

SÉRGIO AUGUSTO ALBINO VIEIRA

**ERGO1: NOVO PROTÓTIPO PARA
CONDICIONAMENTO FÍSICO DE CADEIRANTES E
PARATLETAS**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2012

SÉRGIO AUGUSTO ALBINO VIEIRA

**ERGO1: NOVO PROTÓTIPO PARA CONDICIONAMENTO
FÍSICO DE CADEIRANTES E PARATLETAS**

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

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Coorientador: Prof. Dr. Carlos Alberto Gallo

UBERLÂNDIA – MG

2012

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

V658e Vieira, Sérgio Augusto Albino, 1987-
2012 ERGO1 : novo protótipo para condicionamento físico de cadeirantes e
paratletas / Sérgio Augusto Albino Vieira. - 2012.
146 p. : il.

Orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.
Coorientador: Carlos Alberto Gallo.

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

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Dinamômetro - Teses. 2. Deficientes físicos - Teses. 3. Fisiologia - Aparelhos - Teses. I. Araújo, Cleudmar Amaral de, 1963- II. Gallo, Carlos Alberto, 1974- III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

CDU: 621

SÉRGIO AUGUSTO ALBINO VIEIRA

**ERGO1: NOVO PROTÓTIPO PARA CONDICIONAMENTO
FÍSICO DE CADEIRANTES E PARATLETAS**

Dissertação **APROVADA** 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 Araujo – UFU – Orientador

Prof. Dr. Carlos Alberto Gallo – UFU – Co-orientador

Prof. Dr. Marcos Moraes de Sousa – UFU

Prof. Dr. Silvio Soares dos Santos – UFU

Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa – DEMEC – UFMG

Sérgio Nadler Batista

Uberlândia, 27 de setembro de 2012

AGRADECIMENTOS

A Deus, por ser o guia principal de todos os caminhos da minha vida.

A minha mãe, que foi meu apoio em orações, ligações e suportou a distância e saudade durante todo esse tempo, sempre incentivando e confortando nos momentos de dificuldades, sempre tendo paciência quando eu perdia a minha.

Ao meu pai também pelo apoio dando durante esta etapa, pelo incentivo, pela paciência e entendimento pelo tempo longe.

A minha vó Elvina, também pelo apoio sempre que possível e preocupação com meu bem estar.

A Universidade Federal de Uberlândia e as Faculdade de Engenharia Mecânica pela oportunidade de realizar este curso.

Ao CNPq pelo apoio financeiro ao longo do projeto.

Ao meu orientador Cleudmar Amaral de Araújo que contribuiu para minha formação com sua instrução e ensinamentos ao longo deste período.

Ao meu coorientador Carlos Alberto Gallo também pela contribuição na formação e desenvolvimento deste trabalho.

Aos profs. Marcos Moraes e Silvio Soares pela contribuição e instruções adicionais neste trabalho.

Ao meu amigo Geisler Marques que ao longo da graduação se tornou um irmão e por muitas vezes ofereceu seu apoio, tanto nas horas de trabalho e dificuldades como nos momentos de descontração.

A Ana Carolina que mesmo estando longe me fez companhia durante muitas noites e madrugadas de trabalho, sempre com palavras de ânimo e descontração e também pelas orações e apoio nos momentos difíceis.

Aos amigos de laboratório, Gabriela, Marcília e Elton pela companhia, apoio, momentos de descontração e ajuda sempre que preciso.

Aos amigos Maxwel, Fabiana, Giovane, Rute, Gleidson, Anaine, Sibeli, Paula Cristina e Silvio Moura que também estiveram presentes nesta etapa, ajudando das mais variadas maneiras.

Aos também companheiros de laboratório Neto, Márcio e Deny pela contribuição e ajuda no trabalho desenvolvido.

Aos técnicos Valdico e Jonas que dedicaram seu tempo para tornar possível a construção deste protótipo.

Enfim, a todos os que durante estes dois anos ofereceram seu apoio, incentivo e companhia para que esta etapa pudesse ser concluída.

“O temor do Senhor é o princípio da sabedoria; bom entendimento têm todos os que cumprem os seus mandamentos; o seu louvor permanece para sempre.”
Salmos 111:10

VIEIRA, S. A. A. **ERGO1: Novo Protótipo para o Condicionamento Físico de Cadeirantes e Paratletas**. 2012. 146 f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

Resumo

A atividade física é um dos meios de promover a saúde e a integração social de pessoas com deficiência. Recentemente, o governo federal propôs algumas ações direcionadas para as pessoas com deficiência visando garantir o pleno exercício dos seus direitos. No caso do esporte, em especial os esportes paralímpicos, o Brasil tem se destacado e mostrado um desempenho crescente. Para avaliar o condicionamento físico destas pessoas, em geral, utilizam-se ergômetros. No entanto, estes equipamentos são oriundos de testes já existentes aplicados às pessoas sem deficiência e, normalmente, não se adaptam perfeitamente ao gesto motor executado, que é a impulsão da cadeira de rodas através dos aros. Por isso, o objetivo deste trabalho é desenvolver um novo protótipo de um ergômetro para cadeirantes que respeite a especificidade dos movimentos e permita a avaliação física de cadeirantes. O novo protótipo denominado ERGO1 foi uma evolução do protótipo anterior, ERG-CR09, sendo desenvolvida uma nova estrutura, mais leve e com menores dimensões. A geração da resistência foi feita através de um freio eletromagnético similar ao modelo anterior, porém posicionado abaixo do assento. Um aplicativo em linguagem LabVIEW realiza o controle da parte eletrônica do protótipo, configurando a carga a ser utilizada e fazendo a aquisição dos sinais de rotação e torque do sistema para que a potência, energia e fadiga do usuário possam ser estimadas. A definição do nível da carga é feita através de um sistema automático de aquisição do peso posicionado na estrutura do assento. Além do protocolo de Wingate foi implementado um novo teste, denominado de protocolo incremental. Através dos testes iniciais, foi observado que a variação dos níveis de resistência permite a avaliação do condicionamento físico em ambos os protocolos implementados no aplicativo. Nos testes preliminares realizados foram observados índices de fadiga característicos de testes realizados na literatura, baseados nos níveis de potência ajustados, bem como, nos índices de fadiga baseados no cálculo das energias equivalentes. Outra importante inovação deste novo protótipo foi a inclusão de volantes inerciais visando a atenuação dos picos do sinal de potência.

Palavras Chave: *Ergômetro, Cadeirantes, Paratletas, Condicionamento físico, Teste de Wingate, Teste Incremental, Tecnologia assistiva.*

VIEIRA, S. A. A. **ERGO1: New Prototype for Physical Conditioning of Wheelchair Users and Para-Athletes**. 2012. 146 f. M. Sc. Dissertation, Federal University of Uberlândia, Uberlândia.

Abstract

Physical activity is one of the ways to promote health and social integration of disabled persons. Recently, some actions by the federal government search to guarantee the full exercise of individual rights. Sports are a great way to promote social integration and Brazil has shown a crescent performance in the Paralympics. To evaluate the physical conditioning, ergometers are used. However, these equipments are derived from tests that already exist for able-bodied persons and, normally, don't perfectly adapt to the motor gesture naturally executed by disabled people, which is the propulsion of the wheelchair through the application of a force on the propulsion rims. According to this, the objective of this work is to develop a new prototype of a wheelchair ergometer that respects the specificity of movements and allows the physical evaluation of disabled persons. This new prototype is called ERGO1 and it's an evolution of the previous one, ERG-CR09, with a new structure that is lighter and smaller. Resistance generation was made through an electromagnetic brake similar to the previous one, but positioned under the seat. An application developed in LabVIEW language is responsible for controlling the electronic part of the prototype, configuring the load that is going to be used and making the acquisition of the rotation and torque signals from the system so the power, energy and fatigue of the user may be estimated. Definition of load level is made through an weight acquisition automatic system positioned in the seat structure. Besides Wingate protocol, a new test, called incremental protocol was implemented. Through initial tests was observed that the variation of resistance levels allows the evaluation of physical conditioning for both protocols. Also, fatigue levels characterized in the literature were observed. This happened for the fatigue based on power levels and in those based on the equivalent energy. Another important innovation of this prototype comes from the power signals acquired that had its peaks smoothed by inertial flywheels.

