potência média relativa foi mais baixa para as mulheres do que para os homens nos dois testes de pernas e braços. Além disso, verificou-se que a otimização da carga depende da potência máxima, logo, as cargas podem ser modificadas levando em consideração a aptidão anaeróbia relevante ao grupo muscular.

Foi mostrado que um programa de treinamento em um curto intervalo com uma combinação apropriada de diferentes tipos de treinamento, duração, intensidade e frequência dos exercícios, especificamente designado para pacientes com paraplegia resulta em uma significativa melhora no nível de aptidão e capacidade de resistência dos sujeitos avaliados (TORDI et al., 2001).

2.3 Aspectos biomecânicos da propulsão e lesões por esforços repetitivos em cadeira de rodas

Robertson e colaboradores (1996) estudaram as forças nos aros e a cinética da articulação durante a propulsão em cadeira de rodas e discutiram acerca das diferenças

entre cadeirantes experientes e não experientes em propulsão. Além dessa diferenciação, outra dificuldade encontrada por Alm et al.(2008) é de generalizar em estudos de prevalência devido a grandes variações nas características das populações estudadas, como diagnóstico, idade, nível da lesão e o tempo da lesão.

Morrow et al. (2003) desenvolveu um modelo estático de otimização para a propulsão em cadeira de rodas para ilustrar os benefícios dos modelos cinéticos e cinemáticos na exploração de estudos biomecânicos.

Aspectos biomecânicos da propulsão em cadeiras de rodas são importantes, pois podem prevenir lesões musculoesqueléticas, principalmente nos ombros (SHIMADA et al., 1998; BONINGER et al., 2002; KOONTZ; BONINGER, 2003). Outra lesão que tem sido associada à propulsão é a síndrome do túnel do carpo (*carpal tunnel syndrome*) (KOONTZ; BONINGER, 2003; JIN-YONG et al., 2004), além de dores crônicas associadas com lesão medular (TURNER et al., 2001).

A dor no ombro em usuários de cadeira de rodas manual foi estudada por vários autores por ser o problema mais comum e persistente entre usuários de cadeira de rodas, pois a dor no ombro interfere nas atividades de vida diária do cadeirante, como a propulsão e transferências (SIE et al., 1992; BURNHAM et al., 1993; LAL, 1998; CURTIS et al., 1999a, 1999b; BONINGER et al., 2003; FINLEY et al., 2004; SAMUELSSON et al., 2004; GIANINI et al., 2006; NAWOCZENSKI et al., 2006; ALM et al., 2008). Além disso, essa dor é associada ao nível e a severidade da lesão (SIE et al., 1992; CURTIS et al., 1999b) e a prevalência desta em usuários de cadeira de rodas manual varia entre 30% e 40% na articulação do ombro (KULIG et al., 1998).

Para Curtis et al. (1999a) estudos da propulsão também são importantes para a identificação dos níveis de forças aplicados, uma vez que, estas também podem levar a prevalência de dor no ombro em indivíduos com lesão medular, sendo mais comum em pessoas com paraplegia e tetraplegia. Os cadeirantes que utilizam cadeira de rodas a mais de vinte anos estão mais propensos a certos tipos de enfermidades, como aumento na prevalência de condições degenerativas associadas com o uso excessivo dos membros superiores, devido a uma grande repetição no movimento de propulsão, seja para realizarem suas atividades de vida diária e/ou esportivas.

Desroches et al. (2008) sugerem o motivo da alta prevalência dessa dor ou lesão, por repetitividade e por altas cargas sustentadas durante a propulsão em cadeira de rodas. Mostraram que para os cadeirantes com mais idade, a direção da força aplicada ao aro tem um efeito na carga sustentada pelo ombro.

Alm et al. (2008) estudaram a dor no ombro em pessoas com lesão medular torácica segundo a prevalência e características das pessoas. Este estudo foi realizado com o intuito

de documentar essa prevalência de dor no ombro de acordo com as características dos pacientes, intensidade da dor e interferência da função do ombro nas atividades de usuários de cadeira de rodas. Para esta avaliação, utilizaram um questionário com três partes, um com o histórico médico, outro de questões suplementares e o WUSPI (Índice da Dor do Ombro dos Usuários de Cadeira de Rodas) aplicados em 101 pacientes, deste total de pacientes 88 sujeitos completaram o questionário e 40% destes relataram dor no ombro frequente e de natureza crônica. Disto verificou-se que a dor no ombro é um problema comum em cadeirantes com LM torácica, sendo mais comum com o aumento da idade e tornando uma causa potencial de limitações de atividades. Os resultados indicaram a necessidade de desenvolver programas de prevenção, educação do paciente, diagnóstico e tratamento, possibilidade de incluindo mais frequente o uso equipamentos assistivos para membros superiores.

Para entender um pouco mais não só da biomecânica do movimento de propulsão em uma cadeira de rodas foi estudado acerca dos padrões de movimentos existentes. Muitos estudos investigaram a biomecânica da propulsão, porém poucos examinaram o padrão de movimento na propulsão em cadeira de rodas. Shimada et al. (1998) caracterizou a cinemática da propulsão em cadeira de rodas em sete cadeirantes experientes, sendo 5 homens e 2 mulheres, onde foram filmados usando um sistema de análise de movimento com três câmeras. Cada sujeito empurrou uma cadeira de rodas padrão, com uma roda instrumentada, provida de um sensor tridimensional de força e torque (SMART^{Wheel}) em duas velocidades (1,3 e 2,2 m/s). A proposta deste estudo foi caracterizar os padrões de movimentos na biomecânica da propulsão utilizando dados de acelerações nas articulações, amplitude de movimentos, fase da propulsão e a eficiência do movimento, usada para determinar a proporção da força tangencial aplicada ao aro.

Boninger et al. (2002) avaliaram o padrão de movimento de trinta e oito sujeitos com paraplegia que usavam cadeira de rodas para sua mobilidade, sendo vinte e sete homens e onze mulheres. O objetivo era determinar se diferentes padrões de propulsão levam a diferenças biomecânicas. Os sujeitos propeliram sua própria cadeira de rodas em um dinamômetro de rolos independentes em duas velocidades diferentes, sendo que dados biomecânicos bilaterais foram obtidos usando uma SMART^{Wheel} de cada lado, que é uma roda modificada para medir forças e momentos tridimensionais no aro, e um sistema de análise de movimento. O padrão de movimento é estudado geralmente colocando um marcador na mão e seguindo o movimento do marcador ao longo da propulsão.

A diferença entre um sujeito e outro nos padrões de movimento é que embora as mãos tentem seguir o mesmo trajeto do aro durante a fase de impulsão, os sujeitos podem

variar o comprimento do curso e as mãos são livres para escolher o caminho durante a fase de recuperação. Geralmente esses movimentos de propulsão podem ser primeiramente caracterizados pela trajetória das mãos durante a fase de recuperação (de GROOT et al., 2004).

Na literatura foram identificados quatro padrões de movimentos distintos, identificando a trajetória realizada pelos membros superiores durante a propulsão: semicircular (SC), looping simples (SLOP), looping duplo (DLOP) (SHIMADA et al., 1998) e o arco (ARC) (BONINGER et al., 2002; KWARCIK et al., 2009), como pode ser visto na Fig. 2.2.

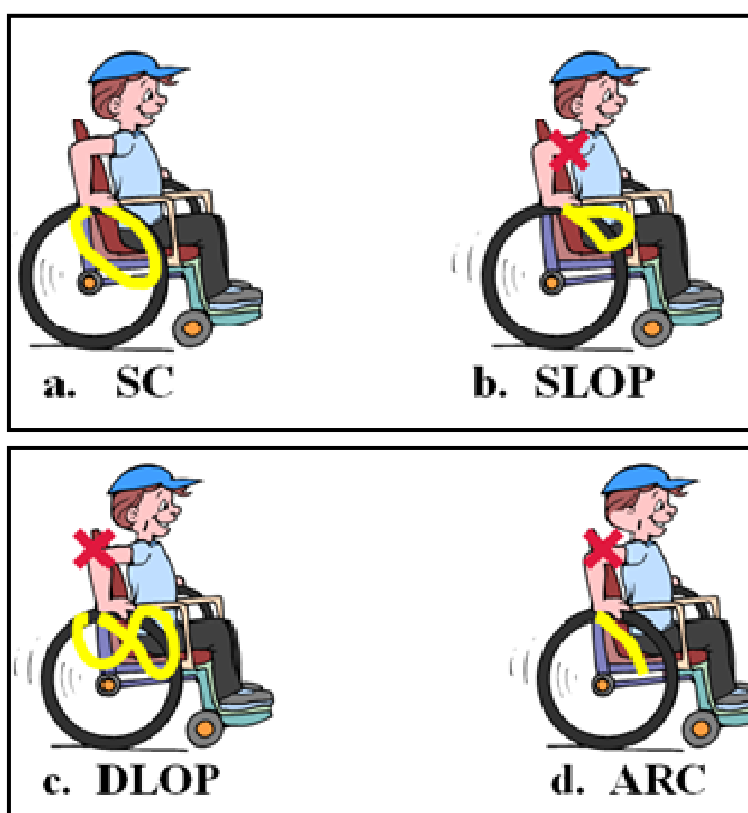


Figura 2.2- a. Semicircular (SC); b. Looping simples (SLOP); c. Looping duplo (DLOP); d. Arco (ARC). Disponível em:

<<http://www.upmc-sci.org/International%20Page/Cavenaghi.rtf>>. Acesso em: 17 set. 2008

Shimada e colaboradores (1998) notaram que o padrão SC obteve uma maior eficiência, a maior porcentagem de tempo gasto na fase de impulsão e a mais baixa porcentagem de tempo gasto na fase de recuperação. Estes indivíduos com o padrão SC podem estar menos propensos a lesões porque eles aplicam uma força menor ao aro por um tempo maior.

Para de Groot e colaboradores (2004) foram definidos cinco tipos de padrões de movimentos na propulsão. Descreveram o efeito do padrão de movimento em uma cadeira de rodas analisando a eficiência mecânica e técnica de propulsão. Avaliaram 24 homens em 4 baterias de 4 min, inexperientes em propulsão, porque os usuários de cadeira de rodas já são treinados para propelir os aros e possuem um padrão de movimento preferido, provavelmente o padrão mais eficiente. Além da inexperiência, não tinham deficiências e utilizaram para a avaliação um ergômetro de cadeira de rodas controlado por computador. Enquanto para os não cadeirantes todos os padrões são novos, foi verificado que a escolha do padrão é dependente da velocidade, ou seja, com o aumento da velocidade poucos cadeirantes experientes usaram o padrão semicircular (SC) e usaram mais o looping simples (SLOP). Para entender um pouco mais sobre o ciclo de propulsão, a Fig.2.3 mostra como são definidos os ângulos para análise do movimento.

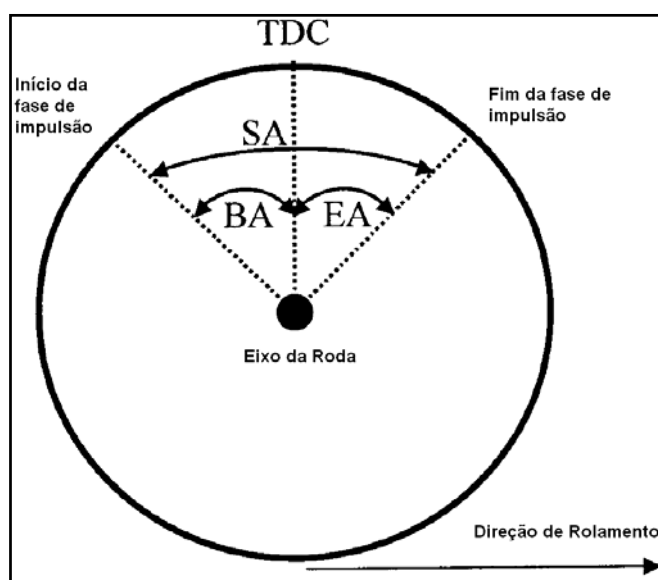


Figura 2.3- Definição dos ângulos para a fase de impulsão. Fonte: Adaptado de Groot et al., 2004

Onde o ângulo inicial (BA) e o final (EA) foram definidos como um ângulo entre a linha do marcador da mão relativo à vertical, como o início e o fim da fase de impulso e o ângulo do percurso (SA) como sendo a soma de BA e EA, sendo considerado o ponto morto superior (TDC).

Kwarciak et al. (2009) propõem uma redefinição detalhada do ciclo de propulsão em cadeira de rodas manuais realizando a identificação e impacto do contato não propulsivo no aro, mostrando os benefícios clínicos com esta redefinição. Foram medidas forças nos aros,

momentos e ângulos de contato durante a propulsão de 54 cadeirantes com paraplegia, sendo 44 homens e 10 mulheres. Na nova definição do ciclo, o percurso é dividido em fase de contato e recuperação, e a fase de contato é subdividida em períodos de contato inicial, propulsão e liberação, como mostra a Fig. 2.4. A descrição detalhada fornece meios para estudar o contato não propulsivo e ajudar os clínicos e pesquisadores a desenvolver maneiras de otimizar a propulsão em cadeira de rodas e reduzir o risco de dor e lesão nos membros superiores. A definição e o método existentes para determinar o ciclo de propulsão em cadeira de rodas ignoram detalhes importantes e são inadequados, portanto esta redefinição do ciclo fornece uma descrição mais precisa e detalhada, identificando os intervalos de contatos propulsor e não propulsivo, sendo que a definição descreve claramente o período da propulsão e as transições entre a propulsão e a recuperação.

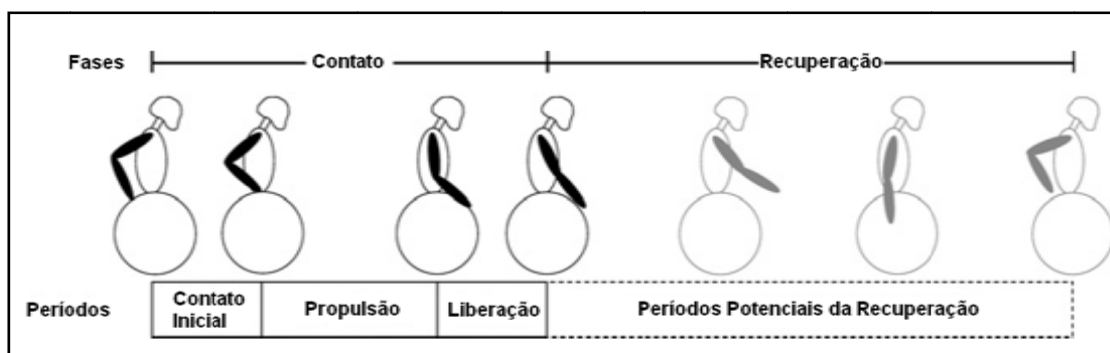


Figura 2.4- Ciclo do percurso da propulsão em cadeira de rodas. Fonte: Adaptado de Kwarciak et al. (2009)

A avaliação de cadeirantes em esportes e reabilitação a diversos níveis exige de sistemas ergométricos que executem testes controlado com medidas simultâneas de variáveis fisiológicas e biomecânicas. Tais sistemas devem simular as condições reais. Um número de ergômetros para este propósito foi desenvolvido, mas as maiores dos dispositivos não permitem adaptações das cadeiras de rodas dos usuários (GONZÁLEZ-QUIJANO et al., 2008).

Para avaliação tanto do condicionamento físico, seja ele aeróbio ou anaeróbio, quanto para um análise biomecânica do movimento de propulsão em cadeira de rodas, geralmente utiliza-se de ergômetros. A seguir serão apresentados os tipos de ergômetros mais usuais, iniciando em cicloergômetros para não deficientes, até os mais específicos que são os ergômetros de cadeira de rodas.

2.4 Tipos de Ergômetros

2.4.1 Cicloergômetros para Membros Inferiores

A importância da prática de atividade física regular durante o processo de reabilitação pós-lesão na medula tem sido reconhecida especialmente com respeito aos benefícios físicos do exercício para promover independência funcional. Além disso, a maior causa de morbidade e mortalidade na população com lesão na medula é a doença coronariana, cujo principal fator de risco é a inatividade física, no qual tem chamado atenção dos profissionais da área de saúde (HICKS et al., 2003).

McArdle e Katch (2004) definiram ergômetro como sendo um aparato de exercícios que quantifica e normatiza o exercício físico em termos de trabalho e/ou potência. Silva (2006) em seu trabalho difere as bicicletas estacionárias com cicloergômetros e verifica que a única diferença existente é que as primeiras não medem carga e potência.

Para os cardiologistas o cicloergômetro é utilizado para a realização de testes ergométricos, sendo um procedimento não invasivo que fornece informações diagnósticas e prognósticas, além de avaliar a capacidade individual para exercícios dinâmicos (GUIMARÃES et al., 2003).

Os cicloergômetros são importantes ferramentas para a aquisição dos parâmetros fisiológicos, assim como os parâmetros biomecânicos musculares, sendo muito utilizados para estudar tais aspectos e proporcionar condicionamento e/ou reabilitação dos membros inferiores. Podem ser utilizados também para ergoespirometria, para obter, por exemplo, o consumo de oxigênio (VO_2) e a produção de gás carbônico (VCO_2).

No que se refere ao sistema de resistência dos cicloergômetros, estes são divididos em dois tipos, os com frenagem mecânica e os com frenagem eletromagnética. Os de frenagem mecânica possuem a vantagem de serem de menor custo, porém é necessário que o usuário mantenha uma velocidade fixa de pedaladas para manter o trabalho constante. Já os com frenagem eletromagnética são mais caros, mas dispõem de ajuste interno de resistência, capaz de manter o trabalho de acordo com a velocidade de pedaladas. Para realização de testes físicos, seja qual for o sistema de frenagem, é necessário que o cicloergômetro possua capacidade de incrementar a carga, seja de forma automática ou manual (GUIMARÃES et al., 2003).

Em ergometria o fenômeno fisiológico observado durante o exercício é relacionado às quantidades de trabalho mecânico por unidade de tempo, obtida por cálculos ou por calibração do ergômetro referido (BOBBERT, 1960). Assim uma das grandezas mais importantes medidas nos testes realizados com ergômetros é a potência que está relacionada a cada tipo de teste aplicado, seja ele aeróbio ou anaeróbio.

A Figura 2.5 mostra um cicloergômetro usual com frenagem mecânica que utiliza sistema de pesos e polias. O sistema é acionado por meio de uma fita de frenagem, de tal

forma que, a fita é tracionada quando colocado anilhas. Com isso, proporciona-se uma maior resistência ao movimento. Existem outros modelos da mesma empresa Monark, com o mesmo sistema de aplicação de carga, como o Monark 874. Com o decorrer dos anos, o cicloergômetro de frenagem mecânica evoluiu para um com frenagem eletromagnética, com passagens de carga mais suaves e diminuindo a perda por atrito.

A Figura 2.6 mostra um cicloergômetro Cycle450 fabricado pela empresa alemã Ergo-Fit. Ele possui um intervalo de velocidade de 20 a 120 rpm e uma potência de 15 a 400 W com incrementos de potência de 5W.



Figura 2.5 – Cicloergômetro Monark 874. Disponível em:

<http://www.idass.com/acatalog/copy_of_Monark_cycles.html>. Acesso em: 17 set. 2008



Figura 2.6 – Cicloergômetro Ergo-Fit Cycle 450. Disponível em:

<<http://www.ergo-fit.de/relaunch/enprodukteseite.php?id=688>>. Acesso em: 18 set. 2008

2.4.2 Cicloergômetros para Membros Superiores

O ergômetro de braço surgiu diante da necessidade de avaliação de pessoas com deficiência física e também daqueles que necessitavam de um equipamento capaz de

avaliar os membros superiores com a mesma eficácia que os cicloergômetros para membros inferiores.

A ergometria de braço é um meio de treinamento para indivíduos que possuem pequena massa muscular disponível para treinamento e por isso não podem usar métodos convencionais, tais como corrida, caminhada ou ciclismo (DICARLO; SUPP; TAYLOR, 1983).

Os portadores de deficiência física de membros inferiores, tanto amputados quanto paraplégicos, realizam menor atividade física que a população sem deficiência. A inatividade física prolongada, decorrente da perda de um ou mais elementos mecânicos necessários ao equilíbrio e à deambulação, aliada a hábitos de vida modificados e ao aumento de peso são fatores de risco para o surgimento de doenças isquêmicas (HADDAD, 1997).

Guimarães e colaboradores (2003) quando normatizaram técnicas e equipamentos para realização de exames em ergometria e ergoespirometria verificaram que o ergômetro de braço representa uma alternativa para a realização de testes diagnósticos em indivíduos com incapacidade funcional de membros inferiores, além de permitir realizar avaliação ocupacional de indivíduos cujo trabalho exija, basicamente, movimentação dos membros superiores e porção superior do tronco. Este equipamento pode ser fabricado para esta função específica ou ser adaptado a partir de uma bicicleta ergométrica comum, substituindo-se seus pedais por manoplas.

Assim como os cicloergômetros para membros inferiores, acerca do sistema de frenagem, podem ser de frenagem mecânica ou eletromagnética (FRANKLIN, 1985; GUIMARÃES et al., 2003).

Tropp; Samuelsson; Jorfeldt (1997) mostraram que a eficiência mecânica é constante e maior em avaliação feita em ergômetro de braço quando comparadas à cadeira de rodas conduzida por uma esteira.

A Figura 2.7 mostra o ergômetro de braço M4100 construído pela Cefise (São Paulo, Brasil) este equipamento possui as mesmas aplicações dos cicloergômetros para membros inferiores. São ideais para testes anaeróbios e aeróbios, para treinamentos com cargas discretas. Tem grande aplicação em pesquisas científicas, além de serem úteis para a medicina esportiva e também em testes de ergoespirometria.

Os protocolos, parâmetros fisiológicos e biomecânicos para a ergometria utilizando os membros superiores podem ser determinados da mesma maneira que em cicloergômetros para membros inferiores. O sistema de aplicação de carga se assemelha aos de frenagem mecânica, por sistema de pesos e polias tipo Monark, uma fita é tracionada impondo uma resistência ao movimento.

Os ergômetros de braço podem ser utilizados para reabilitação do ombro, aumentando a amplitude do movimento e dando resistência muscular. Podem ser utilizados em pesquisa, centros de aptidão e condicionamento vascular ou até centros de treinamentos olímpicos (NASCIMENTO, 2004).

Em avaliações cardiológicas, o teste ergométrico de membros superiores vem merecendo atenção desde o pós-guerra e, mais recentemente, passou a ser estudado de forma mais sofisticada, com o auxílio de metodologia não invasiva e mais precisa utilizando a ergoespirometria (HADDAD, 1997).

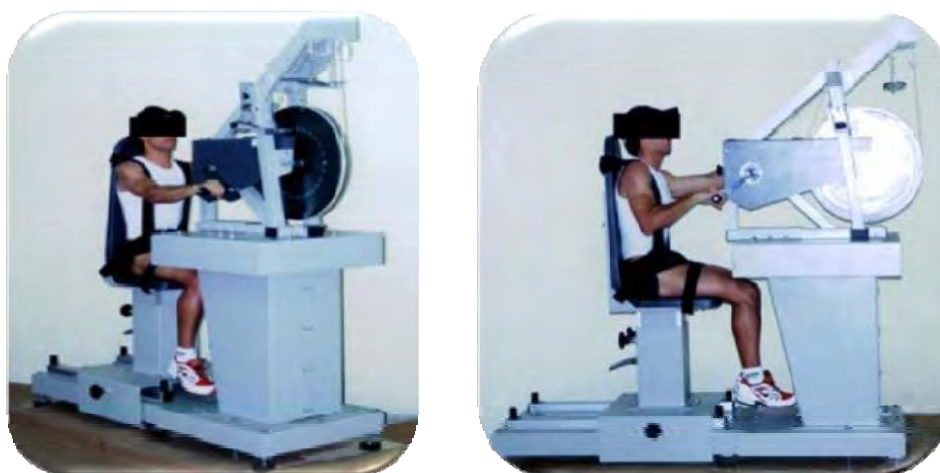


Figura 2.7 – Ergômetro de braço M4100. Disponível em:

<http://www.cefise.com.br/pag/index_sem_flash.htm>. Acesso em: 18 set. 2008

Uma quantidade considerável de pesquisas enfocando as respostas cardiovasculares para o exercício no ergômetro de braço validou o seu uso como ferramenta para a pesquisa de aptidão cardiovascular (BRESSEL et al., 2001).

Segundo Haddad (1997) considera-se a importância da ergometria para membros superiores como metodologia efetiva na avaliação da capacidade cardiocirculatória em indivíduos com limitação funcional e motora de membros inferiores.

DiCarlo; Supp; Taylor (1983) estudaram o efeito do treinamento aeróbio em ergômetro de braços na reabilitação de indivíduos com lesão medular. Foram treinados por cinco semanas quatro voluntários homens com lesão na medula utilizando ergometria de braços. Os testes consistiram em um pré-teste de exercício submáximo, um pré-treinamento de teste máximo, um programa de treinamento e um pós-treinamento máximo multi-estágio não contínuo, sendo teste graduado para cada sujeito. Os autores concluíram que a ergometria

de braços é um modo satisfatório de treinamento quando aplicada com a correta intensidade, frequência e duração.

O equipamento utilizado para estes testes foi um cicloergômetro de membros inferiores Monark, sendo este montado sobre uma mesa e o eixo do pedal na altura dos ombros de cada sujeito, como mostra a Fig. 2.8.

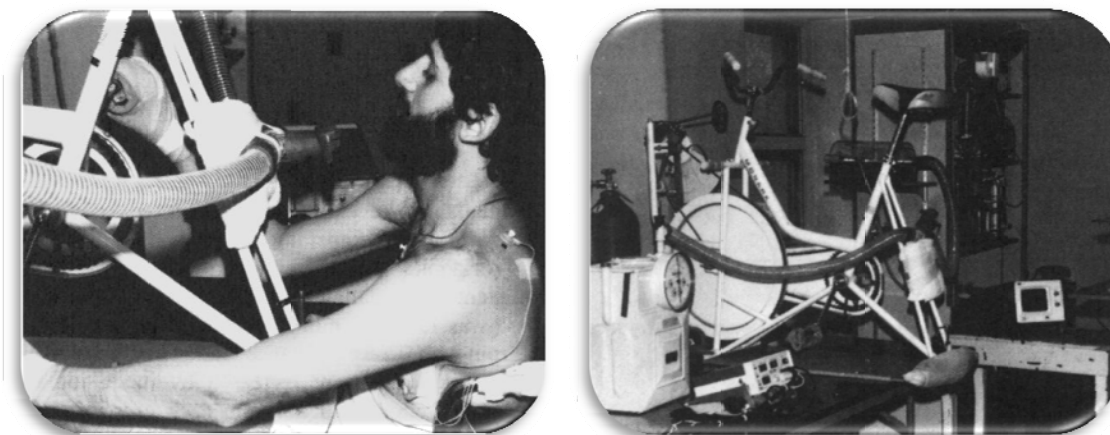


Figura 2.8 – Ergômetro de braço adaptado de um cicloergômetro para pernas Monark e o setup de instrumentação. Fonte: (DICARLO; SUPP; TAYLOR, 1983)

Franklin (1985) realizou um estudo sobre teste, treinamento e ergometria de braço que mostrou que testes padrões e métodos de treinamento requerem trabalho de perna, mas a ergometria de braço surgiu como método alternativo envolvendo trabalho de braço para ser aplicado particularmente em indivíduos usuários de cadeira de rodas, como paraplégicos e amputados, além de indivíduos sem deficiência e aqueles com doença cardíaca. O autor propõe neste trabalho comparar as respostas de exercícios realizados por pernas e também por braços, usando parâmetros fisiológicos como o consumo de oxigênio. Os cicloergômetros de braços podem ser usados para teste e treinamento de membros superiores, porém o equipamento com sistema mecânico necessita de um metrônomo para controlar a taxa de pedalagem. O modelo de cicloergômetro de perna utilizado por Franklin (1985) foi o Schwinn modelo EX 2 modificado para ergômetro de braços, colocado sobre uma mesa e adequado para cada usuário de acordo com a altura dos ombros.

Bohannon (1986) apresentou uma adaptação de uma bicicleta ergométrica em um ergômetro de braço, mostrando os problemas para realizar tal adaptação e as soluções feitas, como retirada do pedal original da bicicleta e substituição por um anatômico para as mãos; estabilização do ergômetro por meio da fixação por parafusos; ajuste de altura da

manivela para pessoas com braços mais curtos e sistema para ajudar na visualização do tacômetro durante o movimento.

A Figura 2.9 mostra o modelo de adaptação de uma bicicleta ergométrica em ergômetro de braço proposto por Bohannon (1986).

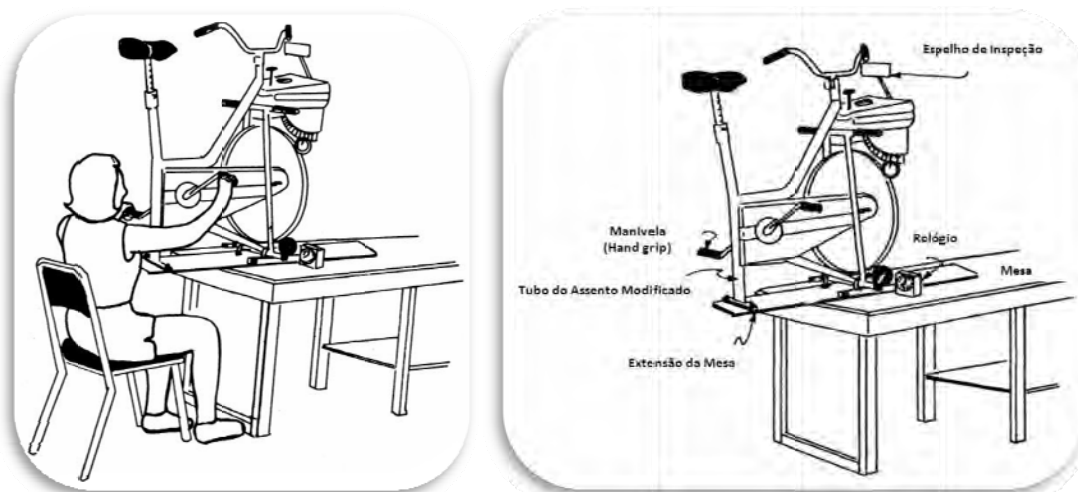


Figura 2.9 – Modelo de adaptação de uma bicicleta ergométrica em ergômetro de braço proposto. Fonte: Adaptado de Bohannon (1986)

DiCarlo (1988) estudou o efeito do treinamento em um ergômetro de braço na resistência na propulsão em cadeira de rodas em indivíduos com tetraplegia, sendo que oito homens adultos com tetraplegia foram avaliados antes e depois de oito semanas de treinamento em um ergômetro de braço adaptado de um cicloergômetro Monark e comprovou com este treinamento que houve melhora na resistência destes indivíduos durante a propulsão, auxiliando-os em atividades como escola, trabalho, recreação e atividades de vida diária.

Um estudo feito em pacientes crônicos lesados medulares para obter respostas cardiológicas, utilizou como equipamento para avaliação um cicloergômetro Monark (Monark AB, S-43282 Varberg, Suécia), com sistema mecânico de frenagem adaptado especialmente para ergometria de braços. Neste estudo foram avaliados 98 homens com lesão medular, os quais foram classificados em grupos por nível neurológico de lesão, que foram avaliados usando um protocolo de exercício com estágios de 5 min, sendo que o tempo de recuperação entre cada estágio foi de 5 min (DRORY et al.,1990).

Outro modelo de ergômetro de braço é o Cybex UBE. Assim como o ergômetro M4100 da Cefise, este também exige que o usuário faça a transferência de sua cadeira de rodas para o equipamento.

Guglielmo e Denadai (2001) realizaram um estudo de validade do ergômetro de braço para a determinação do limiar anaeróbio e da performance aeróbia de nadadores, para isto

utilizaram para os testes de laboratório o ergômetro UBE 2462 - Cybex, para a determinação das potências (W e W/Kg) equivalentes ao limiar anaeróbio e a potência máxima. O ergômetro foi ajustado de modo que ombro permanecesse na mesma altura do eixo da manivela, e os cotovelos não ficassem completamente estendidos, empregando-se uma rotação fixa de 60 rpm. A carga inicial foi de 33,3 W, com incrementos de 16,6 W a cada 3 minutos, até a exaustão voluntária.

Atualmente, os ergômetros de braço evoluíram e utilizam no sistema de resistência, o princípio de corrente de Foucault que produz uma potência resistiva de até 2000 W, como o modelo UB300 (Magnum Fitness Systems - Estados Unidos), como mostra a Fig. 2.10. Esses freios apresentam como característica uma baixa resistência no início do movimento.



Figura 2.10 – Cicloergômetro de braço UB300. Disponível em:

<http://www.magnumfitness.com/template.php?p=catalog&action=display_prod&cat=Upper%20Body&sub=&prod=222>. Acesso em: 18 set. 2008

Mossberg et al. (1999) comparou ergometria de braço assíncrona (braços movendo opostos um ao outro) e síncrona (ambos os braços movendo simultaneamente na mesma direção). Para este estudo foram avaliados 6 homens sem deficiência e 11 indivíduos com paraplegia com idade entre 19 e 53 anos. Um dos equipamentos de instrumentação para os testes incrementais foi um ergômetro de braço com sistema eletromagnético de frenagem (Tru-Kinetics UpperCycle, Henly International Inc., Sugarland, TX, USA). O modo síncrono do movimento no ergômetro é consistente com a sincronia da propulsão em cadeira de rodas e para o cadeirante este sincronismo é uma tarefa mais específica e talvez programas de condicionamento aeróbio possa ser planejados incluindo padrões de movimento síncrono dos membros superiores similar à propulsão, especialmente no início do processo de reabilitação. Os autores comentam ainda sobre a importância da especificidade do

treinamento, no tocante aos usuários de cadeira de rodas, no qual o requerimento funcional de simultaneamente flexão e extensão dos ombros e braços direito e esquerdo sugere que o padrão de movimento é similar ao empregado quando um cadeirante treina os membros superiores em um ergômetro de braços.

A Figura 2.11 mostra um modelo francês de ergômetro de braço dedicado a usuários de cadeira de rodas, o Ergoselect. Este equipamento possui um freio eletromagnético de capacidade que varia de 5 a 990 W.



Figura 2.11 – Cicloergômetro de braço Ergoselect. Disponível em:

< <http://mse-medical.com/rehabilitation.htm> >. Acesso em: 18 set. 2008

Outro tipo de ergômetro de braço encontrado na literatura usado por Verellen; Theisen; Vanlandewijck (2004), para avaliar a taxa de “pedalagem” em velocípede de mão, hand cycle. Foram avaliados 9 voluntários cadeirantes homens lesionados medulares, todos usaram uma cadeira de rodas padrão fixada com uma unidade do hand cycle (Stricker, Double Performance, Gouda, Holanda), o hand cycle foi conectado a um cicloergômetro controlado por computador (Recordtrainer, Avantronics, Alemanha) por um sistema de transmissão por corrente. O cicloergômetro permite ajustes precisos na potência acima de 50 W e grava as taxas de pedalagem perto de 1 rpm, sendo que a potência de saída é determinada continuamente multiplicando a velocidade com o torque resistivo do freio eletromagnético.

Smith et al. (2008) estudaram a influência da configuração da manivela na atividade muscular e na produção de torque durante a ergometria de braço. Todos os testes foram realizados usando um ergômetro de braço (Angio, Lode, Gronngen, Holanda) usando padrão de movimento assíncrono e síncrono. Todos os participantes completaram 7 min de

exercício contínuo usando um taxa imposta de pedalagem de 80 rpm, anteriormente realizaram um aquecimento inicial de 1 min a 15 W.

2.4.3 Cicloergômetros Mistos

Além dos cicloergômetros convencionais utilizados exclusivos para membros inferiores ou superiores, existem aqueles que possibilitam ambas as configurações, bastando modificar o suporte onde o mesmo é colocado, uma mesa ou no chão por exemplo. A Figura 2.12 mostra um cicloergômetro Monark de braços e pernas projetado para o uso em reabilitação.



Figura 2.12 – Cicloergômetro de braços e pernas Monark Rehab Trainer (Model 881). Disponível em: < http://www.idass.com/acatalog/copy_of_Monark_cycles.html>. Acesso em: 17 set. 2008

Outra configuração deste tipo de equipamento é o Saratoga Cycle, mostrado na Fig.2.13, que possui a mesma versatilidade do sistema Monark, podendo avaliar braços ou pernas.

Miller; Mattacola; Santiago (2004) adaptaram um cicloergômetro Saratoga (Saratoga Access and Fitness, Colorado, USA) modificado com um mecanismo de tensão do cicloergômetro de pernas Monark 818 (Monark Exercise AB, Varberg, Suécia), para calibrar a potência em watts (W) e as revoluções do eixo foram medidas por um tacômetro com display digital.

Um modelo bem simples e de menor custo, também classificado como ergômetro misto, é o Flaghouse (UCP Nacional, Washington, USA). O equipamento pode ser adaptado em um suporte que permite avaliar tantos membros superiores, se colocado na parede,

quanto inferiores, estando o usuário sentado em uma cadeira de rodas ou em uma cadeira normal.



Figura 2.13 – Cicloergômetro de braços e pernas Saratoga Cycle. Disponível em:
< <http://www.ncpad.org/get/VirtualTour/SaratogaGen1.html> >. Acesso em: 17 set. 2008

Com o intuito de simplificar ainda mais os ergômetros existentes e aumentar sua aplicabilidade, podendo exercitar ao mesmo tempo os membros superiores e inferiores surgiram sistemas, como o mostrado na Fig. 2.14, que possibilitam ao usuário, incapaz de mover seus membros inferiores, exercitar seus braços enquanto suas pernas sejam movidas passivamente, realizando o mesmo movimento dos braços, com auxílio de uma bota.



Figura 2.14 – Cicloergômetro de braços e pernas SCIFIT Power Trainer. Disponível em:
< http://www.ucp.org/ucp_channel/doc.cfm/1/15/11500/11500-11500/3177 >. Acesso em: 18 set. 2008

Por meio de algumas modificações, surgiu o sistema com três aplicações em um único equipamento, o chamado SCIFIT Pro II (UCP Nacional, Washington, USA). Este

equipamento permite que o usuário exercite os membros superiores, inferiores ou ambas as extremidades simultaneamente.

O modelo RT300-SLSA, mostrado na Fig. 2.15, é utilizado para membros superiores e inferiores, voltado para pessoas que não podem realizar o movimento no equipamento, visto que este equipamento foi projetado para indivíduos com lesão na medula ou outras incapacidades neurológicas que impedem a ciclagem independente do braço ou pé. O equipamento possui um sistema elétrico de estimulação de braços e pernas, por meio de eletrodos colados em determinados músculos.



Figura 2.15 – Cicloergômetro de braços e pernas com estimulação elétrica RT300-SLSA.

Disponível em: <<http://www.abledata.com/abledata.cfm?pageid=19327&top=13828&trail=22,13539>>. Acesso em: 18 set. 2008

2.4.4 Outros Tipos de Ergômetros

Todos os ergômetros fabricados especificamente para uma modalidade esportiva exercida possibilitam a realização do teste de esforço para obter as potências aeróbias e anaeróbias. Além dos cicloergômetros para membros inferiores e os ergômetros de braço que são usados para avaliação física, existem outros tipos que atendem especificamente o gesto motor realizado em certas modalidades esportivas como remo, corrida, caiaque, natação, esqui, entre outros (LAZZOLI, 2008).

Existem vários tipos de ergômetros, como o stepper, o remoergômetro, o ergômetro de caiaque (Fig. 2.16), o ergômetro de windsurfe, o ergômetro de piscina, ergômetro de esqui, dentre outros.



Figura 2.16 – Ergômetro de Caiaque. Disponível em:

< [http:// physed.otago.ac.nz/about/virtual.html](http://physed.otago.ac.nz/about/virtual.html)>. Acesso em: 18 set. 2008

Vários trabalhos utilizam dinamômetros, para controlar o torque na roda. Neste caso, o cadeirante utiliza sua própria cadeira de rodas que é fixada sobre rolos independentes para cada roda ou somente um rolo, e a resistência é gerada pelo atrito entre os rolos e as rodas da cadeira (COOPER,1990; BONINGER et al.,2002; COLLINGER et al.,2008; DESROCHES et al.,2008; MULROY et al., 1996; SHIMADA et al., 1998; TORDI et al., 2001).

Geralmente, nestas análises com dinamômetros e um ergômetro de rolos, utiliza-se uma roda instrumentada SMART^{Wheel} para coletar dados cinéticos, que é capaz de medir forças e momentos tridimensionais que ocorrem no aro (BONINGER et al.,2002; BONINGER et al., 2000; COLLINGER et al.,2008; DESROCHES et al.,2008; SHIMADA et al., 1998).

Hutzler (1998) ao abordar sobre teste de aptidão anaeróbia em cadeirantes discorre de tipos de ergômetros. Um dos tipos citados é um simulador estacionário computadorizado de cadeira de rodas, em que as características da cadeira de rodas são iguais para todos os usuários; outro tipo é o ergômetro de rolos, em que os cadeirantes executam o teste em sua própria cadeira de rodas. A falta de conformidade nas cadeiras de rodas reduz a aplicabilidade de interpretações comparativas. O autor faz ainda um panorama sobre a aplicação de ergômetros em diversos trabalhos, cita 9 autores que utilizaram em seus trabalhos um ergômetro de cadeira de rodas do tipo com rolos, outros 9 utilizaram um ergômetro de cadeira de rodas simulador, 5 usaram um simulador durante o teste anaeróbio e uma esteira para teste aeróbio e 10 usaram um ergômetro de braço.

A Figura 2.17 mostra um ergômetro de rolos SPEED KM (Mobility Fitness Products LLC). Neste equipamento a cadeira de rodas do usuário é apoiada sobre rolos, cuja movimentação destes se dá quando o cadeirante move os aros de propulsão e consequentemente as rodas.



Figura 2.17 – Ergômetro SPEEDY KM. Disponível em: <[http:// enablemob.wustl.edu/Research/MFH/MFHProtocol_03.htm](http://enablemob.wustl.edu/Research/MFH/MFHProtocol_03.htm)>. Acesso em: 18 set. 2008

Todos os ergômetros fabricados especificamente para uma modalidade esportiva possibilitam a realização do teste de esforço para obter as potências aeróbia e anaeróbia.

Na maioria dos casos, o equipamento mais utilizado para avaliar os cadeirantes é o ergômetro de braço, porém o treinamento neste tipo de ergômetro possui o inconveniente de não reproduzir os movimentos requeridos para movimentar uma cadeira de rodas e, além disso, possui maior eficiência mecânica quando comparado com um ergômetro de cadeira de rodas, ainda pouco utilizado para estimar a eficiência de protocolos de treinamento específicos em pessoas com deficiências. A maior vantagem do programa de treinamento estabelecido diz respeito à especificidade. Primeiramente, o ergômetro usado para treinamento e teste, foi especificamente projetado para o uso das cadeiras de rodas pessoal dos voluntários, permitindo respeitar as características de propulsão da cadeira de rodas e a sua regulação específica (TORDI et al., 2001).

A Figura 2.18 mostra o modelo de ergômetro de cadeira de rodas VP100H (HEF tecmachine, Andrezieux Boutheon, França) validado por Devillard et al. (2001) e também utilizado por Tordi et al. (2001); Grange et al. (2002); Bougenot et al. (2003); Faupin et al. (2008).

Este ergômetro tem um único rolo motorizado com frenagem e um sistema eletromagnético, sendo que este sistema é controlado por um software específico que permite o sujeito trabalhar a uma pré-determinada velocidade e gravar os resultados de torque. O cálculo deste torque é feito simultaneamente com a força de frenagem de fato aplicada, a velocidade instantânea do rolo e a variação positiva da velocidade. O sistema possui um *feedback* para o usuário que durante o exercício pode ver todas as informações a respeito da velocidade e potência de saída por uma tela.

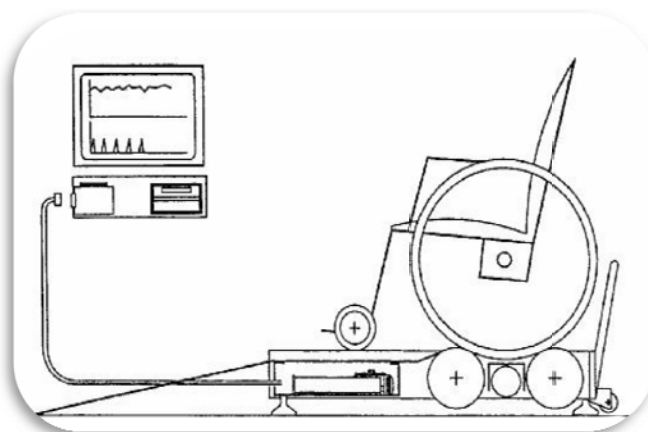


Figura 2.18 – Ergômetro de cadeira de rodas usado para treinamento e sessões de testes.
Fonte: (DEVILLARD et al., 2001)

Faupin et al. (2008) propuseram um novo ergômetro de cadeira de rodas do tipo rolos com ângulos de camber adaptáveis nas rodas traseiras, permitindo manter um baixo torque residual. Os autores estudaram o efeito de três ângulos de camber com sete jogadores cadeirantes de basquete, para isto utilizaram cadeira de rodas iguais para todos os sujeitos e o ergômetro, VP 100H (HEF tecmachine, Andrezieux Boutheon, França), porém este adaptado em linhas do VP 100 HTE (HEF tecmachine, Andrezieux Boutheon, França), como mostrado na Fig.2.19. Este ergômetro é composto de um sistema de 2 pares de rolos independentes que são movidos pelas rodas da cadeira de rodas. Esses dois pares de rolos podem ser ajustados de acordo com a cambagem das rodas. O ajuste angular dos rolos pode variar de 0° a 15° em relação à horizontal. Foram equipados com freios eletromagnéticos, um em cada lado, produzindo um torque de frenagem de 0 a 4N.m. Para investigar o ciclo de propulsão em cada roda, foram realizados 3 *sprints* máximos com duração de 8s cada e nenhuma diferença significativa foi encontrada para ambos os lados e para os três ângulos de camber usados, além de uma potência de saída de 81.67 16.76W.

González-Quijano et al. (2008) projetaram um novo ergômetro de cadeira de rodas controlável que permite a realização de exercícios estacionários para uma simulação mais realística de diferentes tipos de propulsão em combinação com medidas de parâmetros metabólicos e biomecânicos. O projeto consiste em uma cadeira de rodas montada em uma suporte suspenso do chão, ajustável aos usuários e às condições de teste. O sistema consiste em uma estrutura mecânica concebida como uma plataforma com rolos com posições ajustáveis (de rodas, assento e encosto) e tamanhos de quadros “*weelframes*”, além de ajuste de cambagem nas rodas. Em relação aos sensores, possui instrumentação para medir forças 3D e torques aplicados aos aros e também transdutores de força no

assento. Para medir a velocidade instantânea e a aceleração em cada roda foram utilizados encoders, sendo possível também obter a potência com os sinais de torque e velocidade. Além de tudo foi desenvolvido um aplicativo de um software dedicado ao equipamento para controle e medições, sendo o sistema de controle utilizado para manter a potência constante, ou seja, manter o produto de torque e velocidade constante. Como resultado do projeto os autores verificaram que o ergômetro apresentou baixo custo, que o sistema de controle permite a simulação da variação de condições de propulsão, ajustando as entradas dos motores, simulação em tempo real, fácil acessibilidade para o usuário e por fim sendo um dispositivo confiável.

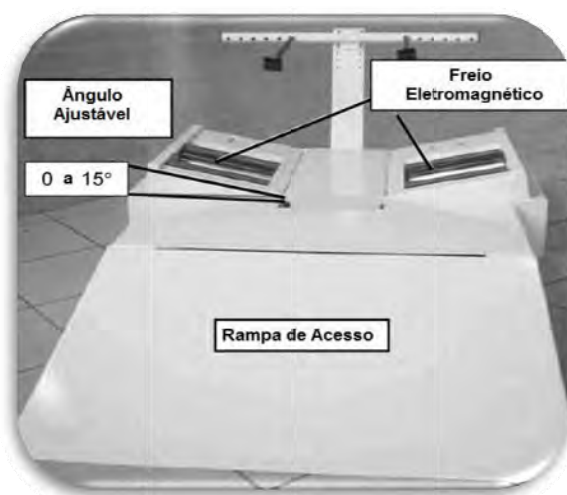


Figura 2.19 – Ergômetro de cadeira de rodas com ângulo de camber da roda ajustável.
Fonte: Adaptado de Faupin et al. (2008)

Outro tipo de ergômetro bastante utilizado, tanto para testes com cadeirantes quanto para testes de marcha ou outros é a esteira elétrica ou *ergometer treadmill*. (BOBBERT, 1960; SHEPHARD et al., 1968; FERNHALL; KOHRT, 1990; RASHE et al., 1993; VANLANDEWIJCH et al., 1994; TROPP, SAMUELSSON, JORFELDT, 1997; RONDON et al., 1998; KNECHTLE, KÖPFLI, 2001; TEBEXRENI et al., 2001; SILVA, TORRES, 2002; CAPUTO et al., 2003; KILKENS et al., 2004; ARAÚJO; PINTO, 2005; de GROOT et al., 2005; van DRONGELEN et al., 2005; MORRISON, BACKUS, 2007)

A esteira, porém não é um equipamento específico para cadeirantes. Na literatura é comum a classificação deste como um ergômetro de cadeira de rodas. Neste caso, a esteira é mais larga que as convencionais, como mostra a Fig. 2.20, para que o cadeirante possa realizar os testes com sua própria cadeira de rodas.



Figura 2.20 – Ergômetro de esteira para cadeira de rodas. Fonte: Centro de Estudo de Fisiologia do Exercício (CEFE) da Universidade Federal de São Paulo (Unifesp)

Para obter o carregamento nos membros superiores durante atividades em cadeira de rodas, van Drongelen et al. (2005) realizou um estudo com cinco sujeitos hígidos (sem deficiências), quatro com tetraplegia e oito com paraplegia e um com tetraplegia com lesão incompleta. Para isto os autores utilizaram uma esteira como uma das atividades de vida diária, uma cadeira de rodas instrumentada, como mostra a Fig. 2.21, além de marcadores para análise da propulsão e eletrodos eletromiográficos que são mostrados na figura, porém não foram utilizados neste estudo.



Figura 2.21 – Cadeira de rodas instrumentada para teste em esteira. Fonte: Adaptada de van Drongelen et al. (2005)

A Figura 2.22 mostra um modelo de esteira em que as cadeiras de rodas são avaliadas, onde são feitos também pesquisas sobre parâmetros biomecânicos e fisiológicos



Figura 2.22 – Esteira utilizada para testes físicos de cadeirantes e validação de cadeira de rodas. Fonte: van der Woude; de Groot; Janssen, (2006)

Jin-yong et al. (2004) avaliaram o efeito da propulsão em cadeira de rodas com a síndrome do túnel do carpo da articulação do punho. Esta síndrome é muito comum em cadeirantes devido ao grande número de vezes que propelem suas cadeiras de rodas. Além da síndrome do túnel do carpo, são mais propensos a lesões nos membros superiores como tendinite no cotovelo/ombro e a síndrome do pinçamento subacromial, “*impingement syndrome*”. Para aplicar as mesmas condições de atividade de vida diária usou uma esteira.