Keywords: *Ergometer, Wheelchair user, Para-Athletes, Physical Conditioning, Wingate, Incremental.*

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1	Primeiro ergômetro (ERG-CR09) para cadeirantes projetado e construído no LPM.	3
Figura 1.2	Módulo de resistência eletromagnético do primeiro ergômetro projetado.	4
Figura 1.3	Primeira interface do aplicativo desenvolvido em ambiente LabVIEW.	4
Figura 2.1	Nova definição do ciclo de propulsão. Fonte: Kwarciak et. al. (2009).	9
Figura 2.2	Padrões de propulsão encontrados na literatura. (A) semicircular ou SC (B) loop simples ou SLOP (C) loop duplo ou DLOP (D) arco ou ARC. As barras presentes nos padrões separam as fases de impulso e recuperação. Fonte: Boninger et al. (2002).	9
Figura 2.3	Ergômetro de braço EB4100. Disponível em: < http://www.cefise.com.br/produtosdetalhes.php?id=32&produto=59 >. Acessado em: 27 de outubro de 2011.	13
Figura 2.4	Desenho esquemático dos ergômetros (a) Devillard et al. (2001) (b) Keyser et al. (2001).	14
Figura 3.1	Estrutura do assento e detalhe do mancal para eixo dos aros de propulsão. Fonte: Novais (2009).	20
Figura 3.2	Sistema de regulação do apoio para as pernas. Fonte: Novais (2009).	21
Figura 3.3	Aplicativo desenvolvido em ambiente LabVIEW para controle do sistema. Fonte: Salgado (2009).	22
Figura 3.4	Encoder projetado e instalado no protótipo ERG-CR09.	23

Figura 3.5	Protótipo ERG-CR09 com ambos os módulos e conectado ao computador executando o software de controle. Fonte: Salgado (2009).	24
Figura 3.6	Estrutura projetada em alumínio com trilho de ajuste posicionado.	25
Figura 3.7	Sistema de trava do posicionamento do assento.	26
Figura 3.8	(a) Base do assento (b) Parte superior da estrutura do assento.	26
Figura 3.9	Montagem parcial do assento.	26
Figura 3.10	Estrutura projetada para o encosto com sistema de ajuste do posicionamento.	27
Figura 3.11	Sistema eletromagnético instalado na estrutura.	27
Figura 3.12	Superfície onde foi atribuída a condição de suporte e força aplicada na superfície do assento.	29
Figura 3.13	Volante em um eixo de transmissão. Fonte: Norton (2004).	31
Figura 3.14	Representação do circuito da ponte de Wheatstone.	32
Figura 3.15	Célula de carga utilizada no assento.	33
Figura 3.16	Módulo de aquisição AC2122 da empresa Lynx.	34
Figura 3.17	Sugestão de configuração retirada do aplicativo do módulo utilizado. ..	34
Figura 3.18	Conversor para Célula de Carga LC4200.	34
Figura 3.19	Curva de calibração utilizando LC4200 para primeira carga.	35
Figura 3.20	Curva de calibração utilizando LC4200 para primeira descarga.	36
Figura 3.21	Curva de calibração utilizando LC4200 para segunda carga.	37
Figura 3.22	Curva de calibração utilizando LC4200 para segunda descarga.	37
Figura 3.23	Primeiro circuito projetado para alimentação e amplificação do sinal da célula de carga.	38
Figura 3.24	Ilustração do esquema de funcionamento do amplificador diferencial.	40
Figura 3.25	Circuito final para célula de carga.	41
Figura 3.26	Trilhas, posicionamento e furação do circuito estabilizado para célula de carga.	42
Figura 3.27	Desenho gerado pelo programa de circuitos de como deverá ficar a placa depois de ser fabricada.	42
Figura 3.28	Sistema de resistência eletromagnético utilizado no ERG-CR09 e aproveitado no ERGO1. Fonte: Salgado (2009).	43
Figura 3.29	Disco sob influência de campo magnético constante. Fonte: Salgado (2009).	44
Figura 3.30	Direção dos portadores de carga, campo magnético, força magnética e velocidade linear. Fonte: Salgado (2009).	45

Figura 3.31	Força magnética exercida pelo campo magnético. Fonte: Salgado (2009).	47
Figura 3.32	Gerador de corrente alternada. a) Rotor b) Estator c) Gerador montado no sistema. Fonte: Salgado (2009).	50
Figura 3.33	Campo magnético para um ímã permanente em movimento. Fonte: Salgado (2009).	50
Figura 3.34	Área da seção transversal S.	51
Figura 3.35	Sistema de transmissão por correias utilizado no protótipo. Fonte: Salgado (2009).	52
Figura 3.36	Esquema de montagem dos extensômetros no eixo e ligação dos terminais. Fonte: Salgado (2009).	55
Figura 3.37	(a) Direção das tensões principais e da tensão cisalhante em um eixo submetido à torção. (b) Eixo submetido à deformação angular elementar. Fonte: Salgado (2009).	56
Figura 3.38	Sistema para ponte da empresa Sodmex, modelo PEB-1350, e as ligações feitas no painel traseiro.	57
Figura 3.39	Fluxograma de utilização do aplicativo desenvolvido em LabVIEW.	60
Figura 3.40	Tela inicial do aplicativo desenvolvido.	61
Figura 3.41	Aba de controle do teste do aplicativo desenvolvido.	62
Figura 3.42	Placa de aquisição NI USB-6009. Disponível em: < http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/pt/nid/201987 >. Acessado em: 11 de agosto de 2012.	63
Figura 3.43	Montagem para aferição da velocidade.	65
Figura 4.1	Deformação total para o assento na posição mínima.	70
Figura 4.2	Tensão de Von Mises para assento na posição mínima.	70
Figura 4.3	Deformação total para assento na posição média.	70
Figura 4.4	Tensão de Von Mises para assento na posição média.	71
Figura 4.5	Deformação total para o assento na posição máxima.	71
Figura 4.6	Tensão de Von Mises para assento na posição máxima.	71
Figura 4.7	Volantes projetados e instalados na estrutura do ergômetro.	72
Figura 4.8	Novo par de volantes instalados no ergômetro.	74
Figura 4.9	Estrutura fabricada em alumínio com trilho de ajuste do assento posicionado para futura instalação.	75
Figura 4.10	(a) Base do assento com célula de carga instalada (b) Parte superior da estrutura a ser fixada na célula de carga.	76

Figura 4.11	Montagem parcial do assento na estrutura base com posicionamento do sistema de resistência eletromagnético.	76
Figura 4.12	Módulo de resistência eletromagnética, assento e encosto montados na estrutura base do ergômetro com primeiro volante projetado.	77
Figura 4.13	Montagem completa do protótipo.	78
Figura 4.14	Sistema de ajuste da posição do assento e do encosto.	79
Figura 4.15	Montagem final da estrutura do novo protótipo, ERGO1.	79
Figura 4.16	Curva de calibração da primeira carga para placa fabricada.	81
Figura 4.17	Curva de calibração da primeira descarga para placa fabricada.	81
Figura 4.18	Curva de calibração para segunda carga da placa fabricada.	83
Figura 4.19	Curva de calibração para segunda descarga da placa fabricada.	83
Figura 4.20	Divisão do assento em regiões para análise da aquisição do peso.	83
Figura 4.21	Placa fabricada para o sistema da célula de carga.	85
Figura 4.22	Representação de parte do eixo com seus elementos.	87
Figura 4.23	Preparação inicial da superfície.	90
Figura 4.24	Resultado da delimitação das posições dos extensômetros.	91
Figura 4.25	Aplicação da cola no eixo e fixação permanente dos extensômetros. ..	91
Figura 4.26	Fixação permanente dos contatos, soldagem dos fios de extensão para formação da ponte e trilhas de cobre.	92
Figura 4.27	Condicionador de sinais com ponte completa ligada para teste.	92
Figura 4.28	Montagem final do torquímetro.	93
Figura 4.29	Suporte para pesos instalado para calibração estática.	93
Figura 4.30	Gráfico para primeira série de dados para calibração estática.	95
Figura 4.31	Gráfico para segunda série de dados para calibração estática.	95
Figura 4.32	Montagem do suporte no aro de propulsão com recipiente preenchido com esferas de chumbo.	96
Figura 4.33	Gráfico de ajuste da velocidade angular.	97
Figura 4.34	Gráfico das curvas de torque médio com relação à velocidade angular para os níveis de um a quatro do sistema de resistência.	100
Figura 4.35	Falha do eixo de 17 mm de diâmetro.	101
Figura 4.36	Computador rodando o aplicativo em LabVIEW que controla o ERGO1 e o PM-7000 para monitoramento da frequência cardíaca e pressão sanguínea.	102
Figura 4.37	Voluntário pronto para iniciar o teste.	103
Figura 4.38	Potência Absoluta para o voluntário M.P.S.	104
Figura 4.39	Energia absoluta para o voluntário M.P.S.	104

Figura 4.40	Potência absoluta para a voluntária G.L.M.	106
Figura 4.41	Energia absoluta para a voluntária G.L.M.	107
Figura 4.42	Gráfico da capacidade física para a voluntária M.V.G.	108
Figura 4.43	Gráfico da capacidade física para o voluntário M.P.S.	109
Figura 4.44	Gráfico da capacidade física para a voluntária G.L.M.	109
Figura 4.45	Gráfico da capacidade física para o voluntário D.G.F.	110
Figura A1.1	Gráfico do ajuste da velocidade angular para o nível 1.	122
Figura A1.2	Gráfico do ajuste da velocidade angular para o nível 2.	123
Figura A1.3	Gráfico do ajuste da velocidade angular para o nível 3.	124
Figura A1.4	Gráfico do ajuste da velocidade angular para o nível 4.	125
Figura A1.5	Gráfico do ajuste da velocidade angular para o nível 5.	126
Figura A1.6	Gráfico do ajuste da velocidade angular para o nível 6.	127
Figura A1.7	Gráfico do ajuste da velocidade angular para o nível 7.	128
Figura A1.8	Gráfico do ajuste da velocidade angular para o nível 8.	129
Figura A2.1	Gráfico da velocidade angular desenvolvida pela voluntária M.V.G.	132
Figura A2.2	Gráfico do torque desenvolvido pela voluntária M.V.G.	133
Figura A2.3	Gráfico da potência absoluta para a voluntária M.V.G.	133
Figura A2.4	Gráfico da potência relativa para a voluntária M.V.G.	133
Figura A2.5	Gráfico da energia média equivalente para a voluntária M.V.G.	134
Figura A2.6	Gráfico da energia média equivalente relativa para a voluntária M.V.G.	134
Figura A2.7	Gráfico da velocidade angular desenvolvida pelo voluntário M.P.S.	136
Figura A2.8	Gráfico do torque desenvolvido pelo voluntário M.P.S.	137
Figura A2.9	Gráfico da potência absoluta para o voluntário M.P.S.	137
Figura A2.10	Gráfico da potência relativa para o voluntário M.P.S.	137
Figura A2.11	Gráfico da energia média equivalente para o voluntário M.P.S.	138
Figura A2.12	Gráfico da energia média equivalente relativa para o voluntário M.P.S.	138
Figura A2.13	Gráfico da velocidade angular desenvolvida pela voluntária G.L.M.	140
Figura A2.14	Gráfico do torque desenvolvido pela voluntária G.L.M.	141
Figura A2.15	Gráfico da potência absoluta para a voluntária G.L.M.	141
Figura A2.16	Gráfico da potência relativa para a voluntária G.L.M.	141
Figura A2.17	Gráfico da energia média equivalente para a voluntária G.L.M.	142
Figura A2.18	Gráfico da energia média equivalente relativa para a voluntária G.L.M.	142
Figura A2.19	Gráfico da velocidade angular desenvolvida pelo voluntário D.G.F.	144
Figura A2.20	Gráfico do torque desenvolvido pelo voluntário D.G.F.	145
Figura A2.21	Gráfico da potência absoluta para o voluntário D.G.F.	145

Figura A2.22	Gráfico da potência relativa para o voluntário D.G.F.	145
Figura A2.23	Gráfico da energia média equivalente para o voluntário D.G.F.	146
Figura A2.24	Gráfico da energia média equivalente relativa para o voluntário D.G.F.	146

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1	Tensões de referência e código binário do freio eletromagnético.	21
Tabela 3.2	Propriedades dos materiais utilizados na análise por elementos finitos.	28
Tabela 3.3	Dados da célula de carga modelo PW10A de capacidade 300 kgf da HBM.	33
Tabela 3.4	Dados para as primeiras curvas de calibração de carga e descarga. ...	35
Tabela 3.5	Dados para o segundo ciclo de carga e descarga para calibração	36
Tabela 3.6	Dados do motor W22 Plus da fabricante Weg e do inversor de frequência PowerFlex 753 da fabricante Allen-Bradley.	64
Tabela 3.7	Dados do tacômetro ótico com mira laser e contato TD-713 da fabricante Instrutherm.	64
Tabela 4.1	Dados dos resultados das três simulações em elementos finitos.	69
Tabela 4.2	Dados para cálculo do momento de inércia.	72
Tabela 4.3	Dados para cálculo do momento de inércia do segundo volante.	74
Tabela 4.4	Primeira carga para calibração da placa fabricada.	80
Tabela 4.5	Primeira descarga para calibração da placa fabricada.	80
Tabela 4.6	Segunda carga para calibração da placa fabricada.	82
Tabela 4.7	Segunda descarga para calibração da placa fabricada.	82
Tabela 4.8	Dados coletados para verificação da calibração e melhor posicionamento do usuário.	84
Tabela 4.9	Dados utilizados para projeto do torquímetro.	87
Tabela 4.10	Dados dos extensômetros.	90
Tabela 4.11	Primeira série para calibração estática do torque.	94
Tabela 4.12	Segunda série para calibração estática do torque.	94

Tabela 4.13	Dados do teste realizado para o torque de impulso.	96
Tabela 4.14	Torque médio referente à rotação dos aros de propulsão para os níveis um a quatro de resistência do freio eletromagnético.	99
Tabela 4.15	Dados dos voluntários avaliados para o protocolo de Wingate.	102
Tabela 4.16	Resultados em termos de potência e energia do teste de Wingate.	103
Tabela 4.17	Índice de fadiga para o teste de Wingate.	103
Tabela 4.18	Dados dos voluntários para o protocolo incremental de avaliação física.	105
Tabela 4.19	Resultados em termos de potência e energia para o protocolo incremental.	106
Tabela 4.20	Índice de fadiga para o teste incremental.	106
Tabela A1.1	Dados para ajuste da velocidade angular do nível 1.	121
Tabela A1.2	Dados para ajuste da velocidade angular do nível 2.	122
Tabela A1.3	Dados para ajuste da velocidade angular do nível 3.	123
Tabela A1.4	Dados para ajuste da velocidade angular do nível 4.	124
Tabela A1.5	Dados para ajuste da velocidade angular do nível 5.	125
Tabela A1.6	Dados para ajuste da velocidade angular do nível 6.	126
Tabela A1.7	Dados para ajuste da velocidade angular do nível 7.	127
Tabela A1.8	Dados para ajuste da velocidade angular do nível 8.	128
Tabela A2.1	Frequência cardíaca e pressão sanguínea para a voluntária M.V.G. ...	131
Tabela A2.2	Dados para curva de capacidade física da voluntária M.V.G.	132
Tabela A2.3	Frequência cardíaca e pressão sanguínea para o voluntário M.P.S.	135
Tabela A2.4	Dados para curva de capacidade física do voluntário M.P.S.	136
Tabela A2.5	Frequência cardíaca e pressão sanguínea para a voluntária G.L.M.	139
Tabela A2.6	Dados para curva de capacidade física da voluntária G.L.M.	140
Tabela A2.7	Frequência cardíaca e pressão sanguínea para o voluntário D.G.F.	143
Tabela A2.8	Dados para curva de capacidade física do voluntário D.G.F.	144

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Significado	
$\vec{A}$	Vetor de área da superfície	[m]
a	Limite inferior do intervalo para regra do trapézio de Kreyszig	
a_d	Dimensão da porção retangular do disco do freio sob influência de um campo magnético constante	[m]
$\vec{B}$	Campo magnético vetorial	[T]
B	Campo magnético escalar	[T]
b	Limite superior do intervalo para regra do trapézio de Kreyszig	
b_a	Espessura do anel para volante de inércia	[m]
b_d	Dimensão da porção retangular do disco do freio sob influência de um campo magnético constante	[m]
B_0	Campo magnético para um dos quatro ímãs do gerador de corrente alternada	[A/m]
c	Posição da fibra analisada	[m]
CF	Capacidade física	[%]
C_f	Coeficiente de flutuação	
C_{fl}	Capacitor do filtro	[F]

d	Diâmetro do eixo	[m]
d_1	Diâmetro da polia de entrada do sistema de transmissão de potência	[m]
d_2	Diâmetro da segunda polia do sistema de transmissão de potência	[m]
d_3	Diâmetro da terceira polia do sistema de transmissão de potência	[m]
d_4	Diâmetro da polia de saída do sistema de transmissão de potência	[m]
d_ϕ	Distorção angular elementar	[rad]
$\vec{E}$	Vetor do campo elétrico gerado pela separação das cargas elétricas	[V/m]
E	Seção 3.2.1 – Módulo de Young	[GPa]
	Seção 3.4 – Campo elétrico escalar	[V/m]
E_k	Energia cinética	[J]
EME	Valor da energia média equivalente	[J]
$EME_{máx}$	Energia média equivalente máxima	[J]
EME_n	Valor da energia média equivalente no ponto após o valor máximo de energia onde se deseja calcular a perda de capacidade física.	[J]
F	Força aplicada no aro de propulsão para calibração do torquímetro	[N]
f_c	Frequência de corte do filtro	[Hz]
F_{EG}	Força eletromotriz para o gerador	[V]
F_{eixo}	Força máxima suportada pelo eixo	[N]
F_{ext}	Força máxima suportada pelos extensômetros	[N]
$\vec{F}_m$	Vetor da força eletromagnética que impulsiona as cargas elétricas	[N]
F_m	Valor da força de frenagem	[F]
F_{mi}	Força magnética exercida pelo campo magnético	[N]
F_P	Força de propulsão do cadeirante	[N]
g	Aceleração da gravidade	[m/s ²]
G	Módulo de elasticidade transversal	[GPa]
h	Altura para regra do trapézio de Kreyszig	
h_i	Espessura do disco do freio eletromagnético	[m]

i	Corrente de Foucault que dissipa energia pelo efeito Joule	[A]
I_D	Momento de inércia do disco do freio eletromagnético	[kg.m ²]
IF	Índice de fadiga	[%]
I_p	Momento de inércia do eixo	[kg.m ²]
I_V	Momento de inércia da massa do volante	[kg.m ²]
L	Comprimento relativo do eixo onde a distorção angular é medida	[m]
m_A	Massa do anel para volante de inércia	[kg]
m_D	Massa do disco sólido para volante de inércia	[kg]
N	Número de espiras	
n	Número de pontos para regra do trapézio de Kreyszig	
P	Peso estimado através da curva de calibração para célula de carga	[kg]
$Pot_{máx}$	Potência máxima desenvolvida pelo usuário	[W]
Pot_{min}	Potência mínima desenvolvida pelo usuário	[W]
q	Valor da carga elétrica	[C]
R_a	Raio do aro de propulsão	[m]
R_C	Resistência do circuito	[Ω]
$\vec{r}_d$	Vetor da distância do centro do disco do freio eletromagnético ao ponto médio da área quadrada do mesmo	[m]
r_d	Distância do centro do disco do freio eletromagnético ao ponto médio da área quadrada do mesmo	[m]
R_d	Raio do disco do freio eletromagnético	[m]
r_D	Raio do disco sólido para volante de inércia	[m]
r_e	Raio do eixo	[m]
r_{enc}	Raio interno do anel do encoder.	[m]
R_f	Resistência do filtro	[Ω]
r_i	Resistência da porção retangular do disco do freio eletromagnético	[Ω]
r_i	Raio interno do disco para volante de inércia. É também o raio	[m]

interno do anel para volante de inércia.