A propulsão de cadeira de rodas sobre uma esteira elétrica também utiliza a regra da especificidade. A esteira é geralmente modificada para acomodar a largura da cadeira de rodas e é comumente equipada com proteção lateral para controlar o movimento da cadeira. Níveis de trabalho no *treadmill* podem ser determinados por qualquer aumento no grau de inclinação da esteira, da velocidade da correia, ou da combinação de ambos (MORRISON, 2004).

2.4.5 Ergômetros de cadeira de rodas

Devido à carência de equipamentos dedicados a cadeirantes é que surgiram os ergômetros de cadeira de rodas, para suprir a necessidade de avaliar a aptidão física dessas pessoas da mesma maneira que as pessoas sem deficiência, além de permitir ajudar no processo de reabilitação de lesados medulares.

Os ergômetros usuais de braço não apresentam o mesmo padrão de movimento executado na cadeira de rodas, não respeitando o padrão de recrutamento motor envolvido no gesto bem como os requerimentos de desenvolvimento de força da atividade. Por isso a

maior desvantagem destes equipamentos é devido à especificidade, assim surgiram os ergômetros específicos.

A estimativa da performance é geralmente feita usando testes ergométricos máximos, onde o atleta faz o máximo esforço ou é testado até a exaustão, cujo princípio mais comum é baseado na potência de saída, consumo de oxigênio e mudanças nos batimentos cardíacos, ou seja, em parâmetros fisiológicos. Para pacientes que necessitam de cadeira de rodas para sua ambulação é importante estudar sua habilidade para manter performance de curta duração bem como performance submáxima. Do mesmo modo isto é importante para avaliar a capacidade de pacientes em períodos pequenos de trabalho em cadeira de rodas, isto é, para superar uma rampa ou acelerar uma cadeira pesada (SAMUELSSON; LARSSON; TROPP, 1989).

Afim de facilitar a mesma aplicação da força, bicicleta e ergômetros de braço são geralmente equipados com volantes pesados, freados por correias de modo que a força de atrito possa ser escolhida por meio da tensão da correia. Comparado aos ergômetros mecânicos, a frenagem eletromagnética em sua aplicação não necessita de uma massa grande dos sistemas combinados com a inércia das partes moventes. O conceito de um ergômetro de cadeira de rodas com frenagem eletromagnética onde a energia cinética existe somente nas rodas e aros significa que a inércia pode ser simulada eletricamente. O conceito de um ergômetro de cadeira de rodas com frenagem eletromagnética onde a energia cinética existe somente nas rodas e aros significa que a inércia pode ser simulada eletricamente (FORCHHEIMEIR; LUNDBERG, 1986).

Os ergômetros de braços não são muito usados para avaliação anaeróbia e a maior característica deste é o baixo custo, portabilidade e a não especificidade no modo de propulsão. Por outro lado, os ergômetros de cadeira de rodas usados para testes de aptidão são usualmente caros e equipamentos não portáteis, mas confere uma simulação adequada para exercícios de esportes em cadeira de rodas tais como, basquete, tênis e corrida de pista (HUTZLER, 1998).

Forchheimeir e Lundberg (1986) apresentam algumas desvantagens do ergômetro de rolos por possuir freios não controlados e frenagem dos rolos ou do eixo, já a cadeira de rodas sobre uma esteira não há compensação da resistência ao atrito. Assim eles propuseram um ergômetro de cadeira de rodas com compensação do efeito pulsante do torque por um sistema de controle automático, possibilitando manter um nível constante de potência durante o trabalho da cadeira de rodas. Além da influência da regulação do caráter de pulsação do trabalho, este sistema usa um *feedback* para variar a frenagem eletromagnética de modo que o funcionamento do ergômetro seja percebido naturalmente apesar do fato de que o ergômetro de cadeira de rodas seja fixado ao chão.

Samuelsson; Larsson; Tropp (1989) desenvolveram um ergômetro de cadeira de rodas com um dispositivo de medição de torque isocinético, adequado para o caráter intermitente da propulsão em cadeira de rodas. Examinaram o torque máximo a cada propulsão dos aros, e também possibilitaram que a amplitude do sinal fosse estudada diretamente, além da saída de potência e outros parâmetros. Assim, puderam avaliar a capacidade física do indivíduo e também verificar a influência que ajustes na cadeira exercem sobre a performance. Os autores citaram sobre os tipos de equipamentos mais usados na ergometria para cadeirantes, sendo eles: esteira, cadeira de rodas estacionária conectada a bicicletas ergométricas, cadeira de rodas estacionária conectada a um volante e ergômetro de rolos. Para construção do ergômetro de cadeira de rodas da Fig. 2.23, utilizou-se uma cadeira de rodas que foi presa firmemente em uma armação, as rodas desta foram ligadas por um eixo. Este eixo foi conectado ao eixo de um dinamômetro isocinético (Cybex II). Correntes e rodas dentadas foram usadas para a transferência de potência e a razão de transmissão entre as rodas motoras e o eixo do dinamômetro foi de 1:1. Neste dispositivo é possível desconectar do dinamômetro e conectar em um volante. As variáveis escolhidas para análise foram: torque máximo e médio, potência máxima e média, deslocamento angular na propulsão, trabalho total a cada propulsão e o tempo de retirada das mãos para uma nova propulsão.

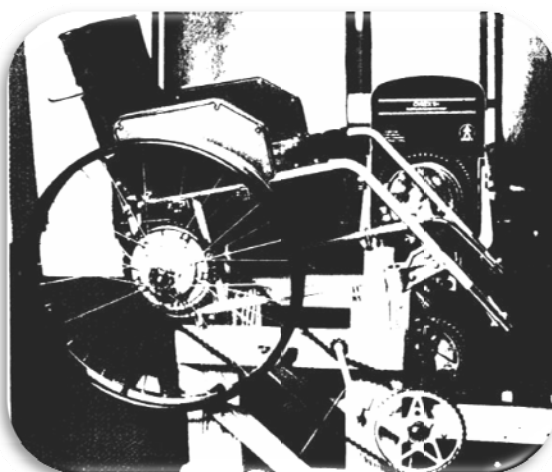


Figura 2.23 – Ergômetro de cadeira de rodas com um dispositivo de medição de torque isocinético. Fonte: (SAMUELSSON; LARSSON; TROPP,1989)

O trabalho de Niesing et al. (1990) pode ser considerado com uma referência no projeto e construção de ergômetros de cadeira de rodas, citado por autores renomados na área de propulsão em cadeira de rodas como Vanlandewijck e van der WOUDE. A proposta foi projetar e construir um ergômetro de cadeira de rodas controlado por computador,

possibilitando uma simulação mais realística da propulsão, com parâmetros ajustáveis de resistência ao rolamento, arrasto, velocidade do vento e medição de força.

Ainda em 1990 van der Woude et al. apresentaram os resultados preliminares do ergômetro proposto por Niesing et al., 1990, utilizando 6 voluntários hígidos que realizaram cada um cinco testes de 20s em cadeira de rodas, cada teste foi executado contra uma carga estaticamente calibrada. O ergômetro permite a medida de torque sob condições extremas. A alta resistência em testes de sprint conduz a valores maiores de torque e potência, pode ser útil na avaliação individual da capacidade de trabalho de atletas cadeirantes ou no processo de reabilitação.

Veeger e colaboradores (1992a) estudaram a diferença na performance entre sujeitos treinados e não treinados durante um teste de 30s no ergômetro proposto por Niesing, compararam respostas fisiológicas e técnicas de propulsão de 10 sujeitos hígidos e 9 com deficiência (lesados medulares com lesão a T8 ou abaixo).

No mesmo ano Veeger et al. (1992b) fizeram um estudo comparativo neste ergômetro com uma esteira elétrica com 9 homens hígidos seguindo um protocolo de 12min na esteira e no ergômetro de cadeira de rodas, sendo 4 baterias de 3min, variando a velocidade.

Keyser et al. (1999) obtiveram por meio de propulsão em cadeira de rodas o consumo máximo de oxigênio de usuários de cadeira de rodas manuais e de usuários sem deficiências durante teste graduado e teste simples estágio de fadiga. Foi utilizado um ergômetro como mostrado na Fig. 2.24.

Rodgers et al. (2001) utilizaram para avaliarem a influência do treinamento na biomecânica da propulsão em cadeira de rodas, um protótipo de ergômetro de cadeira de rodas instrumentado, com aros de propulsão de 22 polegadas de diâmetro, rodas sem cambagem e assento ajustável para largura e altura. Foram utilizados para a construção deste ergômetro componentes de uma bicicleta ergométrica estacionária. O sistema de resistência do equipamento é constituído de um volante com uma cinta de nylon formando um sistema de polias, que ao colocar o peso fornece o controle de resistência, baseado no atrito entre os dois elementos para a geração de resistência, sendo que o sistema de transmissão por correntes une um volante ao eixo da cadeira de rodas. Este ergômetro foi instrumentado com seis transdutores de força/torque no cubo da roda, estes sensores utilizados possuem extensômetros para medir forças e momentos tridimensionais no aro em seis canais, com um torque máximo de 150 N.m e uma força no plano da roda com capacidade de 3500 N.

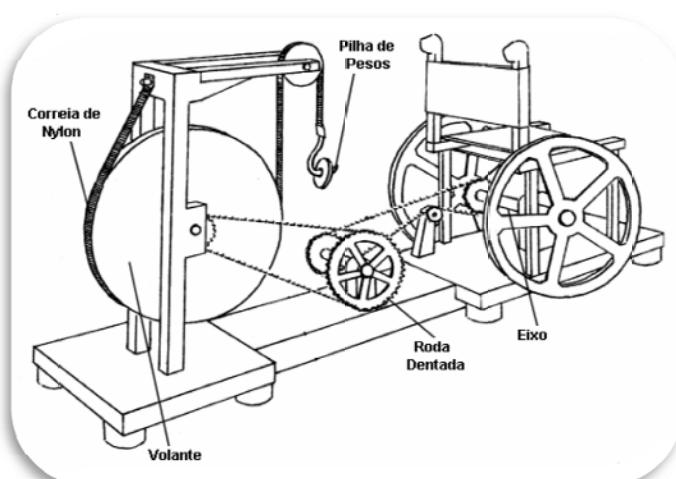


Figura 2.24 – Desenho esquemático dos aspectos mecânicos para ajuste de resistência e manutenção da potência de um ergômetro de cadeira de rodas. Fonte: Adaptado de Keyser et al. (1999)

Finley e colaboradores (2002) avaliaram a confiabilidade das variáveis biomecânicas durante teste de ergometria em cadeira de rodas. Foram selecionados indivíduos hígidos, sem experiência em propulsão afim de maximizar a variabilidade do teste. O equipamento utilizado para tal comparação foi utilizando um sistema de resistência por pilha de pesos, volante e correia. A Figura 2.25 (a) mostra o ergômetro sendo utilizado e os marcadores do sistema de análise de movimento, além de um ergoespirômetro.

Uma comparação da biomecânica de propulsão de indivíduos hígidos com outros com algum comprometimento nos membros superiores, como dor ou restrição de movimento nas articulações foi feita utilizando também o ergômetro da Fig. 2.25 (b) (FINLEY et al., 2004).



Figura 2.25 – Ergômetro de cadeira de rodas e sistema de análise de movimento tridimensional. Fonte: (a) Finley et al. (2002); (b) Finley et al. (2004)

Ao contrário da ergometria de braços, a ergometria de cadeira de rodas tem a vantagem de seguir as regras de especificidade do treinamento. A ergometria em cadeira de rodas é projetada baseada nos princípios similares àqueles usados pelo cicloergômetro Monark (Monark Exercise, Vansbro, Suécia). A unidade da roda de uma cadeira de rodas é conectada a um volante de alta inércia e a resistência ao movimento é modificada ajustando a tensão na fita em torno do volante ou a velocidade nos aros de propulsão, como mostra a Fig. 2.26. A principal vantagem da ergometria em cadeira de rodas, à exceção do treinamento da especificidade, é que é relativamente barato e pode determinar precisamente a potência de saída. Porém, até o presente momento, este tipo de equipamento, ainda não está disponível no mercado e tem que ser projetado e construído (MORRISON, 2004).

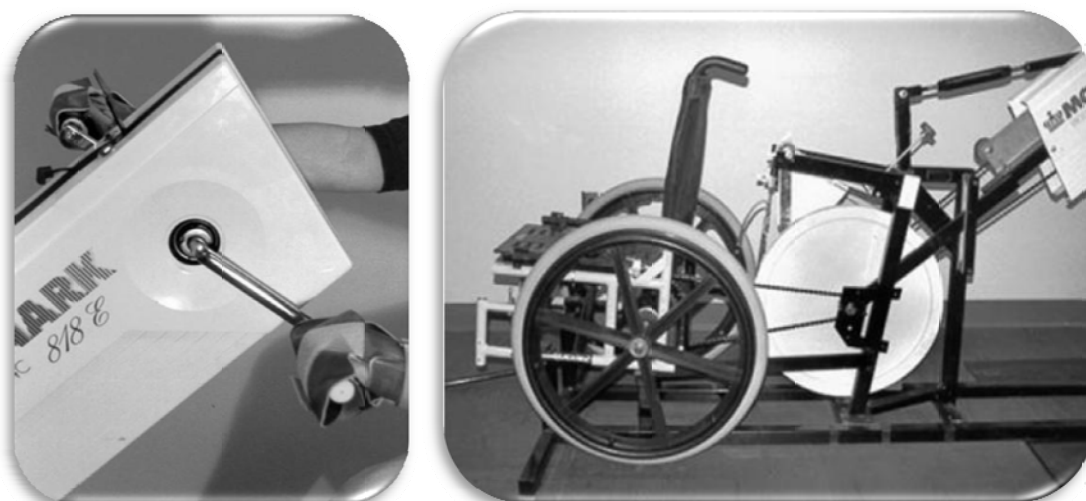


Figura 2.26 – Ergômetro de cadeira de rodas (*Wheelchair Ergometer*) e detalhe da adaptação de um ergômetro de braço.

Disponível em: <<http://www.oiresource.com/pdf/pstudy.pdf>>. Acesso em: 18 set. 2008

Apesar de atender a especificidade este equipamento parte de uma adaptação de um ergômetro de braço e não é dedicado para cadeirantes, como é o caso deste projeto que, além disso, não utiliza sistema de monitoramento com aplicativos para avaliar o condicionamento físico e que utilizem um sistema de resistência eletromagnético.

Após a realização da revisão bibliográfica, constatou-se uma grande carência de equipamentos específicos para cadeirantes, além da falta de protocolos e de análises específicas sobre os resultados do teste de Wingate aplicado a essa população. Partindo desta verificação, a proposta é projetar um novo equipamento dedicado para avaliação do condicionamento físico de cadeirantes, que não seja adaptado, mas possua funcionalidades e aplicativos específicos. Este equipamento, assim como os outros ergômetros, poderá ser utilizado em centros de treinamento, nos setores de reabilitação e cardiologia.

CAPÍTULO III

FORÇA DE PROPULSÃO EM UMA CADEIRA DE RODAS

Vários pesquisadores têm estudado modelos biomecânicos para a propulsão de uma cadeira de rodas, que é efetuada pela aplicação de forças nos aros da cadeira. Neste caso, além de fatores relacionados à parte estrutural e também existem fatores acerca da cinética dos grupos musculares recrutados para a realização do movimento. Neste capítulo é proposto um modelo analítico para a estimativa da força e torque de propulsão de uma cadeira de rodas baseado em forças resistivas e em aspectos biomecânicos do movimento. Estas forças servirão de base para avaliar o projeto estrutural do ergômetro para cadeirantes em um modelo de elementos finitos.

3.1 Modelo Analítico Proposto

Considerando que a cadeira de rodas está em um plano inclinado, em um ângulo (θ) do solo, como mostra a Fig. 3.1, é possível representar o diagrama de corpo livre em uma das rodas da cadeira imediatamente antes do início da propulsão.

Na Figura 3.1 a força de propulsão (F) é aplicada aos aros (r) e transmitida à roda de raio (R). A reação normal (N) é gerada pelo contato das rodas com o solo. A força de atrito (μN) depende da resistência ao rolamento (μ) entre o solo e o pneu e se opõe ao movimento. Onde (n) é a rotação e (P_c) é a parcela do peso total (P) aplicada nas rodas traseiras. Neste trabalho esta parcela foi considerada como 60% do peso total (HOFSTAD;

PATTERSON, 1994). Portanto, o peso total distribuído em cada roda traseira foi considerado como sendo $0,3P$.

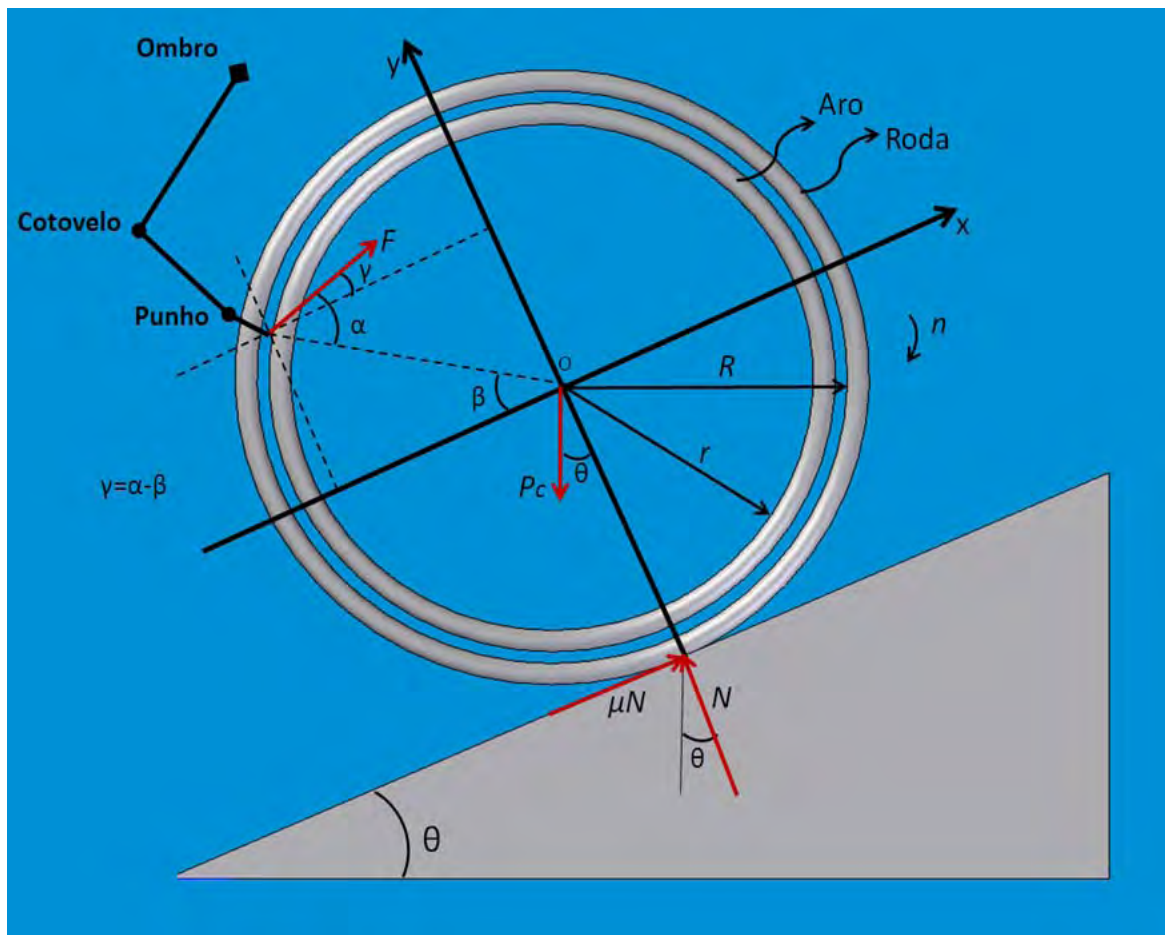


Figura 3.1 – Diagrama de corpo livre na roda no momento da propulsão

No modelo proposto, o ângulo β é determinado pelo ângulo entre o eixo das abscissas e o raio do aro, como pode ser visto na Fig. 3.1, representa a posição onde será aplicada a força nos aros, ou seja, o ponto onde o cadeirante toma como referência para iniciar o movimento de propulsão. O ângulo α é obtido pelo raio do aro e a direção da força, indica a direção de aplicação da força no momento da propulsão da cadeira e θ indica a inclinação do plano ao nível do solo. Ambos os ângulos, α e β , são limitados pelos ângulos das articulações dos ombros e são importantes para gerar um torque efetivo de propulsão.

A tendência de aplicação da força de propulsão no aro é sempre próxima à condição tangente ao aro e que promoveria a condição de mínimo esforço para a movimentação da cadeira. A amplitude de movimento das articulações do ombro, cotovelo e punho tende para esta condição, porém, a força aplicada ao aro, se não treinada, tende a produzir uma

pequena parcela de componente radial. Avaliando experimentalmente as condições de aplicação desta força (α) por inspeção visual, considerou-se uma força de propulsão com desvio máximo de 20° com relação à tangente no ponto de aplicação da força.

Avaliando também as condições operacionais de aplicação de força nos aros em diferentes posições (β) considerou-se um desvio máximo de $\pm 30^\circ$ com relação à direção vertical.

No instante inicial do movimento, pode-se considerar a análise em condição de equilíbrio estático. Neste caso, a força de propulsão pode ser determinada utilizando a 1ª Lei de Newton (HIBBELER, 2000).

A resultante na direção y pode ser escrita no sistema de coordenadas xy, ou seja,

$$\sum F_y = 0$$

$$N - P_c \cos\theta + F \sin(\alpha - \beta) = 0 \quad (3.1)$$

$$N = P_c \cos\theta - F \sin(\alpha - \beta) \quad (3.2)$$

Aplicando o equilíbrio de momentos em torno do ponto O, tem-se que,

$$\sum M_0 = 0$$

$$F r \sin\alpha - \mu N R = 0 \quad (3.3)$$

$$F = \frac{\mu R}{r \sin\alpha} N \quad (3.4)$$

Substituindo a Eq. (3.2) na Eq. (3.4):

$$F = \frac{\mu R P_c \cos\theta}{r \sin\alpha + \mu R \sin(\alpha - \beta)} \quad (3.5)$$

Supondo que a propulsão da cadeira seja feita no nível do solo ($\theta = 0^\circ$) e que P_c equivale a $0,3P$ em cada roda traseira, a Eq.(3.5) pode ser escrita como,

$$F = \frac{0,3\mu RP}{rsen\alpha + \mu Rsen(\alpha - \beta)} \quad (3.6)$$

De acordo com a Eq. (3.6), considerando uma propulsão positiva, observa-se que existem intervalos onde a força de propulsão (F) poderia não ser válida dependendo do sinal do denominador. Portanto, as condições de validade seriam,

$$rsen\alpha + \mu Rsen(\alpha - \beta) > 0 \quad (3.7)$$

Onde,

$$\mu Rsen(\alpha - \beta) > -rsen\alpha \quad (3.8)$$

Para valores usuais de α e β arbitrados neste trabalho a Eq. (3.8) é completamente satisfeita.

3.1.1 Resistência ao Rolamento

A força de propulsão (F), definida na Eq. (3.6), corresponde a uma força necessária para vencer o atrito estático do conjunto sem incluir o efeito da inércia rotacional. Na prática, a força de propulsão efetiva (F_{eff}) é bem menor do que a força (F), uma vez que esta deve vencer apenas a resistência ao rolamento.

Becker (2000) definiu uma força efetiva por meio de uma proporção entre a força de propulsão subtraindo a resistência de rolamento devido ao atrito. A proporção que o autor definiu depende da relação entre os raios da roda e do aro, ou seja,

$$F_{eff} = F \frac{R}{r} - F_a \quad (3.9)$$

Onde, F_a é a força de resistência ao rolamento, F é a força de propulsão, F_{eff} é a força efetiva de propulsão e (R/r) é a relação entre os raios da roda principal (pneu) (R) e do aro (r). Assim, das Eqs. (3.6) e (3.9) a força efetiva pode ser escrita como,

$$F_{eff} = \left(\frac{0,3\mu RP}{rsen\alpha + \mu Rsen(\alpha - \beta)} \right) \frac{R}{r} - F_a \quad (3.10)$$

Na iminência do movimento, sem efetivamente aplicar uma força de propulsão na cadeira pode-se supor que a reação normal depende apenas da parcela da força peso e a força de resistência ao rolamento depende do coeficiente de atrito entre o pneu e a superfície. Supondo no plano ($\theta = 0^\circ$),

$$N = P_c \quad (3.11)$$

E a força de resistência ao rolamento (F_a) pode ser definida, utilizando a Eq. (3.11), como,

$$F_a = \mu N = \mu(0,3P) \quad (3.12)$$

Assim a força efetiva da Eq.(3.10) pode ser reescrita como,

$$F_{eff} = \left(\frac{0,3\mu RP}{r \sin \alpha + \mu R \sin(\alpha - \beta)} \right) \frac{R}{r} - 0,3\mu P \quad (3.13)$$

Portanto, o torque de propulsão efetivo pode ser estimado considerando a parcela da força efetiva projetada na direção da força de resistência ao rolamento multiplicando o raio do aro, ou seja,

$$T_{eff} = \left[\left(\frac{0,3\mu RP}{r \sin \alpha + \mu R \sin(\alpha - \beta)} \right) \frac{R}{r} - 0,3\mu P \right] r \sin \alpha \quad (3.14)$$

3.2.2 Simulação do Efeito de Propulsão em uma Cadeira de Rodas

Os níveis da força efetiva e do torque, mostrados nas Eqs. (3.13) e (3.14) respectivamente, foram simulados utilizando um código desenvolvido em ambiente Matlab. Nesta simulação considerou-se uma inclinação nula do plano [nível do solo ($\theta = 0^\circ$)] e um coeficiente de resistência ao rolamento (μ) de 0,08 (BECKER,2000).

Visando avaliar o fenômeno em diferentes configurações de faixas de propulsão, relacionadas pelo ângulo β determinado pelo ângulo entre o eixo das abscissas e o raio do aro (ver Fig. 3.1) e o ângulo α determinado pelo raio do aro e a direção da força. Considerou-se o ângulo (β) variando de 60° a 120° e o ângulo (α) variando de 70° a 90° . Estes valores representam as mesmas faixas citadas anteriormente, porém são definidas de

acordo com o sistema de referência utilizado na análise. Nestas simulações utilizou-se um peso de 70 kgf. A Figura 3.2 mostra a força efetiva de propulsão simulada pela Eq. (3.13) em função dos ângulos α e β e a na Fig. 3.3 mostra o torque efetivo simulado pela Eq. (3.14).

Pode ser notado nestas figuras que existem determinadas condições onde os níveis de força ou torque a serem aplicados aos aros são maiores para promover a propulsão da cadeira, por exemplo, a força de propulsão é 120% maior em uma posição logo a frente do eixo da roda ($\alpha = 70^\circ, \beta = 30^\circ$) do que a força na posição do eixo ($\alpha = 90^\circ, \beta = 60^\circ$). Estes pontos correspondem a determinadas condições biomecânicas onde se deve evitar a propulsão. Evidentemente, as análises aqui efetuadas não levaram em conta a continuidade do movimento, ações da resistência do ar e nem as limitações das amplitudes do movimento biomecânico relacionados às articulações envolvidas (ombros, cotovelos e punhos).

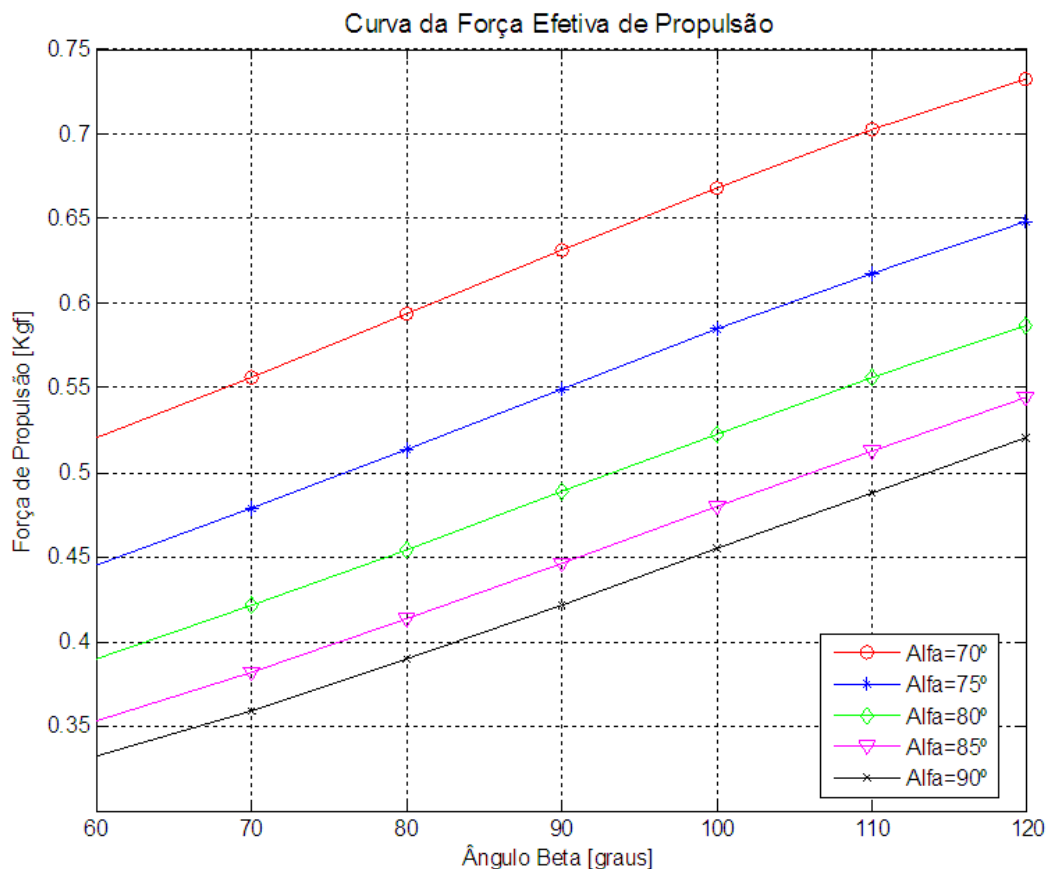


Figura 3.2 - Força efetiva de propulsão em função de α e β

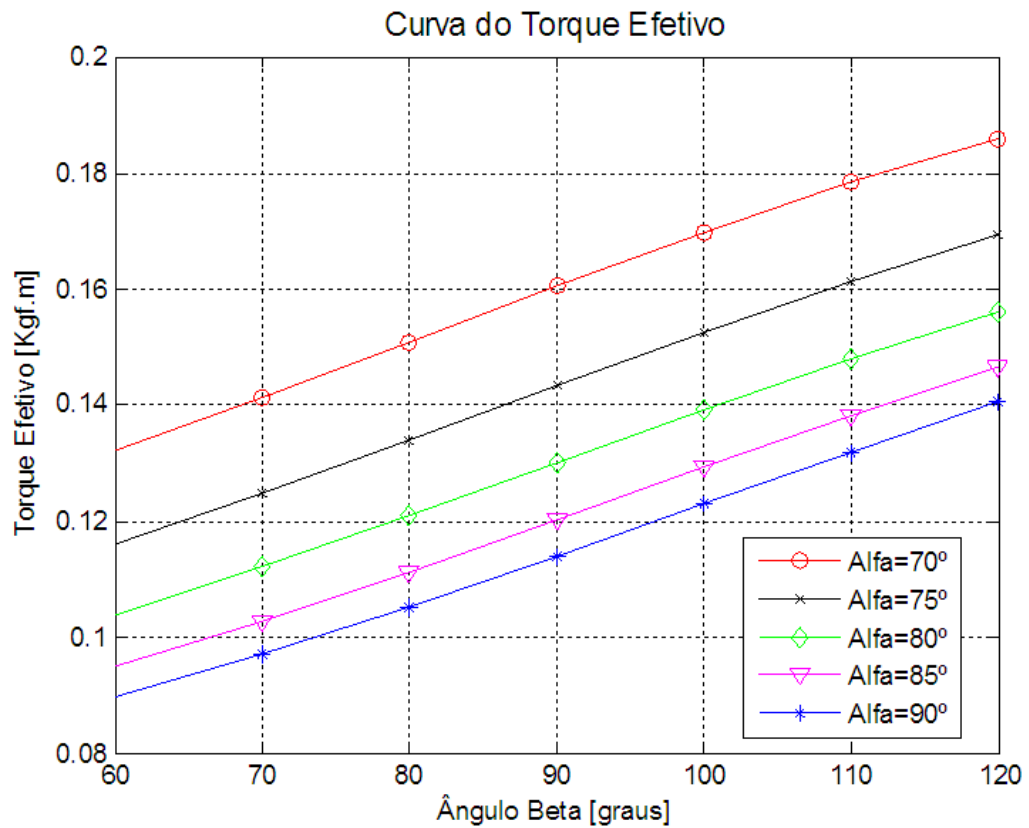


Figura 3.3 - Torque efetivo de propulsão em função de α e β

A Tabela 3.1 mostra valores de força efetiva (F_{eff}) para algumas condições de análise.

Tabela 3.1 – Força efetiva

Força Efetiva (Kgf)							
Beta Alfa	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
70°	0,520	0,557	0,594	0,632	0,669	0,703	0,733
75°	0,445	0,479	0,514	0,549	0,585	0,618	0,649
80°	0,390	0,421	0,454	0,489	0,523	0,556	0,587
85°	0,353	0,382	0,414	0,447	0,480	0,513	0,545
90°	0,332	0,359	0,390	0,422	0,455	0,488	0,520

Neste trabalho, observou-se que a melhor condição de propulsão da cadeira de rodas, ou seja, aquela com menor força para iniciar o movimento, corresponde ao ponto de $\alpha = 90^\circ$ e $\beta = 60^\circ$ o indicado na força efetiva de 0,332 kgf. Este ponto corresponde fisicamente em realizar um movimento semicircular (BONINGER et al., 2002) iniciando o movimento a 30° afastados da direção vertical com uma força tangente ao aro de propulsão.

Os resultados mostrados na simulação observados nas Figs. 3.2 e 3.3 despertaram nos autores uma curiosidade sobre a variação nos níveis de força dependendo dos valores de α e β e que existe uma condição ótima para efetuar a propulsão da cadeira de roda. Para comprovar estes valores, foi projetado e construído um aparato experimental visando determinar estes níveis de força efetuados para diferentes condições de ângulos α e β .

O aparato experimental foi construído a partir de perfis metálicos visando estimar a força de propulsão nos aros de uma cadeira de rodas em diferentes posições e direções de aplicação de forças e para diferentes valores de peso sobre a cadeira. O capítulo IV mostra em detalhes o aparato e os procedimentos de teste visando avaliar a força de propulsão.

Apesar dos resultados experimentais serem mostrados em detalhes no capítulo IV, aqui estes resultados foram comparados com aqueles da simulação numérica. Neste caso, notou-se que, em todas as simulações, os valores analíticos são maiores do que aqueles medidos experimentalmente. Neste caso, os autores avaliaram experimentalmente os valores da força de propulsão e sugerem a utilização de uma nova constante de proporcionalidade (η) a ser determinada e ajustada por meio dos dados experimentais. Esta abordagem será mostrada no capítulo IV.

Portanto, aqui representa-se apenas a nova equação proposta para estimar a força efetiva, ou seja,

$$F_{eff} = F \cdot \eta - F_a \quad (3.15)$$

Onde, η indica uma constante de proporcionalidade a ser definida utilizando dados experimentais. Finalmente, utilizando as Eqs. (3.6) e (3.13) a força efetiva é dada por:

$$F_{eff} = \left(\frac{0,3\mu RP}{r \sin \alpha + \mu R \sin(\alpha - \beta)} \right) \eta - 0,3\mu P \quad (3.16)$$

De forma análoga, o torque para vencer a resistência ao rolamento pode ser determinado por,

$$T_{eff} = \left[\left(\frac{0,3\mu RP}{r \sin \alpha + \mu R \sin(\alpha - \beta)} \right) \eta - 0,3\mu P \right] r \sin \alpha \quad (3.17)$$

As Equações (3.16) e (3.17) representam uma estimativa para determinar a força e os torques de partida para a propulsão da cadeira de rodas ao nível do solo. Para outras condições deve-se inserir nas equações a influência da inclinação do plano (ângulo θ).

Deve-se ressaltar que as forças e torques de propulsão após a partida sofrem influência da resistência do ar e não foi avaliada neste trabalho. Em geral, o nível de resistência aplicado ao ergômetro para cadeirantes é muito maior do que os valores efetivos para a propulsão de uma cadeira de rodas ao nível do solo. Isto ocorre porque a avaliação do condicionamento físico deve estimar a potência anaeróbia em condições extremas, porém, a determinação das forças de propulsão de uma cadeira de rodas orienta os profissionais sobre os aspectos biomecânicos da propulsão e indicam valores mínimos de referência para o projeto do ergômetro.

CAPÍTULO IV

METODOLOGIA EXPERIMENTAL PARA A ESTIMATIVA DA FORÇA EFETIVA

No capítulo IV mostrou-se a importância de estudar os padrões de movimento e paralelamente, foi desenvolvido um modelo analítico para a estimativa da força de propulsão no aro diante de uma resistência imposta à cadeira de rodas. Os resultados obtidos apresentaram resultados interessantes em pontos específicos de aplicação de forças dependendo da direção da força aplicada ao aro.

Foram observados que ocorreram altos valores para a força em determinados pontos utilizando o modelo proposto que possuía parâmetros similares aqueles observados na literatura. Os autores resolveram projetar um aparato experimental visando estimar esta força de propulsão nos aros para algumas condições específicas dos ângulos referentes ao ponto de aplicação da força no aro e da direção da força. Neste caso, o objetivo seria utilizar os dados experimentais para ajustar o modelo matemático desenvolvido introduzindo uma nova constante de proporcionalidade.

Este capítulo apresenta toda a metodologia utilizada para construir uma bancada de modo a avaliar a força efetiva de propulsão variando a posição e a direção de aplicação da força sobre os aros supondo que a cadeira de rodas apoiava-se sobre uma superfície de borracha com diferentes níveis de peso.

4.1 Projeto do aparato experimental

O projeto do aparato experimental foi realizado visando simular a movimentação de uma cadeira de rodas sob diversas condições de aplicação da força de propulsão. Conforme descrito anteriormente, existem diversos tipos de padrões de movimentos e que podem ser

iniciados em diferentes posições dos aros. Além disso, conforme mostrado, em geral considera-se que a força resultante seja tangente ao aro e esta seria aproveitada completamente para a geração de torque de propulsão da cadeira. Porém, sabe-se que na prática, existe sempre uma parcela de componente radial que não é aproveitada para a geração do torque efetivo. Esta parcela constitui uma perda e está associada com as condições ergonômicas da cadeira e aspectos biomecânicos dos grupos musculares requeridos para a movimentação da cadeira de rodas.

Portanto, o objetivo seria padronizar pontos de aplicação de força nos aros em diferentes direções. Para isto, utilizou-se uma estrutura de pequeno peso visando não interferir na força efetiva de propulsão e definir faixas de ângulos nos quais fossem observadas condições variadas para os diferentes níveis das forças aplicadas. Logo, foi utilizado um cabo de aço de diâmetro 2 mm acoplado ao aro para simular um ponto médio de aplicação da força. Estes cabos poderiam ser colocados em diferentes posições com a ajuda de um transferidor. Foi utilizada uma cadeira de rodas convencional marca Tokleve projetada para uma capacidade de peso de 180 kg. A cadeira foi montada sobre uma base de borracha que estava fixada sobre a estrutura de uma mesa de madeira fabricada com perfis tipo metalon 30 x 30 x 1,2 mm.

Após o posicionamento do cabo de aço foram utilizados esticadores para manter o cabo tracionado de modo a manter a máxima sensibilidade na estimativa da força. A obtenção de diferentes ângulos foram conseguidos com o projeto de uma estrutura metálica feita com perfis tipo metalon 30 x 30 x 1,2 mm onde foram definidos 5 furos. Com estes furos, era possível ajustar um eixo desmontável onde eram fixadas duas polias em V orientadas paralelamente na direção dos aros de propulsão. O cabo de aço era enrolado e fixado diretamente nestas polias. Posicionando o eixo em diferentes furos ajustava-se uma direção específica de aplicação de força nos aros de propulsão da cadeira. Sobre a cadeira de rodas foram colocadas diferentes condições de carregamento.

A medição da força foi feita utilizando um aparato posicionado na estrutura metálica constituído de um parafuso acoplado a uma célula de carga Kratos de capacidade 50 kgf, previamente calibrada, possuindo resolução de 0,01 Kgf, que por sua vez, era acoplada por um pequeno cabo de aço a uma polia em V. Esta polia também era fixada no eixo que unia os cabos de aço aos aros.

A Figura 4.1 mostra um desenho esquemático da mesa, da estrutura metálica com os furos e do eixo móvel. A Figura 4.2 mostra esquematicamente o aparato experimental projetado composto por:

- Uma cadeira de rodas para obesos até 180 kg (Tokleve);

- Relógio comparador;
- Cabos de aço com esticadores;
- Célula de Carga Kratos com capacidade 50 kgf;
- Indicador digital de força Kratos;
- Polias em V;
- Eixo móvel;
- Piso de borracha;
- Transferidor;
- Régua;
- Pesos utilizados para simular o peso da cadeirante.

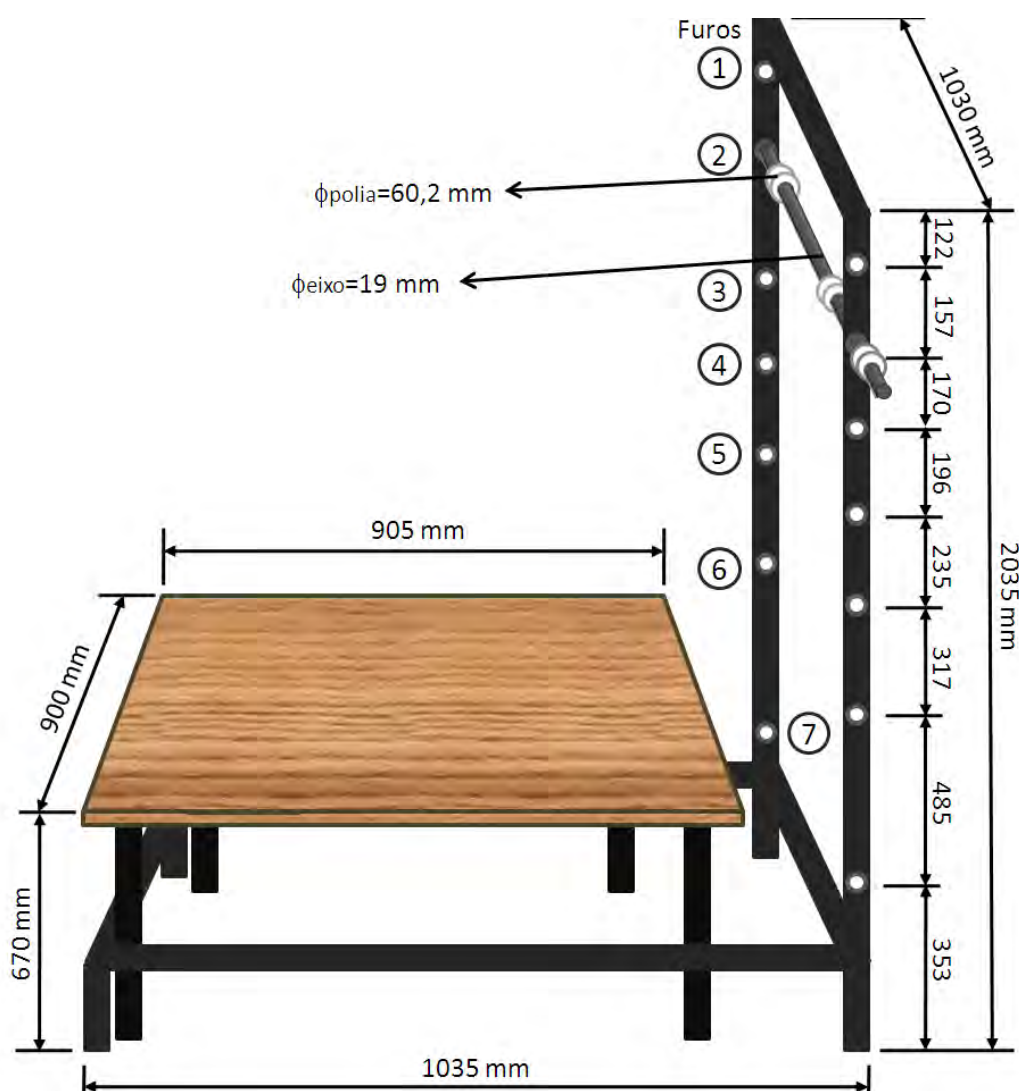


Figura 4.1 – Desenho esquemático das dimensões básicas da bancada experimental

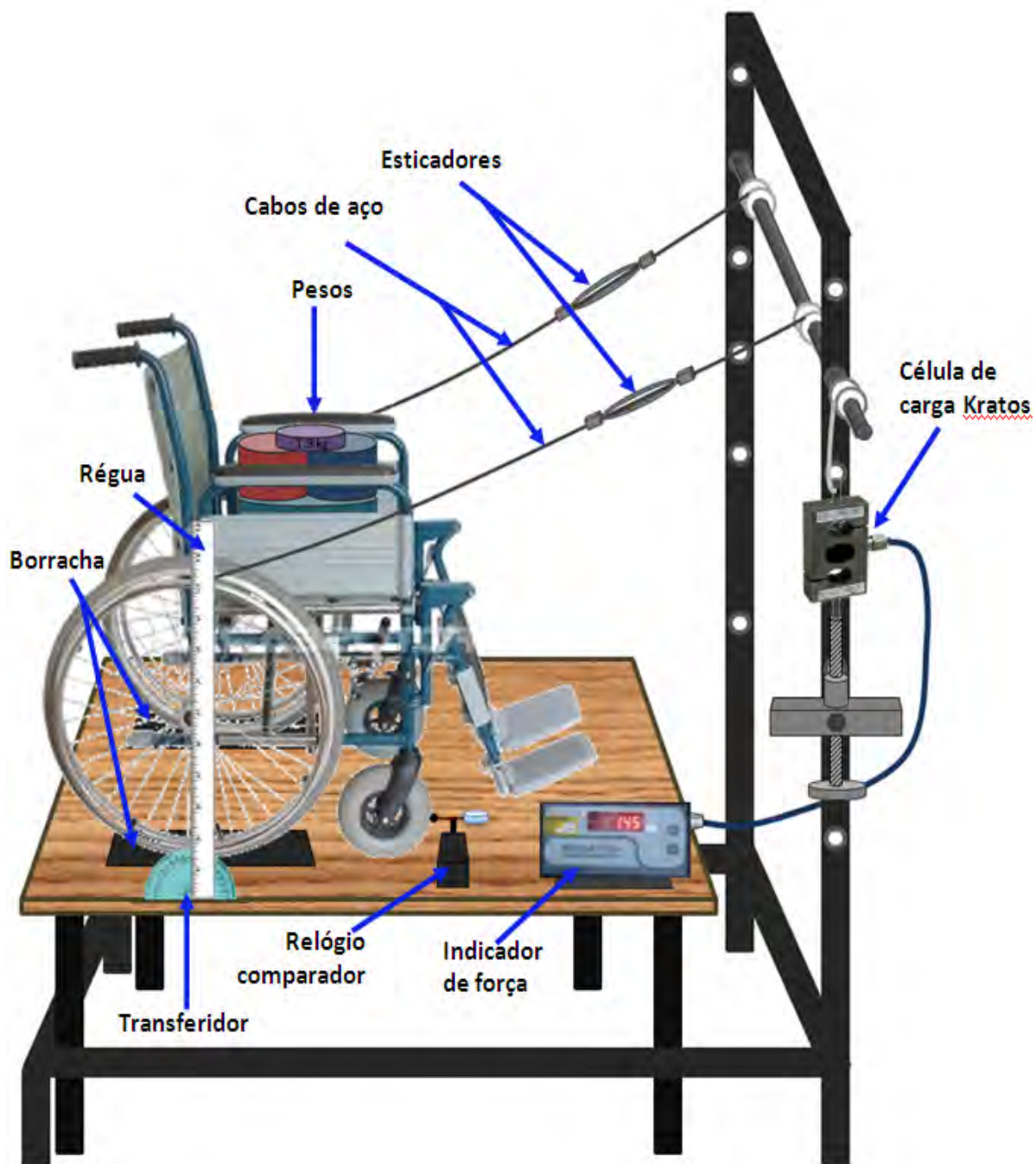


Figura 4.2 – Desenho esquemático do aparato experimental

A Figura 4.3 mostra a estrutura construída com perfis soldados, a montagem e os principais itens e equipamentos utilizados na realização dos ensaios e a Fig. 4.4 mostra as vistas do aparato experimental.