R_m	Resistência do restante do disco do freio eletromagnético	[Ω]
r_o	Raio externo de um disco. É também o raio externo do anel para volante de inércia.	[m]
R_1	Resistência do circuito da ponte de Wheatstone	[Ω]
R_{1amp}	Primeira resistência do circuito amplificador utilizada para escolha do valor do ganho	[Ω]
R_2	Resistência do circuito da ponte de Wheatstone	[Ω]
R_{2amp}	Segunda resistência do circuito amplificador utilizada para escolha do valor do ganho	[Ω]
R_3	Resistência do circuito da ponte de Wheatstone	[Ω]
R_4	Resistência do circuito da ponte de Wheatstone	[Ω]
S	Seção da área transversal	[m ²]
S_g	Fator de resistência do extensômetro (gage factor)	
S_{sy}	Limite de escoamento no cisalhamento	[MPa]
S_{ut}	Limite de resistência à tração	[MPa]
S_y	Limite de escoamento	[MPa]
t	Tempo	[s]
T	Torque aplicado ao eixo	[N.m]
T_B	Torque magnético	[N.m]
T_e	Torque no eixo de entrada	[N.m]
t_e	Espessura constante de um disco para volante de inércia	[m]
T_l	Torque demandado pela carga	[N.m]
T_m	Torque do motor no cálculo do volante	[N.m]
$\vec{T}_{m1}$	Vetor do torque magnético exercido pela força magnética	[N.m]
T_{m1}	Torque magnético exercido pela força magnética	[N.m]
T_{m2}	Torque resistivo aplicado ao eixo do gerador	[N.m]
T_v	Torque de inércia causado pelo volante	[N.m]

$\vec{v}$	Vetor da velocidade linear média	[m/s]
V	Tensão utilizada no cálculo do peso da calibração para célula de carga	[V]
V_a	Tensão no ponto <i>a</i> para amplificação	[V]
V_{out}	Tensão de saída do circuito amplificador diferencial	[V]
V_1	Tensão de entrada para alimentação da ponte de Wheatstone	[V]
V_{1a}	Tensão de entrada anterior ao ponto <i>a</i> no circuito amplificador diferencial	[V]
V_2	Tensão lida entre os terminais de saída da ponte de Wheatstone	[V]
V_{2b}	Tensão de entrada anterior ao ponto <i>b</i> no circuito amplificador diferencial	[V]
V_ε	Força eletromotriz	[V]
α	Aceleração angular	[m/s ²]
α_0	Aceleração angular inicial	[m/s ²]
γ	Densidade em peso de um material	
γ_{eixo}	Deformação angular máxima suportada pelo eixo	
$\gamma_{máx}$	Distorção angular máxima	[rad]
γ_ϕ	Distorção angular com relação ao ângulo de torção	[rad]
ε_1	Deformação longitudinal do extensômetro 1	
ε_2	Deformação longitudinal do extensômetro 2	
ε_3	Deformação longitudinal do extensômetro 3	
ε_4	Deformação longitudinal do extensômetro 4	
ε_ϕ	Deformação angular	[rad]
θ	Posição angular	[rad]
ν	Coefficiente de Poisson	
ρ	Densidade	[kg/m ³]
ρ_c	Condutividade do metal	[($\Omega \cdot m$) ⁻¹]

σ_1	Tensão principal longitudinal	[MPa]
σ_2	Tensão principal transversal	[MPa]
$\tau_{m\acute{a}x}$	Tensão cisalhante máxima	[MPa]
Φ	Fluxo magnético para um campo magnético uniforme	[Wb]
ϕ	Ângulo de torção	[rad]
ϕ_{eixo}	Distorção angular máxima suportada pelo eixo	[rad]
ϕ_{ext}	Distorção angular máxima suportada pelos extensômetros	[rad]
$\vec{\omega}$	Vetor da velocidade angular	[rad/s]
ω	Velocidade angular	[rad/s]
ω_e	Rotação de entrada do sistema de transmissão de potência	[rad/s]
ω_{max}	Velocidade angular máxima no cálculo do volante	[rad/s]
$\omega_{m\acute{e}dia}$	Velocidade angular média no cálculo do volante	[rad/s]
ω_{min}	Velocidade angular mínima no cálculo do volante	[rad/s]
ω_s	Rotação de saída do sistema de transmissão de potência por polias	[rad/s]
ω_x	Velocidade angular estimada pelo aplicativo	[rad/s]
ω_y	Velocidade angular do tacômetro	[rad/s]
ω_0	Velocidade angular inicial do disco do freio eletromagnético	[rad/s]

SUMÁRIO

CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO II – CONDICIONAMENTO FÍSICO DO CADEIRANTE	7
2.1. A Qualidade de Vida e a Capacidade Física	7
2.2. O Gesto Motor	8
2.3. Problemas Enfrentados pelos Cadeirantes	11
2.4. Aparelhos Disponíveis para Treinamento, Reabilitação e Avaliação Física	12
2.5. Protocolos de Treinamento e Avaliação do Condicionamento Físico	15
2.5.1. Protocolo de Wingate	15
2.5.2. Protocolo incremental	16
CAPÍTULO III – METODOLOGIA DE PROJETO DO ERGÔMETRO PARA CADEIRANTES	
ERGO1	19
3.1. ERG-CR09 – O Primeiro Protótipo Desenvolvido	19
3.2. Projeto do Novo Protótipo ERGO1	24
3.2.1. Projeto estrutural – Análise por elementos finitos	28
3.2.2. Projeto dos volantes de inércia	29
3.3. Sistema de Aquisição do Peso do Cadeirante	32
3.4. Sistema de Resistência Eletromagnético	42
3.4.1. O gerador de corrente alternada	49
3.5. Projeto do Torquímetro	53
3.5.1. Calibração estática do torquímetro	57
3.6. Determinação do Torque de Impulso	59

3.7.	Aplicativo Desenvolvido na Plataforma LabVIEW	59
3.7.1.	Interface	60
3.7.2.	Aquisição de dados e processamento interno	62
3.8.	Ajuste da Velocidade Angular	64
3.9.	Ajuste do Torque Dinâmico	66
3.10.	Protocolos de Avaliação Física	66
3.10.1.	Protocolo de Wingate	67
3.10.2.	Protocolo incremental	68
CAPÍTULO IV – RESULTADOS E DISCUSSÃO		69
4.1.	Projeto Estrutural – Análise por Elementos Finitos	69
4.2.	Dimensionamento e Construção dos Volantes de Inércia	72
4.3.	Construção e Montagem do Protótipo	75
4.4.	Sistema de Aquisição do Peso do Cadeirante – Fabricação e Testes	79
4.5.	Modelagem Matemática da Força de Propulsão	85
4.6.	Construção e Calibração do Torquímetro	87
4.5.1.	Calibração estática do torquímetro	93
4.5.2.	Determinação do torque de impulso	96
4.7.	Ajuste da Velocidade Angular	97
4.8.	Ajuste do Torque Dinâmico	98
4.9.	Protocolos de Avaliação Física	101
4.9.1.	Testes com protocolo de Wingate	102
4.9.2.	Testes com protocolo incremental	105
4.9.3.	Curva de capacidade física	107
4.10.	Considerações Sobre o Protótipo ERGO1	110
CAPÍTULO V – CONCLUSÃO E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS		111
CAPÍTULO VI – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS		115
APÊNDICE I – CURVAS PARA O AJUSTE DA VELOCIDADE ANGULAR		121
APÊNDICE II – RESULTADOS DOS TESTES DO ERGO1		131

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

A atividade física, especialmente quando direcionada a algum esporte, é um dos meios de promover a integração social ao mesmo tempo em que proporciona uma melhora da saúde de seus praticantes, combatendo o sedentarismo e evitando complicações futuras relacionadas a um estilo de vida inativo.

Os indivíduos cadeirantes representam uma parcela da população que, devido a redução de sua mobilidade, sofrem de problemas como complicações cardíacas, obesidade, diabetes, lesões nos ombros e pulsos, entre outras. Muitas vezes, alguns desses problemas são provenientes das próprias atividades desenvolvidas no dia a dia, como a transferência de um assento a outro, que fazem com que os membros superiores enfrentem sobrecargas para as quais não estão preparados.

Em 1989 a Lei Federal 7853 procurou delimitar normas gerais que assegurassem o pleno exercício dos direitos individuais e sociais dos cadeirantes por meio de programas de inclusão social e regulamentos. Esta medida, porém, não teve a resposta necessária para uma mudança efetiva. Em março de 2007, na sede da ONU na cidade de Nova York, a Convenção Internacional sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência e seu Protocolo Facultativo adotados pela ONU em 13 de dezembro de 2006 foram assinados. Através destes, os Estados participantes se comprometeram a assegurar e promover o pleno exercício de todos os direitos humanos e liberdades fundamentais para todas as pessoas com deficiência, adotando medidas legislativas e administrativas necessárias para que isso ocorra. No ano de 2008, em agosto, o Decreto nº 6949, promulgou esta convenção assinada em Nova York e foi aprovada pelo governo brasileiro através do Decreto Legislativo nº 186. Embora aprovada e promulgada em 2008, os primeiros resultados da convenção só vieram

a começar a se concretizar em novembro de 2011, por meio do Decreto nº 7612 que instituiu o Plano Nacional dos Direitos da Pessoa com Deficiência denominada de “Plano Viver sem Limites”. Este plano possui em suas diretrizes básicas, dentre outras ações, assegurar condições de saúde e todo tipo de inserção social de pessoas com deficiência através de ações conjuntas dos governos federais, estaduais e municipais.

Em relação à geração de oportunidades para as pessoas portadoras de deficiências, pode-se ressaltar uma grande carência de métodos e processos de medição de suas capacidades físicas, principalmente, no campo do esporte e em especial no esporte de alto rendimento. No entanto, na área do esporte, o Brasil tem-se mostrado promissor. Por exemplo, nas últimas edições das Paralimpíadas, a partir de Atlanta-1996 até Pequim-2008, o Brasil passou da 37ª posição, com 21 medalhas sendo duas de ouro, para a 9ª posição, com 47 medalhas conquistadas, sendo 16 destas de ouro. Já no Parapan de Guadalajara em 2011, o Brasil ocupou a primeira posição do quadro de medalhas com um total de 197 pódios, sendo 81 destes com medalhas de ouro. A partir deste quadro, o Comitê Paralímpico Brasileiro (CPB) firmou no início do ano uma parceria com professores universitários de diferentes partes do país para formação da Academia Paralímpica Brasileira, buscando estabelecer o elo que faltava entre a produção de conhecimento e sua aplicação. A sede do primeiro Centro de Formação do Esporte Paralímpico (CEFEP) foi a Universidade Federal de Uberlândia sendo sediado na Faculdade de Educação Física.

As medidas governamentais destinadas a melhorar a situação dos portadores de deficiência física devem necessariamente estar ligadas à prevenção, reabilitação e equiparação de oportunidades e, nesse contexto, o esporte sem dúvida alguma, exerce fundamental importância no conjunto de procedimentos interdependentes necessários a uma reabilitação global do indivíduo.

Este grupo, segundo mostra a literatura, recebe pouca atenção no que diz respeito a técnicas e aparelhos voltados para melhorar sua qualidade de vida. Na verdade, no que se refere a aparelhos de exercício para condicionamento físico existem poucos equipamentos desenvolvidos especificamente para as necessidades de treinamento e/ou avaliação do condicionamento físico de cadeirantes. Geralmente, o que mais se observa são adaptações feitas a partir de aparelhos existentes para pessoas não deficientes. Estes equipamentos são em sua grande maioria baseados em ciclo-ergômetros de braço ou, no máximo, em cadeiras de rodas sobre esteiras ou sistemas de medição de torque por rolos. Os ciclo-ergômetros de braço por serem adaptados e não proporcionarem ao cadeirante o mesmo tipo de movimento executado no cotidiano, as avaliações e treinamentos executados neste aparelho podem ser equivocadas, pois exercitam os grupos musculares de forma diferente e

podem não melhorar a resistência e capacidade física de acordo com necessidades específicas do cadeirante.

Deve-se destacar que existem ergômetros importados dedicados a cadeirantes, porém de custo elevado e de difícil acesso para a maioria dos centros de pesquisa ou treinamento das pessoas com deficiência no Brasil. Baseado nesta necessidade, o Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner A. Gomide (LPM) sediado na Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia propôs em 2007 um projeto para construção de um protótipo de um ergômetro para cadeirantes. Este equipamento foi desenvolvido para a aplicação de testes de potência aeróbica e anaeróbica e possuía uma estrutura fixa projetada com diversos elementos adaptados ao assento do cadeirante visando à aplicação de força nos aros de impulsão que ficavam suspensos. A resistência era fornecida por um módulo separado utilizando um sistema eletromagnético que permitia variar a resistência em até 8 níveis de carga. A Figura 1.1 mostra o primeiro protótipo do ergômetro projetado no LPM.



Figura 1.1 – Primeiro ergômetro (ERG-CR09) para cadeirantes projetado e construído no LPM.

O protótipo projetado foi denominado de ERG-CR09 sendo que para efetuar o monitoramento e a avaliação dos testes físicos eram adquiridos por sensores específicos os sinais elétricos provenientes do torque e da rotação para alimentarem um aplicativo desenvolvido em LabVIEW. A estrutura da cadeira possuía dimensões ergonômicas similares a uma cadeira de rodas padrão, com capacidade operacional para deficientes com peso de até 180 Kg. A Figura 1.2 mostra o módulo de resistência eletromagnético do

protótipo ERG-CR09 e a Fig. 1.3 mostra uma das interfaces desenvolvidas no primeiro aplicativo desenvolvido em plataforma LabVIEW.



Figura 1.2 – Módulo de resistência eletromagnético do primeiro ergômetro projetado.



Figura 1.3 – Primeira interface do aplicativo desenvolvido em ambiente LabVIEW.

Durante a fase de testes deste novo equipamento, uma série de modificações estruturais e operacionais foi identificada visando tornar o equipamento mais efetivo para o monitoramento do condicionamento físico dos cadeirantes. Diante disto, o objetivo deste trabalho é reprojeter e construir um novo protótipo de ergômetro para cadeirantes que possibilite a avaliação do seu condicionamento físico.

Indiretamente, esta proposta está inserida dentro de uma linha de pesquisa do LPM voltada para tecnologias assistivas e que pretende gerar equipamentos, processos e

metodologias destinados à melhoria da inclusão social de pessoas com deficiência através do esporte.

Os capítulos seguintes tratarão do desenvolvimento do protótipo e dos resultados obtidos portanto serão divididos da seguinte forma:

- Capítulo II – revisão da literatura sobre equipamentos disponíveis, problemas enfrentados pelos cadeirantes e protocolos de avaliação disponíveis;
- Capítulo III – metodologia utilizada para projeto da estrutura, sistemas eletrônicos, sistema de resistência eletromagnético, aplicativo de controle via computador e planejamento dos protocolos de avaliação a serem utilizados;
- Capítulo IV – resultados obtidos com o protótipo, partindo desde a construção até o resultado dos testes finais feitos com alguns voluntários para avaliação do funcionamento do equipamento;
- Capítulo V – conclusões feitas acerca do protótipo desenvolvido e sugestões para trabalhos futuros.

CAPÍTULO II

CONDICIONAMENTO FÍSICO DO CADEIRANTE

É importante no desenvolvimento de um novo trabalho verificar quais pesquisas já foram desenvolvidas no mesmo campo de aplicação. Como este trabalho trata de um ergômetro para cadeirantes, envolvendo protocolos de teste e diferentes sistemas eletrônicos, foi feita uma busca na literatura sobre equipamentos já desenvolvidos, protocolos e procedimentos utilizados quando se trata de avaliar o condicionamento físico.

2.1. A Qualidade de Vida e a Capacidade Física

Muito se fala recentemente em qualidade de vida. O conceito de qualidade abrange quatro dimensões ou fatores, sendo eles, a percepção do indivíduo sobre sua condição física, percepção sobre sua condição afetiva e cognitiva, percepção sobre os relacionamentos sociais e os papéis sociais adotados na vida e a percepção sobre aspectos diversos relacionados ao ambiente onde vive (SEIDL e ZANNON, 2004). Dentro do fator físico encontra-se uma definição de extrema importância para a saúde, especialmente quando se trata de indivíduos com limitada mobilidade por lesão medular ou outras causas que levem à mesma limitação. O termo capacidade física pode ser descrito como a capacidade do sistema cardiovascular, músculos e sistema respiratório de prover um determinado nível de atividade física. Esta capacidade mostra-se reduzida em pessoas com lesão na medula espinhal devido à perda de controle motor e influência do sistema nervoso simpático abaixo do nível da lesão (HAISMA et al., 2006). Outros fatores que influenciam são a idade, gênero, ocupação e nível de atividade física (MURAKI et al., 2000). Consequentemente, um estilo de vida predominantemente inativo fisicamente, que atinge

uma porção majoritária dos usuários de cadeira de rodas, também leva a uma redução da capacidade física.

Um baixo nível de capacidade física está associado a um alto risco de complicações cardiovasculares (HJELTNES e JANSEN, 1990; YEKUTIEL, 1989) e pode contribuir para uma redução na qualidade de vida. Esta redução da capacidade física e, subsequentemente, da qualidade de vida, pode levar a condições secundárias como obesidade, problemas gastrointestinais, complicações respiratórias, dores nas articulações e outros (STEELE, 2004) – doenças das coronárias também são altamente relacionadas à inatividade física juntamente com obesidade, dietas com alto teor de gordura, fumo e estresse (MARGONATO, 2008). Segundo Margonato (2008), pessoas com lesão na medula também estão mais expostas à morte prematura por acidentes cardiovasculares.

2.2. O Gesto Motor

O movimento de propulsão da cadeira de rodas é descrito por Shimada et al. (1998) como movimento bilateral simultâneo repetitivo das extremidades superiores. Através de treinamentos, é possível aumentar a eficiência da força de propulsão embora, simultaneamente, a real eficiência mecânica diminua. De um ponto de vista mecânico, a aplicação de uma força não efetiva pode ser ineficaz, mas partindo de um ponto de vista fisiológico pode ser a solução ótima para as lesões nas extremidades superiores (LIN et al., 2009). Um dos aspectos fundamentais da análise da propulsão de cadeira de rodas é a definição do gesto motor feito para gerar esta propulsão. O ciclo de propulsão é descrito em duas fases: impulso e recuperação (Fig. 2.1). A fase de impulso é definida como o período em que a mão entra em contato com o aro de propulsão e aplica uma determinada força no mesmo para manter ou aumentar a velocidade da cadeira de rodas, enquanto que a fase de recuperação é o período compreendido entre fases de impulso consecutivas quando os braços são retraídos para preparação do próximo impulso (KWARCIAK et al., 2009). Embora na fase de propulsão a mão dos usuários esteja no aro executando a propulsão, o movimento da mesma antes e após este contato tem sido relacionado com a eficiência mecânica do ato de impulsionar a cadeira de rodas (BONINGER et al., 2002; SHIMADA et al., 1998).