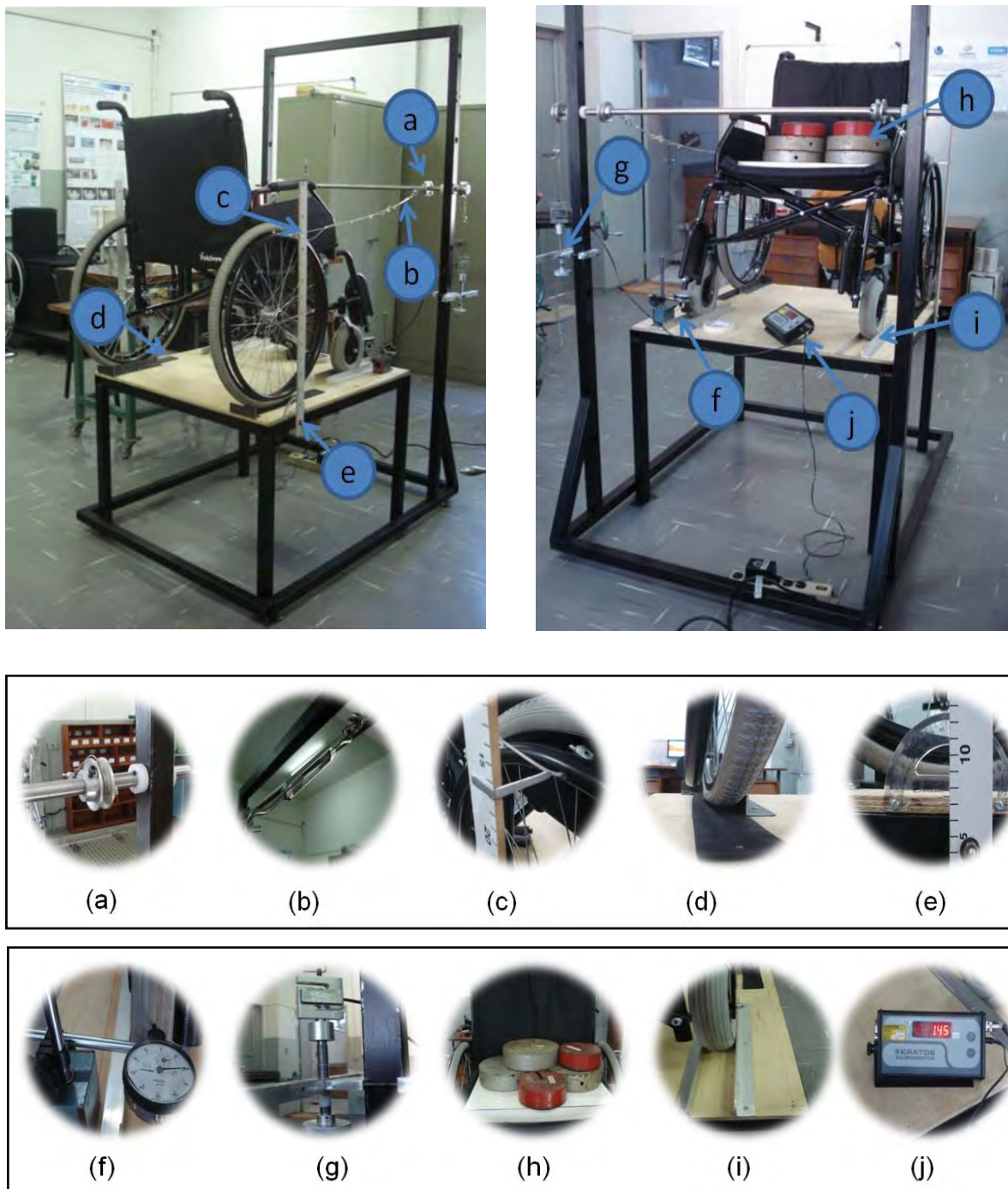


Figura 4.3 - Bancada experimental com detalhes dos equipamentos e recursos utilizados. (a) eixo e polia (b) esticador do cabo de aço (c) auxiliar para posicionamento do ângulo (d) superfície de borracha (e) transferidor e régua (f) relógio comparador (g) célula de carga (h) pesos utilizados para simular o peso da cadeirante (i) guias para as rodas dianteiras e traseiras (j) indicador digital de força



Figura 4.4 - Bancada experimental em vistas (a) lateral esquerda (b) lateral direita (c) frontal (d) posterior

4.2 Metodologia para medição de força de propulsão

Para a estimativa da força de propulsão, inicialmente, com o cabo de aço sem pré-tensão, a cadeira de rodas era posicionada sobre a mesa de madeira com as rodas dianteiras sobre a superfície de borracha. Para isto eram utilizadas guias para as rodas dianteiras e um batente fixo à mesa na parte traseira e que servia para apoiar as rodas traseiras. Neste caso, o alinhamento era visual procurando condições similares entre as duas rodas traseiras. Neste alinhamento giravam-se ambas as rodas em um ângulo pré-determinado (β) para simular diferentes posições de aplicação da força. Para manter condições similares em ambos os aros foram utilizadas duas réguas acopladas em dois transferidores. Neste caso, era possível deslocar a régua em diferentes posições angulares e regular adequadamente a posição de aplicação da força. A seguir, os pesos eram colocados sobre o assento da cadeira e o eixo móvel era posicionado em um furo específico. Com isso, era ajustado um ângulo da direção da força nos aros (α). A seguir os cabos de aço eram pré-tensionados com o auxílio das polias em V simultaneamente ao cabo acoplado à célula de carga.

Neste caso, um pequeno movimento no parafuso de carga era transferido para os cabos de aço que, por sua vez, transferiam esta força aos dois aros de propulsão. O valor da força era, então, monitorado pelo indicador de sinais.

Conforme descrito no capítulo III, o modelo analítico proposto para a estimativa da força de propulsão baseou-se em condições estáticas e não em condições dinâmicas. Neste caso, efeitos como a resistência do ar e atrito dinâmico não foram considerados na análise. Portanto, na análise experimental não se buscava avaliar grandes movimentações na cadeira, mas apenas as forças efetivas que causariam o início do movimento.

A avaliação da força de propulsão foi feita em uma condição de equilíbrio estático. Para monitorar a iminência do movimento foi utilizado um relógio comparador posicionado na roda dianteira, de tal forma que, pequenos movimentos pudessem ser detectados. Estabeleceu-se como padrão de medidas para a força efetiva um deslocamento máximo de 0,2 mm. A força era aplicada lentamente ao parafuso da célula de carga, sendo monitorado pelo indicador de sinais.

Para cada etapa de medição mantinha-se fixo o eixo em uma das cinco posições escolhidas e também o ângulo de aplicação da força no aro e variavam-se os pesos colocados sobre a cadeira e anota-se o valor da força necessária para obter o deslocamento de 0,2 mm da cadeira. Devido ao grande número de experimentos a serem realizados, utilizou-se sete repetições nos primeiros furos medidos (furos 4,2) e dez repetições nos outros furos.

A Figura 4.5 mostra um desenho esquemático indicando os parâmetros ajustados e analisados na abordagem experimental, a Tab. 4.1 mostra as respectivas faixas dos ângulos analisadas e os pesos utilizados.

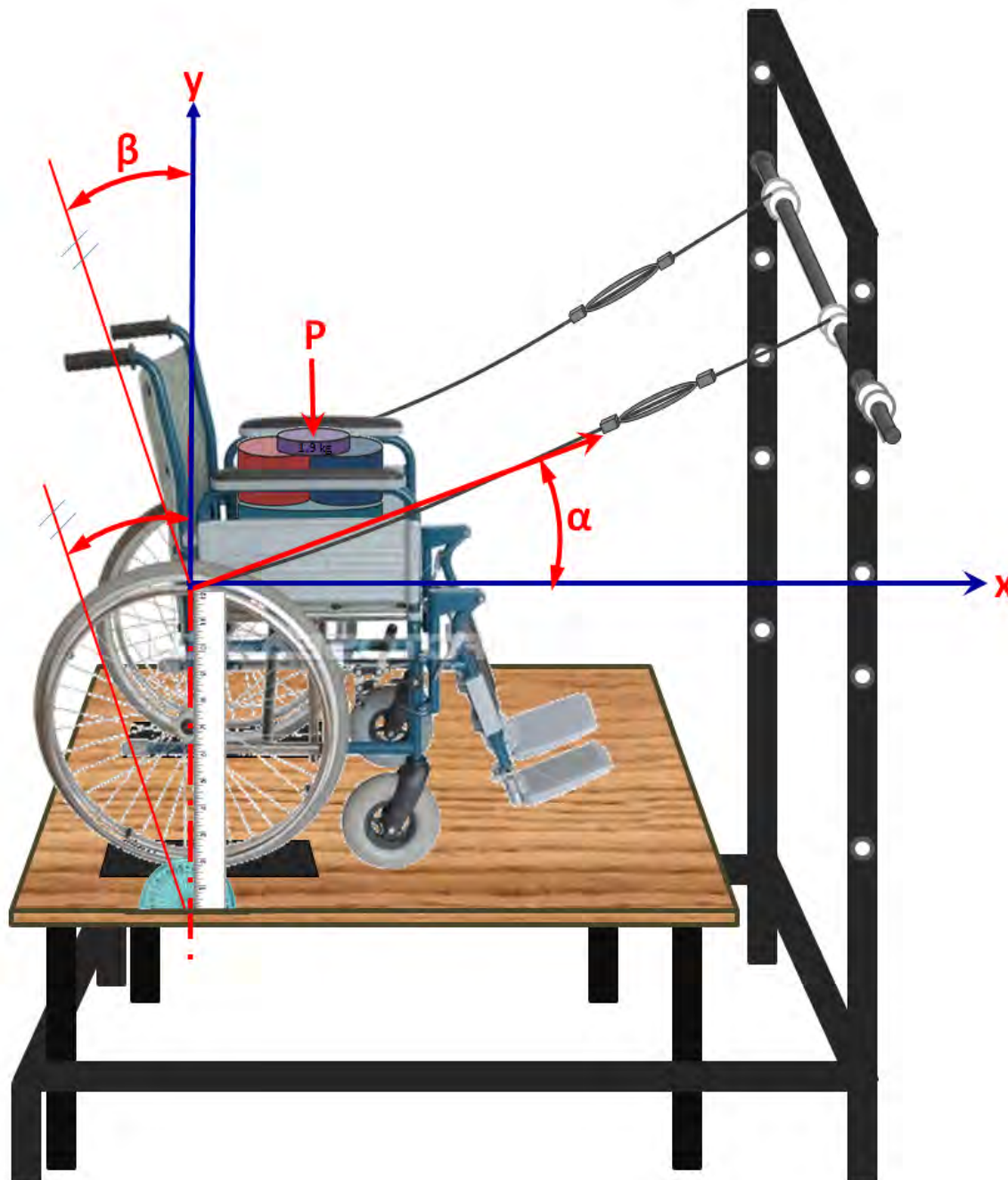


Figura 4.5 – Desenho esquemático para os parâmetros ajustados no aparato experimental

Tabela 4.1 – Faixas analisadas dos ângulos e pesos utilizados para cada ângulo β avaliado

	Furos	$\beta = -30^\circ$	$\beta = 0^\circ$	$\beta = 30^\circ$	Pesos (kg)
	1	33,2°	35,2°	43,7°	71,66
	2	26,2°	28,1°	37,3°	91,79
α	3	20,3°	20,0°	26,7°	106,69
	4	12,3°	9,9°	17°	141,75
	5	0,5°	4,2°	1,5°	161,84

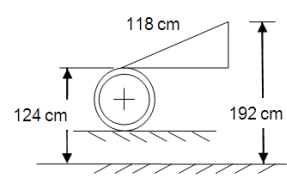
A Tabela 4.2 mostra os dados experimentais obtidos para o furo 1 considerando as dez medidas efetuadas, os cinco pesos analisados e os três ângulos de posicionamento da força aplicada nos aros de propulsão (ângulo β). Os outros resultados para os furos 2, 3, 4 e 5 nas mesmas condições são mostrados no Apêndice 3.

Como visto no capítulo III o fator de proporcionalidade utilizado na Eq. (3.9), dado pela razão entre os raios da roda e do aro, não simulava adequadamente os níveis de força observados experimentalmente. Portanto, neste trabalho os autores sugerem a utilização de uma nova constante de proporcionalidade (η) que será determinada utilizando como referência os dados experimentais.

As Figuras 4.6, 4.7 e 4.8 mostram as forças efetivas em função dos pesos aplicados para as três posições analisadas 0° , -30° e 30° , respectivamente. Os dados indicados nestas figuras representam valores médios extraídos das várias medidas efetuadas e mostradas na Tab.4.3 e Apêndice 3, para os cinco furos utilizados ou as cinco direções de aplicação da força efetiva.

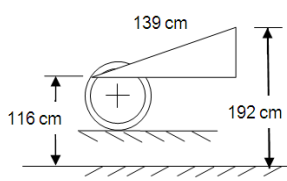
Tabela 4.2 – Dados experimentais Furo 1

Furo 1 – Ângulo $\beta = 0^\circ$					
Força (kgf)	Peso 1	Peso 2	Peso 3	Peso 4	Peso 5
1	1,79	2,64	2,69	2,93	3,65
2	1,47	2,81	2,23	3,20	3,46
3	1,78	2,30	2,45	3,09	4,65
4	2,01	1,79	3,15	2,52	3,40
5	1,74	1,50	2,42	2,12	3,28
6	1,35	1,62	2,37	3,17	2,78
7	1,29	2,28	2,32	2,96	4,16
8	1,35	2,09	1,56	2,49	3,94
9	1,61	1,52	1,45	3,30	5,04
10	2,15	2,01	2,49	3,65	4,64



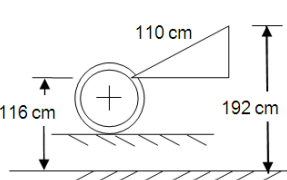
$$\begin{cases} \alpha = 35,2^\circ \\ \beta = 0^\circ \end{cases}$$

Furo 1 – Ângulo $\beta = -30^\circ$					
Força (kgf)	Peso 1	Peso 2	Peso 3	Peso 4	Peso 5
1	1,12	2,98	3,64	2,56	4,47
2	0,72	1,39	0,84	1,80	1,59
3	0,76	2,30	0,44	1,19	1,38
4	0,96	0,78	1,34	1,04	3,27
5	0,95	0,43	1,32	1,56	1,31
6	0,50	2,05	0,73	0,65	0,76
7	0,60	0,20	1,38	0,74	1,10
8	0,94	0,99	0,67	1,51	1,02
9	0,45	0,52	0,67	1,24	1,12
10	0,50	1,18	0,78	0,74	0,58



$$\begin{cases} \alpha = 33,2^\circ \\ \beta = -30^\circ \end{cases}$$

Furo 1 – Ângulo $\beta = 30^\circ$					
Força (kgf)	Peso 1	Peso 2	Peso 3	Peso 4	Peso 5
1	1,22	2,92	3,99	5,50	6,30
2	1,66	2,68	4,15	5,21	5,29
3	1,85	2,58	4,01	5,75	5,02
4	1,44	2,14	3,70	4,74	5,56
5	1,15	2,35	3,56	4,20	4,87
6	1,69	2,25	3,38	3,60	5,40
7	1,93	2,15	3,37	3,99	6,06
8	1,75	2,63	3,23	4,28	5,31
9	2,17	3,04	3,43	4,50	5,15
10	2,00	2,61	3,12	4,71	4,85



$$\begin{cases} \alpha = 43,7^\circ \\ \beta = 30^\circ \end{cases}$$

Pesos (m1=71,66 kg m2=91,79kg m3=106,69kg m4=141,75kg m5=161,84kg)

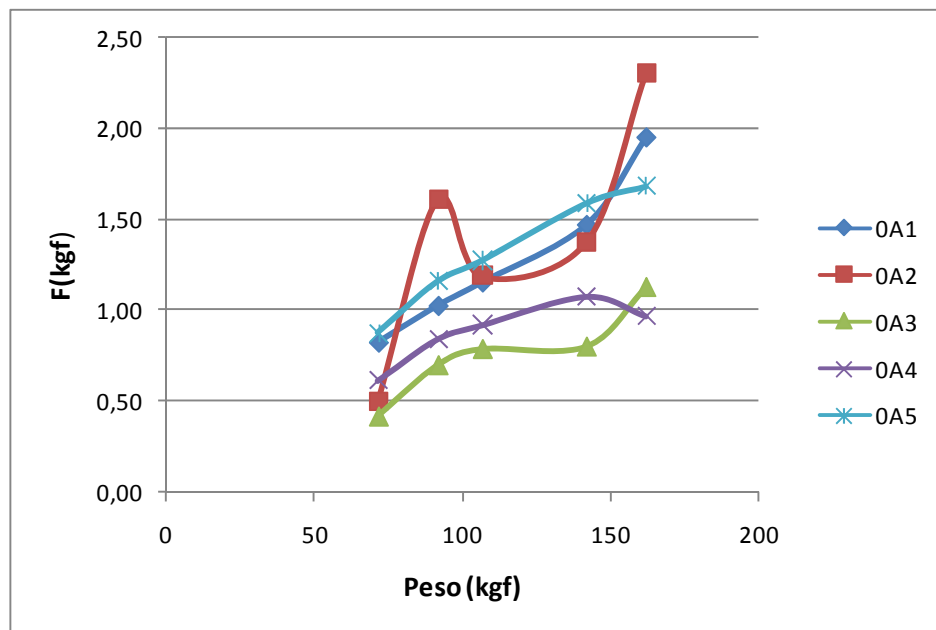


Figura 4.6 – Força efetiva em função do peso para a posição da roda em $\beta = 0^\circ$ nos cinco furos analisados

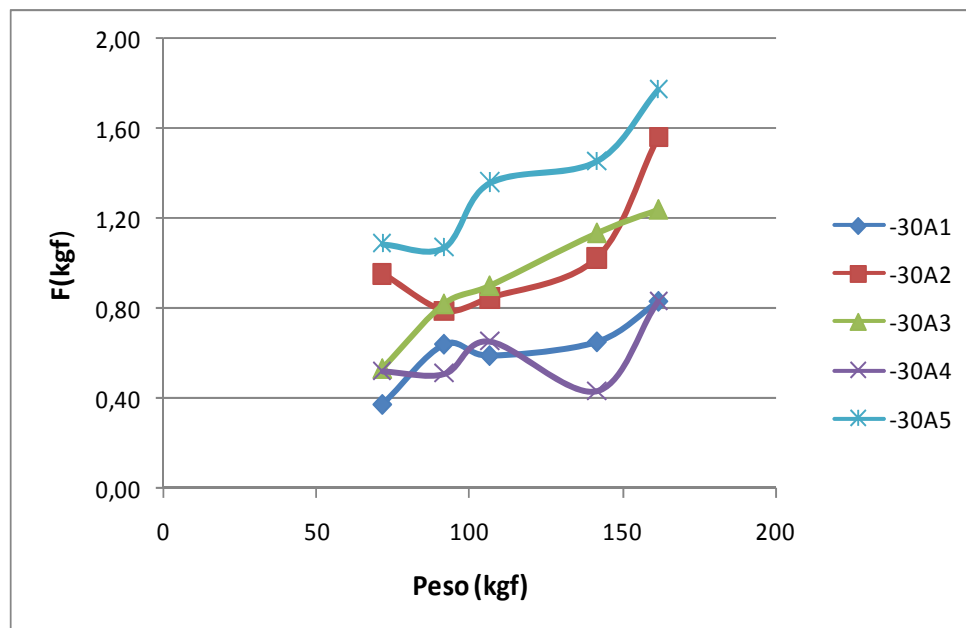


Figura 4.7 – Força efetiva em função do peso para a posição da roda em $\beta = -30^\circ$ nos cinco furos analisados

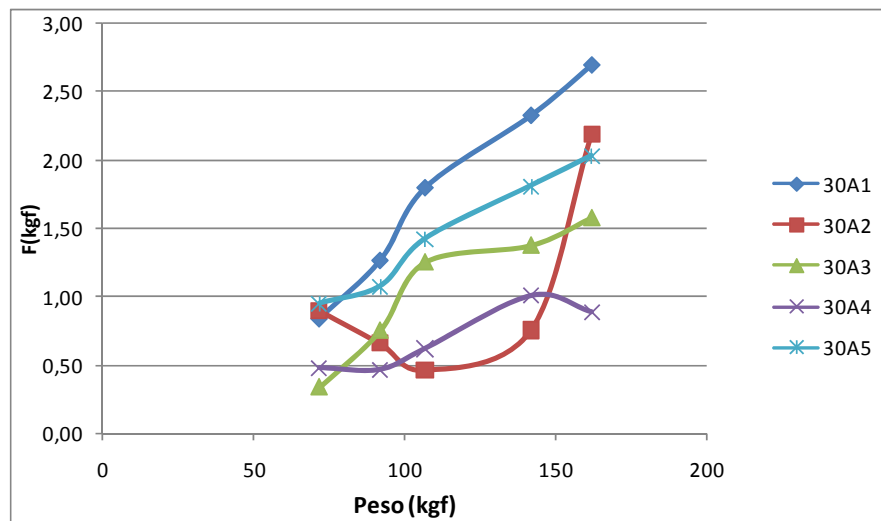


Figura 4.8 – Força efetiva em função do peso para a posição da roda em $\beta = 30^\circ$ nos cinco furos analisados

Verificou-se nas Figs. 4.6, 4.7 e 4.8 que há uma tendência para todos os furos analisados de que quanto maior o peso, maior a força efetiva para os 3 ângulos β (0° , -30° , 30°). Para o ângulo $\beta = 0^\circ$ observa-se que as forças tendem a serem maiores para os furos das extremidades (furos A1, A5). Para o ângulo $\beta = -30^\circ$ o furo A5 mostra maiores níveis de força. Já para $\beta = 30^\circ$ os maiores valores de força foram para o furo A1. Nas medidas efetuadas foram observadas variações significativas entre os níveis de força para os diferentes furos, porém, não foi notada uma correlação entre os níveis de força com a posição dos furos.

Para cada furo e posição da roda mediram-se os comprimentos do cabo, a distância do eixo ao solo e também a distância do ponto de aplicação da força ao solo. A Tab. 4.3 mostra, para cada par de ângulos α e β experimentais, as forças efetivas calculadas supondo um coeficiente de resistência ao rolamento de 0,08 (BECKER, 2000), raio da roda (R) 0,302 m, raio do aro (r) 0,27 m e carga de 70 kgf.

Observa-se que a condição de menor força é a $\alpha = 0,5^\circ$ e $\beta = -30^\circ$ que correspondem aos pontos $\alpha = 90^\circ$ e $\beta = 60^\circ$ no sistema de referência adotado neste capítulo IV.

Para comparar os valores de força experimental e analíticos plotaram-se os gráficos mostrados nas Figs. 4.9 e 4.10, onde para o modelo analítico dos valores de força foram calculados pela Eq. (4.13). Para os dados experimentais referentes ao furo 5 onde $\alpha = 0,5^\circ$; $\beta = -30^\circ$ devido à menor força efetiva encontrada correspondem aos pontos $\alpha = 90^\circ$ e $\beta = 60^\circ$ no sistema de referência adotado neste capítulo IV.

Tabela 4.3 – Forças efetivas dos dados experimentais

Condições Analisadas		Força Efetiva (kgf)
FURO 1	$\begin{cases} \alpha = 35,2^\circ \\ \beta = 0^\circ \end{cases}$	0,739
	$\begin{cases} \alpha = 33,2^\circ \\ \beta = -30^\circ \end{cases}$	0,613
	$\begin{cases} \alpha = 43,7^\circ \\ \beta = 30^\circ \end{cases}$	1,144
FURO 2	$\begin{cases} \alpha = 28,1^\circ \\ \beta = 0^\circ \end{cases}$	0,594
	$\begin{cases} \alpha = 26,2^\circ \\ \beta = -30^\circ \end{cases}$	0,483
	$\begin{cases} \alpha = 37,3^\circ \\ \beta = 30^\circ \end{cases}$	0,925
FURO 3	$\begin{cases} \alpha = 20^\circ \\ \beta = 0^\circ \end{cases}$	0,486
	$\begin{cases} \alpha = 20,3^\circ \\ \beta = -30^\circ \end{cases}$	0,408
	$\begin{cases} \alpha = 26,7^\circ \\ \beta = 30^\circ \end{cases}$	0,686
FURO 4	$\begin{cases} \alpha = 9,9^\circ \\ \beta = 0^\circ \end{cases}$	0,421
	$\begin{cases} \alpha = 12,3^\circ \\ \beta = -30^\circ \end{cases}$	0,346
	$\begin{cases} \alpha = 17^\circ \\ \beta = 30^\circ \end{cases}$	0,565
FURO 5	$\begin{cases} \alpha = 4,2^\circ \\ \beta = 0^\circ \end{cases}$	0,414
	$\begin{cases} \alpha = 0,5^\circ \\ \beta = -30^\circ \end{cases}$	0,331
	$\begin{cases} \alpha = 1,5^\circ \\ \beta = 30^\circ \end{cases}$	0,516

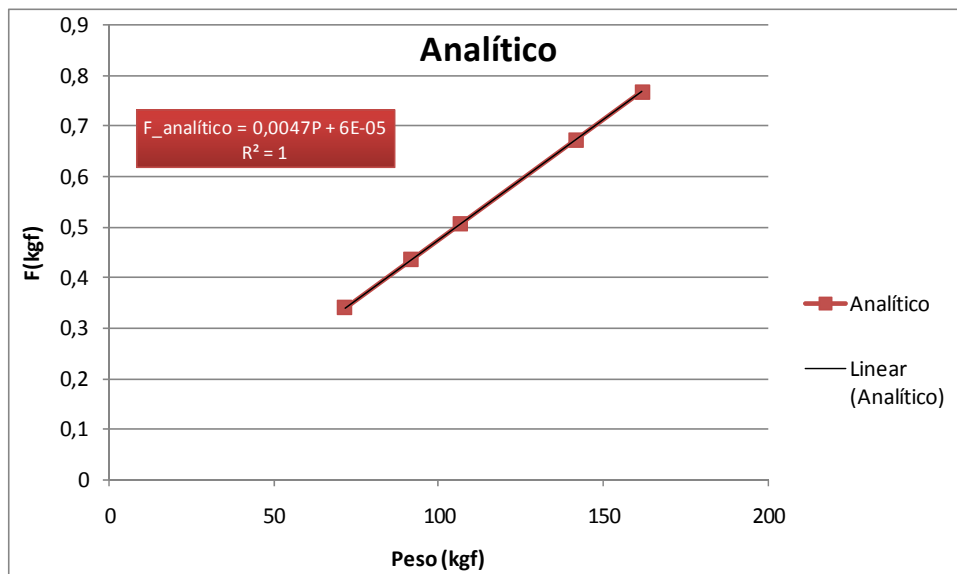


Figura 4.9 – Força efetiva utilizando o modelo analítico para os cinco pesos analisados

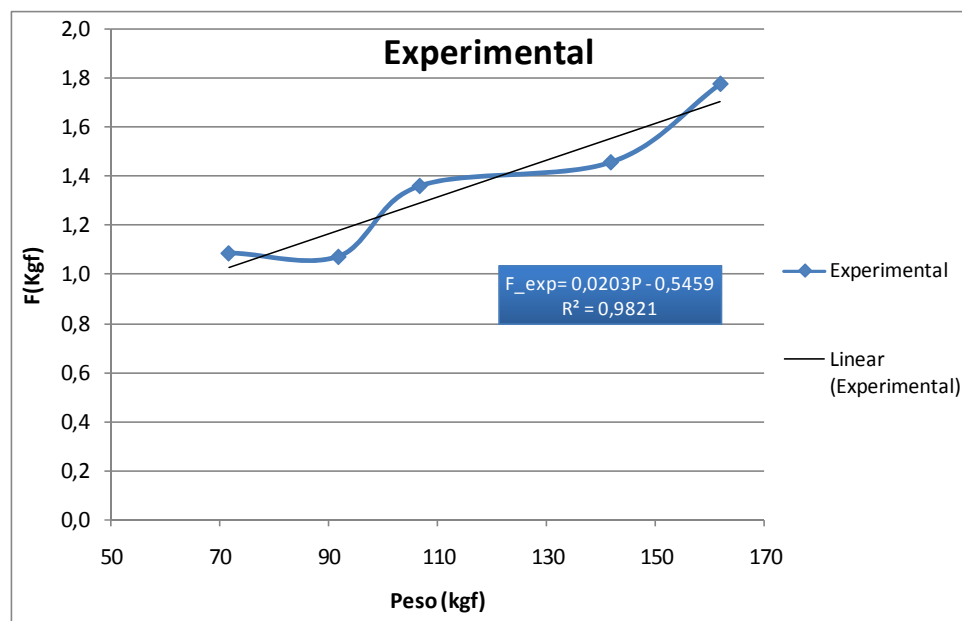


Figura 4.10 – Força efetiva experimental para os cinco pesos analisados

Para obter o valor da nova constante de proporcionalidade, interpolaram-se retas aos dados experimentais e utilizando os mesmos parâmetros experimentais. A Figura 4.11 mostra as três retas de interpolação para cada condição do ângulo $\beta = 0^\circ, -30^\circ, 30^\circ$. A Tabela 4.4 mostra os coeficientes angulares de todos os dados avaliados.

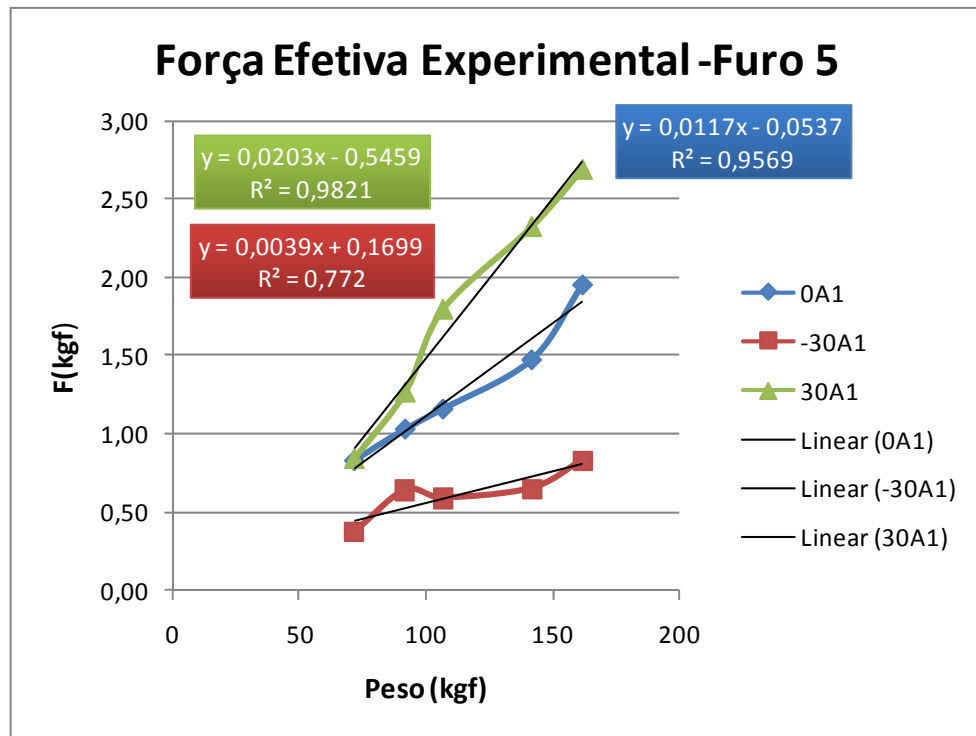


Figura 4.11 – Força efetiva experimental para o furo 5

Reescrevendo a Eq. (4.13), tem-se que,

$$F_{eff} = \left[\left(\frac{0,007248}{0,27 \sin \alpha + 0,02416 \sin(\alpha - \beta)} \right) Ft_{exp} - 0,024 \right] P \quad (4.1)$$

A Eq. (4.1) pode ser reescrita como,

$$F_{eff} = \left[(K_1) Ft_{exp} - K_2 \right] P = \delta \cdot P \quad (4.2)$$

Portanto, o fator δ que multiplica P na Eq. (4.2) pode ser igualado ao coeficiente angular da reta ajustada pelos dados experimentais. Por meio deste mesmo procedimento para todos os coeficientes foi obtida a média dos fatores experimentais, conforme mostra a Tab. 4.4.

Tabela 4.4 – Coeficientes angulares e parâmetros para o cálculo de η

		Coeficientes Angulares Experimentais	K_1	K_2	$F_{t_{exp}}$
FURO 1	$\begin{cases} \alpha = 35,2^\circ \\ \beta = 0^\circ \end{cases}$	0,012 ($R^2=0,96$)	0,309	0,024	0,116
	$\begin{cases} \alpha = 33,2^\circ \\ \beta = -30^\circ \end{cases}$	0,005 ($R^2=0,94$)	0,029	0,024	0,977
	$\begin{cases} \alpha = 43,7^\circ \\ \beta = 30^\circ \end{cases}$	0,020 ($R^2=0,98$)	0,036	0,024	1,228
FURO 2	$\begin{cases} \alpha = 28,1^\circ \\ \beta = 0^\circ \end{cases}$	0,018 ($R^2=0,89$)	0,029	0,024	1,436
	$\begin{cases} \alpha = 26,2^\circ \\ \beta = -30^\circ \end{cases}$	...	...	...	...
	$\begin{cases} \alpha = 37,3^\circ \\ \beta = 30^\circ \end{cases}$	...	...	...	...
FURO 3	$\begin{cases} \alpha = 20^\circ \\ \beta = 0^\circ \end{cases}$	0,006 ($R^2=0,85$)	0,028	0,024	1,099
	$\begin{cases} \alpha = 20,3^\circ \\ \beta = -30^\circ \end{cases}$	0,007 ($R^2=0,96$)	0,027	0,024	1,178
	$\begin{cases} \alpha = 26,7^\circ \\ \beta = 30^\circ \end{cases}$	0,013 ($R^2=0,88$)	0,030	0,024	1,221
FURO 4	$\begin{cases} \alpha = 9,9^\circ \\ \beta = 0^\circ \end{cases}$	0,006 ($R^2=0,93$)	0,027	0,024	1,129
	$\begin{cases} \alpha = 12,3^\circ \\ \beta = -30^\circ \end{cases}$	...	...	...	...
	$\begin{cases} \alpha = 17^\circ \\ \beta = 30^\circ \end{cases}$	0,006 ($R^2=0,83$)	0,029	0,024	1,050
FURO 5	$\begin{cases} \alpha = 4,2^\circ \\ \beta = 0^\circ \end{cases}$	0,009 ($R^2=0,98$)	0,027	0,024	1,227
	$\begin{cases} \alpha = 0,5^\circ \\ \beta = -30^\circ \end{cases}$	0,008 ($R^2=0,90$)	0,026	0,024	1,227
	$\begin{cases} \alpha = 1,5^\circ \\ \beta = 30^\circ \end{cases}$	0,013 ($R^2=0,98$)	0,028	0,024	1,301
Valores Médios		0,010			1,099

... Não dispõe de dado

Logo, $\boxed{\eta = 1,099}$.

CAPÍTULO V

MODELAGEM POR ELEMENTOS FINITOS

Neste capítulo o projeto do módulo de propulsão foi avaliado utilizando o método dos elementos finitos utilizando o Programa Ansys, na plataforma Ansys Workbench. Além da avaliação da resistência do módulo de propulsão, foram observados os pontos críticos da estrutura em termos do campo de tensões e deslocamentos e a possibilidade de falha estrutural. Os resultados da análise numérica são apresentados no capítulo VII de resultados.

5.1 Modelo Estrutural do Módulo de Propulsão do Ergômetro ERG-CR09

A Figura 5.1 mostra a estrutura completa que compõe o módulo de propulsão do ergômetro com as principais dimensões. Devido ao tamanho do modelo que seria gerado, decidiu-se pela subdivisão da análise em duas partes, ou seja, um modelo composto pela base da estrutura com a estrutura do assento e o outro modelo pelas rodas, mancais e eixo.

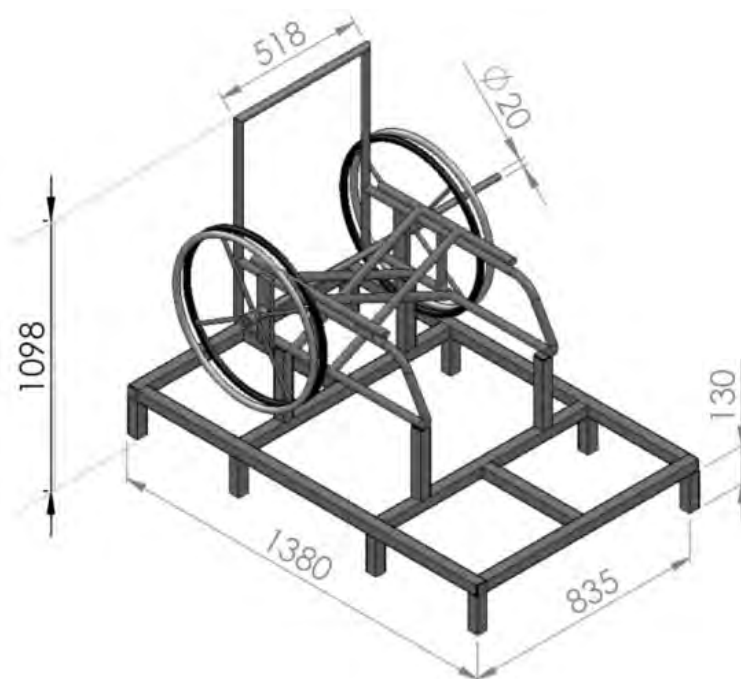


Figura 5.1 - Geometria do projeto estrutural do módulo de propulsão do ergômetro ERG-CR09 desenvolvido em SolidWorks

O primeiro modelo numérico foi composto pela base inferior e estrutura do assento propriamente dito, como pode ser visto na Fig. 5.2.

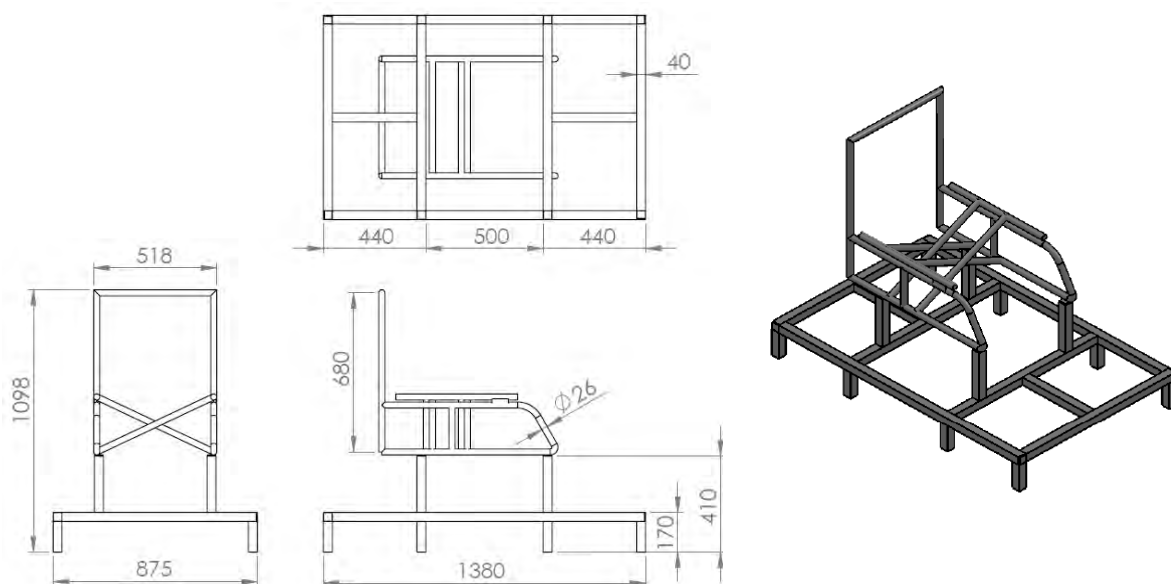


Figura 5.2 - Geometria do primeiro modelo com dimensões básicas definidas no programa SolidWorks

A Figura 5.3 mostra a estrutura inferior que se refere à base do módulo de propulsão. Esta base utiliza perfis de aço quadrados (40 x 40 x 1.2 mm) e possui dimensões de 1380 x 875 x 415 (mm), sendo que esta estrutura foi toda soldada possuindo travessas laterais para aumentar a rigidez do conjunto. A altura da estrutura (130 mm) foi definida de tal forma que o cadeirante possa aproximar-se do ergômetro em um nível próximo a altura de uma cadeira de rodas convencional e posicionar no assento.

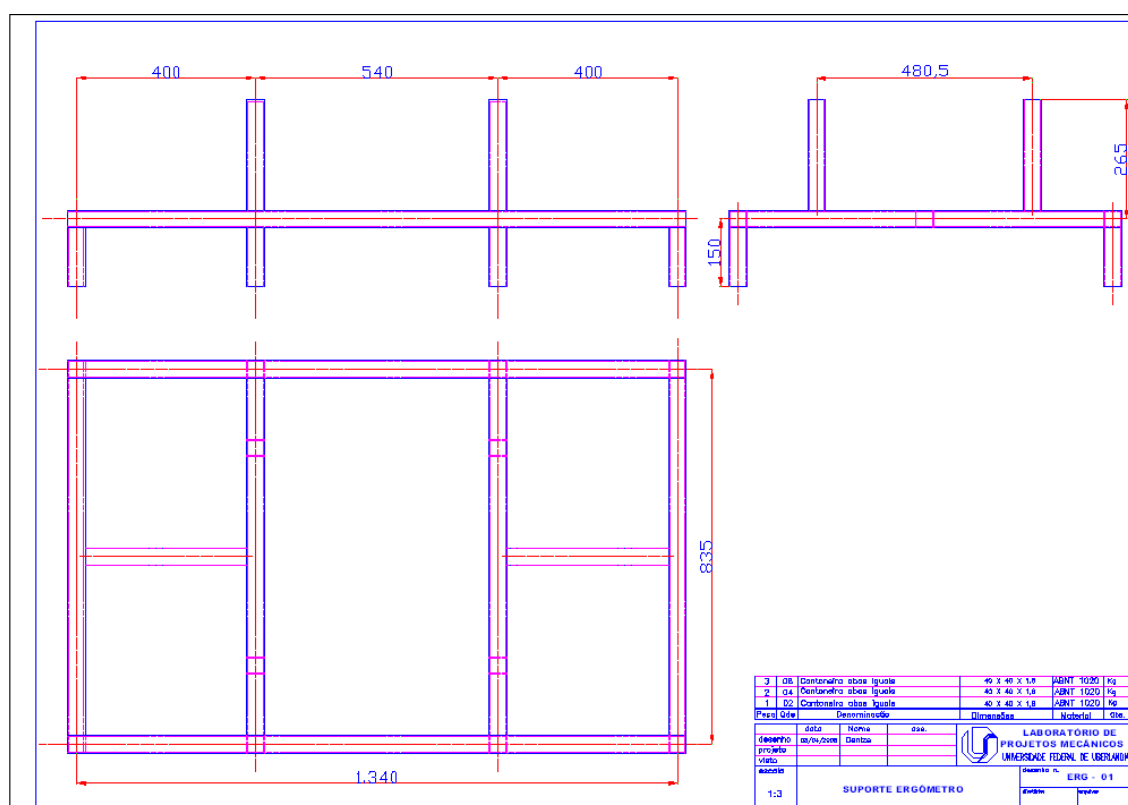


Figura 5.3 - Projeto estrutural simplificado da base inferior do suporte do ergômetro desenvolvido em AutoCAD

A geometria do primeiro modelo foi exportada para o programa ANSYS utilizando um arquivo com extensão .iges.

Dentro da plataforma Ansys Workbench, importou-se a geometria e após algumas modificações obteve-se a geometria final do ergômetro a ser analisada, como mostra a Fig. 5.4.

Destaca-se que, devido a simetria, a análise foi feita apenas na metade da estrutura visando obter um modelo numérico menor e melhorar as condições de convergência.

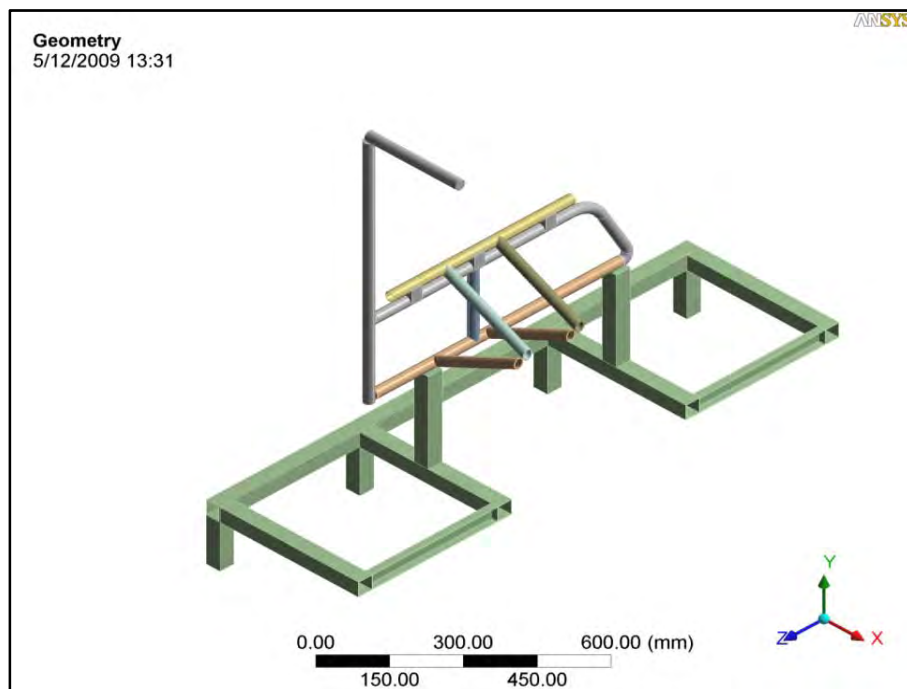


Figura 5.4 - Geometria do primeiro modelo após importação para o Ansys

A malha da estrutura foi definida por um programa de geração automática de malhas do programa Ansys Workbench, resultando assim em um modelo de elementos finitos com 55748 nós e 32320 elementos, como mostra a Fig. 5.5.

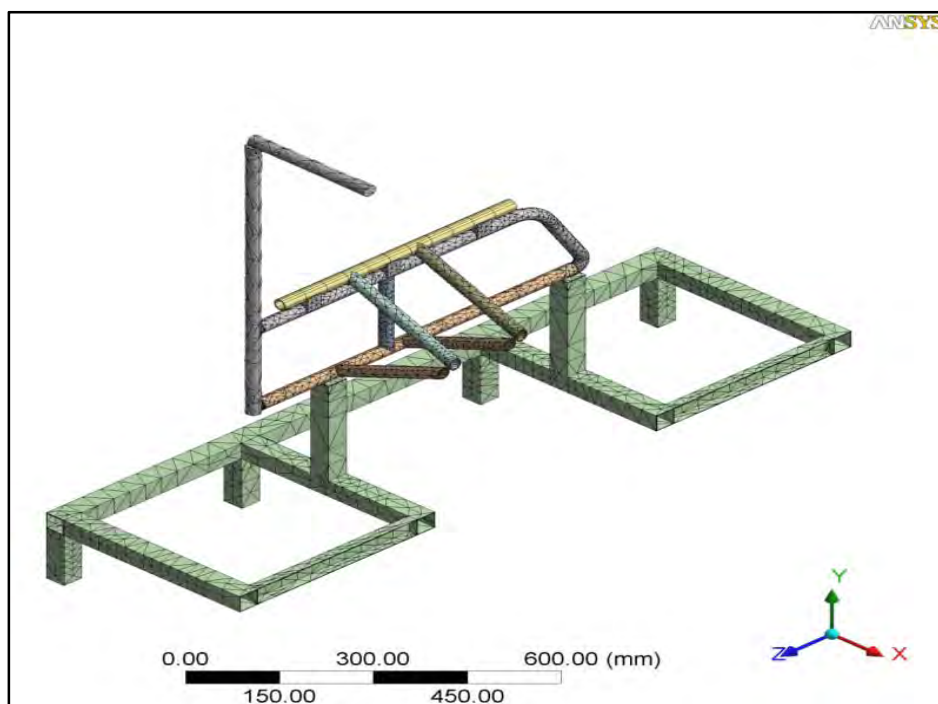


Figura 5.5 – Malha gerada no Ansys Workbench para o primeiro modelo

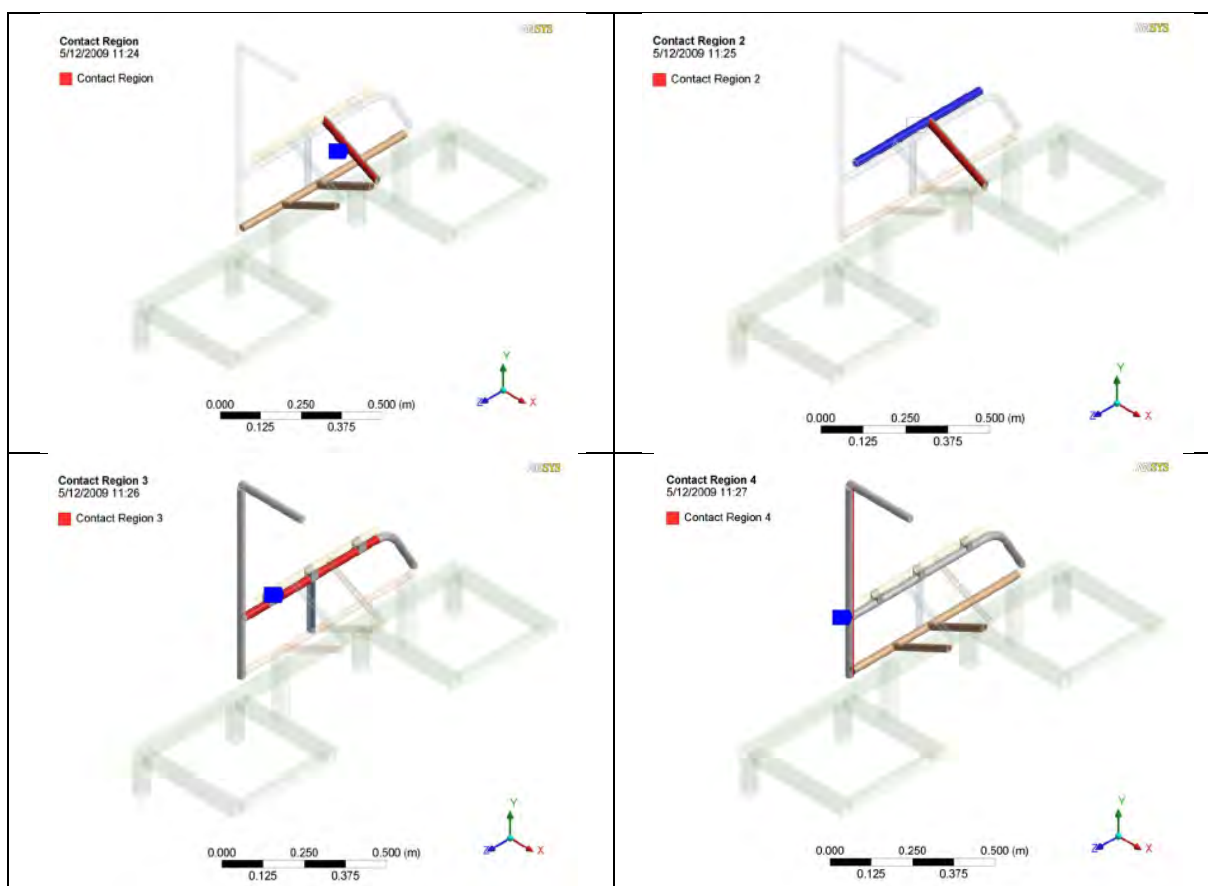
Neste primeiro modelo foram utilizados 5 tipos de elementos, como mostra a Tab. 5.1.

Tabela 5.1 – Tipos de elementos utilizados no primeiro modelo numérico*

Nome Genérico do Tipo de Elemento	Elemento “ANSYS”	Descrição
10 Node Quadratic Tetrahedron	Solid 187	10 Node Tetrahedral Structural Solid
20 Node Quadratic Hexahedron	Solid 186	20 Node Structural Solid
Quadratic Quadrilateral Target	Targe 170	3D Target Segment
Quadratic Triangular Contact	Conta 174	3D 8 Node Surface to Surface Contact
Quadratic Triangular Target	Targe 170	3D Target Segment

*Fonte: Ansys Workbench

O programa Ansys Workbench possui uma “ferramenta” de seleção e adequação da malha e dos contatos. A Figura 5.6 mostra esses contatos realizados para cada união de volumes, que para este modelo foram 8 volumes, totalizando 12 regiões de contato do tipo colado.