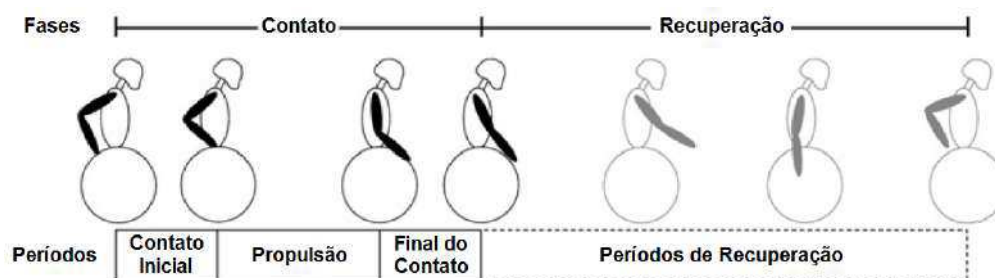


Figura 2.1 – Definição do ciclo de propulsão de uma cadeira de rodas. Fonte: Kwarciak et al. (2009)

Alguns autores estudaram o padrão de movimento desenvolvido para impulsionar a cadeira de rodas. Para isso foi feito o uso de um aparato chamado SmartWheel, que consiste de uma roda instrumentada que mede a posição angular e momentos aplicados ao aro de propulsão durante o ato, e de marcadores refletivos, posicionados em alguns pontos dos corpos dos usuários, que tinham sua trajetória capturada por câmeras posicionadas em diferentes angulações (SHIMADA et al., 1998; BONINGER et al., 2002; KWARCIAK et al., 2009). Nestes estudos realizados foi possível identificar quatro padrões predominantes utilizados pelos usuários para propulsão de suas cadeiras de rodas, como pode ser visto na Fig. 2.2. São eles o semicircular (SC), o loop simples (SLOP), o loop duplo (DLOP) (SHIMADA et al., 1998) e em arco (ARC) (KWARCIAK et al., 2009; BONINGER et al., 2002).

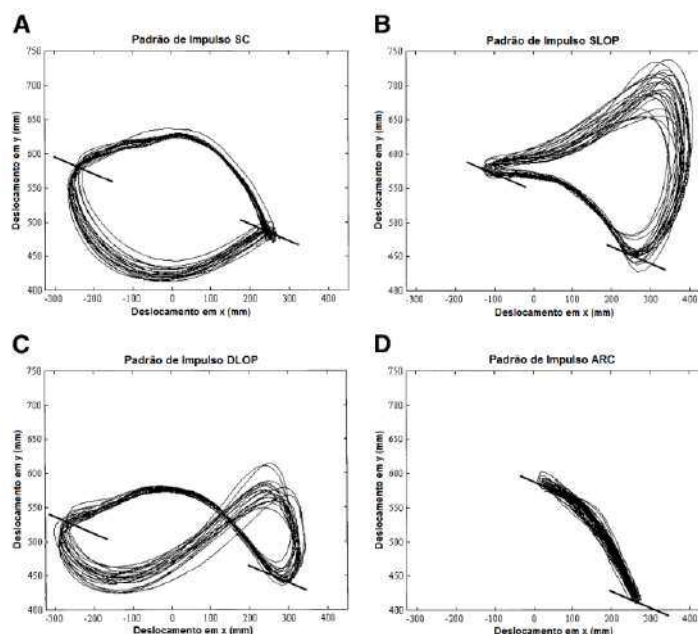


Figura 2.2 – Padrões de propulsão encontrados na literatura. (A) semicircular ou SC (B) loop simples ou SLOP (C) loop duplo ou DLOP (D) arco ou ARC. As barras presentes nos padrões separam as fases de impulso e recuperação. Fonte: Boninger et al. (2002).

O padrão semicircular é caracterizado pelas mãos ficarem abaixo do aro de propulsão e, conseqüentemente do caminho feito na fase de impulso, durante a fase de recuperação. O loop simples é identificado pelas mãos subindo acima do aro de propulsão durante a fase de recuperação. O loop duplo executa o mesmo movimento do loop simples no início de sua trajetória, mas após a subida segue-se uma descida que cruza a trajetória inicial terminando abaixo do aro de propulsão (SHIMADA et al., 1998; BONINGER et al., 2002). Por fim, o padrão em arco é caracterizado quando a terceira articulação metacarpofalangeal segue um arco ao longo do aro de propulsão durante a fase de recuperação (BONINGER et al., 2002).

Foi constatado que a maneira mais utilizada pelos cadeirantes para impulsionar a cadeira de rodas foi o padrão SLOP, talvez por ser uma forma intuitiva, pois o indivíduo simplesmente levanta suas mãos acima do aro durante a recuperação. Apesar de ser o modo mais intuitivo e usado, o padrão SLOP não corresponde a melhor escolha para propulsão da cadeira de rodas. Segundo os estudos feitos, o padrão mais adequado para impulsionar a cadeira de rodas é o SC. Embora ao longo da análise, Shimada et al. (1998), tenham identificado que os ângulos de flexão e extensão do padrão SC sejam significativamente maiores que nos outros padrões, os ângulos máximos e mínimos observados estão dentro dos limites seguros e, portanto, conclui-se que estas altas amplitudes de movimento identificadas nos usuários que utilizam o padrão SC não os predispõe à lesões. De acordo com as análises feitas, este padrão é mais biomecanicamente eficiente que os outros (SHIMADA et al., 1998) já que segue uma trajetória elíptica (BONINGER et al, 2002) e é mais vantajoso manter as mãos abaixo do aro na fase de recuperação, deixando que as mesmas acomodem-se naturalmente, do que acima do aro (KWARCIACK et al, 2009). Segundo Boninger et al. (2002), este formato evita que hajam mudanças bruscas na direção do movimento em execução e minimiza a necessidade de movimentos extras executados pelas mãos. Outro motivo que leva a conclusão de que este é o padrão mais indicado reside no fato de que os indivíduos aplicam uma força menor no aro durante um período maior, o que os torna menos propensos a danos (SHIMADA et al., 1998).

No trabalho de Goose-Tolfrey et al. (2003) também foram estudadas duas formas diferentes de execução do ciclo de propulsão. São elas a síncrona (SYN), que é caracterizada pelas duas mãos impulsionando os aros ao mesmo tempo, e a assíncrona (ASY), que é identificada quando as mãos trabalham de forma alternada impulsionando os aros um de cada vez. Foram analisadas diferentes frequências de propulsão e chegou-se a conclusão de que a estratégia síncrona de 40 impulsos/minuto (SYN 40) é a maneira mais econômica e fisicamente que possui menor estresse e também a preferida pelos usuários.

Outro fator que foi estudado e mostrou influência na propulsão da cadeira de rodas é a posição do assento com relação ao eixo. Segundo Boninger et al. (2000), a posição do usuário com relação aos aros de propulsão e, conseqüentemente, às rodas da cadeira é um fator prático signficante. Os autores utilizaram a SmartWheel, dinamômetros, câmeras de análise de movimento e fizeram medições estáticas dos posicionamentos dos usuários que participaram dos testes. Embora Boninger e colaboradores mencionem que seu objetivo não era chegar a uma configuração adequada para a cadeira de rodas, algumas conclusões importantes puderam ser retiradas. A análise feita mostrou que é preferível ter uma distância vertical menor entre o ombro e o eixo dos aros ou então um assento mais baixo que tenha o mesmo efeito. Outra conclusão é que quanto mais para frente o eixo, melhor a biomecânica da propulsão, diminui a tendência de curva quando descendo uma superfície inclinada e diminui a vibração das rodas da frente, embora tenha como efeito negativo a diminuição da estabilidade que pode fazer com que a cadeira tombe mais facilmente para trás. Visto esta desvantagem e buscando maximizar os benefícios, a melhor posição para o eixo seria deslocá-lo o máximo possível para frente em que o usuário ainda sinta segurança.

Sasaki et al. (2007) também estudou a influência do posicionamento do cadeirante, desenvolvendo um novo tipo de aparelho adaptativo. Sua análise foi feita utilizando-se uma roda instrumentada com sensores de força e um encoder rotacional para medição da rotação das rodas. A montagem do equipamento permite que a distância entre as rodas seja alterada, bem como a altura do assento e posição angular do encosto. Apesar de admitir que estes parâmetros sejam importantes na biomecânica da propulsão e já ter executado testes com usuários de cadeiras de rodas, o autor e seus colaboradores ainda não chegaram a uma conclusão sobre o modo ótimo de posicionamento do cadeirante em relação à cadeira e suas partes (SASAKI et al., 2010). Por fim, pode-se concluir que para um “design” e uso melhorados das cadeiras de rodas, estas requerem uma análise de seu comportamento fisiológico e biomecânico (LIN et al., 2009).