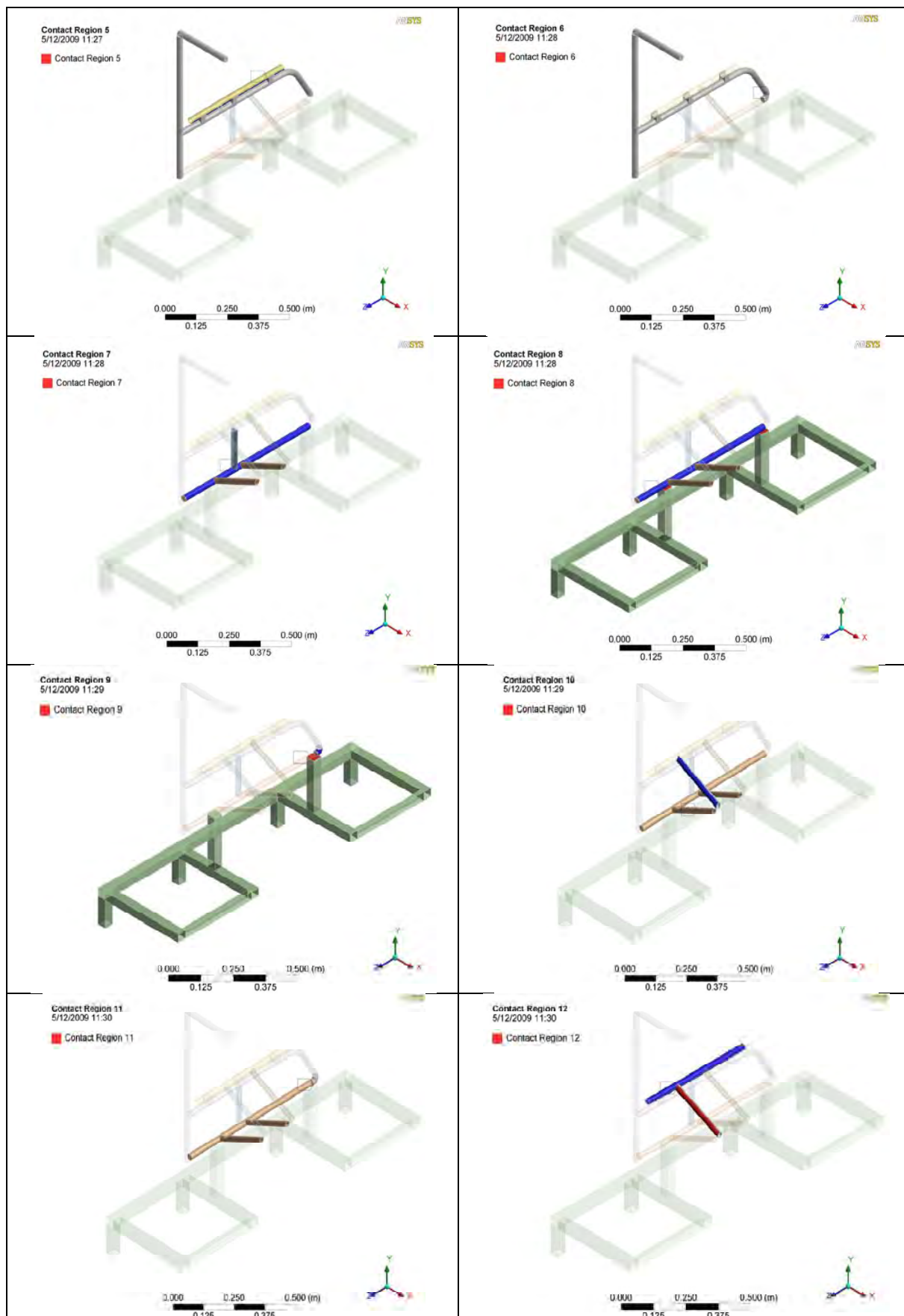


Figura 5.6 – Regiões de contato gerado no Ansys Workbench para o primeiro modelo

Na parte superior da estrutura do ergômetro existe uma lona (não mostrada) que é a base de assento do cadeirante. Portanto, o carregamento aplicado simula a parcela da força peso na lona supondo uma pequena parcela da carga inclinada na lona.

A carga de projeto foi de 1800 N acrescida de aproximadamente 20% de segurança, resultando em uma carga de 2200 N. Devido à simetria do modelo utilizou-se uma carga de 1100 N. Considerando a área superficial da metade do tubo onde foi aplicada a força estimou-se uma pressão atuante neste elemento (0,052 MPa), como mostra a Fig.5.7.

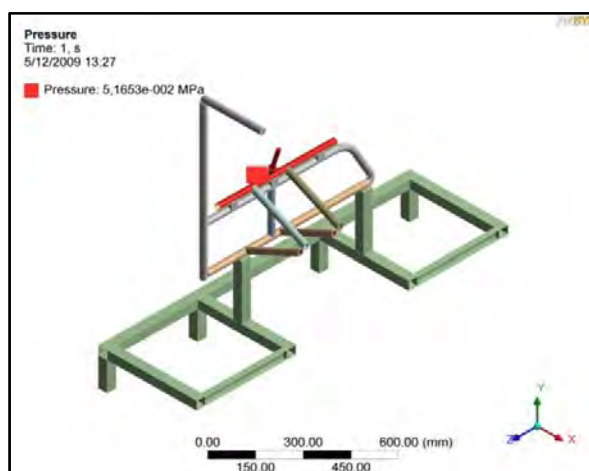


Figura 5.7 – Carregamento aplicado no primeiro modelo

Como condições de contorno aplicaram-se um engastamento nos quatro “pés” da estrutura, simulando uma condição de não movimentação. As outras condições impostas foram para a simetria, aplicando-as nas faces. A Figura 5.8 mostra as condições de contorno e simetria impostas no primeiro modelo. Cada etiqueta mostrada corresponde a uma quantidade de áreas selecionadas onde foi aplicada a condição de contorno.

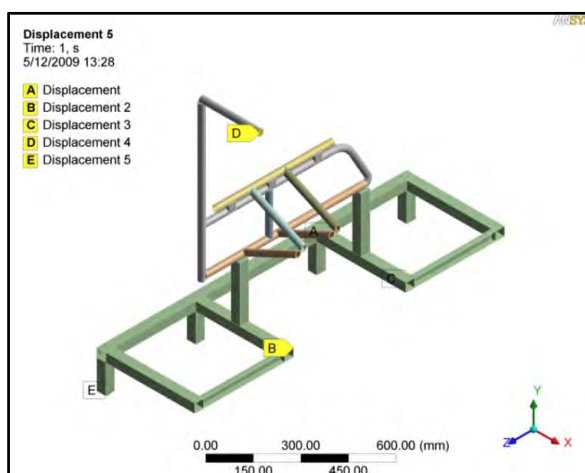


Figura 5.8 – Condições de contorno e simetria para o primeiro modelo

O segundo modelo é composto por dois aros que simulam as rodas ligadas aos aros de propulsão propriamente dito. Os aros são interligados por um eixo comum e dois mancais. A Figura 5.9 mostra o segundo modelo utilizado na análise.

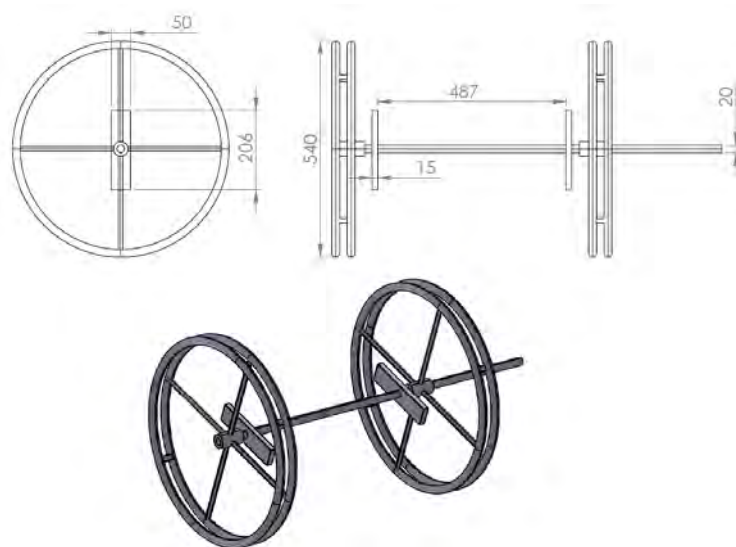


Figura 5.9 - Geometria do segundo modelo com dimensões básicas determinado pelo programa SolidWorks

Este modelo foi também exportado para o programa ANSYS utilizando, após o término da geometria do segundo modelo, o mesmo procedimento do primeiro modelo, por meio da extensão .iges e a seguir a geometria foi avaliada dentro da plataforma Workbench, como mostra a Fig. 5.10.

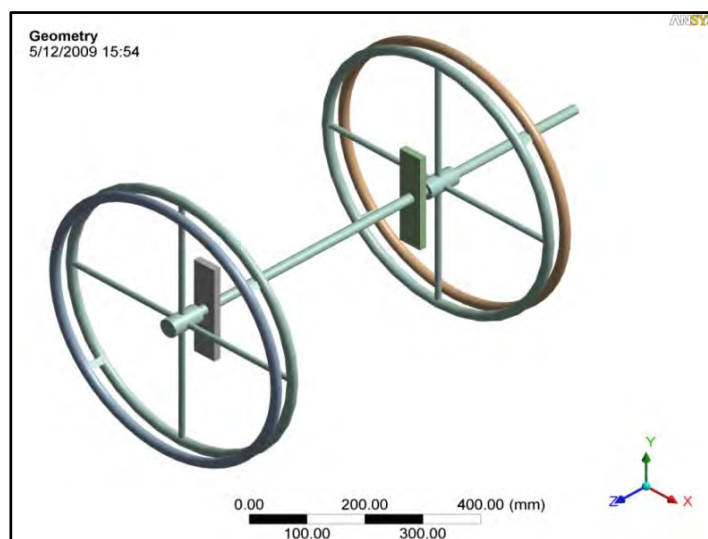


Figura 5.10 - Geometria do segundo modelo após importação no Ansys

De forma similar foi gerado o modelo de elementos finitos da estrutura utilizando o gerador automático do programa Ansys Workbench, resultando assim em um modelo de elementos finitos com 15977 nós e 7785 elementos, como mostra a Fig. 5.11.

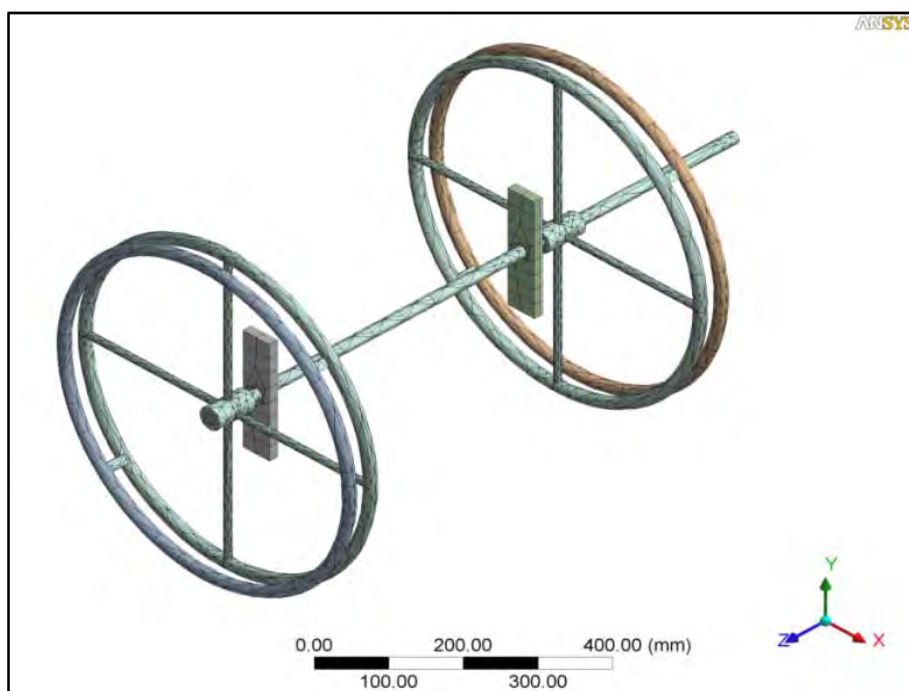


Figura 5.11 – Malha gerada no Ansys Workbench para o segundo modelo

Neste segundo modelo foram usados 6 tipos de elementos, como mostra a Tab. 5.2.

Tabela 5.2 – Tipos de elementos utilizados no segundo modelo*

Nome Genérico do Tipo de Elemento	Elemento “ANSYS”	Descrição
10 Node Quadratic Tetrahedron	Solid 187	10 Node Tetrahedral Structural Solid
20 Node Quadratic Hexahedron	Solid 186	20 Node Structural Solid
20 Node Quadratic Wedge	Solid 186	20 Node Structural Solid
Quadratic Quadrilateral Contact	Conta 174	3D 8 Node Surface to Surface Contact
Quadratic Triangular Target	Targe 170	3D Target Segment
Quadratic Triangular Target	Targe 170	3D Target Segment

*Fonte: Ansys Workbench

Após a importação da geometria do segundo modelo, os contatos foram gerados automaticamente pelo programa, colando alguns sólidos afim de simular uma união rígida e em outros foi utilizado contato com atrito. A Figura 5.12 mostra os contatos gerados

totalizando 4 contatos, sendo duas regiões de contato e duas regiões de baixo atrito sólido com sólido, que foi entre os mancais e o eixo, como mostra a Fig. 5.13.

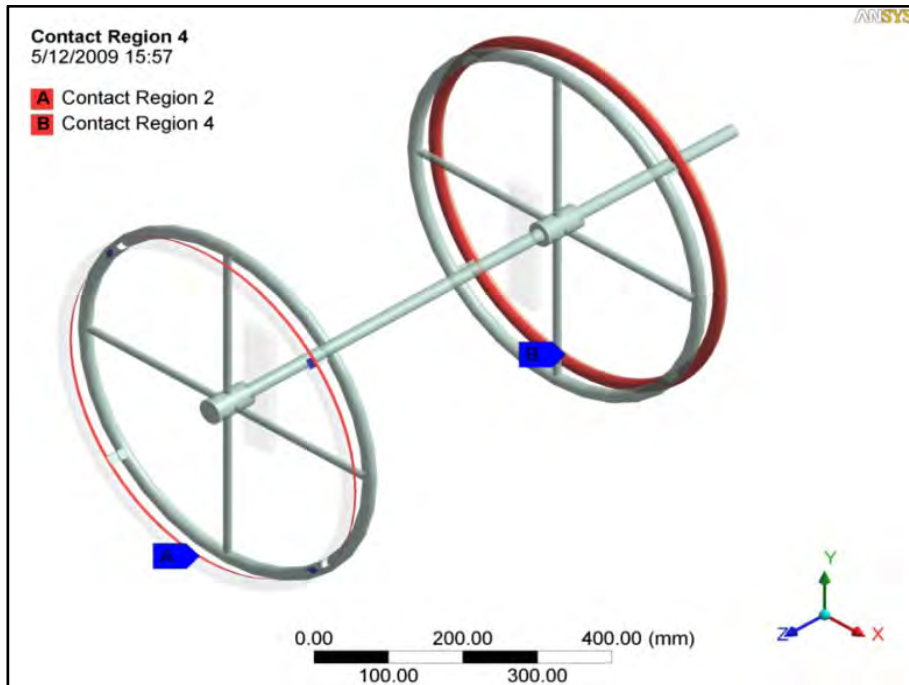


Figura 5.12 – Regiões de contato gerado no Ansys Workbench para o segundo modelo

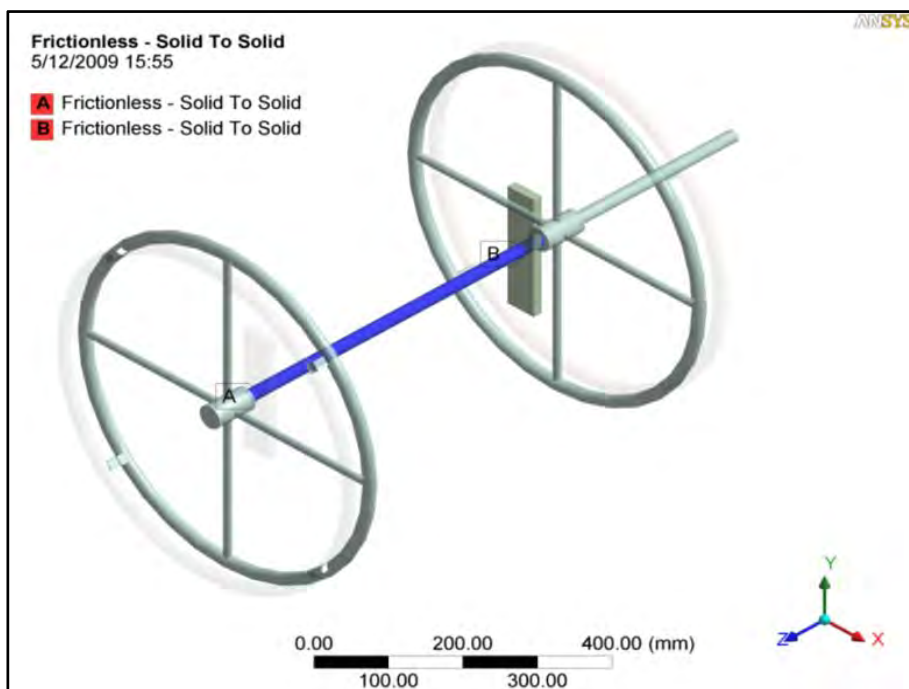


Figura 5.13 – Regiões de baixo atrito entre mancais e eixo para o segundo modelo

Para definir os carregamentos e as condições de contorno neste segundo modelo, foi considerada a equação do torque efetivo definida por Cubides (2009) e melhor explicada no capítulo VI, dada por,

$$T_{efetivo} = T_{est} - (T_{impulso} + T_n) = 93,3 - \left(10 + \frac{nx}{6,28} \right) \quad (5.1)$$

Neste caso, o torque estimado (T_{est}) escolhido foi o máximo valor aplicado para o oitavo nível de resistência 93,3 N.m . O $T_{impulso}$ 10 N.m e a rotação (n) adotada foi uma condição crítica, ou seja, 6 rad/s. Esta rotação foi escolhida a partir do trabalho de Cubides (2009) que realizou um procedimento de calibração estática utilizando um torquímetro considerando os oito níveis de resistência oferecido pelo ergômetro, e neste caso, os valores médios de rotação variaram na faixa de 3,3 a 4,9 rad/s.

Na Eq. (5.1) x é o valor do nível de torque calibrado pelo fabricante. Na simulação considerou-se o caso mais crítico, ou seja, 40 N.m que corresponde ao último nível de resistência.

Substituindo os valores na Eq. (5.1) resulta em um $T_{efetivo} = 45$ N.m . Utilizando o raio do aro (270 mm) pode se encontrar a força de propulsão de 166,6 N. Para cada aro a força de propulsão será 83,33 N. Para simular uma condição mais efetiva para a força de propulsão considerou-se que a força efetiva ou resultante está em uma inclinação de 30°. Neste caso, a força resultante que promove um torque de cerca de 45 N.m será de 95,88 N.

A Figura 5.14 mostra o sentido e o ponto de aplicação da carga de 95,88 N no modelo estrutural e a Fig. 5.15 mostra as condições de contorno utilizadas considerando a base do mancal fixa.

A análise numérica dos modelos foi feita por meio da determinação e avaliação das tensões de Von Mises e do campo de deslocamentos e através destes resultados, foi possível conforme previsto avaliação da resistência do módulo de propulsão, observar os pontos críticos da estrutura em termos do campo de tensões e deslocamentos. Sendo que os resultados obtidos da análise numérica são apresentados no capítulo VII.

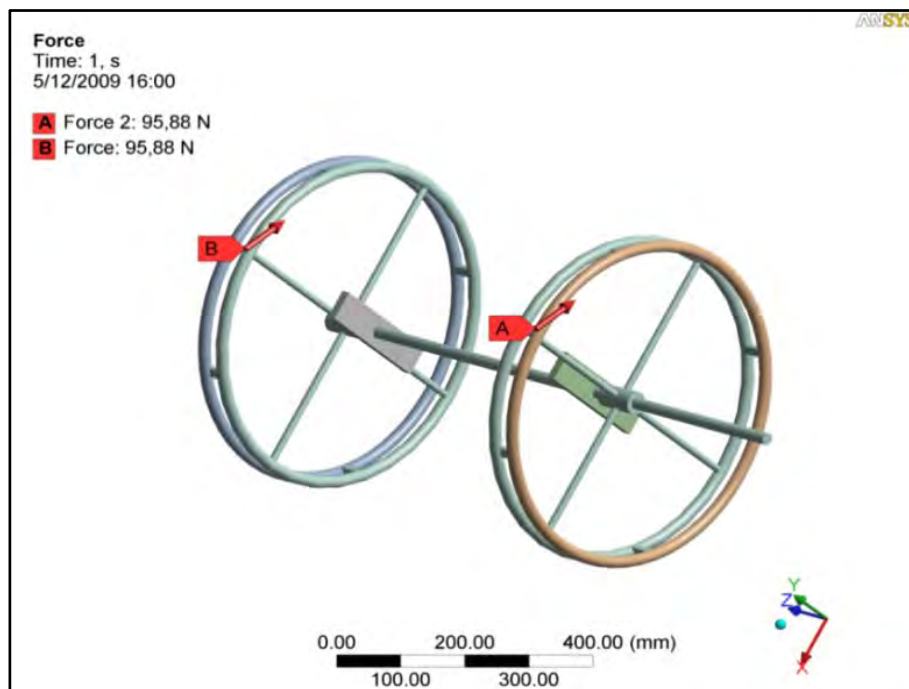


Figura 5.14 – Carregamento aplicado no segundo modelo

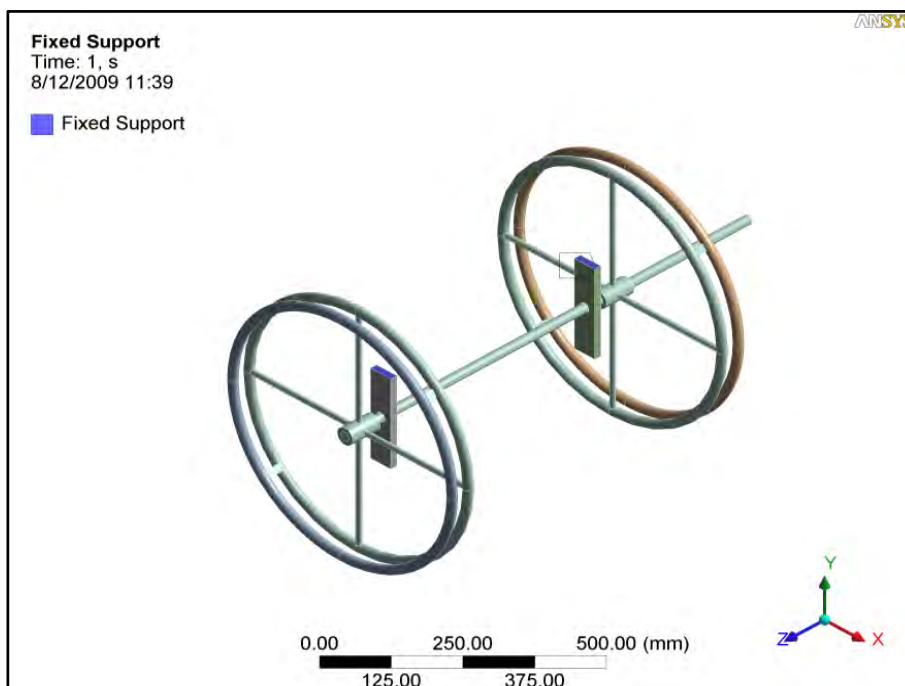


Figura 5.15 – Condições de contorno para o segundo modelo

CAPÍTULO VI

PROTÓTIPO DO ERGÔMETRO PARA CADEIRANTES ERG-CR09

A avaliação do condicionamento físico de pessoas sem deficiência pode ser feita através de cicloergômetros ou ergômetros de braço. Conforme descrito anteriormente, existe uma grande carência de dispositivos e equipamentos para avaliar o condicionamento físico de cadeirantes. Paralelamente, a melhoria da performance de atletas paraolímpicos cadeirantes depende de uma boa e criteriosa avaliação do seu condicionamento. Neste capítulo são mostrados os detalhes do projeto e construção do protótipo do ergômetro para cadeirantes denominado ERG-CR09.

6.1 Considerações de projeto

Os capítulos anteriores mostraram como ocorreu a evolução dos ergômetros, sua aplicação para usuários cadeirantes, os principais testes realizados nestes equipamentos e a importância dos mesmos no processo de treinamento e/ ou reabilitação física. Foi observada uma grande carência de dispositivos dedicados aos cadeirantes que pudessem efetivamente avaliar o condicionamento físico segundo o gesto motor.

O protótipo do ergômetro para cadeirantes foi projetado com intuito de atender, a priori, alguns requisitos:

- Em primeiro lugar, construir um equipamento que não apresente risco aos usuários, prezando sempre pela segurança;

- Levar em consideração os aspectos biomecânicos do movimento realizado pelos cadeirantes usuários do equipamento;
- Construir um equipamento dedicado aos cadeirantes não atletas de forma a avaliá-los fisicamente da mesma forma que os demais atletas;
- Projetar um equipamento de baixo custo, modular, de baixo peso e simples de manipular;
- Permitir a análise e definições de protocolos que possam ser aplicados a atletas paraolímpicos.

Para que os cadeirantes possam ser avaliados quanto ao seu gesto motor, estudaram-se os movimentos que são feitos para a execução da propulsão em uma cadeira de rodas convencional, levando-se em conta também os aspectos cinéticos de propulsão. A dinâmica deste movimento e os níveis de força e de torque empregados para a movimentação de uma cadeira de rodas foram determinados no capítulo III. Utilizando estes dados e os níveis de torque é possível avaliar alguns requisitos de projeto para o protótipo do ergômetro.

Inicialmente seria importante levar em consideração estudos antropométricos sobre o usuário de cadeira de rodas e as melhores condições biomecânicas para a movimentação de uma cadeira de rodas. Com o intuito de economizar tempo nesta abordagem foi adquirida no mercado nacional uma cadeira de rodas de capacidade de 1800 N fabricada em aço carbono. Neste caso, o objetivo seria utilizar apenas a sua estrutura base para posicionar o cadeirante.

O restante da estrutura desta cadeira foi completamente desfeita mantendo-se apenas as suas dimensões básicas. Com esta estratégia foram aproveitados os aspectos ergonômicos na propulsão de uma cadeira de rodas convencional.

A Figura 6.1(a) mostra um desenho esquemático da concepção inicial da estrutura do ergômetro. Na Figura 6.1(b), o desenho esquemático mostra o projeto modificado após algumas considerações, como estabilidade do equipamento, local para prender os cintos de segurança e aros de propulsão.

No protótipo, os pneus foram eliminados e os aros de propulsão foram suspensos e apoiados na estrutura, a fim de possibilitar ao usuário a realização do mesmo movimento como se estivesse sobre o chão. Neste caso, o usuário fará a propulsão através dos aros laterais da cadeira.

O protótipo do ergômetro projetado foi dividido em dois módulos. Um módulo de sustentação do cadeirante, ou módulo de propulsão e outro módulo de geração de resistência, aquisição, monitoramento de sinais e avaliação dos testes.

A Figura 5.1 mostra a geometria e dimensões da estrutura do suporte proposta para o protótipo do ergômetro

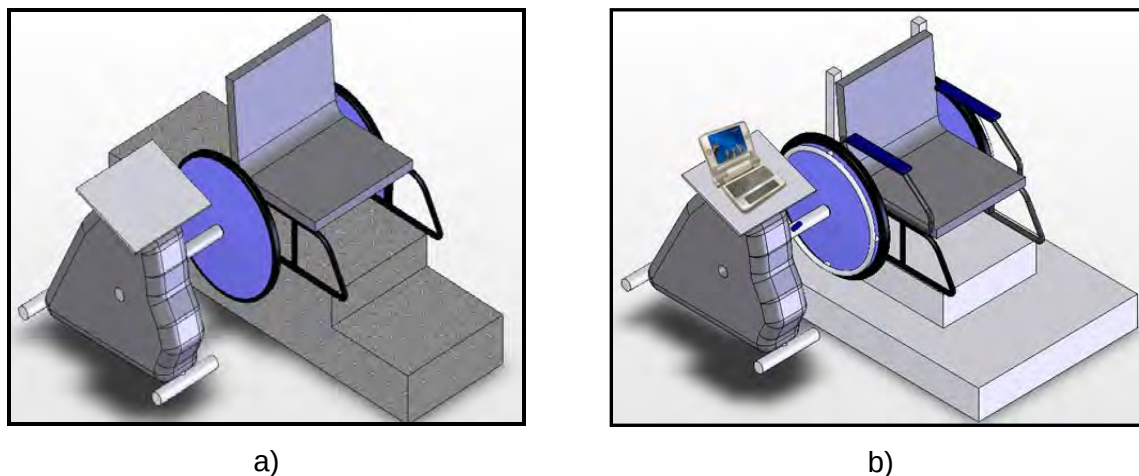


Figura 6.1 - Desenho esquemático inicial do ergômetro projetado para cadeirantes. (a) Concepção inicial (b) Projeto após algumas modificações

A Figura 6.2 mostra detalhes da estrutura de sustentação do módulo de propulsão.

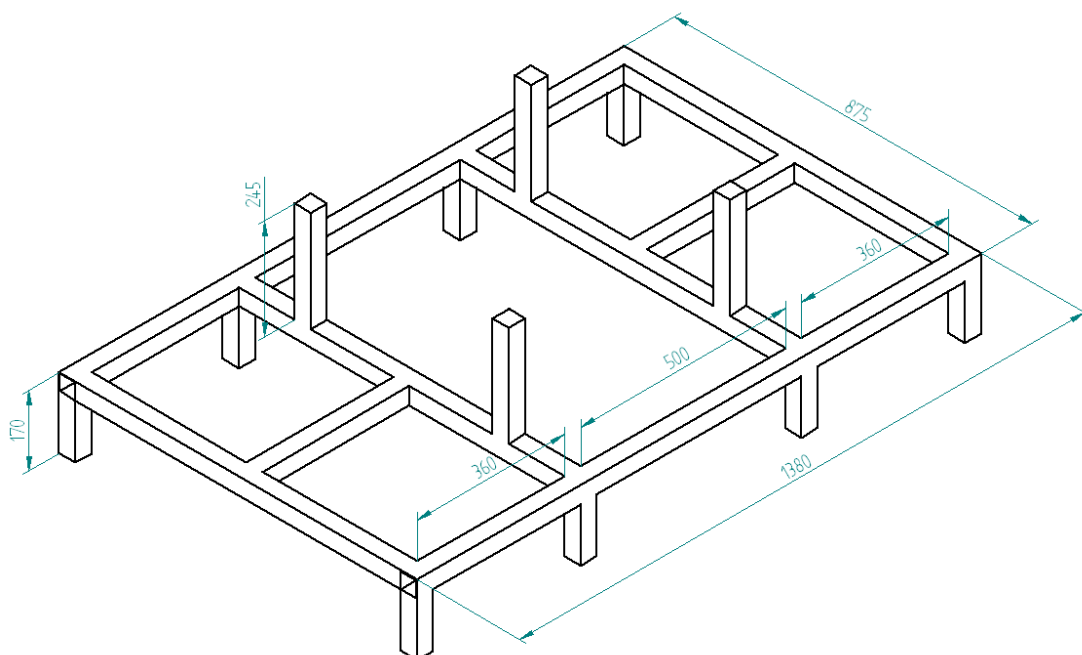


Figura 6.2 - Projeto estrutural simplificado do suporte desenhado em Solid Edge

A estrutura mostrada na Fig. 6.2 foi planejada para resistir aos carregamentos impostos e ao mesmo tempo ser rígida e leve. Para avaliar a resistência desta estrutura foi desenvolvido um modelo tridimensional de elementos finitos. Os resultados desta análise são mostrados no capítulo VII.

6.2 Fabricação do protótipo

6.2.1 Módulo de propulsão

A Figura 6.3 mostra a estrutura base em sua fase inicial montada e sustentando a estrutura de uma cadeira de rodas convencional onde seria o assento do equipamento. Na sequência, por motivos de segurança, toda a estrutura da roda foi eliminada e substituída por um aro simples.

A estrutura base do módulo de sustentação do cadeirante foi construída com perfis de aço quadrado (40 x 40 x 1,2). Os perfis foram cortados nas dimensões mostradas na Fig. 6.2 e na sequência foram soldados. A idéia teórica desta base foi sustentar a estrutura do assento a uma altura mínima a fim de facilitar a transferência do cadeirante para o assento possibilitando a suspensão dos aros de propulsão.



Figura 6.3 - Estrutura base inicial do módulo de propulsão do ergômetro

Toda a estrutura foi vedada por chapas corrugadas apoiada com pés de fixação de borracha para melhor adaptação ao solo. Após o processo de rebitar as chapas, a estrutura foi limpa e pintada, como mostra a Fig. 6.4.

Na parte traseira do assento foi fixada uma chapa com dois mancais de rolamento para adaptação de um eixo de transmissão. Neste caso, a propulsão da cadeira não seria independente, mas efetuada simultaneamente através dos dois aros de propulsão unidos por um eixo comum.

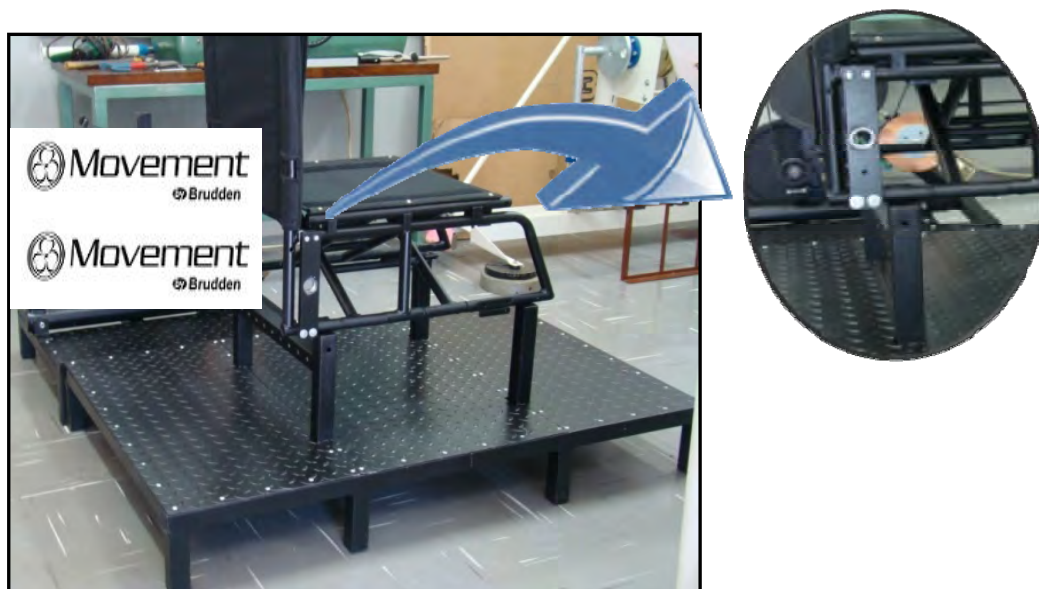


Figura 6.4 - Base estrutural semi acabada do equipamento

A Figura 6.5 mostra o desenho do eixo, fabricado em aço carbono e montado na parte traseira do ergômetro. Nas extremidades do eixo foram adaptados dois aros construídos com a mesma dimensão de uma cadeira de rodas convencional. Este eixo que une os dois módulos pode ser visto na Fig. 6.6.

O local de fixações dos cintos de segurança foi modificado para melhor adequação e segurança do cadeirante. Neste caso, foi escolhida uma posição abaixo do local de fixação das rodas. Foram feitos vários furos espaçados igualmente para variação da posição de fixação do cinto, como mostra a Fig. 6.6.

Toda a estrutura do assento foi estofada em nylon impermeável, costurado com faixa de reforço interno e com almofada sobre o assento para maior conforto do cadeirante. Sendo que as partes abaixo do assento foram também acabadas com o mesmo material.

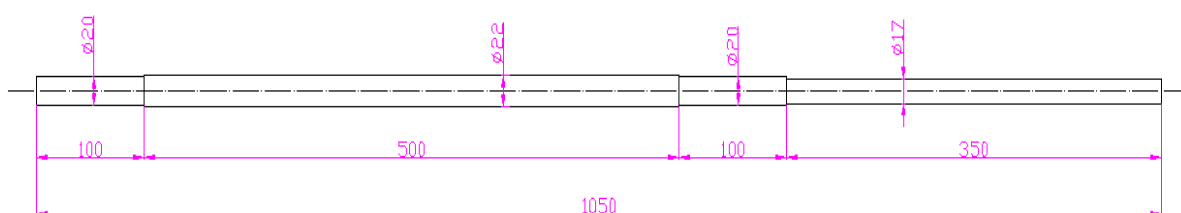


Figura 6.5 – Desenho do eixo em AutoCAD



Figura 6.6 – Eixo que une os dois módulos



Figura 6.7 - Local de fixação do cinto de segurança

Na Figura 6.8 pode ser vista a estrutura do módulo de propulsão em sua fase final. Pode-se observar que as rodas foram eliminadas, porém, os aros de propulsão foram mantidos na mesma posição relativa de uma cadeira de rodas convencional, visando promover ao cadeirante uma sensação similar ao posicionamento de uma roda.

Na estrutura do aro foram soldados eixos transversais visando dar maior rigidez ao conjunto. Paralelamente, este aro metálico adaptado ao aro de propulsão simulará o ambiente da roda para que o cadeirante possa ter a mesma sensação de esforço nas mãos ao aplicar força aos aros. Este detalhe é mostrado na Fig. 6.8. Toda a estrutura lateral do módulo de propulsão foi vedada com placas de madeira tipo compensado revestidas com tecido de cor preta. O objetivo era apenas melhorar o acabamento final do protótipo.



Figura 6.8 - Módulo de propulsão terminado

Geralmente, dependendo da altura da lesão, o cadeirante pode não haver controle de tronco e um apoio para as pernas seria importante para ter maior segurança durante o movimento de propulsão. Para resolver este problema foi projetado e construído na parte frontal do ergômetro um sistema de regulagem discreto para apoiar as pernas dos cadeirantes. O sistema possui cinco regulagens 90°, 75°, 60°, 45° e 30°, aproximadamente. O posicionamento é feito através de um pino passante. Este procedimento é feito de forma rápida e simples permitindo um apoio imediato de acordo com as características físicas do cadeirante. A Figura 6.9 mostra o sistema de regulagem de apoio para as pernas.

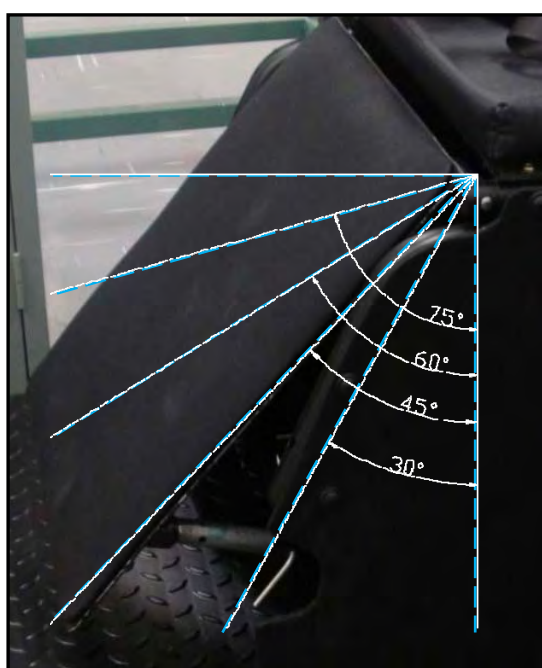


Figura 6.9 - Sistema de regulagem de altura para apoio das pernas

O sistema de regulagem utiliza um tubo de diâmetro menor que desliza dentro de outro tubo de diâmetro maior, possibilitando fixar a posição através de um pino, como mostra a Fig. 6.10.

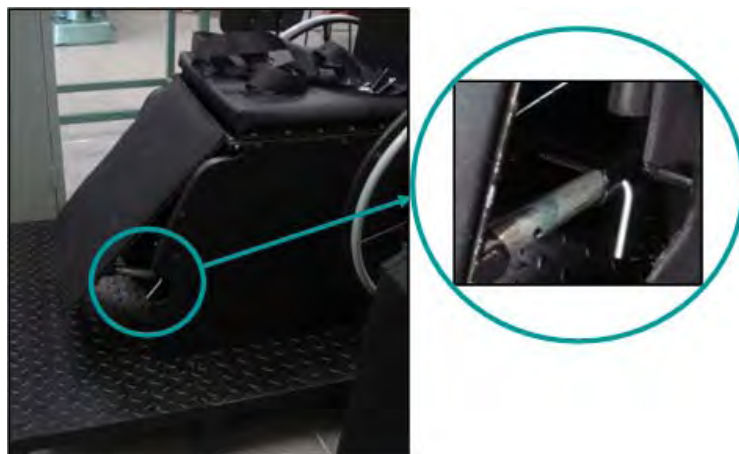


Figura 6.10 - Sistema para fixar a escolha da regulagem

6.2.2 Módulo de resistência eletromagnético

O protótipo do ergômetro para cadeirantes foi projetado para gerar resistências diretamente aos aros de propulsão utilizando um sistema eletromagnético. A proposta seria projetar e fabricar um freio eletromagnético que permitisse aplicar diferentes níveis de resistência com o objetivo de avaliar, em uma ampla faixa, o condicionamento físico dos cadeirantes. Paralelamente, os sinais de torque e rotação deveriam ser adquiridos e analisados em um aplicativo desenvolvido em ambiente LabVIEW (CUBIDES,2009).

Devido a dificuldades construtivas optou-se neste protótipo pela adaptação de um sistema de resistência eletromagnético utilizado no cicloergômetro BM 4000 da empresa Movement (Brudden Equipamentos). No entanto este módulo é utilizado para pernas e o sistema de aquisição e análise não é adequado para a utilização direta em um ergômetro para cadeirantes, uma vez que, o gesto motor é diferente daquele utilizado no cicloergômetro.

O trabalho de Cubides (2009) mostra os detalhes das análises e adaptações utilizadas no protótipo do ergômetro para cadeirantes ERG-CR09 e aqui são descritas apenas partes dos modelos e análises desenvolvidas no módulo de resistência eletromagnético.

6.2.2.1 Descrição do Módulo

O módulo de resistência eletromagnético proposto por Cubides (2009) e utilizado no ergômetro para cadeirantes ERG-CR09, pode ser visto na Fig. 6.11. Conforme comentado, este módulo foi adaptado a partir de um dispositivo fornecido pela empresa Movement

(Divisão da Brudden Equipamentos) e a sua fixação foi montada em uma estrutura tubular. A união deste módulo com o de propulsão é feita através de um eixo. A Figura 6.12 mostra um desenho esquemático do ergômetro dividido nos dois módulos e com as principais dimensões do sistema.

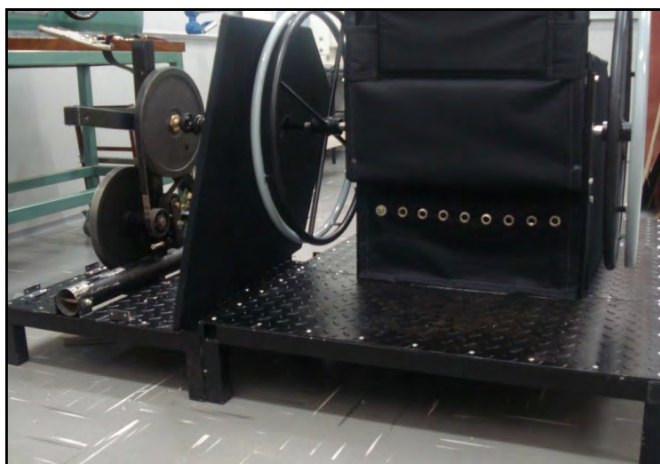


Figura 6.11 - Módulo de resistência eletromagnético. Fonte: Cubides (2009)

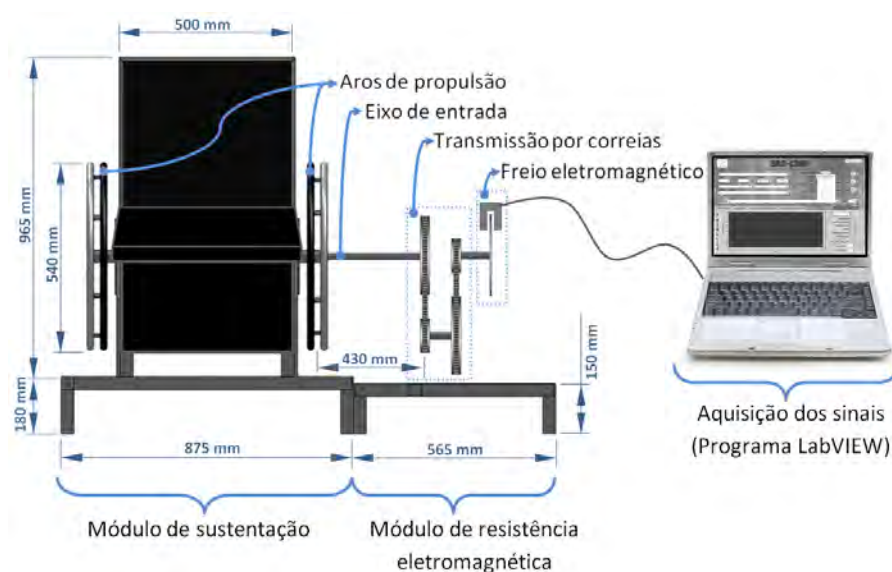


Figura 6.12 – Desenho esquemático dos dois módulos do ergômetro com algumas dimensões e componentes. Fonte: Cubides (2009)

O freio eletromagnético é que gera o torque resistivo no eixo e o sistema é alimentado por um gerador e controlado por um sinal de saída do microcomputador enviado a uma placa que amplifica este sinal para o eletroímã. O sistema eletromagnético de geração de resistência é composto por dois subsistemas de eletroímãs os quais geram uma força de frenagem, sendo esta proporcional à rotação do disco. O primeiro subsistema é composto

por um disco que se move em um campo magnético perpendicular a ele, porém é limitado a uma porção de sua superfície.

Devido ao princípio das correntes de Foucault são geradas correntes induzidas, cujo efeito é dissipar a energia por efeito joule e por isso aparece uma força de frenagem que tende a diminuir a velocidade angular do disco (CUBIDES,2009).

No modelo analítico proposto foi suposto que o campo magnético produzido pelas correntes induzidas é suficientemente pequeno, ou seja, que a ação de frenagem é devida unicamente a ação do campo magnético externo sobre as correntes induzidas. Observou-se que o campo magnético não é constante, mas verificou-se a dependência do mesmo com a corrente gerada no eletroímã e esta depende do nível de tensão pré-selecionado no equipamento e de tensões variáveis vindas do gerador, que vão depender, por sua vez, da rotação imposta; ou seja, quanto maior o campo magnético e a velocidade linear, maior a força de frenagem.

O sistema de resistência eletromagnético utiliza um gerador de corrente alternada que é composto por duas partes, o rotor que é a parte giratória onde estão acoplados os ímãs e outra parte fixa chamada de estator. A função do gerador é alimentar a placa de controle do ergômetro, tornando o sistema auto-suficiente, isto é feito através da conversão da energia mecânica em energia elétrica. No sistema utilizado neste trabalho existe um gerador construído com espiras fixas e campo magnético variável, neste caso, ímãs permanentes são montados em um disco acoplado ao sistema de transmissão e as espiras são fixas na estrutura.

Cubides (2009) determinou assim uma equação para estimar o torque magnético ou o torque resistivo gerado pela ação do sistema eletromagnético, dado por,

$$T_B = [GB^2 + A \cos(4\omega t)]\omega \quad (6.1)$$

Onde T_B é o torque magnético, B é o campo magnético, ω é a velocidade angular, t é o tempo, B_0 é campo magnético inicial, N é o número de espiras, S é a área da secção transversal e r_d é o raio no ponto médio da área do posicionamento do eletroímã, como mostrado na Fig. 6.13. Onde A , G , K são dados por,

$$A = 16B_0 \cdot N \cdot S \cdot r_d \quad (6.2)$$

$$G = K \cdot r_d \quad (6.3)$$

$$K = \rho \frac{vol \cdot r_d}{\left(1 + \frac{R_m}{r_i}\right)} \quad (6.4)$$

Onde, R_m, r_i : resistências elétricas do disco

vol : volume da região do fluxo magnético

r_d : vetor posição

ρ : resistividade

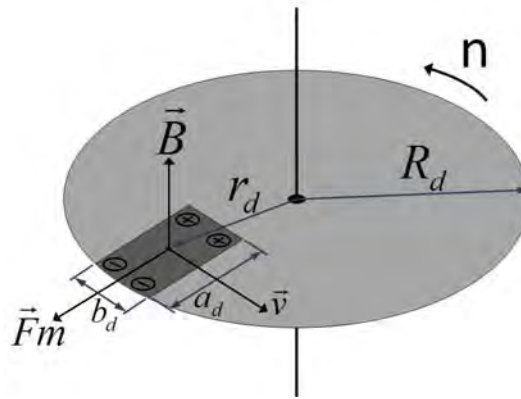


Figura 6.13 – Desenho esquemático do disco de cobre. Fonte: Cubides (2009)

O torque magnético é amplificado através de um sistema de transmissão por correias. Através dessa amplificação pode-se obter a equação para o torque de saída no freio (T_e), dada por,

$$T_e = 27,803 \left[GB^2 + A \cos(4\omega t) \right] \omega \quad (6.5)$$

Utilizando a Eq. (6.2) é possível estimar analiticamente o valor do torque resistivo no eixo onde são acoplados os aros de propulsão. A força que o cadeirante deve aplicar para vencer a resistência imposta, denominada de força de propulsão (F) dada por,

$$F = \frac{T_e}{r} \quad (6.6)$$

Onde r é o raio do aro de propulsão do ergômetro. Finalmente, considerando o raio de 0,27 m para o ergômetro tem-se que,

$$F = 102,98 \left[GB^2 + A \cos(4\omega t) \right] \omega \quad (6.7)$$

Devido à inércia do sistema, na ausência de uma força de propulsão no aro, a velocidade angular reduz exponencialmente com o tempo devido à ação de frenagem. O contrário ocorre para o torque e a rotação que aumentam de forma similar com a aplicação de força nos aros. Com isso, os sinais dos torques, velocidades angulares e potência são pulsantes, ou seja, aumentam e diminuem nos respectivos instantes de tempo em que o cadeirante impulsiona ou não os aros. Este efeito é característico do protótipo do ergômetro projetado e neste caso, é possível avaliar de forma mais efetiva o condicionamento físico do cadeirante.

O indicador de sinais que acompanha o cicloergômetro BM4000 foi descartado e os sinais foram adquiridos e controlados por meio de uma placa de aquisição e de um aplicativo desenvolvido em ambiente LabVIEW. Segundo o fabricante, no módulo de controle são indicados valores médios de torque resistente para cada nível requerido de resistência. Portanto, é necessário conhecer precisamente os níveis de torque resistentes de acordo com a rotação para assim obter uma medida efetiva da potência em testes para avaliar o condicionamento físico.

A medida experimental do torque resistente foi avaliada através do projeto de um torquímetro construído no eixo de entrada. Os sinais de torque foram calibrados para os vários níveis do sistema de resistência eletromagnético e efetivamente caracterizar o protótipo do ergômetro projetado definindo suas faixas operacionais (CUBIDES,2009). Foi construído no próprio eixo que une os dois módulos independentes um sensor para análise do torque. O torquímetro foi construído utilizando quatro extensômetros em ponte completa a 45° opostos um ao outro, respectivamente, como mostra a Fig.6.14.

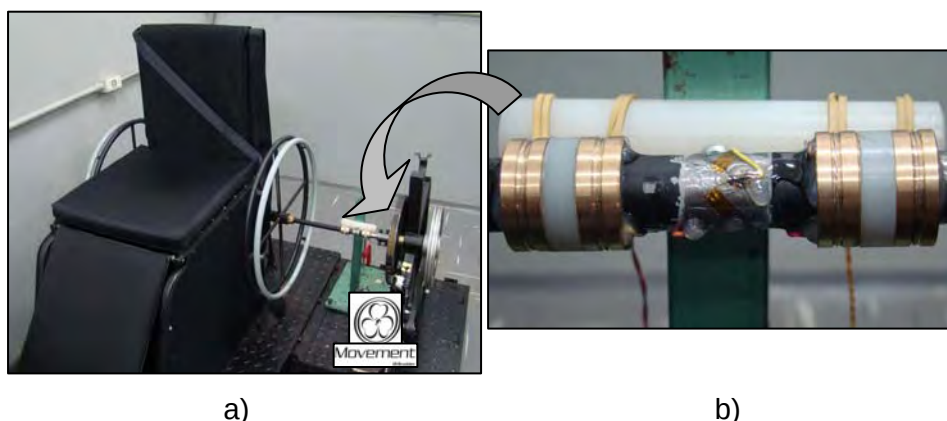


Figura 6.14 – Torquímetro projetado (a) torquímetro montado no equipamento (b) extensômetros colados no eixo. Fonte: Adaptado de Cubides (2009)

Para estimar o torque foi necessário o uso de um sistema de aquisição de dados (ADS2000) da empresa Lynx Tecnologia. Os sinais de rotação foram obtidos por um sensor indutivo montado na polia de saída e os sinais foram adquiridos por uma placa de aquisição da National Instruments e condicionados através do sistema ADS2000.

A precisão dos sinais de rotação foi melhorada projetando e construindo um encoder, que utiliza um sensor indutivo para aquisição do sinal, mostrado na Fig. 6.19b junto com a luva de união aparafusada que une o eixo ao sistema eletromagnético.

No aplicativo LabVIEW seleciona-se, inicialmente, o nível de resistência, baseado no peso do cadeirante a ser avaliado. Neste caso, o sistema envia um sinal de controle ao circuito eletrônico do módulo de resistência para ajuste da intensidade de tensão e consequentemente a intensidade do freio magnético. Após a definição do nível de resistência através do monitoramento da rotação o aplicativo automaticamente calcula o torque resistente obtido pela calibração dinâmica. Assim, instantaneamente com os sinais de torque e rotação, a potência pode ser determinada durante o tempo do teste.

O torque e a rotação instantânea devem ser adquiridos para a realização do teste de Wingate. A calibração do torque, como foi descrito, utilizou um torquímetro para efetuar uma calibração estática e uma calibração dinâmica do sistema. A calibração final foi manual, utilizando um metrônomo virtual para auxiliar e orientar a propulsão dos aros afim de controlar a frequência. O sinal de rotação foi adquirido através do aplicativo LabVIEW, placa de aquisição da National Instruments e encoder. Paralelamente, o sinal também foi obtido por um tacômetro por contato. Após a verificação da diferença de valores entre o sinal do tacômetro e o do aplicativo, foram feitas correções do erro sistemático observado na rotação (n). Neste caso, esta foi reduzida em 7%, ou seja,

$$n = \frac{2,8}{\Delta t} \quad (6.8)$$

A calibração estática do torque forneceu a curva de calibração em função da variação da tensão de saída, dada por,

$$T = 82,805V - 0,034 \quad (6.9)$$

A calibração dinâmica foi feita para correlacionar o torque resistente com a rotação. O procedimento foi similar ao processo de calibração estática.

Os sinais de torque e rotação oriundos do ergômetro ERG-CR09 são pulsantes devido à ação contínua da resistência imposta pelo freio eletromagnético, essa característica

permitiu sincronizar adequadamente os sinais de torque com os sinais de rotação medidos no aplicativo LabVIEW.

No trabalho de Cubides(2009), utilizando a curva de calibração estática dentro dos oito níveis de resistência oferecido pelo ergômetro, observou-se que os valores médios de rotação variaram na faixa de 3,3 a 4,9 rad/s.

O fabricante do módulo de resistência, Brudden Equipamentos, utiliza valores constantes para os níveis de torque resistente independentes da rotação, neste caso os valores são medidos em teste padronizado a uma rotação de 60 rpm (6,28 rad/s). Sabe-se que o torque resistente inicial deve ser vencido pela ação da propulsão para iniciar o movimento de rotação. Para avaliar a influência da rotação no nível do torque foi definida uma correlação linear entre o valor fornecido pelo fabricante (T_n) e a rotação instantaneamente medida pelo encoder, em todas as faixas de resistência, ou seja,

$$T_n = \frac{nx}{6,28} \quad (6.10)$$

Onde n é a rotação lida pelo encoder em rad/s, x é o nível de torque ajustado pelo fabricante e que foi calibrado pelo fabricante para uma rotação padrão de 6,28 rad/s.

Para obter o torque efetivo ($T_{efetivo}$) levaram-se em consideração os torques de pico estimados (T_{est}) obtidos na calibração estática, o $T_{impulso}$ obtido na calibração dinâmica, a parcela de inércia do conjunto e a faixa de torque resistente calibrado pelo fabricante (T_n), ou seja,

$$T_{efetivo} = T_{est} - (T_{impulso} + T_n) \quad (6.11)$$

A Eq. (6.8) pode ser reescrita da seguinte forma,

$$T_{efetivo} = 82,805V - 0,34 \left(1 + \frac{nx}{6,28} \right) \quad (6.12)$$

Para cumprir as funcionalidades de um ergômetro padrão, o ERG-CR09 possui uma interface que comunica com uma placa de aquisição de dados com entradas e saídas analógicas e digitais, para onde são enviados os sinais de rotação recebidos e os comandos

de variação de carga que são enviados para um circuito eletrônico que controla a atuação do freio eletromagnético e assim estimar as variáveis dos testes de condicionamento físico.

A interface do aplicativo foi desenvolvida em ambiente LabVIEW, como é mostrada na Fig. 6.15. Este aplicativo é uma parte integrante do protótipo do ergômetro ERG-CR09 projetado, por possuir uma estrutura aberta, o aplicativo foi desenvolvido para o Teste de Wingate, porém pode ser adaptado para outros protocolos de testes.

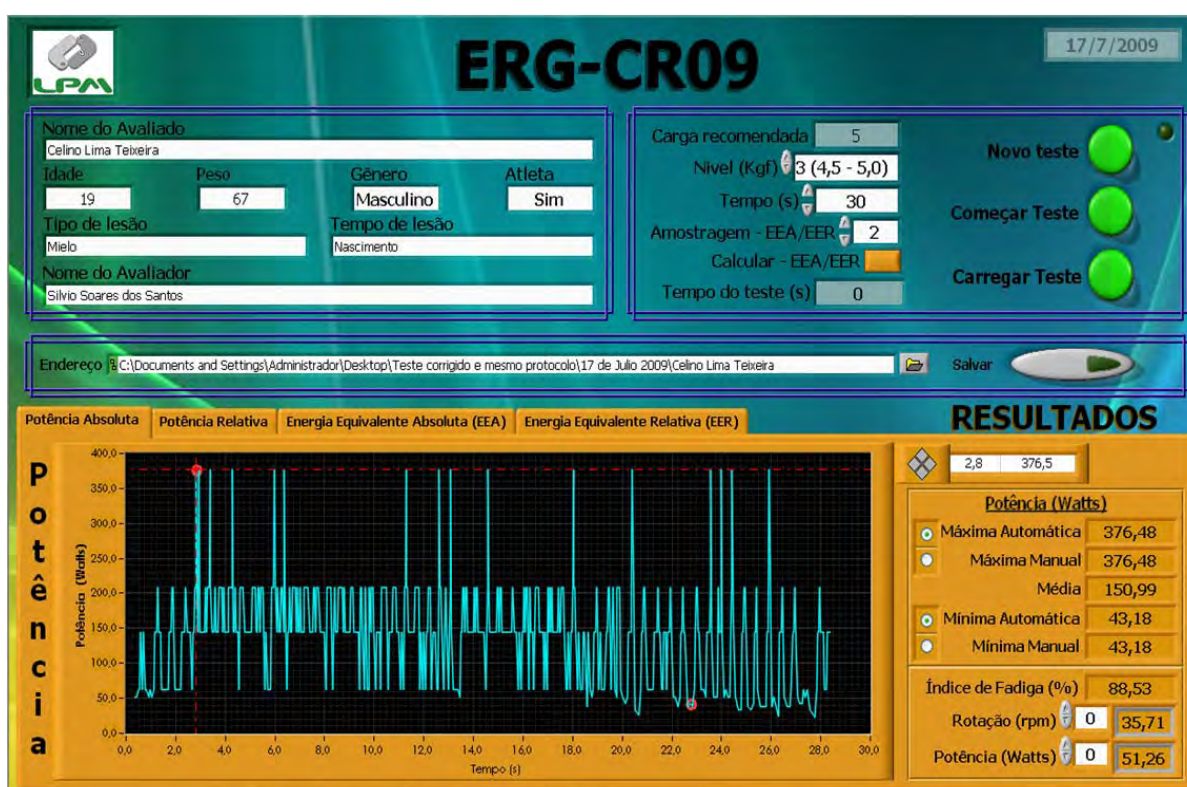


Figura 6.15 – Aplicativo desenvolvido em ambiente LabVIEW específico para o ERG-CR09.
Fonte: Cubides (2009)

A descrição de todos os campos do aplicativo desenvolvido pode ser verificado com detalhes no trabalho de Cubides (2009). Cabe ressaltar que as variáveis de saída do aplicativo são as típicas do teste de Wingate, como Potência Absoluta, Potência Relativa e Índice de Fadiga, além destas, o aplicativo permite verificar a Potência Média e a Mínima, a rotação e a Energia Equivalente Absoluta e também a Energia Equivalente Relativa. As energias são calculadas ao final do teste e corresponde a área abaixo da curva de potência em um determinado instante de tempo selecionado pelo usuário. No final de cada teste é gerado um relatório, como mostra a Fig.6.16, com dados do avaliador, avaliado e gráficos das variáveis importantes do teste de Wingate, sendo todos os outros relatórios mostrados no Apêndice 4.

Teste de Wingate

ERG-CR09

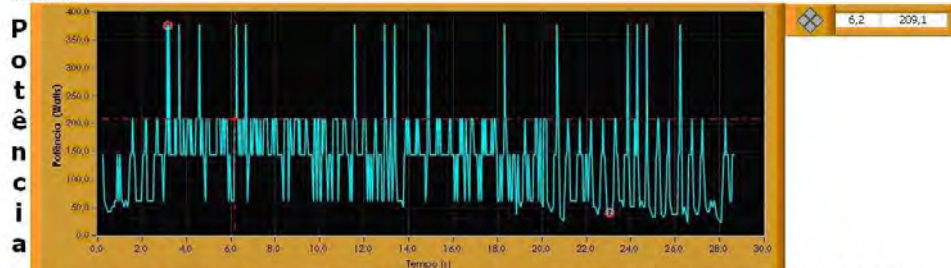
17/7/2009

Dados

Nome do Avaliado: Celino Lima Teixeira, Idade: 19, Peso: 67, Gênero: Masculino
 Tipo de lesão: Mielo, Tempo de lesão: Nascimento, Carga aplicada: Nivel 3 (4,5 - 5,0) Kgf, Atleta: sim
 Nome do Avaliador: Sílvia Soares dos Santos

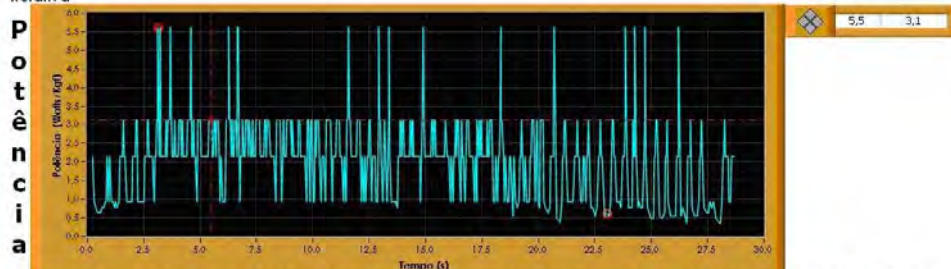
Resultados

Relativa



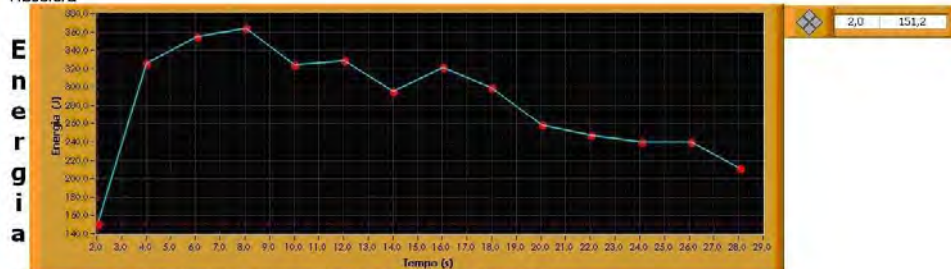
Potência Máxima Automática: 376,48 (Watts), Potência Mínima Manual: 209,10 (Watts), Potência Média: 150,30 (Watts), Índice de Fadiga: 44,46 (%)

Relativa



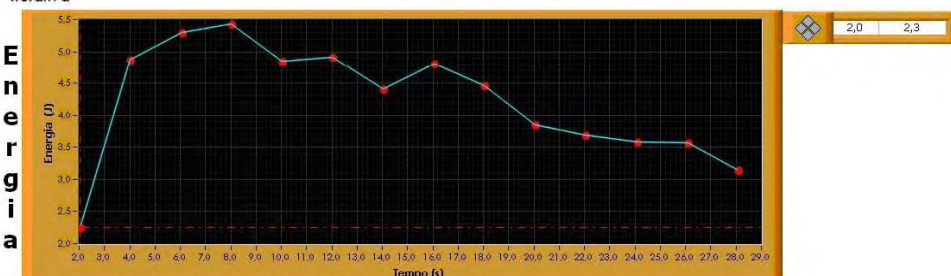
Potência Máxima Automática: 5,62 (Watts), Potência Mínima Manual: 3,10 (Watts), Potência Média: 2,24 (Watts), Índice de Fadiga: 44,83 (%)

Absoluta



(EEA) máxima: 363,99(J), (EEA) mínima: 151,15(J), (EEA) média: 283,13(J)

Relativa



(EER) máxima: 5,43(J), (EER) mínima: 2,26(J), (EER) média: 4,23(J)



Figura 6.16 – Relatório gerado após a realização do teste de Wingate no ERG-CR09. Fonte: Cubides (2009)

6.2.3 Ergômetro ERG-CR09

A Figura 6.17 mostra o protótipo do ergômetro ERG-CR09 desenvolvido em ambiente SolidWorks. Nesta figura observam-se os dois módulos que compõem o sistema, ou seja, o módulo de propulsão e o módulo de resistência eletromagnético. Já a Figura 6.18 mostra o protótipo finalizado. Observa-se que os dois módulos são unidos através de um eixo comum que podem ser desacoplados, como mostra a Fig.6.19. Neste caso, é possível liberar os parafusos de fixação para facilitar o transporte.

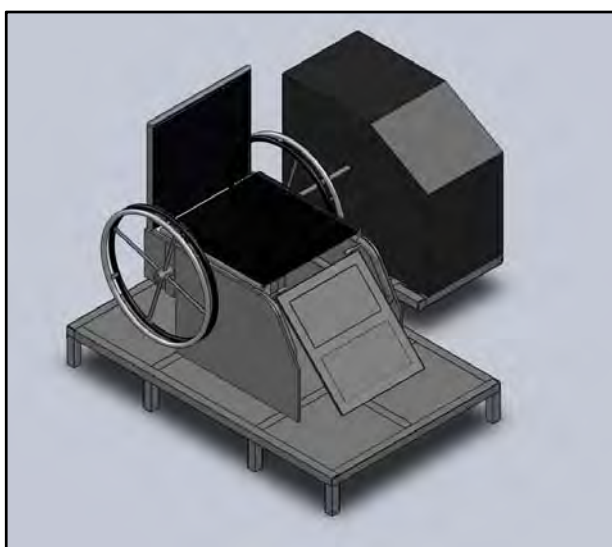


Figura 6.17 - Protótipo do ergômetro ERG-CR09 desenvolvido em ambiente SolidWorks

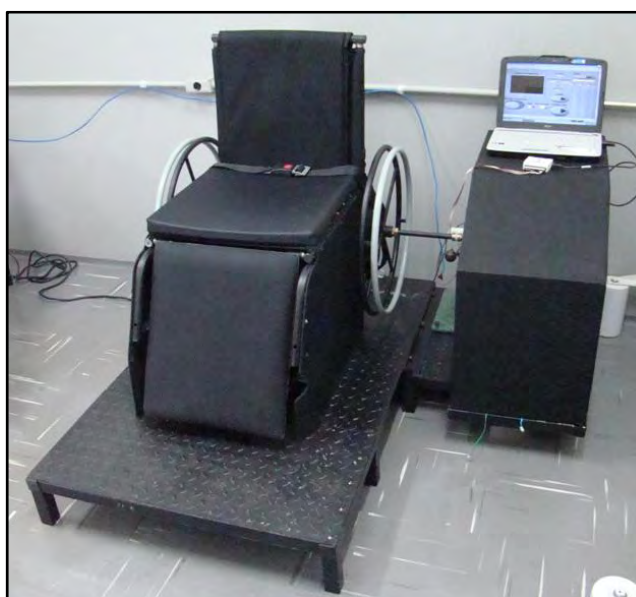
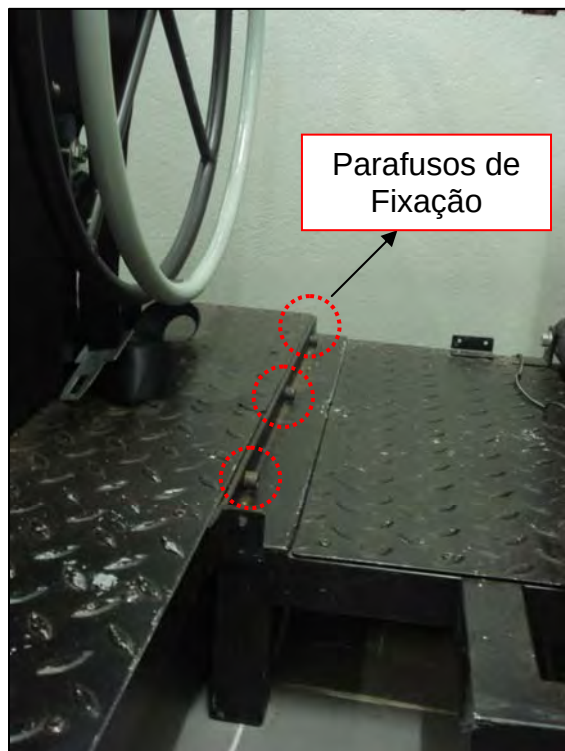


Figura 6.18 - Protótipo do ergômetro ERG-CR09 finalizado



(a)



(b)

Figura 6.19 – União dos dois módulos com fácil desacoplamento: a) parafusos de fixação; b) luva de união aparafusada

CAPÍTULO VII

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo discorreu-se sobre a funcionalidade do protótipo do ergômetro ERG-CR09, mostrando os resultados de um teste anaeróbio de Wingate realizado com o auxílio deste equipamento. Além dos resultados da modelagem feita por elementos finitos e do teste de Wingate, foram apresentados os resultados do Questionário de Avaliação do ERG-CR09 entregue a cada um dos voluntários avaliados.

Para a realização do teste um grupo de voluntários foi recrutado por meio de uma terapeuta ocupacional da AACD (Associação de Assistência a Criança Deficiente) sediada em Uberlândia/MG e também por um profissional da área de educação física que indicou atletas paraolímpicos de várias modalidades como natação, halterofilismo e basquete.

7.1 Análise Numérica por Elementos Finitos

Os modelos de elementos finitos foram implementados com o objetivo de avaliar a estabilidade estrutural do ergômetro diante dos carregamentos impostos, avaliando os pontos críticos. Visando simplificar a análise e reduzir o tamanho dos modelos, a estrutura foi dividida em duas partes: a estrutura do assento propriamente dita e a estrutura dos aros de propulsão. Esta divisão pode ser feita sem prejuízo de uma análise completa porque a força de propulsão aplicada aos aros será transmitida integralmente ao eixo que une os dois módulos sendo exclusivamente para vencer a resistência eletromagnética previamente definida no teste.

As Figuras 7.1 e 7.2 mostram as tensões equivalentes de Von Mises para o primeiro modelo da estrutura. Observa-se que os valores máximos de tensão foram da ordem de 22

MPa muito abaixo do limite de escoamento do material (aço) que é da ordem de 300 MPa. O ponto mais crítico foi a variação de seção da barra vertical mostrada na Fig. 7.2. Porém, não foi identificada nenhuma instabilidade estrutural.

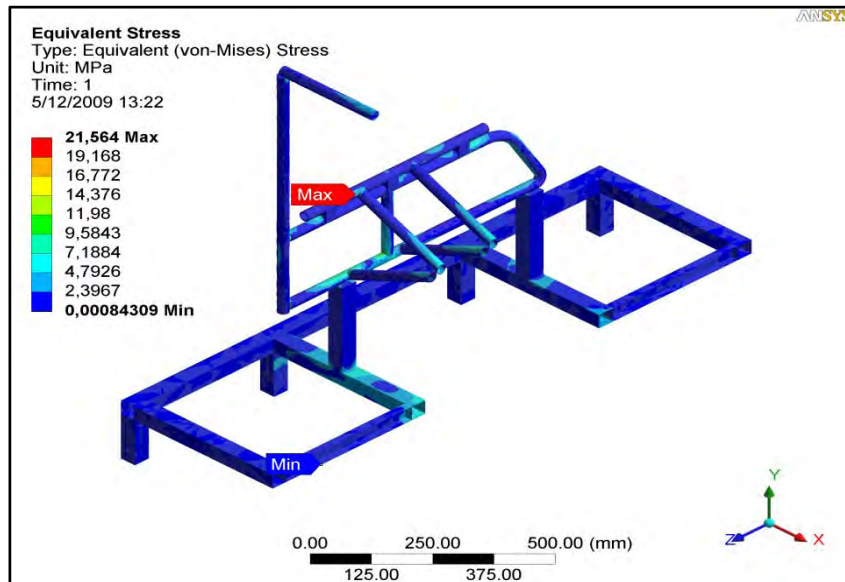


Figura 7.1 – Tensões de Von Mises para o primeiro modelo

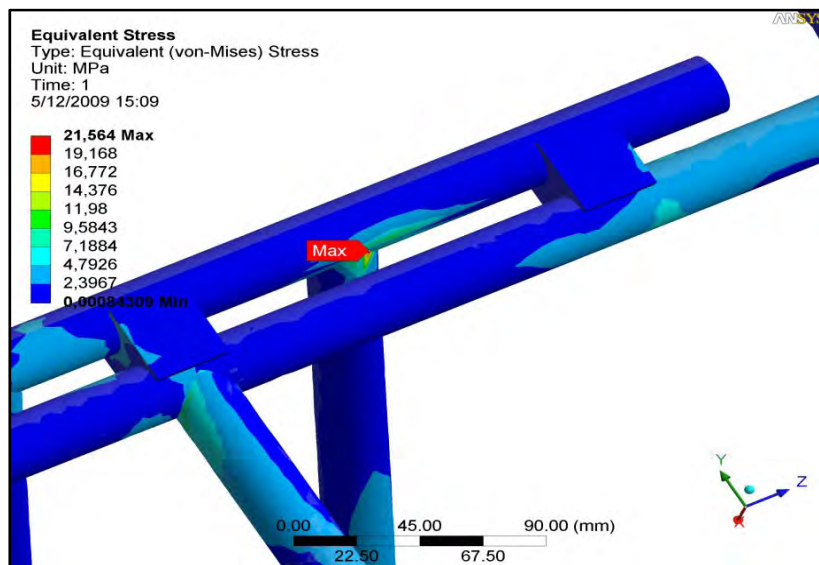


Figura 7.2 – Tensões de Von Mises para o primeiro modelo mostrando o ponto mais crítico

A Figura 7.3 mostra o gradiente de deslocamento resultante para o modelo da estrutura do assento. Os deslocamentos máximos foram da ordem de 0,06 mm e foi na barra superior onde é aplicado o carregamento.

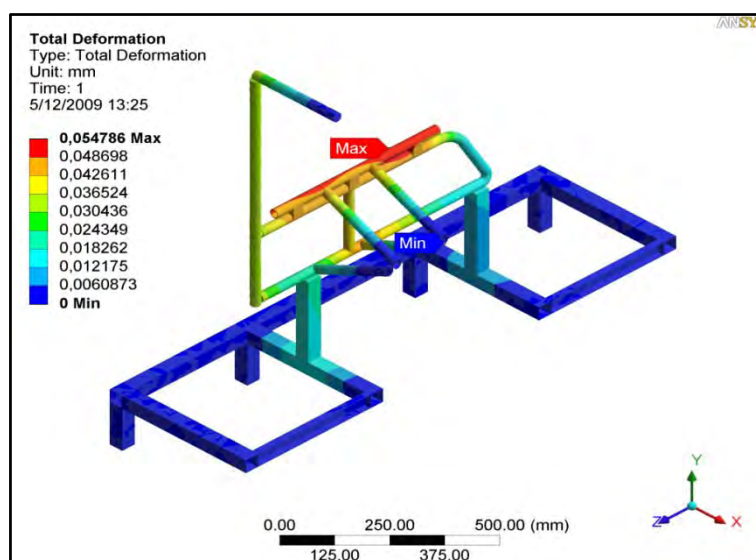


Figura 7.3 – Campo de deslocamentos o primeiro modelo

No modelo de elementos finitos do aro de propulsão foi considerada uma condição crítica que não existe no modelo real. Neste caso, a extremidade do eixo foi completamente fixada. Na prática, o torque resistente neste ponto impõe uma condição de resistência equivalente ao torque magnético amplificado pelo sistema de polias. Portanto, a condição de análise foi a favor da segurança do conjunto aro mais eixo. A força aplicada aos aros foi previamente estimada dos modelos de calibração e foram mostrados no capítulo V.

A Figura 7.4 mostra as tensões equivalentes de Von Mises para o modelo dos aros. A tensão máxima encontrada foi da ordem de 35 MPa, novamente, bem inferior ao limite de escoamento do material indicando que todos os elementos estavam adequadamente dimensionados.

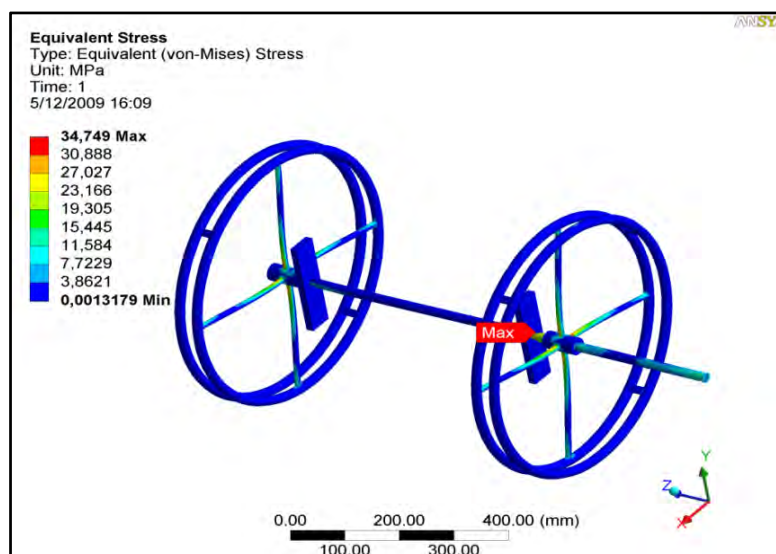


Figura 7.4 – Tensões de Von Mises para o segundo modelo

A Figura 7.5 mostra o campo de deslocamentos resultantes para o modelo do aro. Neste caso, o valor máximo foi da ordem de 0,8 mm.

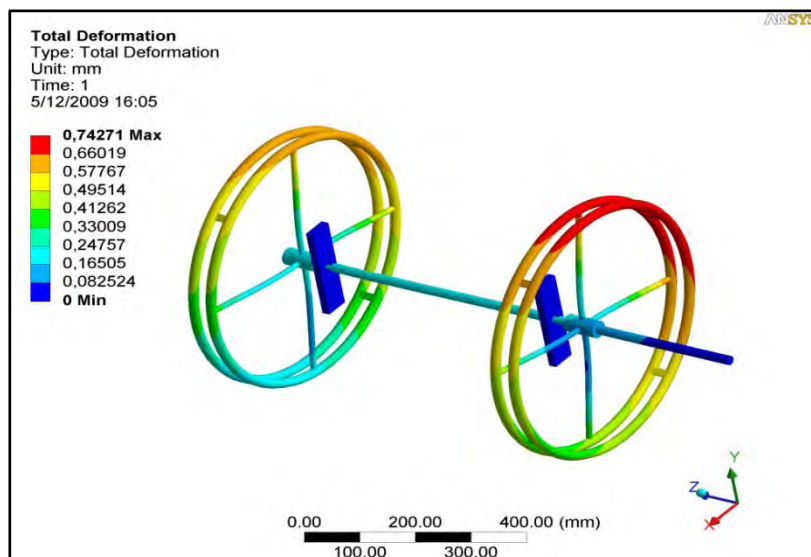


Figura 7.5 – Campo de deslocamentos o segundo modelo

A análise dos modelos numéricos de elementos finitos do protótipo do ergômetro mostrou que a parte estrutural é bastante rígida indicando que a sua faixa de utilização quanto aos carregamentos impostos pode ser aumentada com segurança.

Não foi feita nenhuma análise numérica no módulo de resistência eletromagnético porque a parte estrutural do cicloergômetro BM4000 foi aproveitada e fixada a uma pequena estrutura feita em perfil tipo metalon.

7.2 Avaliação do condicionamento anaeróbio de cadeirantes

7.2.1 Protocolo de Teste Aplicado

Para a realização do Teste de Wingate (WAnT) no protótipo do ergômetro desenvolvido (ERG-CR09). Foi adaptado o protocolo de teste desenvolvido no Instituto de Wingate de Israel (INBAR; BAR-OR; SKINNER, 1996).

Diante da dificuldade de recrutar voluntários com paraplegia para a realização do teste, com altura de lesão semelhante, optou-se por realizar com o maior número de pessoas que se dispuseram a fazer o teste. Assim, houve voluntários cadeirantes esportistas (basquete, natação e halterofilismo) e também atletas não cadeirantes (basquete

e halterofilismo), neste caso com amputação em algum dos membros inferiores, além de cadeirantes sedentários e pessoas hígdas “*able-bodied*”.

Todos os participantes do estudo concordaram de forma voluntária com sua participação e a divulgação dos resultados após leitura e assinatura do Termo de Consentimento Livre Esclarecido, como mostra o Apêndice 1, tendo sido mantido o anonimato de todos. Foram seguidas rigorosamente as normas da Declaração de Helsinki e as precípuas da Lei CNS 196/96, sendo este aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia sob o protocolo nº 315/07, mostrado no Apêndice 1.

Antes mesmo dos voluntários chegarem ao local de aplicação do teste, Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner Alberto Gomide, checkou-se as regulagens no equipamento, como parafusos de aperto no eixo, cintos de segurança, pino para regulagem do apoio das pernas, posicionamento das almofadas para não machucar o usuário, além de checar o software desenvolvido em LabVIEW se o mesmo imprime o relatório final, além de terem impressos o Termo de Livre Consentimento Esclarecido (TLCE) e o questionário de avaliação do equipamento. Quando todos esses itens foram checados partiu-se para a fase de preparação na qual consistiu da recepção do voluntário, mostrar o equipamento explicando os objetivos do trabalho e utilidade, o procedimento do teste de WAnT (duração, aplicabilidade, aquecimento, momento de iniciar e finalizar o teste). Após explicar os procedimentos, entregou-se o TLCE, depois de lido e assinado o sujeito foi posicionado em uma balança para verificação de sua massa corporal. A seguir, foi posicionado no ERG-CR09, como mostra a Fig.7.6.



Figura 7.6 – Posicionamento dos voluntários no ERG-CR09

Logo depois, os cintos de segurança e o apoio das pernas foram regulados. Durante este último procedimento o avaliado falou para o aplicador do teste, que manipula o

software, os dados necessários de entrada (nome, idade, massa, gênero, entre outros.) e o restante dos dados foram completados pelo avaliador, como o nível de carga a ser aplicado. A Figura 7.7 mostra a interface do aplicativo em LabVIEW.

O nível de carga foi escolhido segundo o peso do avaliado, neste caso adotou-se para todos 7,5% do peso corporal (BAR-OR,1987;MELLO,2004). Este valor foi adotado sob orientação de um profissional de Educação Física, baseando-se no trabalho de Bar-Or (1987) que fez parte da equipe criado do teste de Wingate em Israel.

Após a inserção dos dados no software, colocou-se a fita transmissora do frequencímetro, então o voluntário realiza um aquecimento de 2min sem carga e nenhuma técnica de propulsão foi imposta. Para iniciar o teste foi dado o comando (“já”) e iniciado o software, e o avaliador realizou um encorajamento verbal, para o usuário não deixar o rendimento cair. Decorridos os 30s do Teste de Wingate, o software indicou o término com um sinal sonoro e o voluntário continuou a fazer o movimento de propulsão por 1min sem carga e depois de um descanso foi entregue um questionário de avaliação do equipamento.

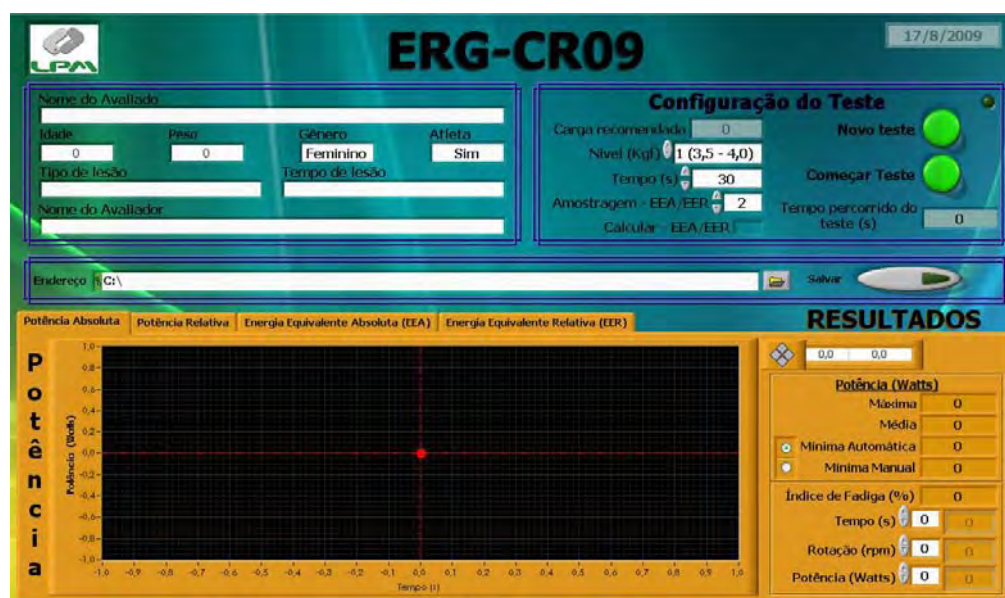


Figura 7.7 – Interface do Programa em LabVIEW®

7.2.2 Resultados do Teste de Wingate

A validação do protótipo do ergômetro de cadeira de rodas ERG-CR09 foi feita por meio das variáveis de saída do teste anaeróbio de Wingate, que são a potência e o índice de fadiga. Para a realização do mesmo, foram recrutados 16 voluntários, sendo 12 cadeirantes e 4 sem deficiência. Dentre os 12 cadeirantes, 6 são lesados medulares, como mostra a Tab. 7.1 com as informações pessoais de todos os sujeitos avaliados, entre elas,

idade, massa corporal (medida antes do teste), gênero, natureza da deficiência e tempo da lesão.

Tabela 7.1 – Dados dos sujeitos avaliados no protótipo do ergômetro ERG-CR09

		Idade (anos)	Massa Corporal (Kg)	Gênero	Natureza da Deficiência	Tempo da Lesão
<i>Grupo 1**</i>						
C.A.A	1	46	68	M	nenhuma	-
S.S.S	2	50	78	M	nenhuma	-
G.L.A.C.S	3	25	66	F	nenhuma	-
D.V.N	4	26	62	F	nenhuma	-
<i>Grupo 2&</i>						
C.A.T	5	42	58	M	Amputação MMII [#] direito	11 anos
E.R.A	6	23	88	F	LM* L4 - L5	9 anos
R.R.C.M	7	23	77	M	LM T8	21 anos
L.L	8	27	42	F	LM T10	16 anos
L.P	9	50	57	F	LM T5	3 anos
M.S.S	10	19	61	M	LM T11	2 anos
P.P.M	11	27	52	M	LM T3 - T4	6 anos
C.B.M	12	41	110	M	Poliomielite	39 anos
C.L.T	13	19	67	M	Mielomeningoceles	19 anos
J.P.A	14	17	58	M	Malformação Congênita MMII esquerdo	17 anos
V.A.N	15	15	56	M	Amputação MMII esquerdo	12 anos
M.M.M	16	32	103	M	Epifisiólise MII esquerdo	10 anos

**Grupo 1- Não Cadeirantes

&Grupo 2- Cadeirantes e Amputados

#MMII – Membro Inferior

*LM- Lesão Medular (T- Torácica L- Lombar C- Cervical)

Além das informações pessoais, foi verificada a condição física inicial relacionada às suas atividades físicas, ou seja, se o voluntário era atleta ou não, se sim qual a modalidade esportiva que praticava. A massa corporal de cada voluntário foi utilizada para determinar o nível de carga a ser aplicado de acordo com o protocolo de teste adotado, que foi de 7,5% da massa corporal (BAR-OR,1987). Os níveis de carga e a informação da atividade física dos voluntários são mostrados na Tab.7.2.

Tabela 7.2 – Dados complementares dos sujeitos e nível de carga

		Atleta (modalidade)	Nível de Carga (kgf)
<i>Grupo 1</i>			
C.A.A	1	não	4 (5,0-5,5)
S.S.S	2	não	5(5,5-6,0)
G.L.A.C.S	3	não	3(4,5-5,0)
D.V.N	4	não	3(4,5-5,0)
<i>Grupo 2</i>			
C.A.T	5	sim (halterofilismo)	2 (4,0-4,5)
E.R.A	6	sim (halterofilismo)	2 (4,0-4,5)
R.R.C.M	7	sim (halterofilismo)	4 (5,0-5,5)
L.L	8	sim (natação)	1(3,5-4,0)
L.P	9	não	2 (4,0-4,5)
M.S.S	10	não	3(4,5-5,0)
P.P.M	11	não	2 (4,0-4,5)
C.B.M	12	sim(basquete)	4 (5,0-5,5)
C.L.T	13	sim(basquete)	3(4,5-5,0)
J.P.A	14	sim(basquete)	3(4,5-5,0)
V.A.N	15	sim(basquete)	3(4,5-5,0)
M.M.M	16	sim (halterofilismo)	7(6,5-7,0)

Após a realização do teste de Wingate, no aplicativo desenvolvido, foi possível determinar a potência absoluta desenvolvida durante o teste para cada voluntário. A Tab. 7.3 mostra os valores máximos, mínimos e médios da potência e as Figs. 7.8 e 7.9 mostram os gráficos de potência obtidos do teste para todos os voluntários.

Tabela 7.3 – Potência absoluta obtida no ergômetro ERG-CR09

		Potência Máx. Absoluta (W)	Potência Mín. Absoluta (W)	Potência Média Absoluta (W)
<i>Grupo 1</i>				
C.A.A	1	266,46	106,20	111,30
S.S.S	2	284,98	229,48	168,20
G.L.A.C.S	3	132,22	116,60	86,99
D.V.N	4	182,22	101,60	85,52
<i>Grupo 2</i>				
C.A.T	5	316,48	297,40	246,38
E.R.A	6	316,48	297,40	256,55
R.R.C.M	7	306,89	266,50	206,54
L.L	8	312,79	124,30	110,76
L.P	9	229,21	95,60	79,95
M.S.S	10	455,96	132,20	142,44
P.P.M	11	316,48	229,20	180,03
C.B.M	12	306,89	266,50	201,80
C.L.T	13	494,35	456,00	238,30
J.P.A	14	494,35	456,00	177,73
V.A.N	15	494,35	456,00	270,37
M.M.M	16	228,51	212,00	130,22

Grupo 1- Não Cadeirantes

Grupo 2- Cadeirantes e Amputados

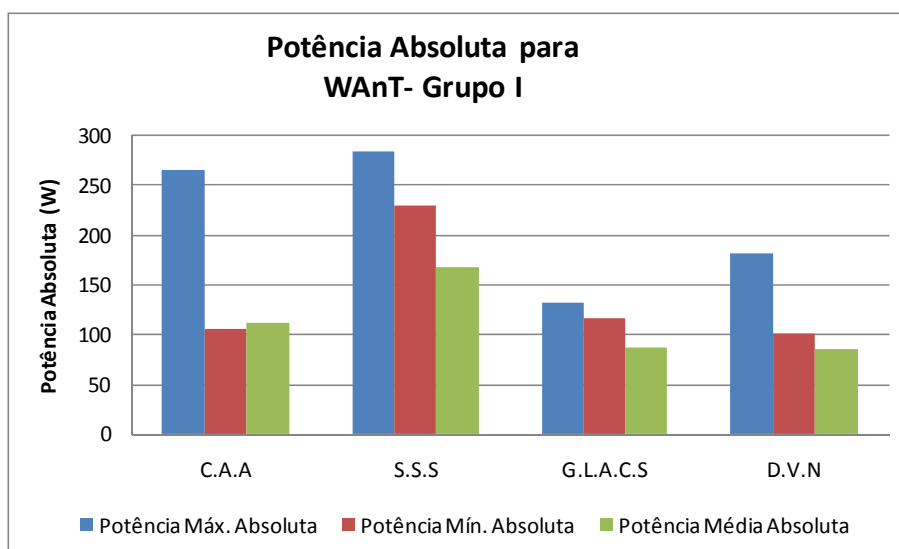


Figura 7.8 – Potência Absoluta para o Teste de Wingate – Grupo I

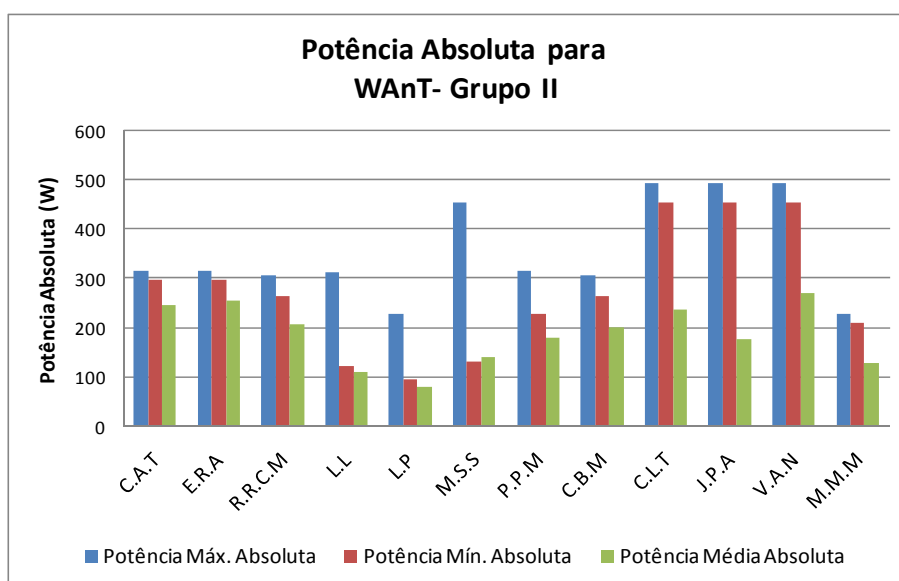


Figura 7.9 – Potência Absoluta para o Teste de Wingate – Grupo II

Nas Figuras 7.8 e 7.9 observa-se que o valor máximo de potência foi de 284,98 W (S.S.S) e o menor de 132,22 W (G.L.A.C.S) para o Grupo I de não deficientes.

Para o Grupo II, três voluntários apresentaram o mesmo valor para a potência máxima de 494,35 W (C.L.T; J.P.A; V.A.N), sendo este o maior valor encontrado. Os três voluntários são praticantes de basquete e realizaram o teste na mesma carga (4,5-5,0 kgf). Estes voluntários não são lesados medulares e apresentam um bom controle de tronco, além de possuírem prática com a propulsão em cadeira de rodas. O que apresentou a potência absoluta mais baixa foi M.M.M 228,51 W. Este voluntário pratica halterofilismo, não é cadeirante e pesa 103 Kg o que ocasionou a seleção do 7º nível de carga (6,5-7,0 kgf).

Como a carga foi muito alta, o sujeito fadigou rapidamente e não atingiu um alto valor de potência, ou também pode não ter se esforçado na máxima condição, como é requisito do teste de Wingate. Veeger (1992) encontrou para pessoas sem deficiência uma potência máxima de 328 W e para cadeirantes de 292 W.

Na pouca literatura encontrada sobre o assunto, foram observados valores de potência relativa e não de potência absoluta. A Tabela 7.4 mostra os valores encontrados para a potência relativa, os valores máximos, mínimos e médios. As Figuras 7.10 e 7.11 mostram as potências relativas para os dois grupos avaliados.

Tabela 7.4 – Potência relativa obtida no ergômetro ERG-CR09

		Potência Máx. Relativa (W/Kg)	Potência Mín. Relativa (W/Kg)	Potência Média Relativa (W/Kg)
<i>Grupo 1</i>				
C.A.A	1	3,92	1,56	1,64
S.S.S	2	3,65	2,94	2,16
G.L.A.C.S	3	2,00	1,77	1,32
D.V.N	4	2,94	1,64	1,38
<i>Grupo 2</i>				
C.A.T	5	5,46	5,13	4,25
E.R.A	6	3,60	3,38	2,92
R.R.C.M	7	3,99	3,46	2,68
L.L	8	7,45	2,96	2,64
L.P	9	4,02	1,68	1,40
M.S.S	10	7,47	2,17	2,34
P.P.M	11	6,09	4,41	3,46
C.B.M	12	2,79	2,42	1,83
C.L.T	13	7,38	6,81	3,56
J.P.A	14	8,52	7,86	3,06
V.A.N	15	8,83	8,14	4,83
M.M.M	16	2,22	2,06	1,26

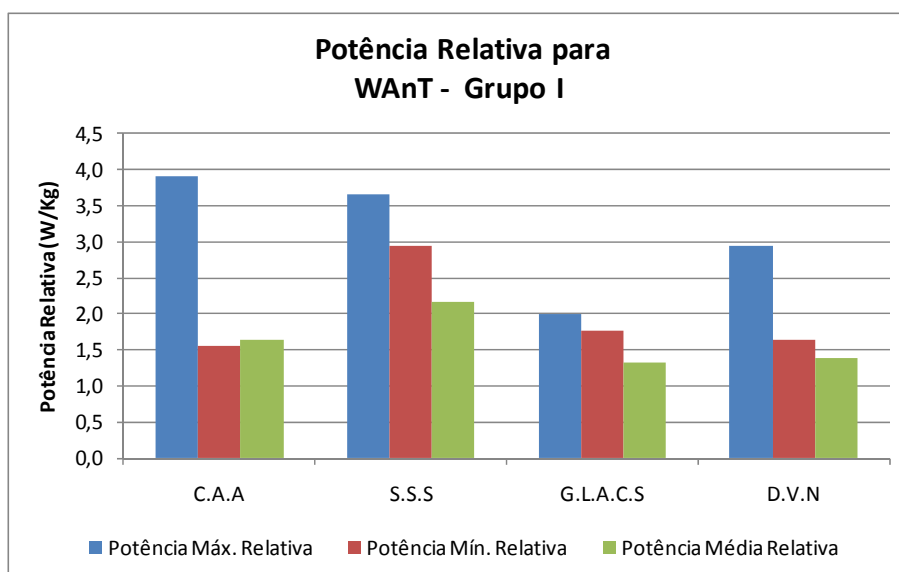


Figura 7.10 – Potência Relativa para o Teste de Wingate – Grupo I

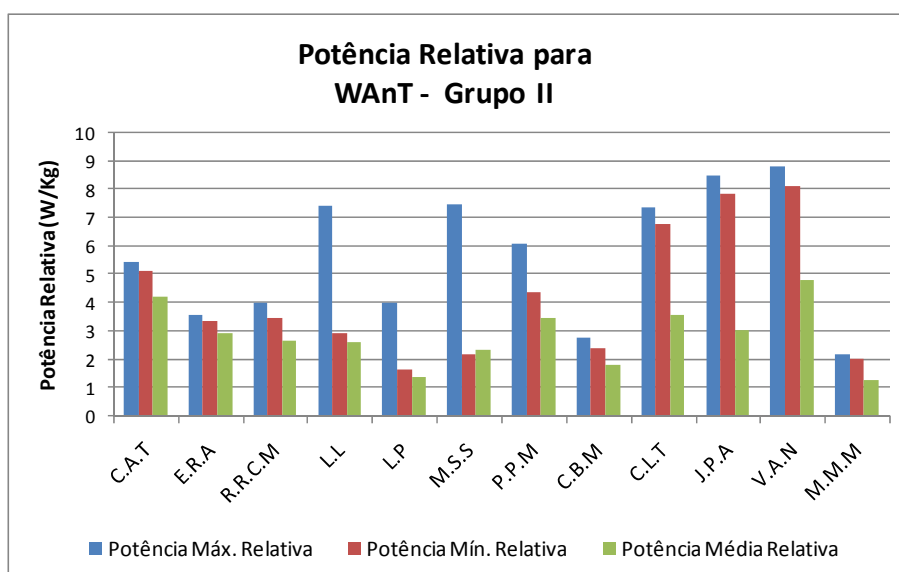


Figura 7.11 – Potência Relativa para o Teste de Wingate – Grupo II

As Figuras 7.10 e 7.11 mostram que para o grupo I o indivíduo C.A.A apresentou a maior potência relativa máxima (3,92 W/Kg), enquanto G.L.A.C.S apresentou o menor valor (2 W/Kg). Como o objetivo do trabalho é avaliar cadeirantes ou pessoas com alguma deficiência que possam realizar propulsão, as análises foram direcionadas para o grupo II.