2.3. Problemas Enfrentados pelos Cadeirantes

Quanto ao gesto motor citado anteriormente, Boninger et al. (2002) cita que os usuários de cadeira de rodas recebem pouca ou nenhuma informação sobre como impulsionar suas cadeiras ou como melhor ajustá-las para minimizar o risco de lesões. Bjerkefors et al. (2006) afirma que é essencial para esta população manter uma função muscular dos ombros adequada e que é importante considerar uma atividade que estimule um ganho de musculatura sem que sintomas de uso excessivo e dores sejam provocados.

Outro problema comum nesta população, que possui ligação com a falta de instrução sobre a propulsão, são as lesões nos ombros, síndrome do túnel do carpo e tendinite, que surgem através da repetitividade dos movimentos, altas forças e posturas incorretas (SHIMADA et al., 1998), presentes nas atividades cotidianas como propulsão em rampas e sobre obstáculos, transferência de assento e manuseamento de pesos (BJERKEFORS et al, 2006; MORROW et al., 2010). Há também a deformação do tecido presente no espaço subacromial que tem como causa a diminuição deste espaço devido ao deslocamento da escápula para acomodar-se à parede torácica e, posteriormente, sua rotação e inclinação por causa desta nova acomodação (MORROW et al., 2011). Destas lesões citadas, as dores nas extremidades superiores são reportadas com frequência por 32% a 78% da população cadeirante (MORROW et al., 2010). Este quadro de lesões, especialmente das dores nos ombros pode não limitar, inicialmente, as habilidades do usuário de cadeira de rodas de executar suas atividades de maneira independente, mas há o custo funcional de perda de resistência, fadiga rápida, redução na eficiência ou velocidade do movimento, baixa tolerância para atividades prolongadas ou de lazer e redução da capacidade cardiorrespiratória (CURTIS et al., 1999).

2.4. Aparelhos Disponíveis para Treinamento, Reabilitação e Avaliação Física

Em relação aos aparelhos disponíveis para execução de exercícios, tanto de reabilitação quanto de treinamento e avaliação física, a literatura indica que os primeiros ergômetros surgiram na década de 50, sendo que sua primeira evolução tecnológica no que diz respeito ao controle de carga e processamento de informação só surgiu em 1954 com o primeiro cicloergômetro produzido em escala que foi desenvolvido por Astrand (SOUSA, 2007). Este tipo de ergômetro foi muito utilizado em estudos que visavam quantificar forças e obter respostas fisiológicas (HARMAN et al., 1987).

Posteriormente surgiram os ergômetros de braços, exemplificado na Fig. 2.3, que podem ser usados nas fases iniciais de programas de reabilitação e em fases subsequentes para fortalecer a resistência muscular (ANDREWS et al., 1998), sendo possível também sua utilização por pessoas com lesões na medula espinhal, com deficiências físicas como a hemiplegia e para reabilitação cardíaca (DICARLO, 1998; NILSSON et al., 1975).

Embora estes aparelhos possam ser usados pela população cadeirante seguindo um programa de exercícios adequados, eles não representam o real gesto motor dos usuários de cadeiras de rodas. Como visto anteriormente, os movimentos executados no ciclo de

propulsão, os pontos de aplicação de força nos aros, a solicitação da musculatura e dos membros superiores são diferentes dos previstos por ergômetros de braços convencionais.

Gordon et al. (2004) cita que a resistência nos ergômetros pode ser gerada através de freio a ar, freio elétrico e freios por cintas. Os primeiros ergômetros utilizavam um sistema de balanças presos de cada lado da banda do freio para medir a diferença de tensão e assim obter o torque de frenagem, mas este método não era preciso e a obtenção de peças confiáveis era difícil. Posteriormente, surgiu o sistema de freios por cinta onde a força é aplicada através de uma massa suspensa. Este tipo de freio também se mostra falho nas determinações de força e torque, pois depende do coeficiente de atrito dinâmico da cinta. Esta por sua vez sofre desgaste constante, mudando suas propriedades e, segundo o autor, as cintas de reposição que o fornecedor disponibiliza são de materiais diferentes.



Figura 2.3 – Ergômetro de braço EB4100.

Disponível em: <<http://www.cefise.com.br/produtosdetalhes.php?id=32&produto=59>>.

Acessado em: 27 de outubro de 2011.

Langbein et al. (1993) projetou um ergômetro para cadeira de rodas chamado Wheelchair Aerobic Fitness Trainer (WAFT), que faz uso de rolos e utiliza sistema de frenagem magnético chamado MAGTURBOTM. Dentro de cada uma destas unidades de freio existe um conjunto de ímãs igualmente espaçados e posicionados em cada lado de um disco de alumínio, sendo que quando as rodas da cadeira giram e transferem o movimento para os rolos, o disco de alumínio acoplado a estes passa a girar dentro de um campo magnético variável onde surge a força de frenagem. Este sistema varia gradualmente a resistência de acordo com a velocidade de propulsão imposta à cadeira de rodas. O autor escolheu tal sistema pelo seu baixo custo e segurança de operação. Há outros ergômetros de rolos que utilizam freio eletromagnético para fornecer o torque resistente, sendo que esse se torna proporcional à inclinação programada para o exercício ou ao peso total sobre os

rolos, criando assim uma condição de operação mais próxima da realidade de um cadeirante (THEISEN et al., 1996). A maioria dos ergômetros para cadeirantes fazem uso do sistema de rolos com freio magnético, como o mostrado na Fig. 2.4a (DEVILLARD et al., 2001).

Alguns autores trabalharam na produção de outros tipos de ergômetros mais adaptados para os cadeirantes, como é o caso dos trabalhos de Keyser et al. (2001), ilustrado na Fig. 2.4b, que fez uso de um sistema de transmissão por corrente e de um freio por atrito onde a resistência é gerada através de um sistema de pesos constituído de um volante, correia de nylon e uma polia.

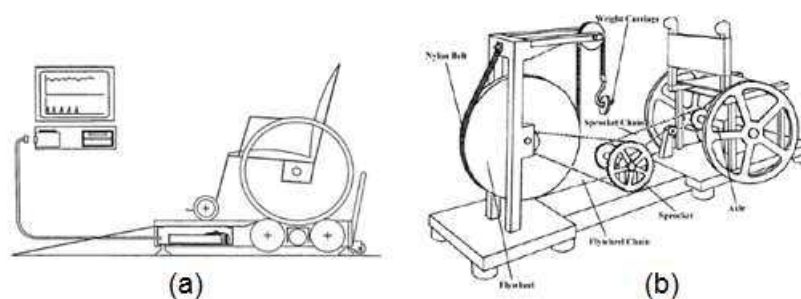


Figura 2.4 – Desenho esquemático dos primeiros ergômetros (a) Devillard et al. (2001) (b) Keyser et al. (2001).

A principal vantagem destes ergômetros é atender à especificidade dos movimentos dos cadeirantes. Embora seja de baixo custo, não se encontra este tipo de equipamento disponível no mercado sendo necessário que o mesmo seja projetado e construído através de adaptações de um sistema de transmissão (MORRISON, 2004).

Por fim, é recomendado que os exames de ergometria façam uso de uma interface de controle por microcomputador central e que seus sistemas sejam eletrônicos ou eletromagnéticos, permitindo uma normatização nas técnicas e melhor controle dos comandos de variação da carga resistente e monitoramento dos sinais de rotação (GUIMARÃES et al., 2003). Haisma et al. (2006) cita a importância do monitoramento adequado dos exercícios e treinamentos para averiguar as mudanças na capacidade física, indicando se o treinamento ou programa de reabilitação em questão está sendo efetivo.

Para treinamento de atletas, um equipamento que não esteja bem calibrado pode resultar em um treinamento que tenha resultados abaixo do esperado ou que sobrecarregue o atleta. Já para a ciência do esporte, a calibração periódica é necessária para garantir a precisão e validade dos dados publicados. Os aparelhos desenvolvidos mostram uma falha

neste quesito, pois não apresentam um guia para auxiliar os usuários na calibração do equipamento (DROUET et al., 2008).

O intervalo entre as calibrações vai depender da maneira como o equipamento é utilizado, das condições de operação e da necessidade do usuário de obter resultados precisos. É importante ter em mente que uma má avaliação do condicionamento do usuários pode resultar em um programa de recuperação falho ou, no caso de paratletas, pode ser a diferença necessária para conquista de uma medalha (GORDON et al., 2004).

2.5. Protocolos de Treinamento e Avaliação do Condicionamento Físico

Segundo Cooper et al. (1998), um programa de exercícios executado regularmente durante períodos prolongados de tempo pode trazer importantes benefícios cardiovasculares. Os benefícios de exercícios aeróbios incluem o aumento da resistência muscular, aumento dos diâmetros das artérias coronárias e aumento do fluxo sanguíneo, sendo que estes dois últimos fatores estão relacionados à diminuição do risco de ataque cardíaco.

O controle da cinética da frequência cardíaca pode ter importantes implicações para reabilitação cardíaca e exercícios. Ao controlar a frequência cardíaca através de um computador com um ambiente minimamente supervisionado, o risco de lesionar ou sobrecarregar o paciente que utiliza cadeira de rodas como meio de locomoção primário pode ser minimizado (COOPER et al., 1998).

2.5.1. Protocolo de Wingate

No que se refere a protocolos de testes para avaliação do condicionamento físico, um dos mais conhecidos é o teste anaeróbio de Wingate. Este teste foi desenvolvido em Israel, no Instituto Wingate, na década de 1970 e partiu da necessidade de obter informações sobre o desempenho anaeróbio, já que em atividades diárias e esportivas faz-se necessário a realização de movimentos de grande potência instantaneamente ou em poucos segundos. O teste tem duração de 30 segundos, onde o indivíduo gera a maior potência possível contra uma resistência fixa (FRANCHINI, 2002).