No grupo II, os voluntários J.P.A e V.A.N permaneceram, como na potência absoluta, com os maiores valores de potência máxima relativa 8,52 e 8,83 W/Kg. Os dois voluntários são praticantes de basquete, estão na mesma faixa de peso 50 a 60 Kg. O primeiro apresenta uma malformação congênita no membro inferior esquerdo e o segundo amputação do membro inferior esquerdo. Mello (2002) avaliou jogadores de basquetebol do

gênero masculino com deficiência mental e a potência máxima relativa encontrada foi de 6 – 14 W/Kg. Para o ergômetro projetado o valor máximo encontrado se assemelhou ao encontrado por Mello (2002), assim mesmo a deficiência não sendo a mesma, a modalidade esportiva foi a mesma, atendendo a especificidade. Para ciclistas amputados, Mello (2002) encontrou uma potência máxima relativa de aproximadamente 8,4 W/Kg. Porém, em outro estudo Mello (2004), utilizando um ergômetro de braços e avaliando a seleção brasileira de basquete de cadeira de rodas no mês de fevereiro de 2004, encontrou que o maior valor de potência máxima foi de 8 W/Kg e o menor seria em torno de 3 W/Kg.

As evidências indicam que o pico de potência anaeróbia gerado durante o teste de Wingate está inversamente relacionado com o nível da lesão, isto é, quanto mais baixo for o nível da lesão maior o pico de potência, como por exemplo, o pico de potência da classe V (L4-S2) pode ultrapassar o dos atletas das classes IB (C4-C7) ou IC (C4-C8) em três ou quatro vezes (BHAMBHANI, 2002). Assim, entre os lesados medulares os que apresentaram os maiores valores de potência relativa máxima foram L.L (7,45 W/ Kg) com lesão medular T10 e M.S.S (7,47 W/Kg) com lesão medular T11. A voluntária L.L é praticante de natação e cadeirante há 16 anos e o voluntário M.S.S é sedentário e cadeirante há 2 anos, o que pode justificar o valor da potência próximo ao da voluntária, ou seja, a voluntária possui uma maior prática na propulsão de cadeira de rodas.

Mello (2004) encontrou para uma atleta paraolímpica da seleção brasileira de natação das paraolimpíadas de Sidney o valor de 2,5 W/Kg, sendo esta parapléica. Esta discrepância pode ser devido ao ergômetro utilizado, que neste caso foi de braços. Na natação masculina foram encontradas potências relativas de 3 a 9 W/Kg. Comparando entre gêneros L.L apresentou maior potência quando comparada a L.P (LM T5) e E.R.A (LM L4-L5) que é uma voluntária sedentária, sendo este resultado coerente, devido à sua baixa aptidão física. Entre os homens lesados medulares o que apresentou melhor desempenho foi M.S.S, seguido de P.P.M (LM T3-T4), R.R.C.M (LM T8), neste caso não é só o maior valor que deve ser avaliado pois os primeiros voluntários são sedentários e o R.R.C.M é praticante de halterofilismo. Neste caso verificou-se que a potência não variou muito durante o teste. A potência máxima relativa foi de 3,99 W/Kg, a potência mínima relativa foi de 3,46 W/Kg e assim a potência média relativa de 2,68 W/Kg, mostrando uma constância durante o teste.

Para Bhambhani (2002) o estudo da performance de atletas cadeirantes lesados medulares apresenta várias dificuldades. Primeiramente ele cita que na maioria dos estudos, o tamanho da amostra dentro de uma classificação de lesão, em geral é pequena limitando as generalizações que podem ser feitas sobre os resultados à população considerada. Outro fator é que as estatísticas descritivas sobre indivíduos de classes

diferentes são associadas, o que torna difícil a avaliação dos resultados. Um terceiro fator são os vários graus de lesão na medula (completa versus incompleta) que tem um impacto significativo nas respostas fisiológicas, que confunde ainda mais os resultados. Por último, ele cita as diferenças nas modalidades de testes e protocolos aplicados tornando a comparação entre resultados ainda mais difícil e por fim a maioria dos estudos tem sido feitos em homens sendo pequena, portanto, a base de dados disponível para mulheres.

O índice de fadiga representa a queda do desempenho durante o teste. A tabela 7.5 mostra os respectivos índices de fadiga dos voluntários avaliados, seguida das Fig. 7.12 e 7.13 que mostram graficamente os valores encontrados destes índices para o grupo I e II.

Tabela 7.5 – Índice de fadiga obtido no ergômetro ERG-CR09

Índice de Fadiga (%)		
<i>Grupo 1</i>		
C.A.A	1	60,14
S.S.S	2	19,47
G.L.A.C.S	3	11,81
D.V.N	4	23,00
<i>Grupo 2</i>		
C.A.T	5	6,03
E.R.A	6	6,03
R.R.C.M	7	13,16
L.L	8	60,26
L.P	9	58,29
M.S.S	10	71,01
P.P.M	11	27,58
C.B.M	12	13,16
C.L.T	13	7,76
J.P.A	14	7,76
V.A.N	15	7,76
M.M.M	16	7,23

Grupo 1- Não Cadeirantes

Grupo 2- Cadeirantes e Amputados

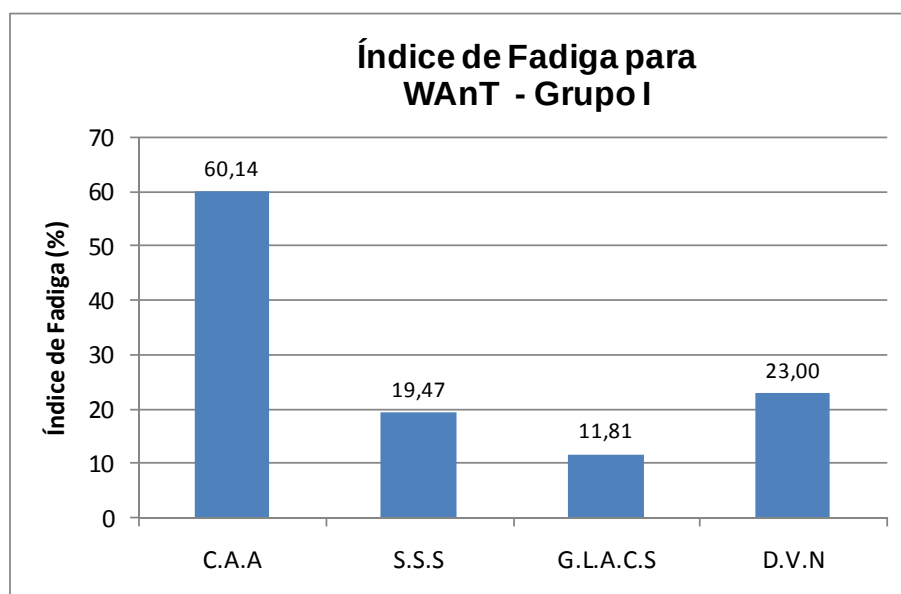


Figura 7.12 – Índice de Fadiga para o Teste de Wingate – Grupo I

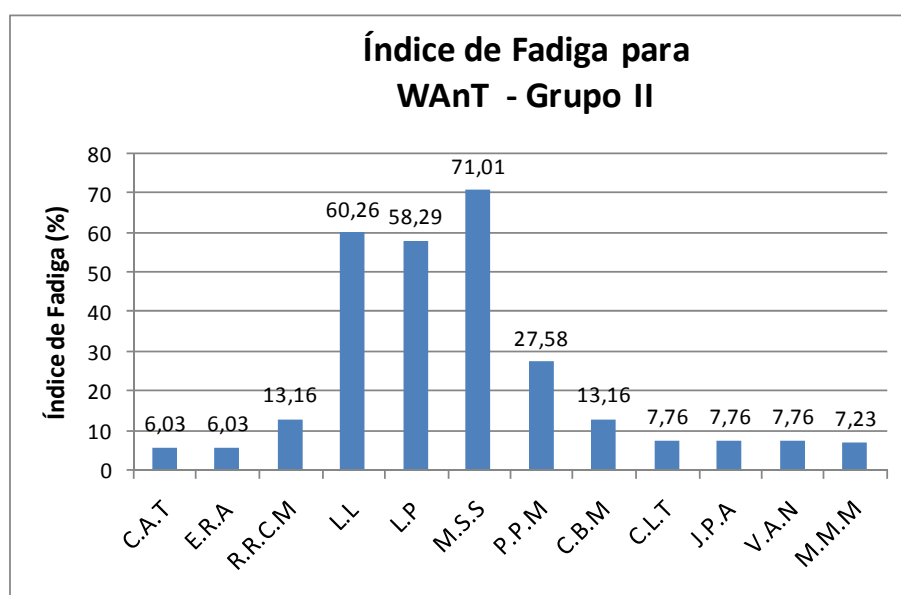


Figura 7.13 – Índice de Fadiga para o Teste de Wingate – Grupo II

A Figura 7.12 mostra que entre os voluntários do grupo I, o que apresentou o maior índice de fadiga foi C.A.A 60,14%, enquanto G.L.A.C.S o menor 11,81%. Entre os voluntários do grupo II, na Fig. 7.13, M.S.S 71,01% lembrando que o mesmo é lesado medular no nível T11, seguido da voluntária L.L (LM T10) com 60,26%. Neste caso este valor não está condizente com o preparo da atleta, pois a mesma não se esforçou muito no teste, se cansando mais rapidamente. Foi encontrado na literatura um índice de fadiga na ordem de 15% para uma atleta paraplégica também praticante de natação, porém utilizando ergometria de braços (MELLO, 2004)

Observa-se na Figura 7.13 que o restante dos voluntários avaliados apresentaram baixos índices de fadiga. Mello (2004) mostrou nos resultados para a seleção brasileira de basquete de cadeira de rodas de 2004 que os valores dos índices de fadiga que variaram entre 30 e 75%, usando um ergômetro de braços que não atende a especificidade dos atletas cadeirantes.

Devido às dificuldades de comparação dos níveis de potência entre os diferentes voluntários, por causa do efeito pulsante dos sinais de torque e rotação, foi desenvolvido no trabalho de Cubides (2009) um novo procedimento de análise no qual consiste na determinação de duas variáveis denominadas aqui como energia equivalente absoluta e energia equivalente relativa. Os índices de fadiga mostrados na Tab.7.5 foram determinados por um procedimento de seleção automática de picos efetuada pelo aplicativo LabVIEW e a seleção manual de picos. Examinando o sinal de potência observou-se que existem picos intermitentes entre duas forças consecutivas de impulsão e este efeito é suavizado pela ação do armazenamento de energia fornecido pela ação de volante dado por uma das polias da correia. Isto não significa uma perda no desempenho de potência aplicada, uma vez que, neste momento o cadeirante não está efetivamente impulsionando os aros. Portanto, a sensibilidade de determinação dos picos de mínimo utilizando a seleção automática pode levar a erros na análise.

No entanto, este procedimento é bastante fiel aos sinais obtidos, uma vez que, os sinais são adquiridos em tempo real, diferentemente de ergômetros de braço que, utilizam resistências mecânicas. Ou seja, os resultados expressam de forma fiel a potência efetiva aplicada na realização dos testes.

Após a avaliação dos sinais de potência de todos os voluntários e visando padronizar de forma mais efetiva o índice de fadiga, foi proposto no trabalho de Cubides (2009) a modificação da equação do índice de fadiga por um procedimento de normalização, ou seja,

$$IFEE = \left(\frac{EE_{máx} - EE_{mín}}{EE_{máx}} \right) \cdot 100 \quad (7.1)$$

Onde $IFEE$ é o índice de fadiga normalizado, $EE_{máx}$ é a energia máxima e $EE_{mín}$ a energia mínima.

A Tabela 7.6 mostra os índices de fadiga normalizados obtidos da Eq. (7.1) para todos os voluntários.

Tabela 7.6 – Índice de fadiga normalizado

Índice de Fadiga IFEE(%)		
<i>Grupo 1</i>		
C.A.A	1	41,70
S.S.S	2	34,01
G.L.A.C.S	3	71,90
D.V.N	4	45,39
<i>Grupo 2</i>		
C.A.T	5	39,17
E.R.A	6	20,81
R.R.C.M	7	33,35
L.L	8	41,15
L.P	9	38,54
M.S.S	10	59,24
P.P.M	11	51,82
C.B.M	12	56,73
C.L.T	13	60,12
J.P.A	14	42,93
V.A.N	15	45,15
M.M.M	16	48,27

A Tabela 7.7 mostra os valores de energia absoluta para todos os voluntários e as Figs. 7.14 e 7.15 mostram os gráficos dos respectivos valores de energia absoluta para os dois grupos avaliados I e II.

Tabela 7.7 – Energia Absoluta obtida no ergômetro ERG-CR09

		Energia Máx. Absoluta (J)	Energia Mín. Absoluta (J)	Energia Média Absoluta (J)
<i>Grupo 1</i>				
C.A.A	1	277,93	162,03	209,51
S.S.S	2	378,06	249,47	319,39
G.L.A.C.S	3	199,92	56,17	156,23
D.V.N	4	194,92	106,45	159,11
<i>Grupo 2</i>				
C.A.T	5	577,56	351,31	476,28
E.R.A	6	541,89	429,12	499,93
R.R.C.M	7	476,95	317,91	400,37
L.L	8	241,09	141,89	212,30
L.P	9	170,11	104,55	150,87
M.S.S	10	369,15	150,48	258,21
P.P.M	11	402,96	194,15	343,80
C.B.M	12	501,63	217,04	375,01
C.L.T	13	624,62	249,12	446,36
J.P.A	14	454,99	259,68	335,92
V.A.N	15	663,85	364,12	520,22
M.M.M	16	300,99	155,71	239,42

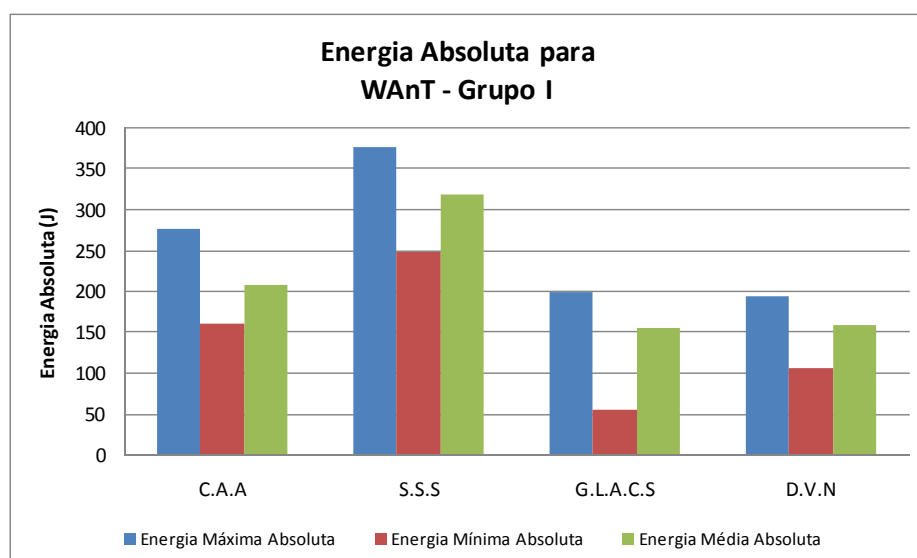


Figura 7.14 – Energia Absoluta para o Teste de Wingate – Grupo I

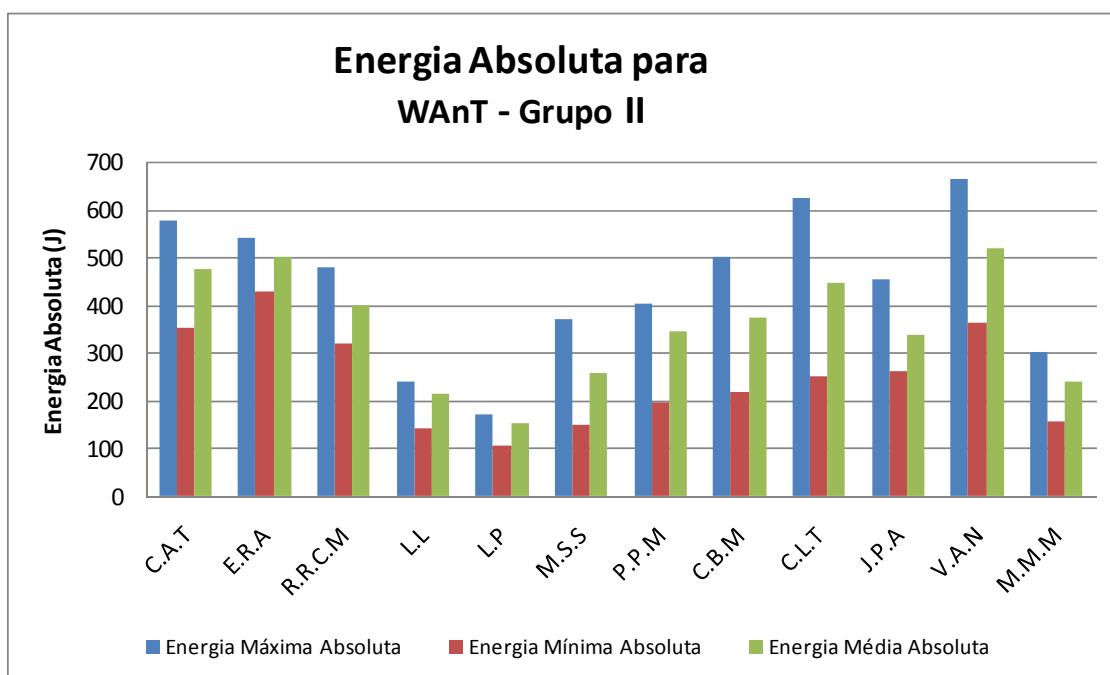


Figura 7.15 – Energia Absoluta para o Teste de Wingate – Grupo II

Nas Figuras 7.14 e 7.15 observa-se que o maior valor de energia máxima encontrado foi de 378,06 J (S.S.S) e 194,92 J (D.V.N) para o Grupo I de não deficientes.

Para o Grupo II, dois voluntários apresentaram os maiores valores de energia máxima de 663,85 J e 624,62 J (V.A.N ;C.L.T). Os dois voluntários são praticantes de basquete em cadeira de rodas apesar de não serem cadeirantes, realizaram o teste na mesma carga (4,5-5,0 kgf) e não são lesados medulares. O primeiro é amputado do membro inferior esquerdo e o segundo apresentando sequelas de mielomeningocele. Os dois atletas apresentam um bom controle de tronco e prática com propulsão em cadeira de rodas. Devido à inovação na obtenção da energia, obtida da área embaixo da curva da potência, não é possível fazer comparações com valores da literatura.

A Tabela 7.8 mostra os valores de energia relativa para todos os voluntários e as Figs. 7.16 e 7.17 mostram os gráficos dos respectivos valores de energia relativa para os dois grupos avaliados I e II.

Tabela 7.8 – Energia Relativa obtida no ergômetro ERG-CR09

		Energia Máx. Relativa (J/Kg)	Energia Mín. Relativa (J/Kg)	Energia Média Relativa (J/Kg)
<i>Grupo 1</i>				
C.A.A	1	4,09	2,38	3,08
S.S.S	2	4,85	3,20	4,09
G.L.A.C.S	3	3,03	0,85	2,37
D.V.N	4	3,14	1,72	2,57
<i>Grupo 2</i>				
C.A.T	5	9,96	6,06	8,21
E.R.A	6	6,16	4,88	5,68
R.R.C.M	7	6,19	4,13	5,20
L.L	8	5,74	3,38	5,05
L.P	9	2,98	1,83	2,65
M.S.S	10	6,05	2,47	4,23
P.P.M	11	7,75	3,73	6,61
C.B.M	12	4,56	1,97	3,41
C.L.T	13	9,32	3,72	6,66
J.P.A	14	7,84	4,48	5,79
V.A.N	15	11,85	6,50	9,29
M.M.M	16	2,92	1,51	2,32

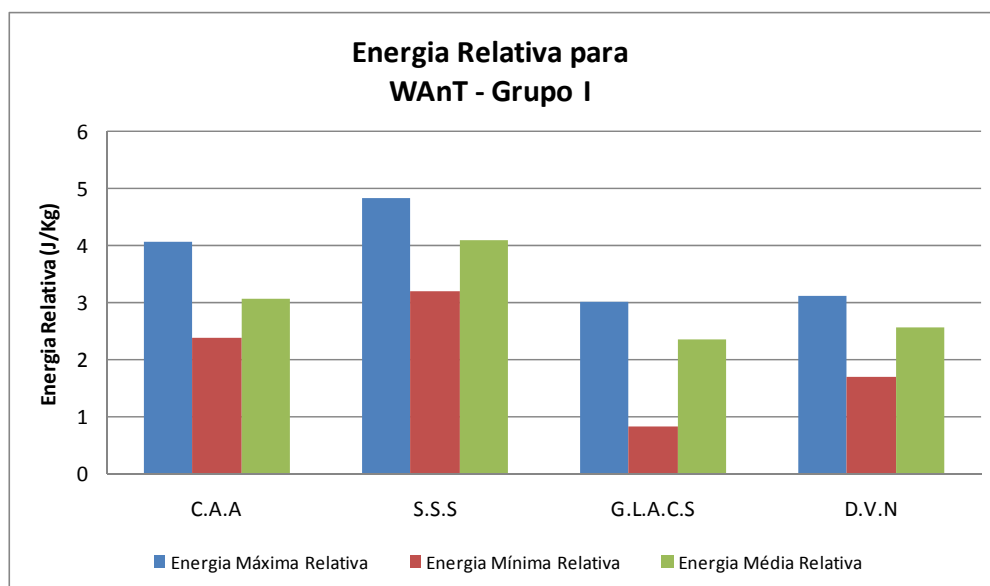


Figura 7.16 – Energia Relativa para o Teste de Wingate – Grupo I

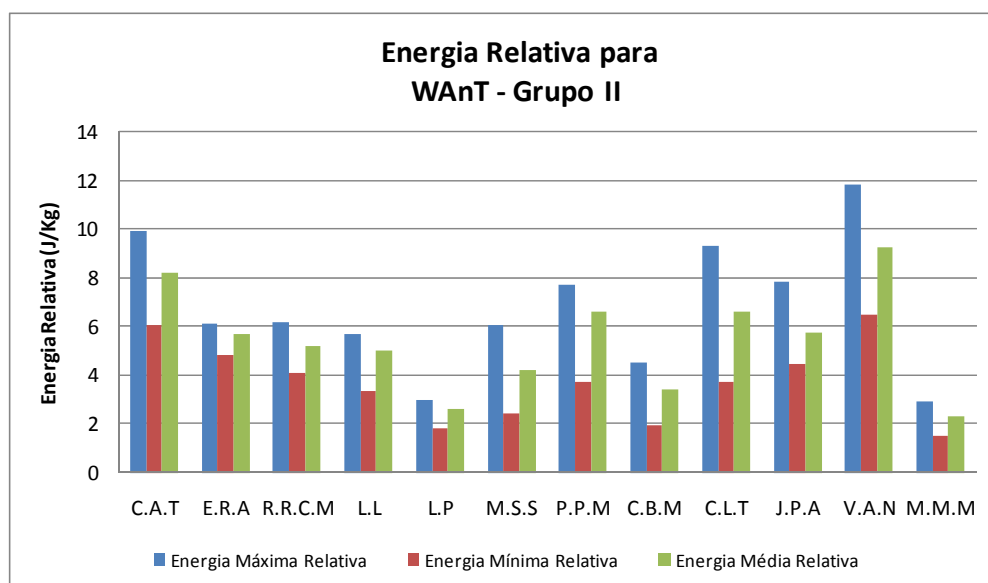


Figura 7.17 – Energia Relativa para o Teste de Wingate – Grupo II

Os batimentos cardíacos foram monitorados durante o teste de Wingate com um frequencímetro, como mostra a Tab. 7.9 e as Figs. 7.18 e 7.19.

Tabela 7.9 – Batimentos cardíacos obtidos durante o teste de Wingate

		Batimentos Máximo (bpm)	Batimentos Mínimo (bpm)	Batimentos Médio (bpm)
<i>Grupo 1</i>				
C.A.A	1	140	78	111
S.S.S	2	...	...	...
G.L.A.C.S	3	152	79	124
D.V.N	4	168	90	143
<i>Grupo 2</i>				
C.A.T	5	154	87	128
E.R.A	6	181	120	152
R.R.C.M	7	179	93	130
L.L	8	168	95	138
L.P	9	131	88	114
M.S.S	10	179	112	142
P.P.M	11	167	85	130
C.B.M	12	166	101	137
C.L.T	13	167	86	126
J.P.A	14	166	112	141
V.A.N	15	161	110	134
M.M.M	16	110	108	108

... (não se dispõe de dado)

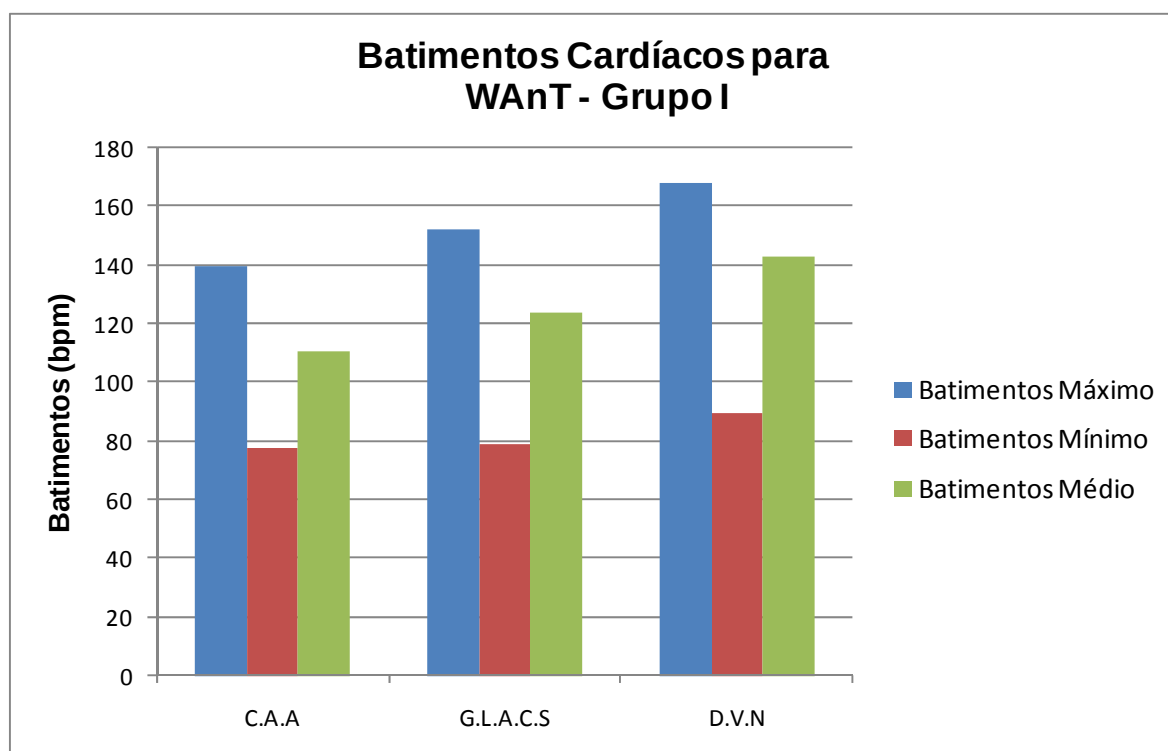


Figura 7.18 – Batimentos Cardíacos para o Teste de Wingate – Grupo I

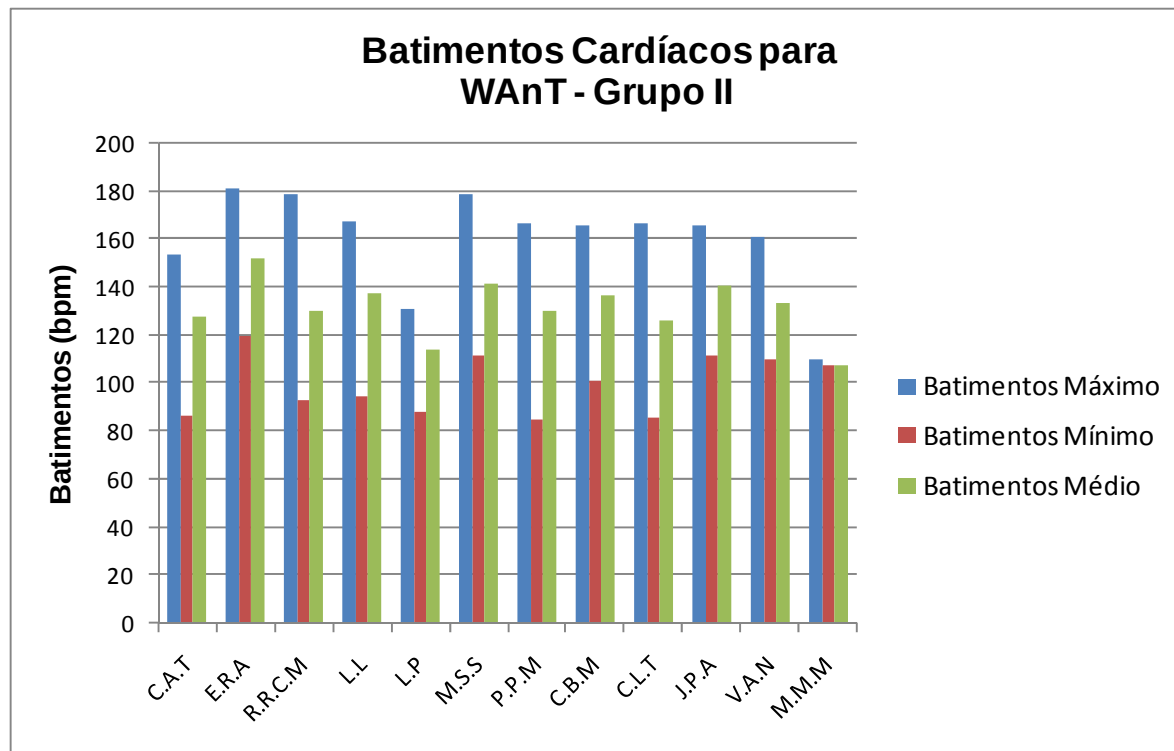


Figura 7.19 – Batimentos Cardíacos para o Teste de Wingate – Grupo II

A Figura 7.18 mostra os valores monitorados de batimentos cardíacos para o primeiro grupo de não deficientes. Os dados de S.S.S não foram mostrados pois o frequencímetro

apresentou um problema no momento do teste e como foi realizada apenas uma bateria de teste não foi colhido este dado. Para o segundo grupo, Fig. 7.19, o avaliado M.M.M também apresentou o mesmo problema no frequencímetro apresentando uma frequência constante durante o teste, que não é correta, pois se notam nas curvas no Apêndice 2 que todas são ascendentes. Os batimentos foram monitorados afim de controlar se os voluntários estavam se esforçando durante o teste e assim dar o “feedback” a eles no transcorrer dos 30 s e a avaliação serviu como cautela para possível interrompimento do teste, caso o voluntário atingisse a frequência cardíaca máxima. Os gráficos correspondentes a cada avaliado estão no Apêndice 2 deste trabalho.

7.3 Resultados do Questionário de Avaliação do Protótipo do Ergômetro ERG-CR09

A Figura 7.20 mostra o resultado da avaliação, do protótipo do ergômetro ERG-CR09, feito por um questionário, mostrado no Apêndice 1, aplicado a todos os voluntários do segundo grupo. A Figura 7.21 mostra a avaliação final de cada item avaliado do projeto.

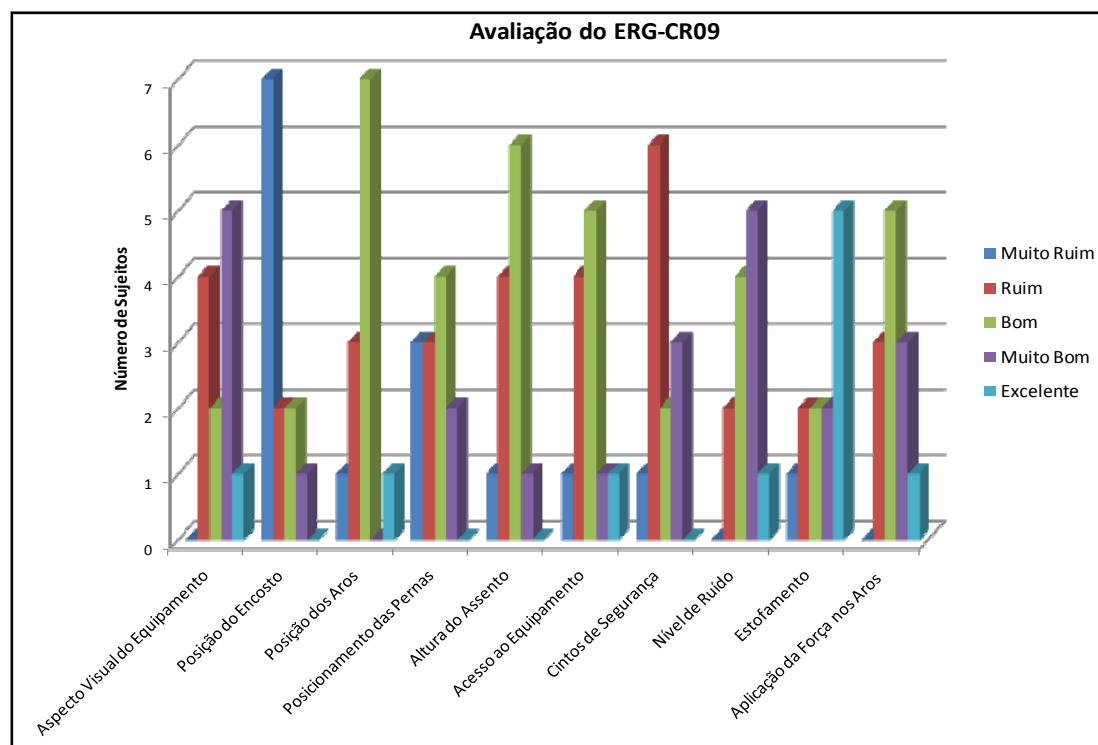


Figura 7.20 – Avaliação do protótipo do ergômetro ERG-CR09 para cada item avaliado

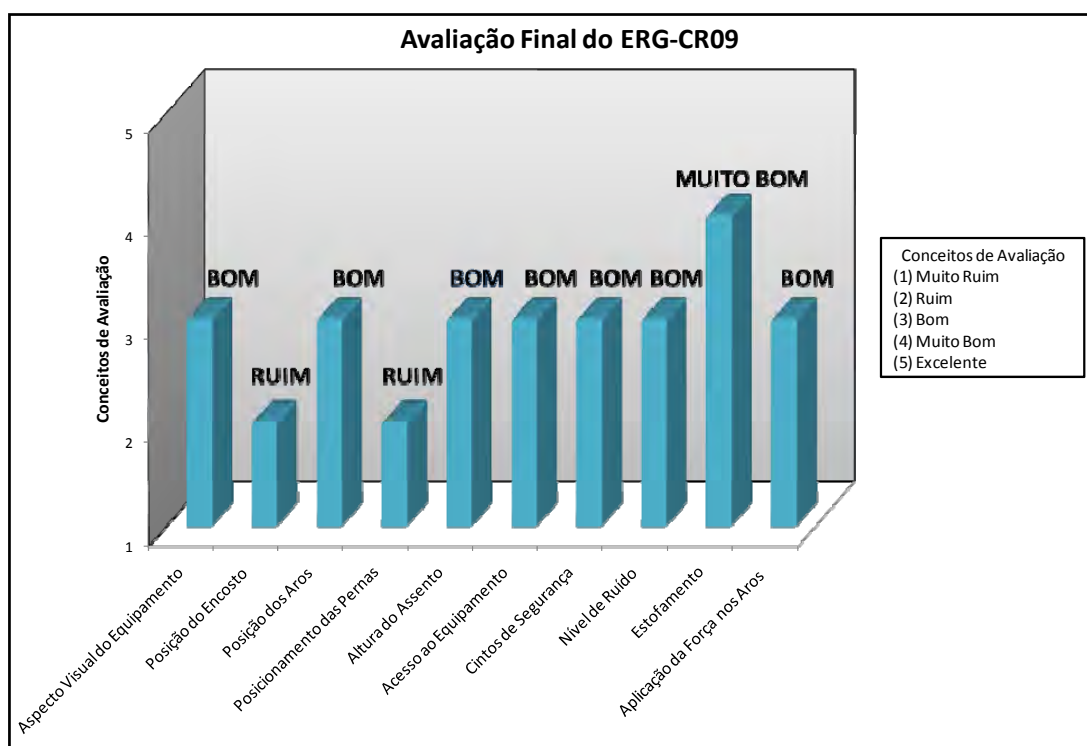


Figura 7.21 – Avaliação Final do ERG-CR09 para Cada Item Avaliado

Observando os gráficos das Figs. 7.20 e 7.21 observou-se que dentre os itens avaliados os com maior rejeição entre os voluntários foram a posição do encosto e o posicionamento das pernas, avaliados como “RUIM”, porém os outros itens como aspecto visual, posição dos aros, altura do assento, acesso ao equipamento, cintos de segurança, nível de ruído e aplicação da força nos aros foram avaliados com o conceito “BOM”, enquanto o estofamento foi “MUITO BOM”.

Os itens rejeitados pelos voluntários foram avaliados pelos autores do trabalho e serão modificados na continuação deste trabalho, de forma que o encosto do ergômetro seja mais ergonômico e não incomode o cadeirante e o apoio para as pernas seja ajustável para ser modificado dependendo do nível de lesão do usuário do ergômetro.

O questionário foi aplicado a fim de termos um “feedback” de avaliação do equipamento e assim conhecer a visão do avaliado para a continuação e otimização deste projeto, onde serão feitas várias melhorias, visando à obtenção de um produto final para ser colocado no mercado.

CAPÍTULO VIII

CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

O grande diferencial do equipamento é que ele permite avaliar uma ampla faixa de pessoas, com pesos de 40 a 180 kgf, utilizando até oito níveis de resistência. A principal contribuição do trabalho foi a inovação na área de ergômetros específicos para cadeirantes, com o projeto e construção de um equipamento que respeita o gesto motor realizado em uma cadeira de rodas. Diante disto, as principais conclusões do trabalho são:

- O protótipo do ergômetro ERG-CR09 projetado e construído permitiu avaliar o condicionamento anaeróbio, atendendo ao princípio da especificidade, de 16 voluntários, sendo 6 com lesão medular;
- Através da modelagem por elementos finitos verificou-se que a estrutura do protótipo possui boa rigidez e que a faixa de utilização quanto aos carregamentos impostos pode ser aumentada com segurança;
- Através do aplicativo desenvolvido em ambiente LabVIEW, possibilitou-se aos avaliadores físicos a fácil aplicação de testes e manipulação dos resultados, por meio de um relatório que é gerado ao final do teste. O aplicativo foi desenvolvido para o teste de Wingate, porém permite aumentar o tempo do teste e alterar outros parâmetros para que seja também possível a aplicação de testes aeróbios;
- Através do modelo analítico proposto definiu-se e ajustou-se uma equação para a força efetiva de propulsão que foi validada experimentalmente;

- O questionário de avaliação do protótipo aplicado aos voluntários do segundo grupo permitiu apontar quais são os principais itens a serem melhorados no equipamento.

Como sugestões para trabalhos futuros:

- Aplicação de outros testes para avaliar o condicionamento físico de cadeirantes utilizando uma coorte mais homogênea, como lesados medulares a certo nível de lesão, com o número maior de sujeitos;
- Desenvolver juntamente com profissionais da educação física protocolos específicos para cadeirantes, pois os que existem hoje são adaptados de testes para pessoas sem deficiências, impossibilitando talvez uma real interpretação do condicionamento físico do avaliado;
- Além da análise estática feita na modelagem por elementos finitos, realizar uma análise dinâmica permitindo verificar como a estrutura se comporta quando é sujeita aos esforços;
- Realizar uma calibração indireta do ergômetro através do consumo de oxigênio, com parceria de fisiologistas do exercício;
- Construir uma placa que permita mais que 8 níveis de resistência;
- Melhorar o protótipo reduzindo o peso, dimensões e definindo características de “design” para efetivá-lo como um produto a ser implementado pela indústria, avaliando todos os itens com o objetivo de reduzir os custos.

CAPÍTULO IX

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALM, M. ; SARASTE, H.; NORRBRINK, C. Shoulder pain in persons with thoracic spinal cord injury: prevalence and characteristics. **Journal of Rehabilitation Research and Development**. v. 40, n.4, p.277-283, Apr.2008.

ARAÚJO,C.G.S.;PINTO,V.L.M. Frequência Cardíaca Máxima em Testes de Exercício em Esteira Rolante e em Cicloergômetro de Membros Inferiores. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**. São Paulo, v.85, n.1, p.45-50, jul.2005.

BAR-OR, O. The Wingate Anaerobic Test. An update on Methodology, Reliability and Validity. **Sports Medicine**. v. 4, n.6, p.381-394,1987.

BECKER,M. **Aplicação de Tecnologias Assistivas e Técnicas de Controle em Cadeiras de Rodas Inteligentes**. 2000. 136 p. Tese de Doutorado – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Campinas.

BHAMBHANI, Y. Physiology of wheelchair racing in athletes with spinal cord injury. **Sports Medicine**. v.32, n.1, p.23-51, 2002.

BOBBERT, A.C. Physiological Comparison of Three Types of Ergometry. **Journal of Applied Physiology**. Leiden, v.15, n.6, p.1007-1014, Sept.1960.

BOHANNON, R.W. Adapting a Bicycle Ergometer for Arm Crank Ergometry. **Physical Therapy**. v.66, n.3, p. 362-363, Mar. 1986.

BONINGER, M.L.; BALDWIN, M.; COOPER, R.A.; KOONTZ, A.; CHAN, L.; Manual Wheelchair Pushrim Biomechanics and Axle Position. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.81,n.5,p.608- 613,May.2000.

BONINGER, M.L.; SOUZA, A.L.; COOPER, R.A.; FITZGERALD, S.G.; KOONTZ, A.M.; FAY, B.T. Propulsion Patterns and Pushrim Biomechanics in Manual Wheelchair Propulsion. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.83, n.5, p.718-723, May.2002.

BONINGER, M.L.; COOPER, R.A.; FITZGERALD, S.G.; LIN, J.; COOPER, R.; DICIANNO, B.; LIU, B. Investigating neck pain in wheelchair users. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**.. v.82, n.3, p.197-202, Mar.2003.

BOUGENOT, M.P.; TORDI, N.; BETIK, A.C.; MARTIN, X.; LE FOLL, D.; PARRATTE,B.; LONSDORFER,J.; ROUILLON,J.D. Effects of a Wheelchair Ergometer Training Programme on Spinal Cord-Injured Persons. **Spinal Cord**. v.41,n.8,p.451-456,Aug.2003.

BRESSEL, E.; BRESSEL, M.; MARQUEZ, M.; HEISE, G.D. The Effect of Handgrip Position on Upper Extremity Neuromuscular Responses to Arm Cranking Exercise. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. Logan, v. 11, n.4, p. 291-298, Aug. 2001.

BURNHAM, R.S.; MAY, L.; NELSON, E.; STEADWARD, R.; REID, D.C. Shoulder pain in wheelchair athletes. The role of muscle imbalance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. **The American Journal of Sports Medicine**. v. 21, n.2, p. 238-242, Apr.1993.

CAPUTO, F.; STELLA,S.G.; MELLO, M.T.; DENADAI,B.S., Índices de Potência e Capacidade Aeróbia obtidos em Cicloergômetro e Esteira Rolante: Comparações entre Corredores, Ciclistas, Triatletas e Sedentários. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v.9,n.4,p.223-230, jul-ago.2003.

COLLINGER, J.L.; BONINGER, M.L.; KOONTZ, A.M.; PRICE, R.; SISTO, S.A.; TOLERICO, M.L.; COOPER, R.A. Shoulder Biomechanics during the Push Phase of Wheelchair Propulsion: A Multisite Study of Persons with Paraplegia. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.89, n.4, p.667-676,Apr.2008.

COOPER, R. A.; Wheelchair Racing Sports Science: A Review. **Journal of Rehabilitation Research and Development**. v.27,n.3, p.295-312,summer.1990.

CUBIDES, G.L.A.S. **Análise de um Sistema de Geração de Resistência Eletromagnético Utilizado em um ergômetro para cadeirantes**. 2009. 134 p. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

CURTIS, K.A.; DRYSDALE, G.A.; LANZA, R.D.; KOLBER, M.; VITOLO, R.S.; WEST, R. Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.80, n.4, p.453-457, Apr.1999a.

CURTIS, K.A.; TYNER, T.M.; ZACHARY, L.; LENTELL, G.; BRINK, D.; DIDYK, T.; GEAN, K.; HALL, J.; HOOPER, M.; KLOS, J.; LESINA, S.; PACILLAS, B. Effect of a Standard Exercise Protocol on Shoulder Pain in Long-Term Wheelchair Users. **Spinal Cord**. v.37, n.6, p.421-429, June.1999b.

de GROOT, S.; DALLMEIJER, A.J.; KILKENS, O.J.; van ASBECK, F.W.; NENE, A.V.; ANGENOT, E.L.; POST, M.W.; van der WOUDE, L.H. Course of Gross Mechanical Efficiency in Handrim Wheelchair Propulsion During Rehabilitation of People with Spinal Cord Injury: A Prospective Cohort Study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.86, n.7, p.1452-1460, July.2005.

de GROOT, S.; VEEGER, H.E.J.; HOLLANDER, A.P.; van der WOUDE, L.H.V. Effect of Wheelchair Stroke Pattern on Mechanical Efficiency. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 83, n.8, p.640–649, Aug.2004.

DESROCHES, G.; AISSAOUI, R.; BOURBONNAIS, D. The Effect of Resultant Force at the Pushrim on Shoulder Kinetics During Manual Wheelchair Propulsion: A Simulation Study. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. v.25, n.4, p.1423-1431, Apr.2008.

DEVILLARD, X.; CALMELS, P.; SAUVIGNET, B.; BELLI, A.; CHRISTIAN, D.; SIMARD, C.; GAUTHERON, V. Validation of a New Ergometer Adapted to all Types of Manual Wheelchair. **European Journal of Applied Physiology**. v.85, n.5, p.479-485, Sept.2001.

DiCARLO, S.E. Effect of Arm Ergometry Training on Wheelchair Propulsion Endurance of Individuals with Quadriplegia. **Physical Therapy**. v.68, n.1, p.40-44, Jan.1988.

DICARLO, S.E.; SUPP, M.D.; TAYLOR, H.C. Effect of Arm Ergometry Training on Physical Work Capacity of Individuals with Spinal Cord Injuries. **Physical Therapy**. v.63, n.7, p.1104-1107, July.1983.

DOTAN,R.; BAR-OR,O. Load optimization for the wingate anaerobic test. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**. v. 51, n. 3, p.409 - 417, Sept.1983.

DRORY, Y.; OHRY, A.; BROOKS, M.E.; DOLPHIN, D.; KELLERMANN, J.J. Arm Crank Ergometry in Chronic Spinal Cord Injured Patients. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**. v.71, n.6, p.389-392,May.1990.

FAUPIN,A.; GORCE,P.; THEVENON,A. A Wheelchair Ergometer Adaptable to the Rear-Wheel Camber. **International Journal of Industrial Ergonomics**. v. 38,n.7-8,p.601–607,July.2008.

FERNHALL, B.; KOHRT, W. The Effect of Training Specificity on Maximal and Submaximal Physiological Responses to Treadmill and Cycle Ergometry. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**. v.30, n.3,p.268-275,Sept.1990.

FINLEY, M.A.; RASCH, E.K.; KEYSER, R.E.; RODGERS, M.M. The Biomechanics of Wheelchair Propulsion in Individuals with and without Upper-Limb Impairment. **Journal of Rehabilitation Research and Development**. v.41,n.3B,p.385-395,May-June.2004.

FINLEY, M.A.; RODGERS, M.M.; RASCH, E.K.; MCQUADE, K.J.; KEYSER, R.E. Reliability of Biomechanical Variables During Wheelchair Ergometry Testing. **Journal of Rehabilitation Research and Development**. v.39,n.1,p.73-81,Jan-Feb.2002.

FORCHHEIMER, F.; LUNDBERG, A. Wheelchair Ergometer. Development of a Prototype with Electronic Braking. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**. v.18,n.2,p.59-63,1986.

FRANKLIN, B.A. Exercise testing, training and arm ergometry. **Sports Medicine**. v.2.,n.2, p.100-119, Mar-Apr.1985.

GIANINI, P. E. S.; CHAMLIAN, T. R.; ARAKAKI, J. C. Shoulder pain in spinal cord injury. **Acta Ortopédica Brasileira**. v.14.,n.1, p.44-47, Dec.2006.

GONZÁLEZ-QUIJANO, J.; SÁNCHEZ,J.; RAYA, P.; MORENO, J.C.; PONS, J.L.; GIL, A. Design of a controllable wheelchair ergometer for simulation of real life conditions.2008. Disponível em: <www.technaid.com/pdfs/Wheelchair_Ergometer.pdf>. Acesso em: 16 de fev. 2009.

GRANGE, C.C.; BOUGENOT, M.P.; GROSLAMBERT, A.; TORDI, N.; ROUILLON, J.D. Perceived Exertion and Rehabilitation with Wheelchair Ergometer: Comparison between Patients with Spinal Cord Injury and Healthy Subjects. **Spinal Cord**. v.40,n.10,p.513-518,Oct.2002.

GUGLIELMO, L.G.A.; DENADAI, B.S. Validade do ergômetro de braço para a determinação do limiar anaeróbio e da performance aeróbia de nadadores. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**. v.1, n.3 p.7–13,jul-dez.2001.

GUIMARÃES, J.I. (coord); STEIN, R. (ed); VILAS-BOAS, F.(ed) et al. Normatização de Técnicas e Equipamentos para a Realização de Exames em Ergometria e Ergoespirometria. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**. v.80, n.4, p.458-464,abr.2003.

HADDAD, S. Ergometria de Membros Superiores. Um Método Importante na Avaliação Cardiocirculatória ao Exercício. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**. São Paulo, v.69, n. 3, p.189-193, set. 1997.

HALE, T. **Exercise Physiology**. A Thematic Approach. Chichester: John Wiley & Sons, 2003. 340p.

HALL, S. **Biomecânica Básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Kogan, 2005. 528p.

HIBBELER, R. C. **Resistência dos Materiais**. Rio de Janeiro: LTC, 2000.701p.

HICKS, A.L.; MARTIN, K.A.; DITOR, D.S.; LATIMER, A.E.; CRAVEN, C.; BUGARESTI,J.; MCCARTNEY,N. Long-Term exercise Training in Persons with Spinal Cord Injury: Effects on Strength, Arm Ergometry Performance and Psychological Well-Being. **Spinal Cord**. v.41, n.1,p.34-43, Jan.2003.

HOFSTAD, M.; PATTERSON, P.E. Modelling the Propulsion Characteristics of a Standard Wheelchair. **Journal of Rehabilitation Research and Development**. v.31, n.2, p.129-137, 1994.

HOUTZ, S. J.; FISCHER, J.F. An Analysis of Muscle Action and Joint Excursion During Exercise on a Stationary Bicycle. **Journal of Bone and Joint Surgery**. Needham, v. 41-A, n.1, p. 123-131, Jan. 1959.

HUTZLER, Y. Anaerobic Fitness Testing of Wheelchair Users. **Sports Medicine**. v.25,n.2,p.101-113, Feb.1998.

INBAR, O.; BAR-OR, O.; SKINNER, J.S. **The Wingate Anaerobic Test: An Update on Methodology, Reliability and Validity**. Champaign: Human Kinetics, 1996. 110p.

JIN-YONG, K.; HYUK-CHEOL, K.; KI-YEON, C.; DONG-HOON, J. The Effect of Wheelchair Propulsion on Carpal Tunnel Syndrome of Wrist Joint. **KAUTPT**. v.11,n.4, p.7-17, 2004.

KEYSER, R.E.; RODGERS, M.M.; GARDNER, E.R.; RUSSELL, P.J. Oxygen Uptake during Peak Graded Exercise and Single-Stage Fatigue Tests of Wheelchair Propulsion in Manual Wheelchair Users and the Able-Bodied. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.80,n.10,p.1288-1292, Oct.1999.

KILKENS, O.J.; DALLMEIJER, A.J.; DE WITTE, L.P.; VAN DER WOUDE, L.H.; POST, M.W. The Wheelchair Circuit: Construct Validity and Responsiveness of a Test to Assess Manual Wheelchair Mobility in Persons With Spinal Cord Injury. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.85,n.3,p.424-431, Mar.2004.

KISS, M.A. **Esporte e Exercício: Avaliação e Prescrição**. São Paulo: Roca, 2003. 407p.

KNECHTLE, B.; KÖPFLI, W. Treadmill exercise testing with increasing inclination as exercise protocol for wheelchair athletes. **Spinal Cord**. v.39,n.12,p.633-636, Dec.2001.

KOONTZ, A.M.; BONINGER, M.L. Proper Propulsion. **Rehab Management**. v.16, n.6, p.18-22, jul.2003.

KULIG, K.; RAO, S.S.; MULROY, S.J.; NEWSAM, C.J., GRONLEY, J.K.; BONTRAGER, E.L.; PERRY, J. Shoulder joint kinetics during the push phase of wheelchair propulsion. **Clinical Orthopaedics and Related Research**. n.354, p.132-143, Sept.1998.

KWARCIAK, A.M.; SISTO, S.A.; YAROSSE, M.; PRICE, R.; KOMAROFF, E.; BONINGER, M.L. Redefining the Manual Wheelchair Stroke Cycle: Identification and Impact of Nonpropulsive Pushrim Contact. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.90, n.1, p.20-26, Jan.2009.

LAL, S. Premature degenerative shoulder changes in spinal cord injury patients. **Spinal**

Cord. v.36, n.3, p.186-189, Mar.1998.

LAZZOLI, J.K. **Avaliação Pré-Participação: O Que é Obrigatório e o que é “Recomendável”?** Disponível em: <<https://www.cremerj.org.br/palestras/704.PDF>> Acesso em: 18 set. 2008.

MCARDLE, W.; KATCH, W.D.M. **Fisiologia do Exercício, Nutrição e Desempenho Humano.** 6.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004. 1172p.

MELLO, M.T. **Paraolímpíadas Sidney 2000: Avaliação e Prescrição do Treinamento dos Atletas Brasileiros.** São Paulo: Atheneu, 2002. 290p.

MELLO, M.T. **Avaliação Clínica e da Aptidão Física dos Atletas Paraolímpicos Brasileiros:** conceitos, métodos e resultados. São Paulo: Atheneu, 2004.407p.

MILLER,T.L.; MATTACOLA,C.G.; SANTIAGO,M.C. Influence of Varied, Controlled Distances from the Crank Axis on Peak Physiological Responses during Arm Crank Ergometry. **Journal of Exercise Physiology.** v.7, n.3, p.61-67, June.2004.

MORRISON, S.A. Guidelines for the Clinician for Development of Fitness Programs for the Physically Challenged. In: APPLE, D.F. **Physical Fitness: A Guide for Individuals with Spinal Cord Injury.** Baltimore: DIANE Publishing, 2004. cap.3, p. 33-44.

MORRISON, S.A.; BACKUS, D. Locomotor Training: Is Translating Evidence Into Practice Financially Feasible? **Journal of Neurologic Physical Therapy.** v.31, n.2, p.50-54, June.2007.

MORROW,D.A.; GUO,L.Y.; ZHAO,K.D.; SU,F.C.; AN,K.N. A 2-D Model of Wheelchair Propulsion. **Disability and Rehabilitation.** v.25,n.4-5, p.192-196,May.2003.

MOSSBERG, K.; WILLMAN, C.; TOPOR, M.A.; CROOK, H.; PATAK, S. Comparison of Asynchronous versus Synchronous Arm Crank Ergometry. **Spinal Cord** . v.37, n. 8, p. 569-574,Aug.1999.

MULROY,S.J.; GRONLEY, J.K.; NEWSAM, C.J.; PERRY, J. Electromyographic Activity of Shoulder Muscles during Wheelchair Propulsion by Paraplegic Persons. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.** v.77, n.2, p.187- 193, Feb.1996.

NASCIMENTO, A.P.C. **Projeto e Desenvolvimento de um Ciclo Ergômetro para Membros Superiores e Inferiores**. 2004. 76 p. Dissertação de Mestrado – Interunidades Bioengenharia – EESC/FMRP/IQSC – Universidade de São Paulo, São Carlos.

NAWOCZENSKI, D.A.; RITTER-SORONEN, J.M.; WILSON, C.M.; HOWE, B. A.; LUDEWIG, P.M. Clinical trial of exercise for shoulder pain in chronic spinal injury. **Physical Therapy**. v.86, n.12, p. 1604-1618, Dec. 2006.

NIESING, R.; EIJSKOOT, F.; KRANSE, R.; VEEGER, H.E.J; van der WOUDE, L.H.V.; SNIJDERS, C.J. Computer-controlled wheelchair ergometer. **Medical and Biological Engineering and Computing**. v. 28, n.4, p. 329-338, Jul.1990.

POWERS, S.K.; HOWLEY, E.T. **Fisiologia do Exercício: Teoria e Aplicação ao Condicionamento e ao Desempenho**. São Paulo: Manole, 2006. 598p.

RASCHE, W.; JANSSEN, T.W.; VAN OERS, C.A.; HOLLANDER, A.P.; VAN DER WOUDE, L.H. Responses of Subjects with Spinal Cord Injuries to Maximal Wheelchair Exercise: Comparison of Discontinuous and Continuous Protocols. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**. v.66, n.4, p.328-331, Apr.1993.

ROBERTSON, R.N.; BONINGER, M.L.; COOPER, R.A.; SHIMADA, S.D. Pushrim Forces and Joint Kinetics During Wheelchair Propulsion. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.77, n.9, p.856-864, Sept.1996.

RODGERS, M.M.; KEYSER, R.E.; RASCH, E.K.; GORMAN, P.H.; RUSSEL, P.J., Influence of Training on Biomechanics of Wheelchair Propulsion. **Journal of Rehabilitation Research and Development**. v.38, n.5, p. 505-511, Sept-Oct.2001.

RONDON, M.U.P.B; FORJAZ, C.L.M.; NUNES, N.; DO AMARAL, S.L.; BARRETTO, A.C.P.; NEGRÃO, C.E. Comparação entre a Prescrição de Intensidade de Treinamento Físico Baseada na Avaliação Ergométrica Convencional e na Ergoespirométrica. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**. v.70, n.3, p.159-166, mar.1998.

SAMUELSSON, K.; LARSSON, H.; TROPP, H. A Wheelchair Ergometer with a Device for Isokinetic Torque Measurement. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**. v.21, n.4, p.205-208, 1989.

SAMUELSSON, K.; LARSSON, H.; TROPP, H. Power Output and Propulsion Technique in Wheelchair Driving. **International Journal of Rehabilitation Research**. Linköping, v.14, n.1, p. 76-81, Mar.1991.

SAMUELSSON, K.; TROPP, H.; GERDLE, B. Shoulder pain and its consequences in paraplegic spinal cord-injured, wheelchair users. **Spinal Cord**. v.42, n.1, p. 41-46, Jan.2004.

SHEPHARD, R.J.; ALLEN, C.; BENADE, A.J.; DAVIES, C.T.; DI PRAMPERO, P.E.; HEDMAN, R.; MERRIMAN, J.E.; MYHRE, K.; SIMMONS, R. The maximum oxygen intake. An international reference standard of cardiorespiratory fitness. **Bulletin of the World Health Organization**. v.38,n.5,p.757-764,1968.

SHIMADA, S.D.; ROBERTSON, R.N.; BONNINGER, M.L.; COOPER, R.A. Kinematic Characterization of Wheelchair Propulsion. **Journal of Rehabilitation Research and Development**. v.35,n.2,p.210-218,June.1998.

SIE, I.H.; WATERS, R.L.; ADKINS, R.H.; GELLMAN, H. Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.73 ,n.1, p.44-48,Jan.1992.

SILVA, A.C.; TORRES, F.C. Ergoespirometria em Atletas Paraolímpicos Brasileiros. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v.8,n.3,p.107-116, maio-jun.2002.

SILVA,R.A.S. Construção e Calibração de uma Bicicleta de Ciclismo Indoor com Graduação de Carga. **Revista Brasileira de Cineantropometria and Desempenho Humano**. v.8, n.2, p.85-91, jun.2006.

SMITH, P.M.; CHAPMAN, M.L.; HAZLEHURST, K.E.; GOSS-SAMPSON, M.A. The Influence of Crank Configuration on Muscle Activity and Torque Production during Arm Crank Ergometry. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.18,n.4, p598-605,Aug.2008.

TEBEXRENI, A.S.; LIMA, E.V.; TAMBEIRO, V.L.; BARROS NETO, T.L. Protocolos Tradicionais em Ergometria, suas Aplicações Práticas Versus Protocolo de Rampa. **Revista da Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo**. São Paulo, v.11, n.3,p.519-528, maio- jun. 2001.

TORDI,N.; DUGUE,B.; KLUPZINSKI,D.; RASSENEUR,L.; ROUILLON,J.D.;

LONSDORFER, J. Interval Training Program on a Wheelchair Ergometer for Paraplegic Subjects. **Spinal Cord**. v.39, n.10, p.532-537, Oct. 2001.

TROPP, H.; SAMUELSSON, K.; JORFELDT, L. Power Output for Wheelchair Driving on a Treadmill Compared with Arm Crank Ergometry. **British Journal of Sports Medicine**. Linköping, v.31, n.1, p. 41-44, Mar. 1997.

TURNER, J.A.; CARDENAS, D.D.; WARMS, C.A.; MCCLELLAN, C.B. Chronic pain associated with spinal cord injuries: a community survey. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.82, n.4, p.501-509, Apr. 2001.

van der WOUDE, L.H.V.; de GROOT, S.; JANSSEN, T.W.J. Manual Wheelchairs: Research and Innovation in Sports, Daily Life. **Science and Sports**. v.21, n.4, p.226-235, Aug. 2006.

van DRONGELEN, S.; van der WOUDE, L.H.; JANSSEN, T.W. ANGENOT, E.L.; CHADWICK, E.K.; VEEGER, D.H. Mechanical Load on the Upper Extremity during Wheelchair Activities. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.86, n.6, p.1214-1220, June. 2005.

VANLANDEWIJCH, Y.C.; SPAEPEN, A.J.; LYSSENS, R.J. Wheelchair Propulsion Efficiency: Movement Pattern Adaptations to Speed Changes, **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v.26, n.11, p.1373-1381, Nov. 1994.

VEEGER, H.E.J.; LUTE, E.M.; van der WOUDE, L.H. Differences in performance between trained and untrained subjects during a 30-s sprint test in a wheelchair ergometer. **European Journal of Applied Physiology**. v.64, n.2, p.158-164, 1992a.

VEEGER, H.E.J.; van der WOUDE, L.H.V.; ROZENDAL, R.H. A Computerized Wheelchair Ergometer. Results of a comparison study. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**. v.24, n.1, p.17-23, 1992b.

VERELLEN, J.; THEISEN, D.; VANLANDEWIJCK, Y. Influence of Crank Rate in Hand Cycling. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v.36, n.10, p.1826-1831, Oct. 2004.

APÊNDICES

APÊNDICE 1: Aprovação do projeto pelo CONEP, TCLE e questionário



Universidade Federal de Uberlândia
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP
Av. João Naves de Ávila, nº 2160 - Bloco J - Campus Santa Mônica - Uberlândia-MG –
CEP 38400-089 - FONE/FAX (34) 3239-4531

ANÁLISE FINAL Nº 315/07 DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA PARA O PROTOCOLO REGISTRO CEP/UFU: 045/06

Projeto Pesquisa: *"Projeto e construção de um ergômetro nacional adaptado a uma cadeira de rodas"*

Pesquisador Responsável: Cleudmar Amaral de Araújo

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, o CEP manifesta-se pela aprovação do projeto de pesquisa proposto.

Situação: O protocolo não apresenta problemas de ética nas condutas de pesquisa com seres humanos, nos limites da redação e da metodologia apresentadas.

O CEP/UFU lembra que:

- a- segundo a Resolução 196/96, o pesquisador deverá arquivar por 5 anos o relatório da pesquisa e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, assinados pelo sujeito de pesquisa.
- b- poderá, por escolha aleatória, visitar o pesquisador para conferência do relatório e documentação pertinente ao projeto.
- c- a aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento a Resolução 196/96/CNS, não implicando na qualidade científica do mesmo.

Data para entrega do **Relatório Final:** janeiro/2008

Uberlândia, 30 de julho de 2007.

Prof. Dra. Sandra Terezinha de Farias Furtado
Coordenadora do CEP/UFU

Orientações ao pesquisador:

(Para parecer Aprovado ou Aprovado com Recomendações)

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 - Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, item III.2.e). O prazo para entrega de relatório é de 120 dias após o término da execução prevista no cronograma do projeto, conforme norma da Res. 196/96 CNS.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Neste projeto intitulado "PROJETO E CONSTRUÇÃO DE UM ERGÔMETRO NACIONAL ADAPTADO A UMA CADEIRA DE RODAS" foi construído um ergômetro de braço utilizado para a avaliação física de pessoas portadoras de deficiência (paraplegia). O equipamento foi adaptado à uma cadeira de rodas. Neste caso, todas as pessoas avaliadas vão exercer o mesmo gesto motor ou o movimento que fazem naturalmente em uma cadeira de rodas, ou seja, vão impulsionar as guias laterais que movimentam as rodas. No sistema as rodas são fixas, ou seja, não estão apoiadas no chão. Um sistema de transmissão simula os esforços e os sinais de rotação e torque são adquiridos e tratados pelo sistema. Este teste dura no máximo 05 minutos cada sessão, por isso, não existem comprometimentos aos usuários, pois o mesmo não é invasivo; servindo, na pesquisa, apenas para ajustar e validar o projeto do equipamento além de avaliar também outras condições do ergômetro, como por exemplo, velocidades máximas e mínimas, os níveis de torque envolvidos durante o funcionamento, além da validação do software desenvolvido.

Portanto, o equipamento não oferece riscos aos usuários. Mesmo assim, medidas de segurança serão adotadas como cinto de segurança, verificação de fixações e travas, verificação da postura e treinamentos em baixas velocidades.

Diante disto, Eu _____, na condição de colaborador para o experimento, estou ciente do formato dos testes a serem realizados, conheço o princípio de funcionamento do equipamento e **CONCORDO** com a sua execução.

Assinatura do Participante: _____

Data: ____/____/____

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

Coordenador do Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner Alberto Gomide

Av. João Naves de Ávila, 2160 - Bloco 1M, Campus Sta. Mônica

Uberlândia - MG CEP 38400-902 · Fone: (34) 3239 - 4084

e-mail:cleudmar@mecanica.ufu.br

Coordenador do Projeto

Comitê de Ética em Pesquisa - CEP

Av. João Naves de Ávila, 2121 - Bloco 1J, Campus Sta. Mônica, Uberlândia - MG

CEP 38.400-902 · Fone/Fax: (34) 3239 - 4531 - e-mail: dirpgufu@ufu.br



Laboratório de Projetos Mecânicos – FEMEC/UFU

Ficha de Avaliação do ERG-CR09

QUESTIONÁRIO TÉCNICO

Data da Avaliação: ____ / ____ / ____ Local da Avaliação: _____

Tipo de Lesão: _____ Tempo de uso de cadeira de rodas: _____

Atleta () sim () não Modalidade Esportiva: _____

Nível de resistência selecionada: () 5 () 10 () 15 () 20 () 25 () 30 () 35 () 40

Avalie segundo a escala de avaliação: MUITO RUIM (1)

RUIM (2)

BOA (3)

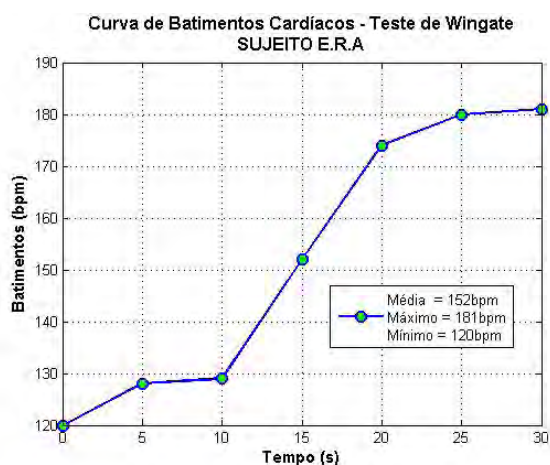
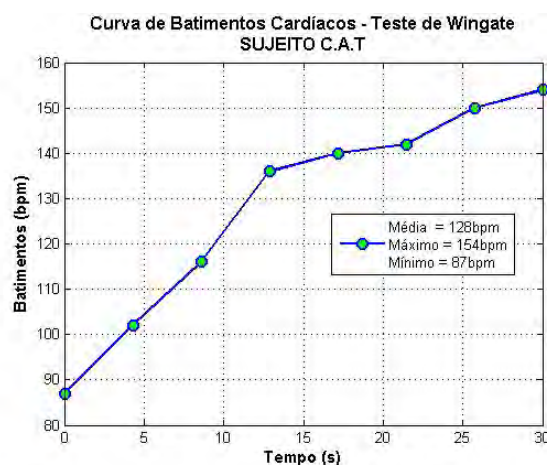
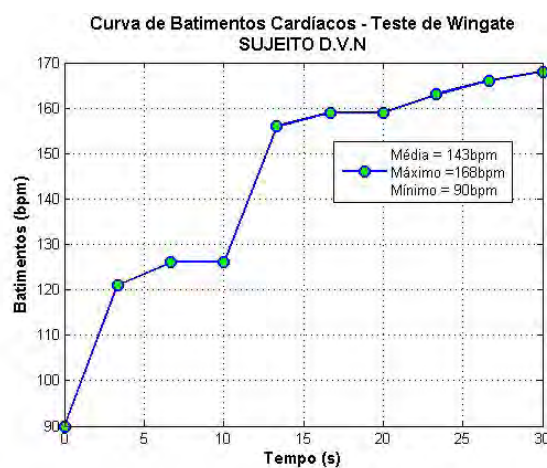
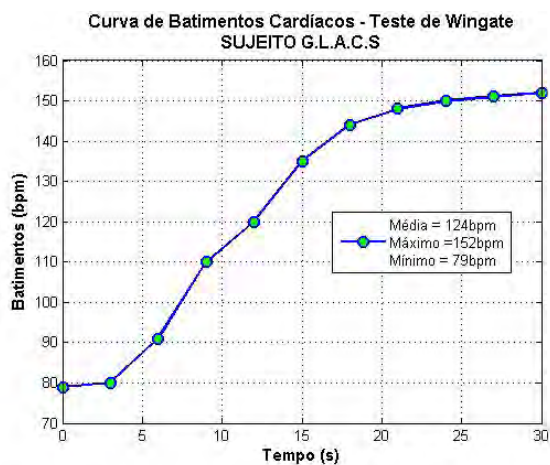
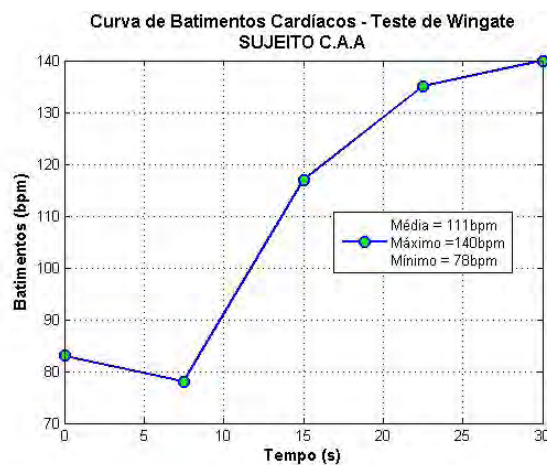
MUITO BOM (4)

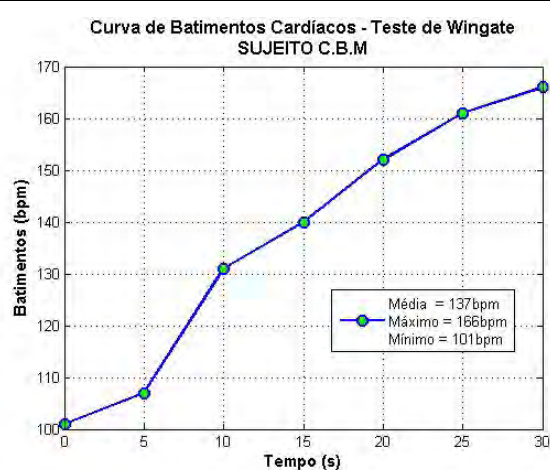
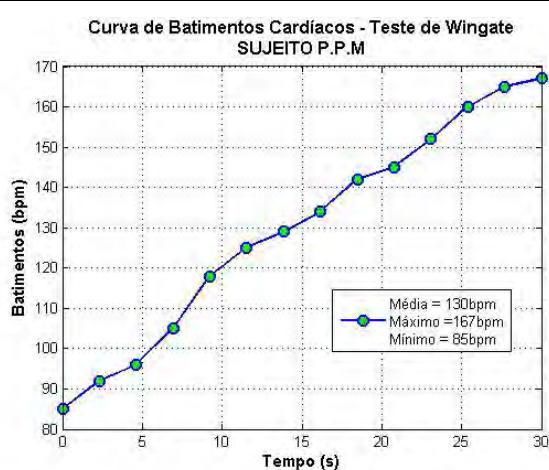
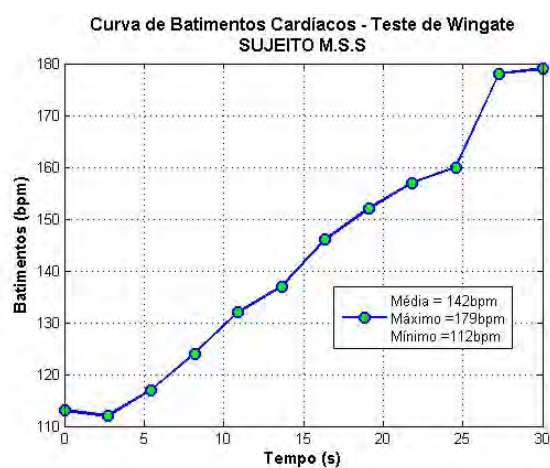
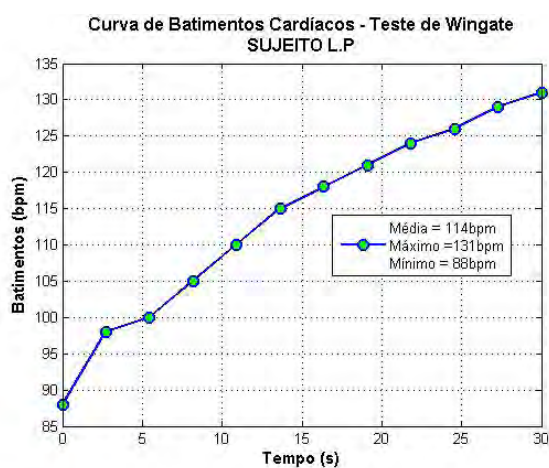
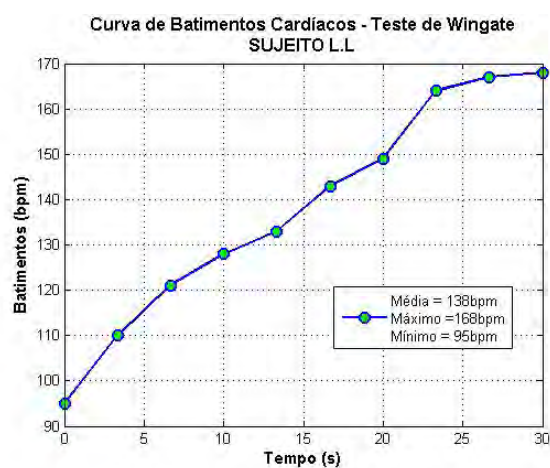
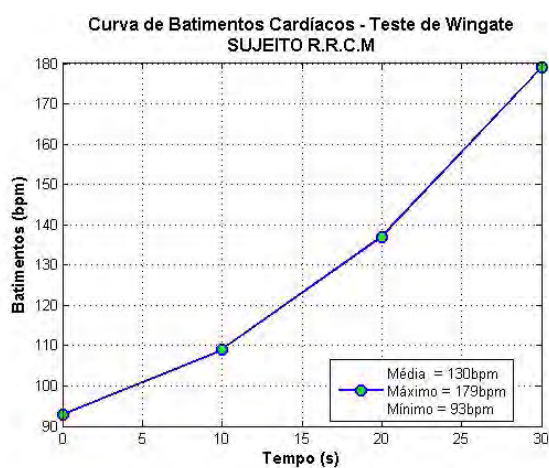
EXCELENTE (5)

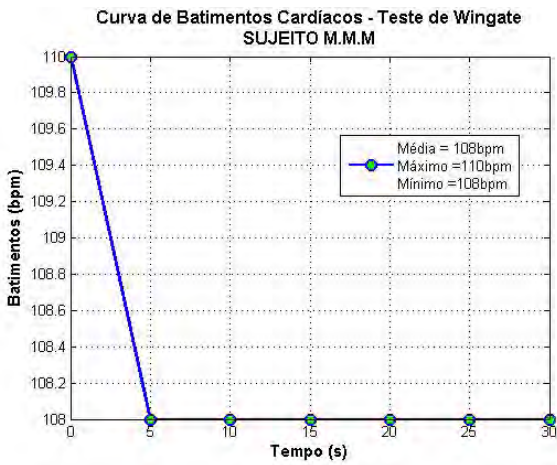
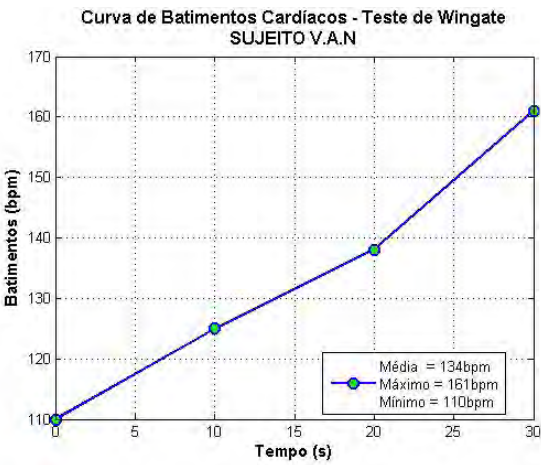
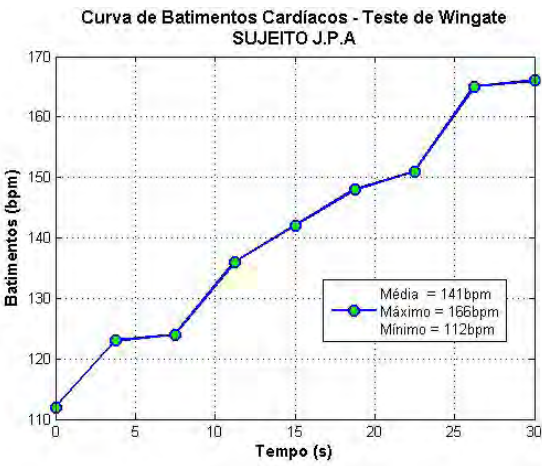
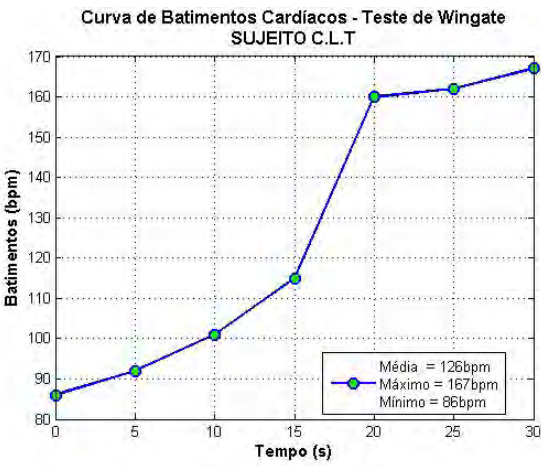
a) Aspecto visual do equipamento?	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5
b) Posição do Encosto?	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5
c) Posição dos Aros?	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5
d) Posicionamento das Pernas?	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5
e) Altura do Assento?	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5
f) Acesso ao equipamento?	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5
g) Cintos de segurança?	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5
h) Nível de Ruído?	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5
i) Estofamento?	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5
j) Aplicação da força nos aros de propulsão?	☐ 1	☐ 2	☐ 3	☐ 4	☐ 5

O que mudaria no ergômetro?

☐ Altura	☐ Posição dos Aros	☐ Estofamento
☐ Aumentar nível de resistência	☐ Diminuir nível de resistência	☐ Aros de propulsão
☐ Encosto da cadeira	☐ Outros _____	

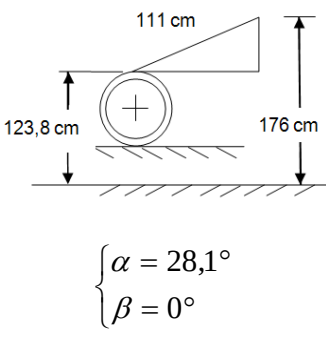
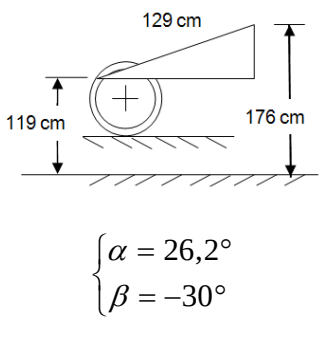
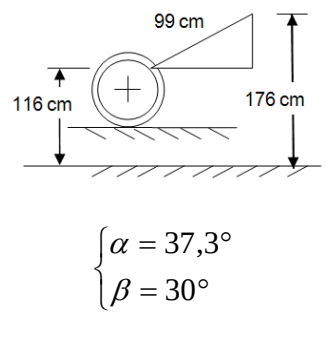
APÊNDICE 2: Gráficos de Batimentos Cardíacos de cada Sujeito Avaliado





APÊNDICE 3: Tabelas da Validação da Força Efetiva

Dados experimentais Furo 2

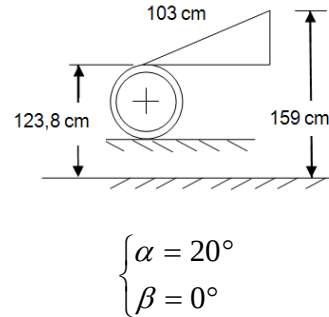
Furo 2 - Ângulo $\beta = 0^\circ$						
Dados Força (kgf)	Peso 1	Peso 2	Peso 3	Peso 4	Peso 5	
1	2,05	3,78	3,13	3,22	4,56	
2	0,51	3,42	2,50	2,26	4,64	
3	0,88	2,37	1,53	3,16	5,28	
4	1,03	2,09	2,45	3,64	4,44	
5	0,34	3,88	3,11	2,23	4,55	
6	0,36	3,21	1,85	2,00	4,18	
7	1,80	3,81	2,07	2,75	4,60	
Furo 2 - Ângulo $\beta = -30^\circ$						
Dados Força (kgf)	Peso 1	Peso 2	Peso 3	Peso 4	Peso 5	
1	2,57	1,67	1,60	1,90	5,42	
2	1,28	1,72	2,01	1,70	2,75	
3	1,53	1,31	1,82	2,50	2,53	
4	1,75	0,90	1,03	2,28	3,36	
5	1,79	1,62	1,01	1,90	2,29	
6	2,09	2,18	1,98	2,19	2,46	
7	2,37	1,70	2,43	1,87	3,00	
Furo 2 - Ângulo $\beta = 30^\circ$						
Dados Força (kgf)	Peso 1	Peso 2	Peso 3	Peso 4	Peso 5	
1	1,56	1,41	1,07	2,56	4,47	
2	0,93	0,93	0,87	1,19	5,42	
3	2,52	2,43	1,36	1,08	2,92	
4	2,25	1,23	0,57	1,99	5,30	
5	1,33	1,27	1,00	1,32	4,02	
6	2,06	0,89	0,84	1,23	4,78	
7	1,91	1,03	0,77	1,20	3,72	

Pesos ($m_1=71,66\text{kgf}$ $m_2=91,79\text{kgf}$ $m_3=106,69\text{kgf}$ $m_4=141,75\text{kgf}$ $m_5=161,84\text{kgf}$)

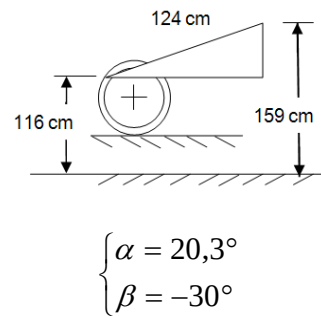
Dados experimentais Furo 3

Furo 3 - Ângulo $\beta = 0^\circ$

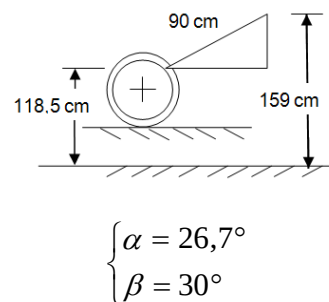
Dados Força (kgf)	1	Peso 2	Peso 3	Peso 4	Peso 5
1	1,03	1,15	1,94	2,13	2,73
2	0,90	1,28	1,38	1,77	2,38
3	0,97	1,55	1,08	1,53	2,49
4	0,73	1,35	1,33	1,28	2,14
5	0,78	1,21	2,10	1,80	2,50
6	0,78	1,32	1,63	1,68	2,40
7	0,71	1,85	1,37	1,53	2,33
8	0,77	1,34	1,50	1,28	2,18
9	0,90	1,70	1,73	1,66	1,76
10	0,85	1,29	1,75	1,42	1,69

**Furo 3 - Ângulo $\beta = -30^\circ$**

Dados Força (kgf)	Peso 1	Peso 2	Peso 3	Peso 4	Peso 5
1	1,26	1,82	1,86	2,49	2,68
2	1,00	1,59	2,05	2,25	2,09
3	0,93	1,57	1,85	2,38	2,76
4	1,03	1,46	1,51	2,41	2,29
5	1,22	1,52	1,57	2,26	2,66
6	1,17	1,51	1,59	1,94	2,73
7	1,01	1,74	2,12	2,13	2,34
8	0,83	1,72	2,05	2,24	2,32
9	1,20	1,86	1,72	2,38	2,49
10	1,04	1,64	1,72	2,25	2,46

**Furo 3 - Ângulo $\beta = 30^\circ$**

Dados Força (kgf)	Peso 1	Peso 2	Peso 3	Peso 4	Peso 5
1	0,87	2,12	2,86	3,09	3,03
2	0,83	1,66	2,33	2,80	3,09
3	0,87	1,14	2,05	2,60	3,31
4	0,80	0,80	2,33	2,54	3,38
5	0,49	0,75	2,61	2,46	3,32
6	0,47	1,46	2,55	2,15	3,32
7	0,81	1,97	2,17	3,35	2,99
8	0,56	1,96	2,95	3,05	2,96
9	0,51	2,00	2,33	2,88	2,32
10	0,53	1,18	2,87	2,59	3,82

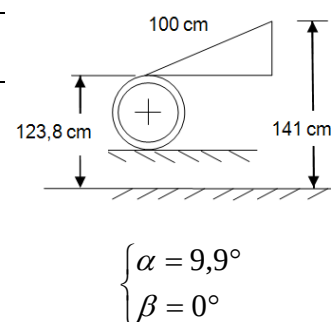


Pesos ($m_1=71,66\text{kgf}$ $m_2=91,79\text{kgf}$ $m_3=106,69\text{kgf}$ $m_4=141,75\text{kgf}$ $m_5=161,84\text{kgf}$)

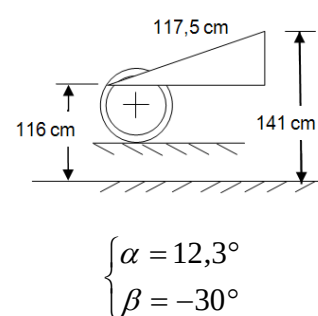
Dados experimentais Furo 4

Furo 4 - Ângulo $\beta = 0^\circ$

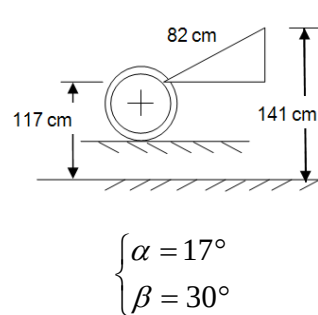
Dados Força (kgf)	Peso 1	Peso 2	Peso 3	Peso 4	Peso 5
1	0,74	1,08	1,36	1,78	1,23
2	0,87	1,85	1,66	2,00	1,72
3	1,27	1,81	1,80	2,15	1,69
4	1,36	2,25	1,90	2,27	2,00
5	1,43	1,45	2,02	2,24	2,14
6	1,48	1,72	2,07	2,25	2,40
7	1,49	1,68	2,10	2,41	2,42

**Furo 4 - Ângulo $\beta = -30^\circ$**

Dados Força (kgf)	Peso 1	Peso 2	Peso 3	Peso 4	Peso 5
1	1,05	0,98	1,24	0,14	2,35
2	0,94	1,05	1,10	0,62	1,44
3	1,00	1,22	1,15	0,97	1,78
4	1,13	0,88	1,24	1,88	1,47
5	0,89	0,99	1,41	0,74	0,76
6	1,07	0,94	1,42	0,96	1,30
7	1,24	1,10	1,61	0,78	2,53

**Furo 4 - Ângulo $\beta = 30^\circ$**

Dados Força (kgf)	Peso 1	Peso 2	Peso 3	Peso 4	Peso 5
1	0,29	2,75	2,69	2,17	2,27
2	1,63	1,14	1,35	2,23	1,47
3	1,66	0,67	1,03	2,06	1,59
4	1,07	0,54	1,01	1,74	1,60
5	0,60	0,48	0,76	2,00	1,68
6	0,80	0,39	0,96	1,99	1,74
7	0,70	0,60	0,94	1,99	2,16

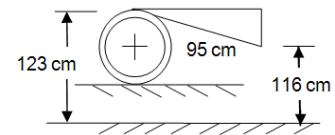


Pesos ($m_1=71,66\text{kgf}$ $m_2=91,79\text{kgf}$ $m_3=106,69\text{kgf}$ $m_4=141,75\text{kgf}$ $m_5=161,84\text{kgf}$)

Dados experimentais Furo 5

Furo 5 - Ângulo $\beta = 0^\circ$

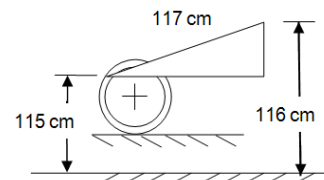
Dados Força (kgf)	Peso 1	Peso 2	Peso 3	Peso 4	Peso 5
1	2,05	2,23	2,54	3,50	3,11
2	2,28	1,81	2,26	3,30	3,24
3	1,80	2,72	2,46	3,56	3,14
4	1,73	2,62	2,55	3,09	3,38
5	1,83	2,67	2,70	2,41	3,34
6	1,63	2,24	2,76	2,94	3,71
7	1,13	1,92	2,74	3,31	3,53
8	1,67	2,25	2,35	2,98	3,54
9	1,57	2,37	2,53	3,23	3,22
10	1,86	2,36	2,59	3,45	3,42



$$\begin{cases} \alpha = 4,2^\circ \\ \beta = 0^\circ \end{cases}$$

Furo 5 - Ângulo $\beta = -30^\circ$

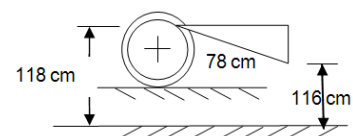
Dados Força (kgf)	Peso 1	Peso 2	Peso 3	Peso 4	Peso 5
1	2,54	2,42	2,18	3,08	2,79
2	2,31	2,47	2,84	3,12	3,38
3	1,98	2,02	2,74	2,83	3,85
4	1,97	1,81	2,56	2,59	3,26
5	1,83	1,15	3,08	3,29	3,42
6	2,17	2,60	2,36	2,30	3,49
7	1,82	1,97	2,42	2,99	3,64
8	2,42	2,25	2,83	3,40	3,65
9	2,28	2,29	2,95	2,49	3,86
10	2,40	2,46	3,22	3,01	4,12



$$\begin{cases} \alpha = 0,5^\circ \\ \beta = -30^\circ \end{cases}$$

Furo 5 - Ângulo $\beta = 30^\circ$

Dados Força (kgf)	Peso 1	Peso 2	Peso 3	Peso 4	Peso 5
1	1,93	1,91	2,92	3,66	4,23
2	1,85	2,37	2,61	3,72	4,00
3	1,89	1,96	2,89	3,56	4,15
4	1,82	2,29	2,67	3,17	4,25
5	1,94	2,07	3,15	4,04	3,54
6	2,00	2,33	2,45	3,90	3,73
7	1,85	2,13	2,63	3,78	4,29
8	1,86	2,02	3,12	3,49	4,38
9	1,86	2,06	2,91	3,55	3,98
10	1,96	2,35	3,09	3,32	4,04



$$\begin{cases} \alpha = 1,5^\circ \\ \beta = 30^\circ \end{cases}$$

Pesos ($m_1=71,66\text{kgf}$ $m_2=91,79\text{kgf}$ $m_3=106,69\text{kgf}$ $m_4=141,75\text{kgf}$ $m_5=161,84\text{kgf}$)

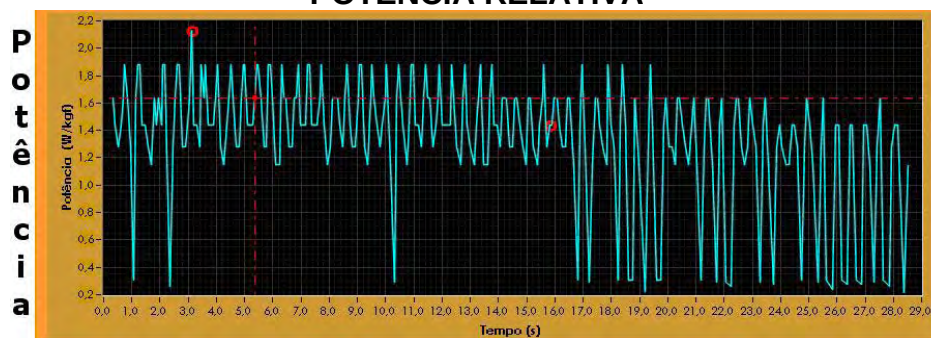
APÊNDICE 4: Resultado dos testes no ERG-CR09 para cada sujeito

Voluntário: D. V. N.

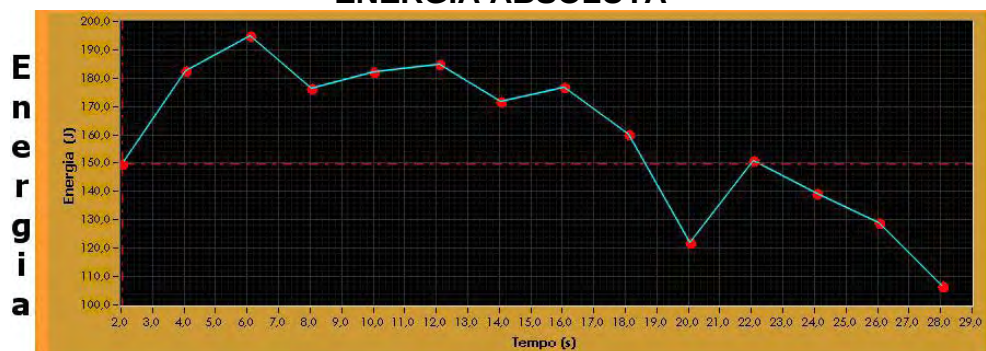
POTÊNCIA ABSOLUTA



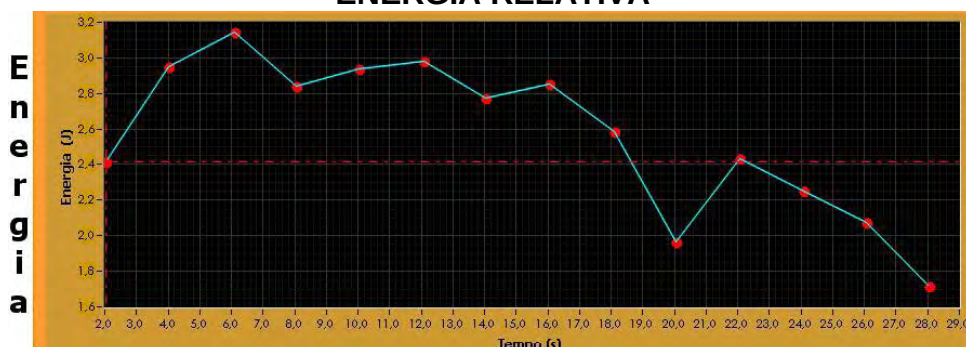
POTÊNCIA RELATIVA



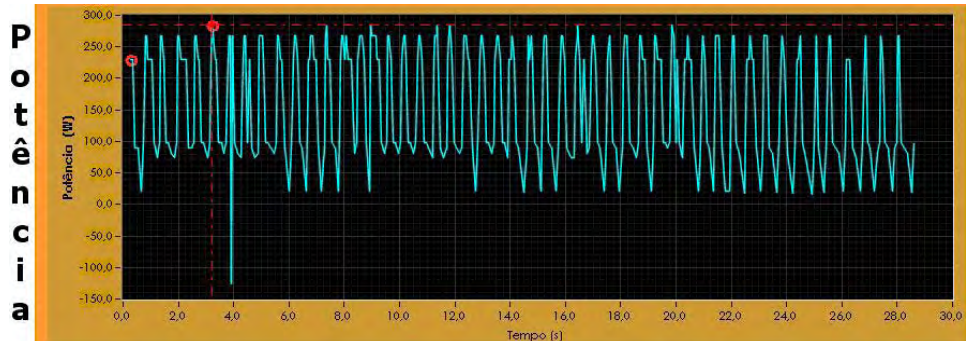
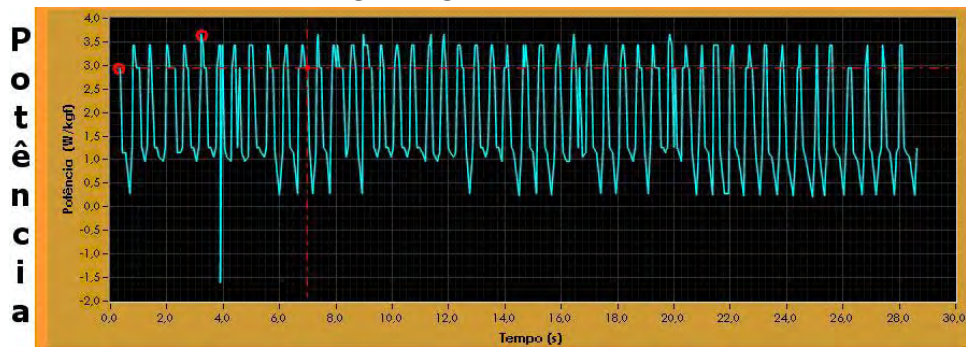
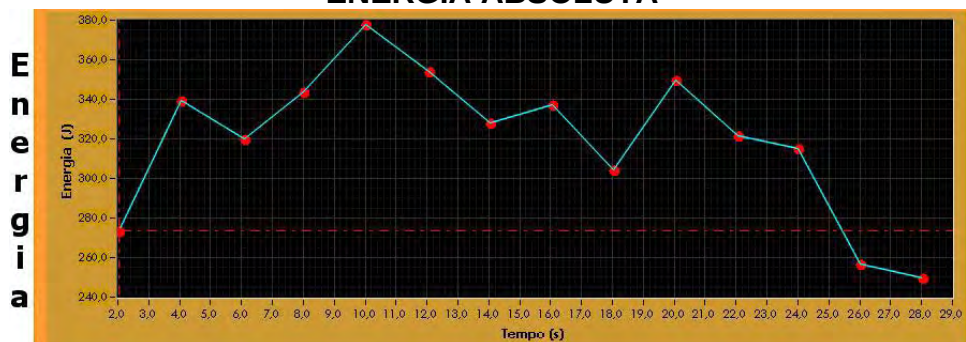
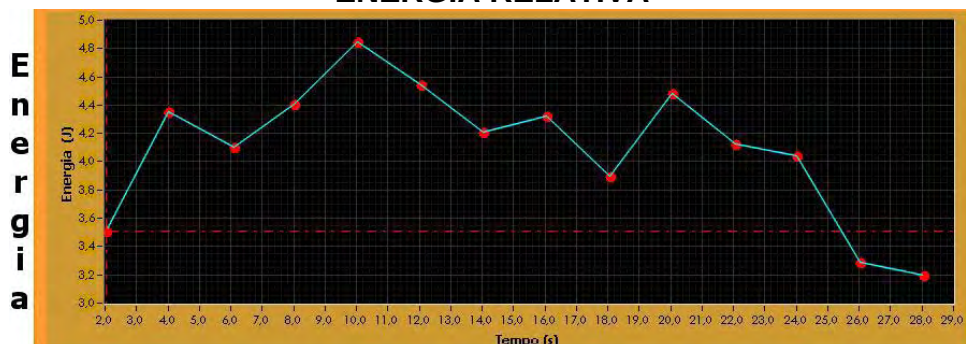
ENERGIA ABSOLUTA



ENERGIA RELATIVA

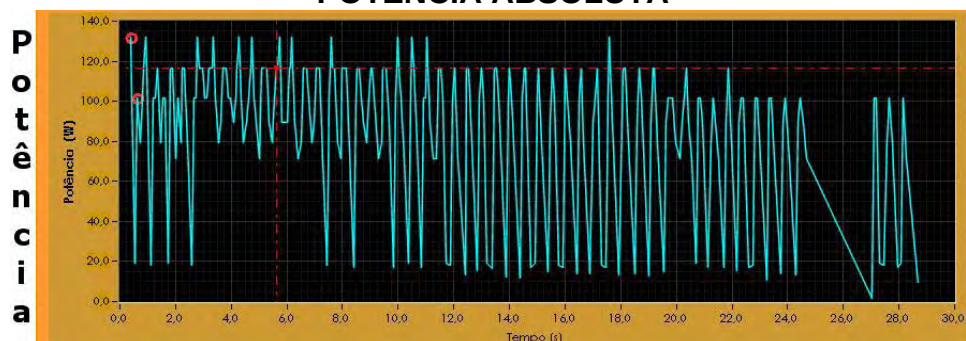


Voluntário: S. S. S.

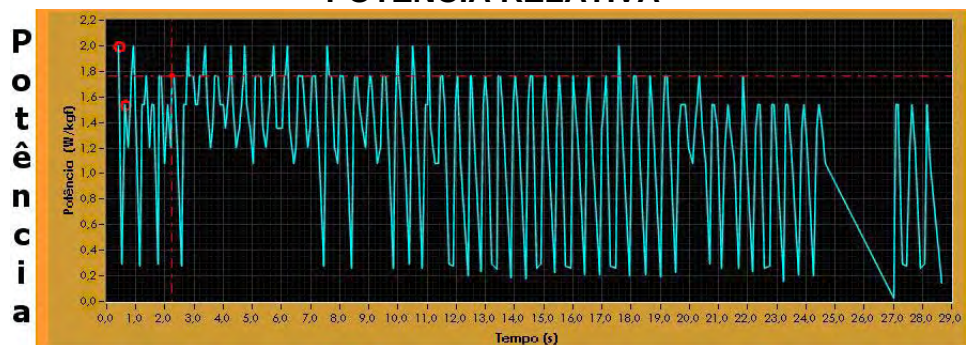
POTÊNCIA ABSOLUTA**POTÊNCIA RELATIVA****ENERGIA ABSOLUTA****ENERGIA RELATIVA**

Voluntário: G. L. A. S. C.

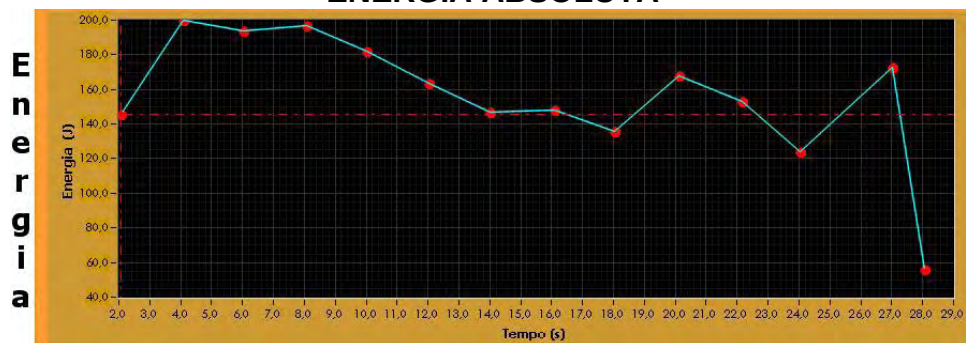
POTÊNCIA ABSOLUTA



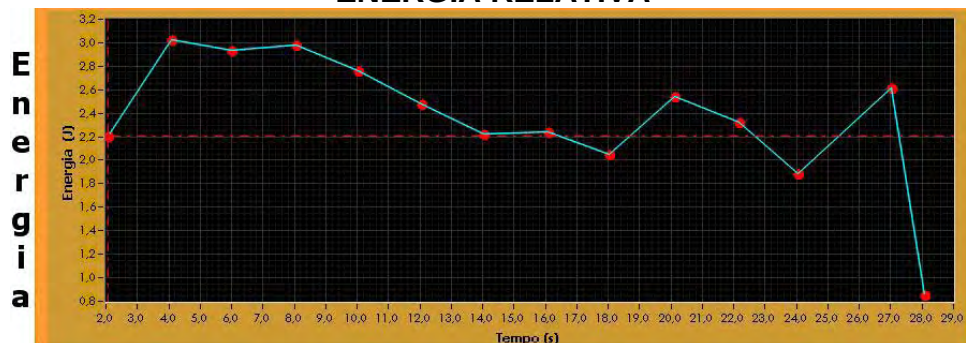
POTÊNCIA RELATIVA



ENERGIA ABSOLUTA



ENERGIA RELATIVA

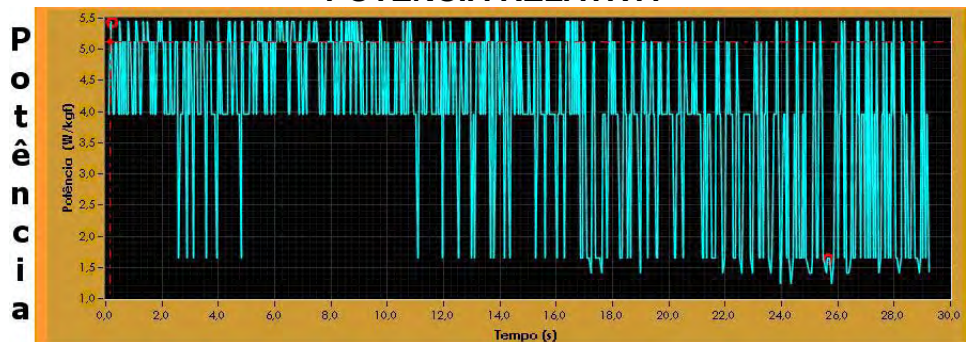


Voluntário: C. A. T.

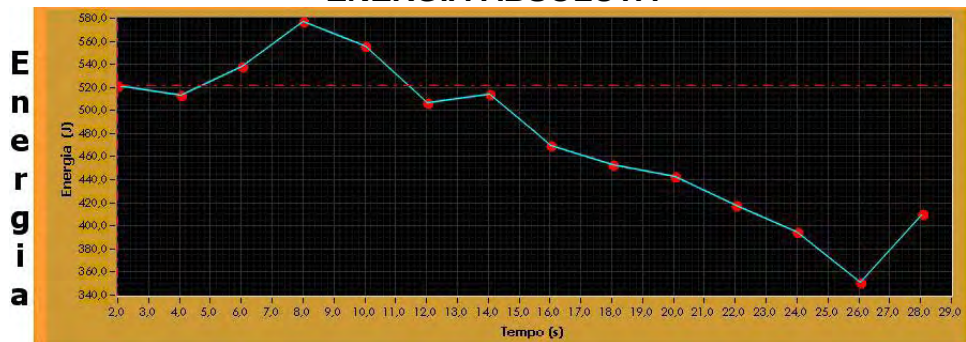
POTÊNCIA ABSOLUTA



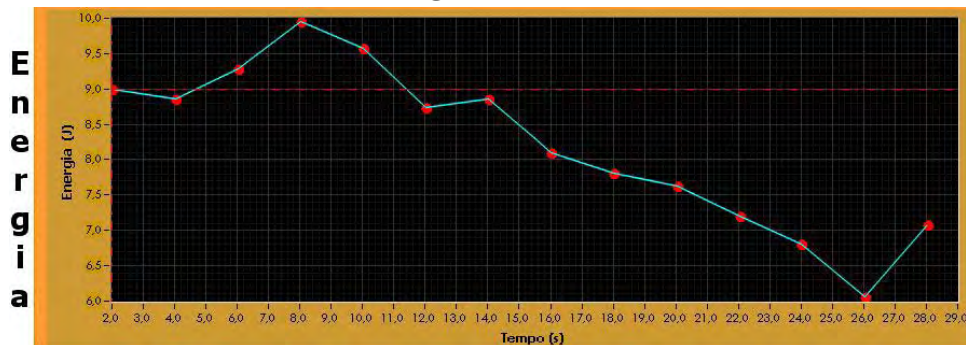
POTÊNCIA RELATIVA



ENERGIA ABSOLUTA

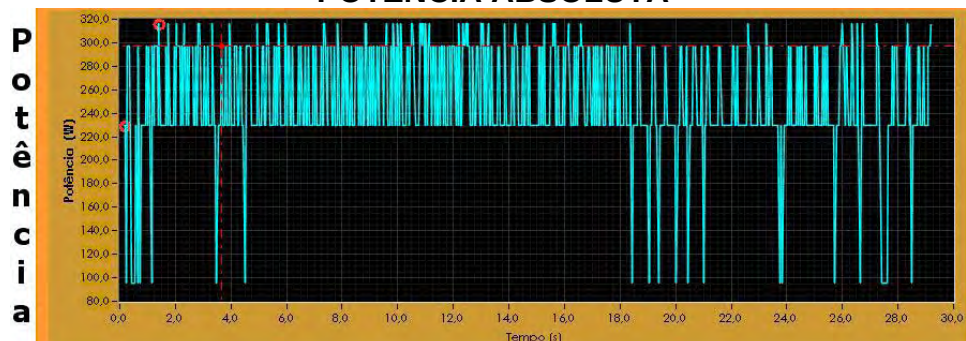


ENERGIA RELATIVA

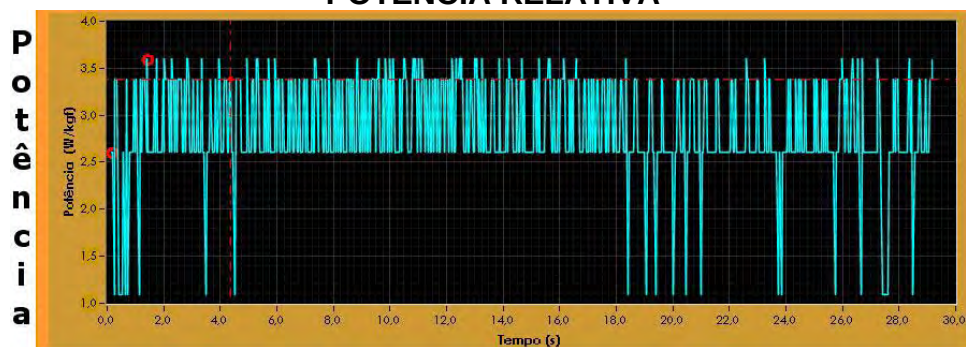


Voluntário: E. R. A.

POTÊNCIA ABSOLUTA



POTÊNCIA RELATIVA



ENERGIA ABSOLUTA

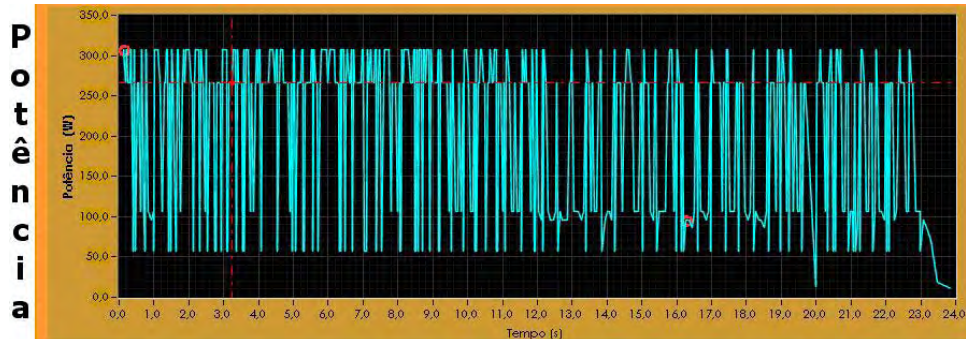


ENERGIA RELATIVA

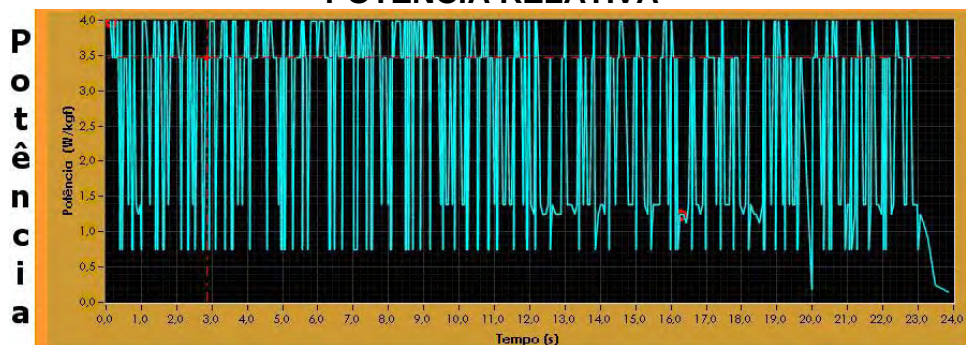


Voluntário: R. R. C. M.

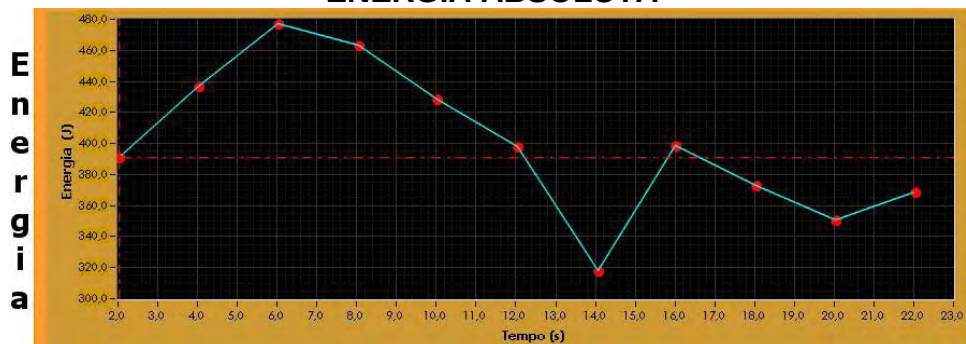
POTÊNCIA ABSOLUTA



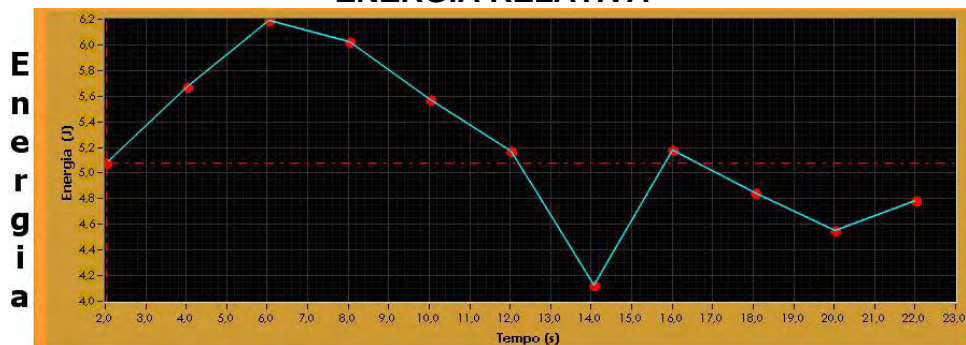
POTÊNCIA RELATIVA



ENERGIA ABSOLUTA

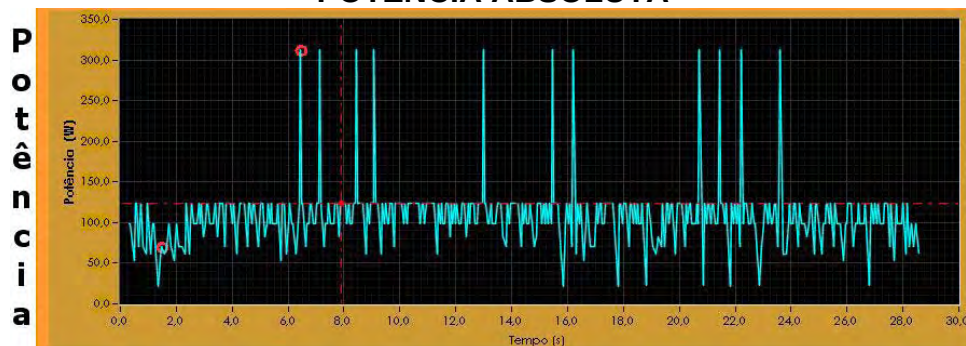


ENERGIA RELATIVA

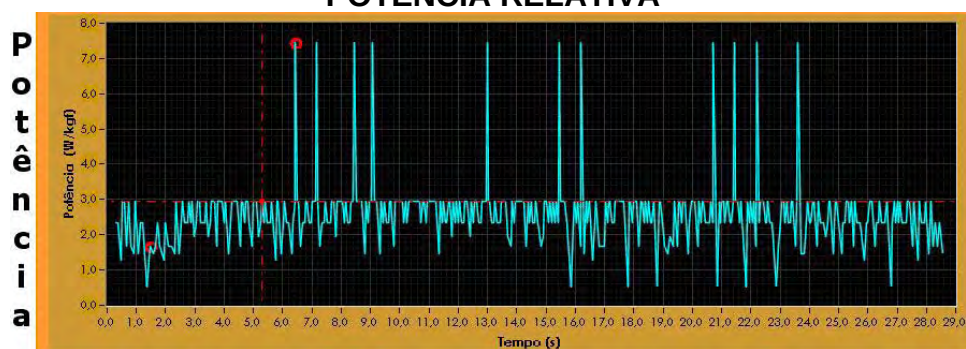


Voluntário: L. L.

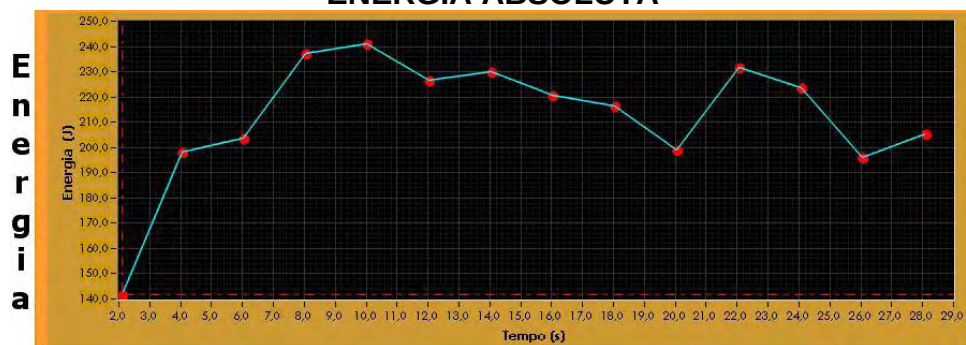
POTÊNCIA ABSOLUTA



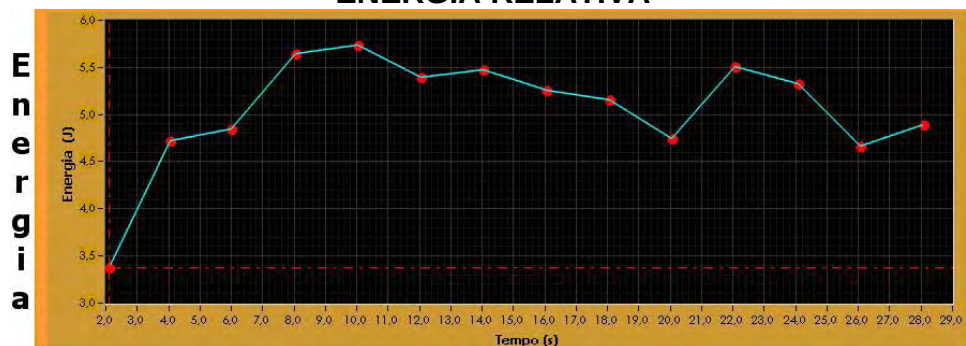
POTÊNCIA RELATIVA



ENERGIA ABSOLUTA

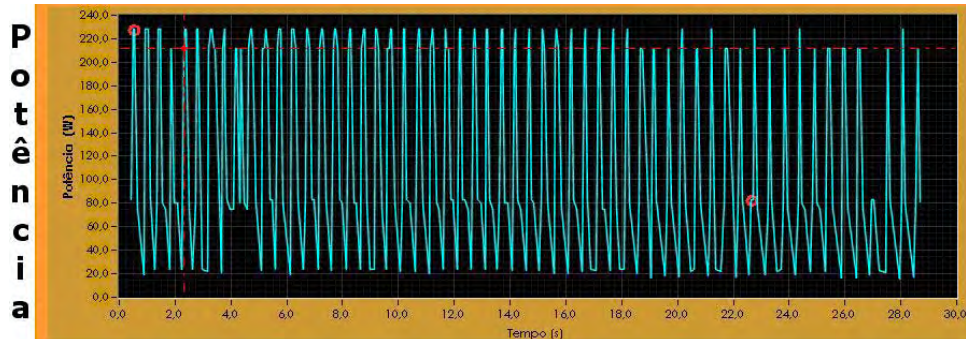


ENERGIA RELATIVA

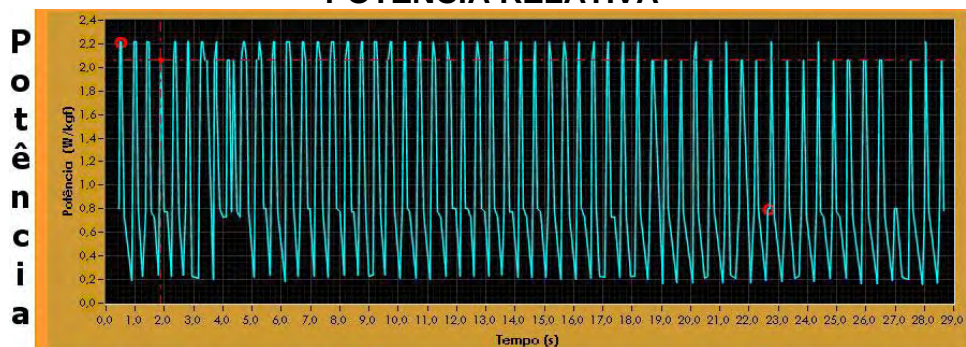


Voluntário: M. M. M.

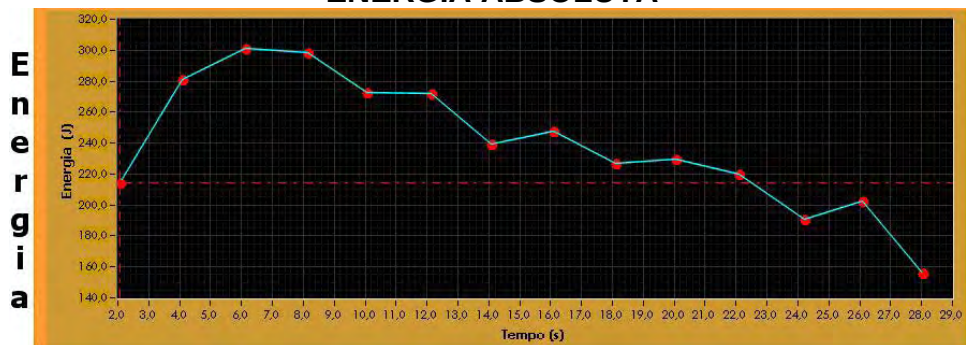
POTÊNCIA ABSOLUTA



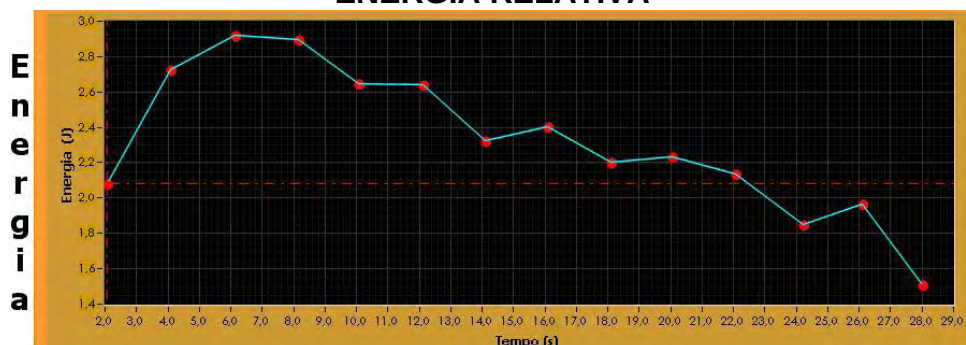
POTÊNCIA RELATIVA



ENERGIA ABSOLUTA



ENERGIA RELATIVA

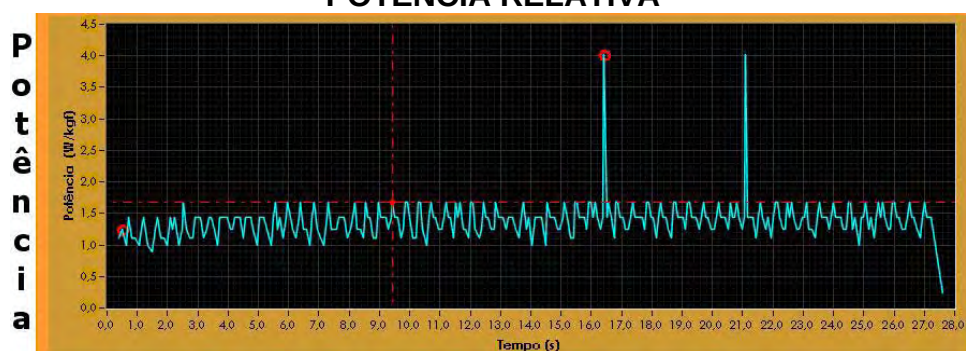


Voluntário: L. P.

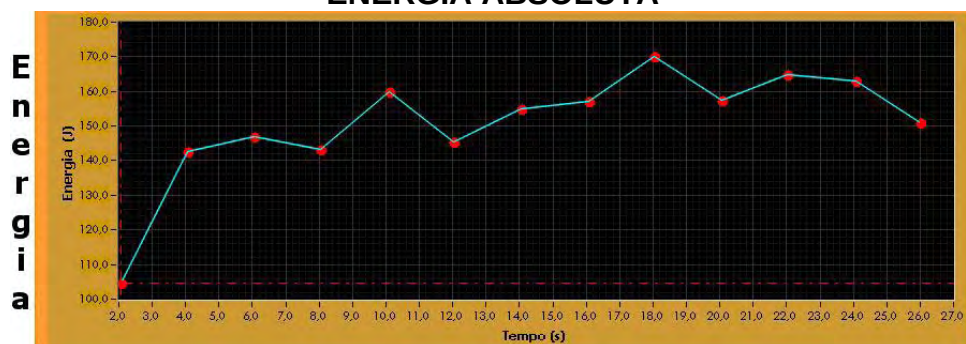
POTÊNCIA ABSOLUTA



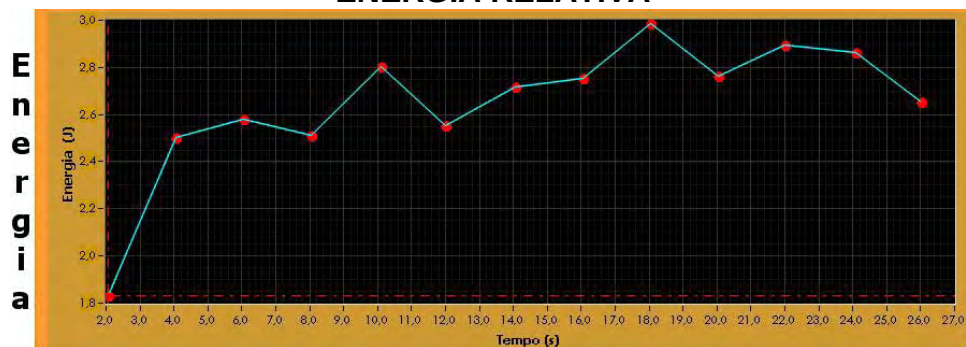
POTÊNCIA RELATIVA



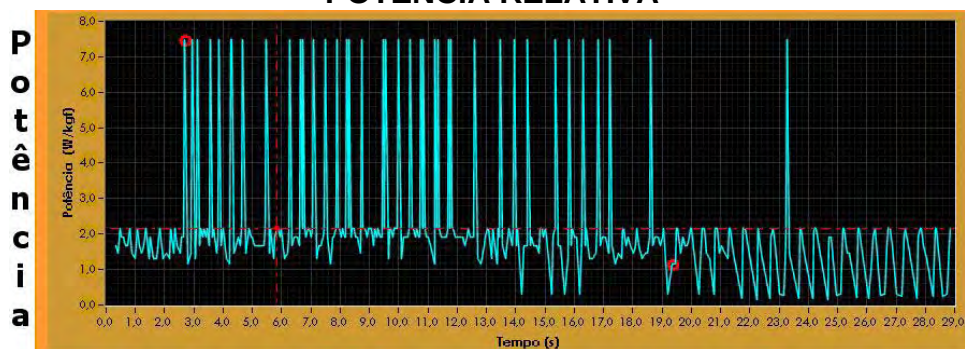
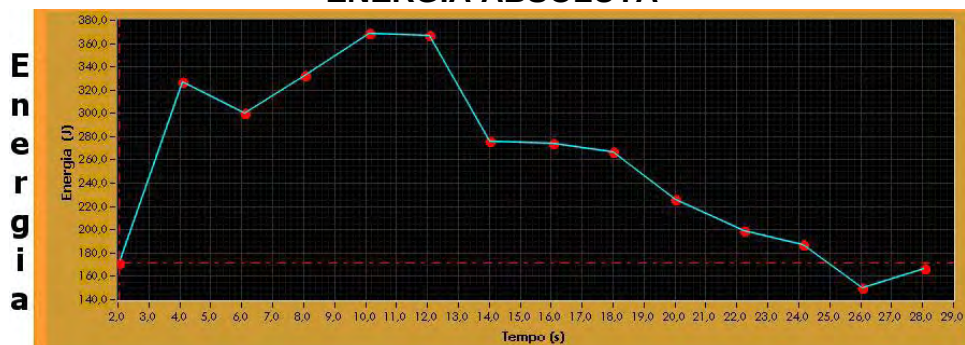
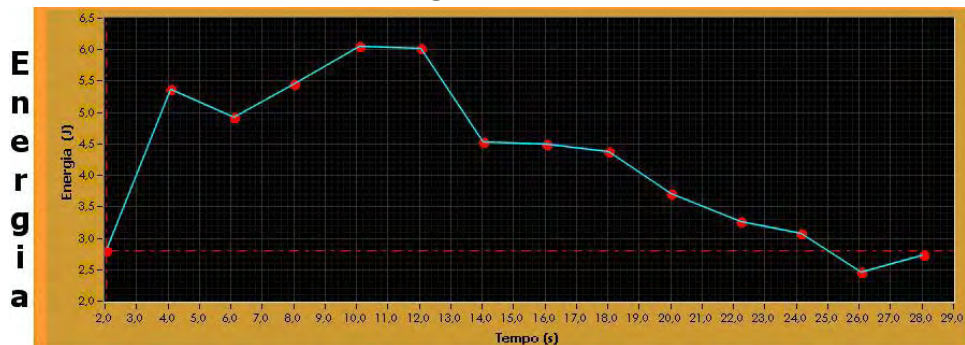
ENERGIA ABSOLUTA



ENERGIA RELATIVA



Voluntário: M. S. S.

POTÊNCIA ABSOLUTA**POTÊNCIA RELATIVA****ENERGIA ABSOLUTA****ENERGIA RELATIVA**

Voluntário: P. P. M.

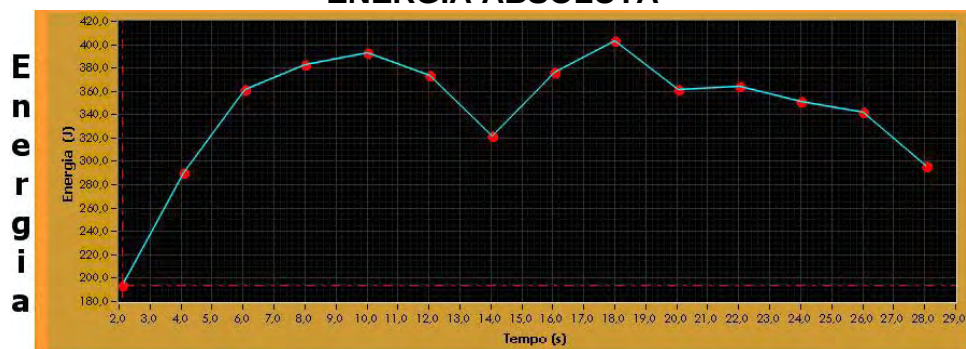
POTÊNCIA ABSOLUTA



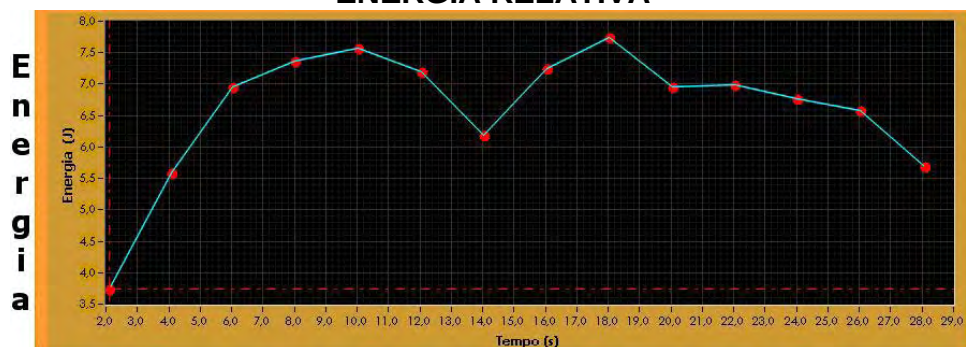
POTÊNCIA RELATIVA



ENERGIA ABSOLUTA

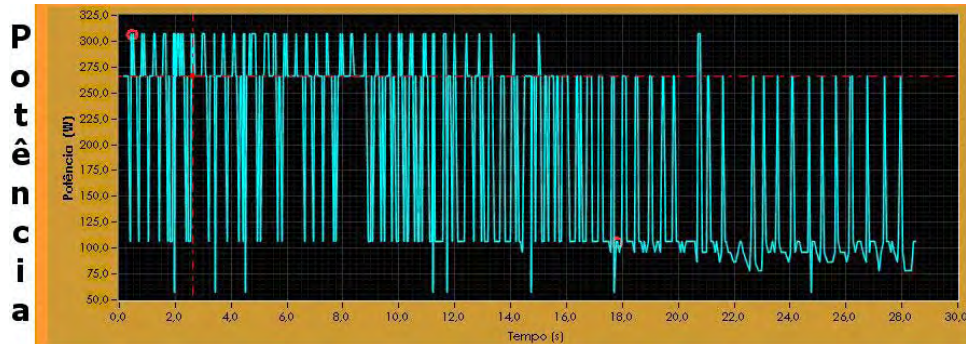


ENERGIA RELATIVA

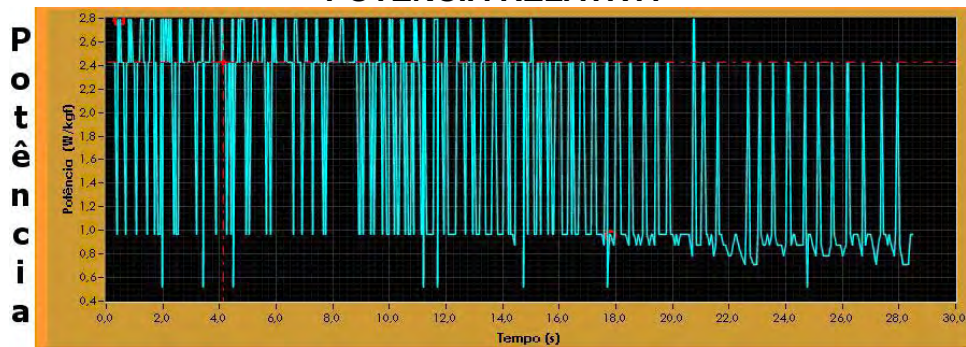


Voluntário: C. B. M.

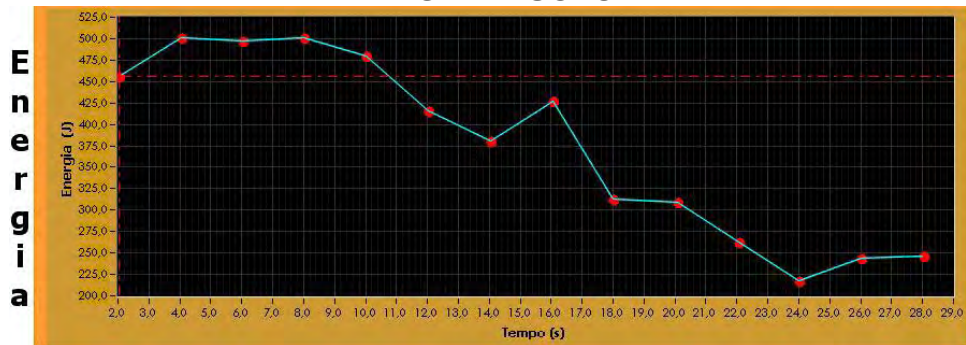
POTÊNCIA ABSOLUTA



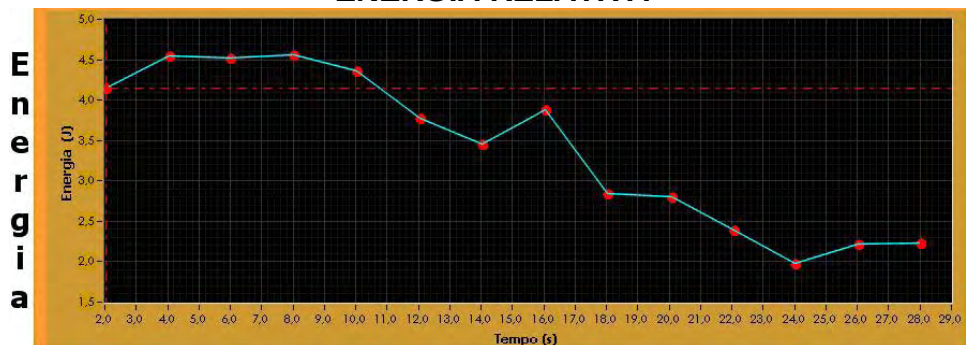
POTÊNCIA RELATIVA



ENERGIA ABSOLUTA



ENERGIA RELATIVA

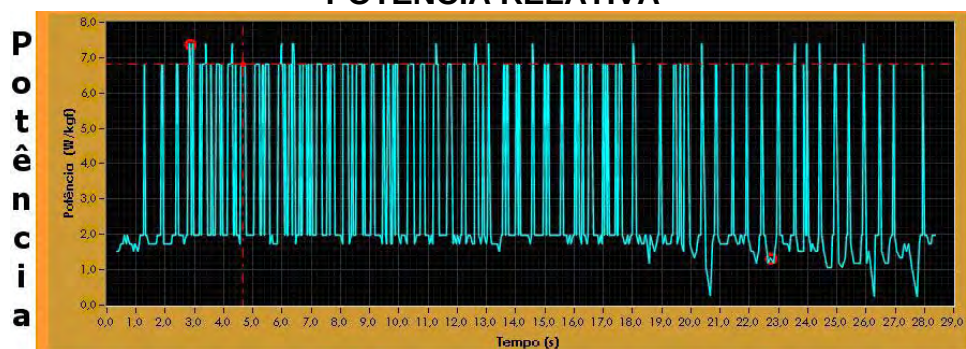


Voluntário: C. L. T.

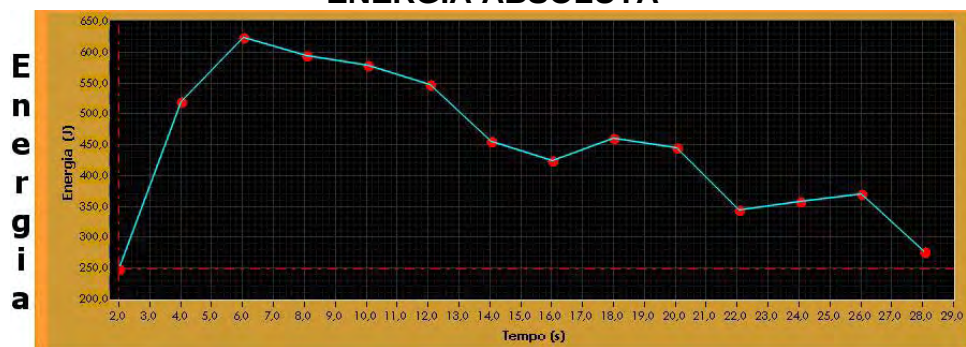
POTÊNCIA ABSOLUTA



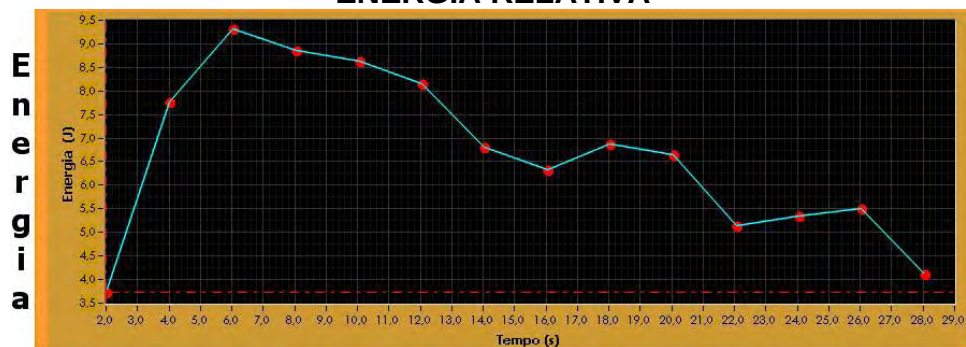
POTÊNCIA RELATIVA



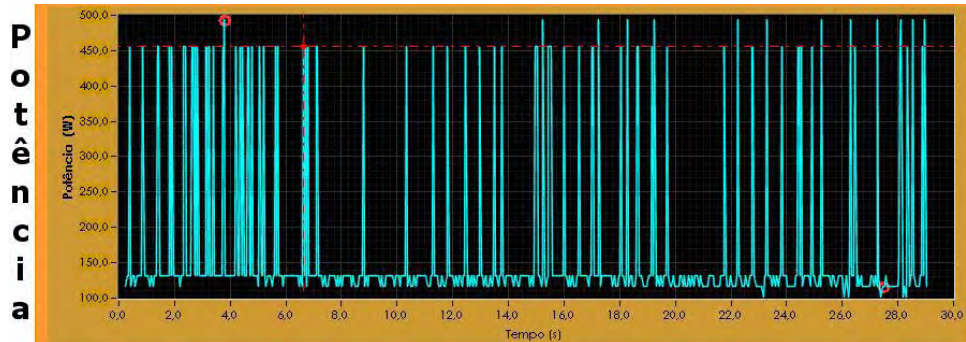
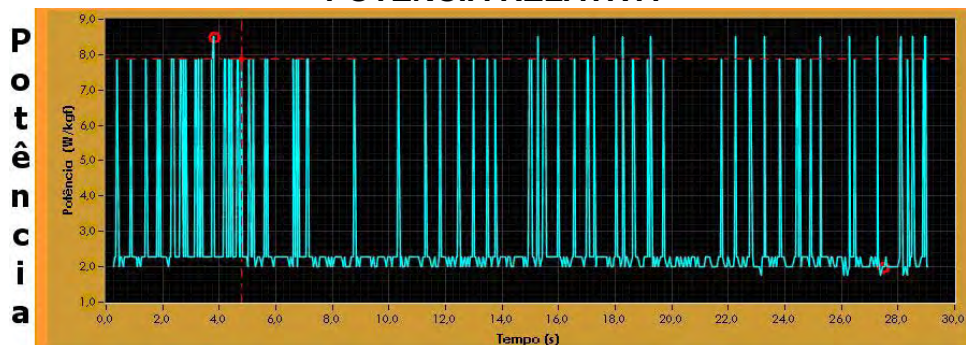
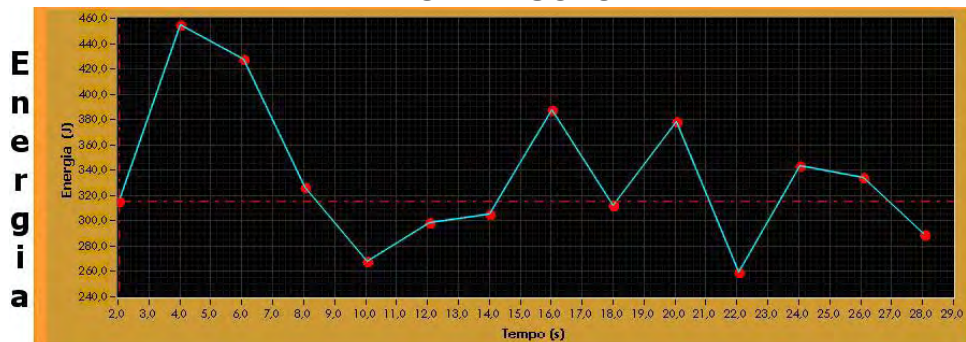
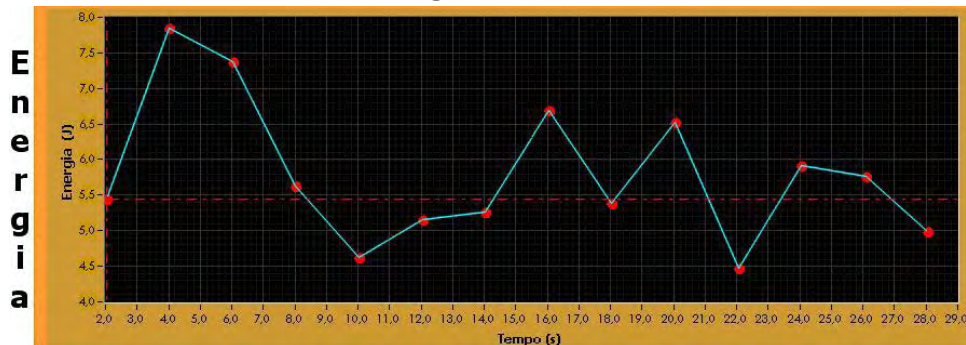
ENERGIA ABSOLUTA



ENERGIA RELATIVA

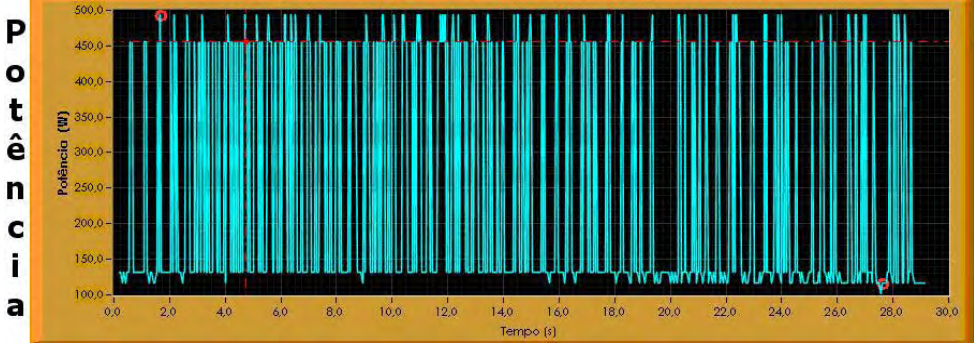


Voluntário: J. P. A.

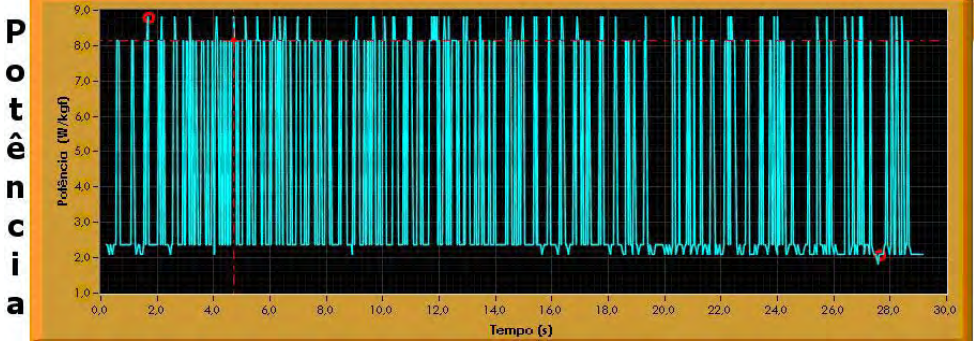
POTÊNCIA ABSOLUTA**POTÊNCIA RELATIVA****ENERGIA ABSOLUTA****ENERGIA RELATIVA**

Voluntário: V. A. N.

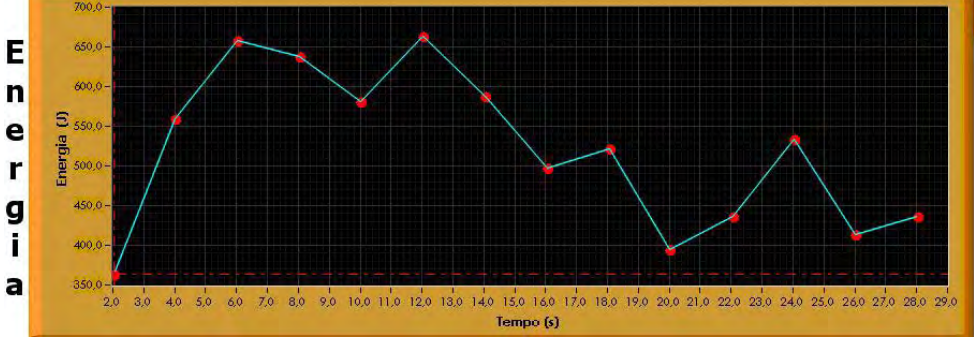
POTÊNCIA ABSOLUTA



POTÊNCIA RELATIVA



ENERGIA ABSOLUTA



ENERGIA RELATIVA