Novais (2009) utilizou em seu trabalho, que trata do desenvolvimento de um ergômetro para cadeirantes, uma adaptação do protocolo de Wingate para avaliação do condicionamento anaeróbio. Segundo a autora, o teste foi realizado com voluntários que possuíam paraplegia, algum tipo de amputação e com pessoas sem nenhum tipo de lesão ou amputação, sendo que há presença de atletas e não atletas, pois a mesma relata que

houve dificuldade em recrutar voluntários para o teste. O nível de carga adotado é descrito pela autora do trabalho como sendo de 7,5% do peso corporal em concordância com o trabalho de Bar-Or (1987) e sob supervisão de um profissional de Educação Física. Antes do início do protocolo de 30 segundos, cada voluntário teve 2 minutos de aquecimento sem carga e após o final do protocolo mais 1 minuto de propulsão também sem carga. Foi possível determinar o nível de fadiga, potência relativa e absoluta e também de duas novas análises propostas, a energia equivalente absoluta, energia equivalente relativa (SALGADO, 2009) e um índice de fadiga relativo à energia medida.

2.5.2. Protocolo incremental

Knechtle et al. (2003) testou cinco diferentes protocolos de testes em busca de um protocolo mais adequado para o treinamento de paratletas que disputam provas de corrida de curta e média distância. Os testes foram executados na própria cadeira dos atletas que foi fixada em uma esteira, entre dois retentores que permitiam uma amplitude de movimento de 0,6 metro e com uma inclinação de 0,7%. O tempo total para testar os cinco protocolos foi de 3 horas para cada atleta. Cada um teve um período de aquecimento de 10 minutos antes de começar e um período de descanso de 15 minutos entre cada protocolo. Os protocolos testados foram:

- Curta duração:
 - S1 – distância de 200 metros, partindo do repouso com incremento de velocidade de 0,42 m/s quando solicitado;
 - S2 – distância de 800 metros, partindo do repouso, com incremento de velocidade de 0,1 m/s quando solicitado;
- Média duração:
 - M1 – início com a velocidade média obtida em S1 e incremento de velocidade em 1 km/h a cada 10 segundos;
 - M2 – início com a velocidade média obtida em S2 e incremento de velocidade em 1 km/h a cada 60 segundos;
- Longa duração:
 - L – início com velocidade de 14 km/h e incremento da mesma em 2 km/h a cada 120 segundos.

Durante o teste era permitido que os atletas encostassem no retentor traseiro três vezes e o teste era interrompido caso houvesse uma quarta vez. O autor não informa qual era a distância a ser percorrida nos testes M1, M2 e L. Os autores do trabalho mencionam que este teste não pode ser comparado ao teste de Wingate pois a máxima potência só é atingida no final dos protocolos e não durante todo o teste como ocorre para o protocolo de

Wingate. Eles detectaram que o nível de lactato aumentou conforme a duração do exercício aumentou, mas que era necessária a execução de mais testes e análises para obter alguma conclusão.

Outro autor que trabalhou no desenvolvimento de um novo protocolo de treinamento visando para-atletas de corrida foi Müller et al. (2004). Seu teste consiste de cinco baterias de 1500 metros, com um descanso de 2 minutos entre cada uma, com cinco intensidades diferentes: 1-aquecimento/recuperação, 2-treinamento aeróbio extensivo, 3-treinamento aeróbio intensivo, 4-treinamento na área de limiar anaeróbio e 5-intensidade de corrida. Os atletas não tinham acesso a informações sobre seu desempenho durante o teste, pois os autores queriam que o ritmo fosse mantido de acordo com a percepção de cada atleta. As únicas indicações dadas foram das marcas de 500 metros, 1000 metros e do final de cada bateria. Só houve encorajamento verbal durante os últimos 200 metros da bateria cinco porque foi comprovado que encorajamento frequente leva a um esforço máximo significativamente maior.

Ao final de todos os testes foi calculado o coeficiente de variação (CV) do tempo total, velocidade média, frequência de propulsão, frequência cardíaca, taxa de esforço percebida (RPE) e concentração de ácido láctico ao final de cada bateria. Este novo teste criado pelos autores obteve $CV \leq 9,5\%$ para quase todos os parâmetros e, segundo a pesquisa que os mesmos fizeram da bibliografia, testes com ergômetros de cadeira de rodas cujos parâmetros apresentam CVs $< 9,5\%$ são adequados para uso prático. Foi destacado também que um “efeito de aprendizado” foi detectado e que melhores resultados seriam obtidos se todos os usuários passarem por um teste de aprendizagem antes de executarem o teste a ser realmente considerado. Este novo protocolo, segundo os autores, é mais adequado para atletas que estejam nos primeiros dois ou três anos de carreira e não é apropriado para atletas experientes já que a detecção de pequenos progressos no desempenho não é muito sensível.

Margonato (2008) realizou um teste incremental utilizando um ergômetro de rolos para cadeirantes com um grupo de 20 pessoas com lesão medular, sendo 10 sedentárias e 10 fisicamente ativas, onde a velocidade de propulsão devia ser aumentada em 2 km/h a cada 3 minutos. Em seus resultados, ele pôde notar que um treinamento regular trás uma melhor aptidão física aos usuários, comprovando o resultado também obtido por Tordi et al. (2001), que notou uma melhora na condição física destes sujeitos mesmo após um curto período de treino. Margonato também concluiu que os benefícios em longo prazo de um treinamento para pessoas com lesão medular são similares, do ponto de vista psicológico e fisiológico, aos obtidos por pessoas sem qualquer tipo de lesão.

CAPÍTULO III

METODOLOGIA DE PROJETO DO ERGÔMETRO PARA CADEIRANTES ERGO1

Neste capítulo são apresentadas as metodologias utilizadas para projeto do novo protótipo, bem como uma breve descrição de como era o equipamento anterior. O ERGO1 inclui nas suas mudanças uma nova estrutura, um torquímetro para aquisição do torque aplicado no eixo de propulsão do ergômetro, inclusão de uma célula de carga no assento, uma nova interface para introdução das novas opções, análise por elementos finitos da estrutura projetada, modelagem matemática do sistema de resistência eletromagnético e novos protocolos de teste.

3.1. ERG-CR09 – O Primeiro Protótipo Desenvolvido

O primeiro protótipo do ergômetro para cadeirantes construído no Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner A. Gomide (LPM) da Universidade Federal de Uberlândia foi desenvolvido nas dissertações de mestrado de Novais (2009) e Salgado (2009). O equipamento construído dividia-se basicamente em dois módulos, um de propulsão e outro de resistência eletromagnética.

A estrutura base do módulo de propulsão era a estrutura base feita de perfis quadrados de aço. O módulo foi projetado com o objetivo de sustentar a estrutura do assento e apoio dos pés dos cadeirantes, mantendo uma altura mínima que facilitasse a transferência do mesmo para o assento do ergômetro. A estrutura era coberta com chapas metálicas, pintada e colocada sobre uma base de fixação. Na parte traseira da estrutura do

assento eram fixados dois mancais de rolamentos para instalação do eixo de transmissão, como pode ser visto na Fig. 3.1. Neste eixo de propulsão eram montados dois aros de propulsão visando manter o mesmo posicionamento dos aros de uma cadeira de rodas, e promover ao cadeirante o mesmo posicionamento encontrado em sua condição de vida diária. O apoio para as pernas que integra o módulo de propulsão na parte do assento, que pode ser visualizado na Fig. 3.2, possui cinco regulagens de angulação (90° , 75° , 60° , 45° e 30°) buscando acomodar melhor e dar mais segurança ao usuário.

Naquele protótipo desenvolvido o módulo de resistência eletromagnético era montado em uma estrutura à parte, posicionado ao lado do módulo de propulsão, conectado ao mesmo através de um eixo de propulsão.



Figura 3.1 – Estrutura do assento e detalhe do mancal do eixo dos aros de propulsão. Fonte: Novais (2009).

O sistema de resistência eletromagnético era composto por um gerador de corrente alternada e um freio eletromagnético. O gerador fornece a alimentação necessária para a placa de controle do freio, fazendo com que o sistema não necessite de alimentação externa para operar. O freio magnético, por sua vez, possui oito níveis de tensão que correspondem respectivamente a oito níveis de resistência, níveis estes que precisam ser vencidos pelo cadeirante nos aros de propulsão. Estes níveis são passados para o sistema eletromagnético através de um sinal binário enviado através da placa de aquisição utilizada para a placa de controle do freio. A Tabela 3.1 delimita os valores de tensão responsáveis por cada nível de resistência e qual o código binário correspondente (SALGADO, 2009).

A obtenção dos níveis de torque resistente foi feita utilizando um torquímetro projetado e montado no eixo de entrada. O objetivo foi efetuar uma calibração efetiva dos

níveis de torque resistivo gerado pelo sistema eletromagnético caracterizando assim as faixas de operação do ergômetro com uma maior precisão.

Tabela 3.1 – Tensões de referência do freio eletromagnético. Fonte: Salgado (2009).

Nível	Tensão de Referência (V)	Código Binário
1	0	0000
2	0,39	0001
3	0,59	0010
4	0,79	0011
5	0,93	0100
6	1,03	0101
7	1,18	0110
8	1,31	0111

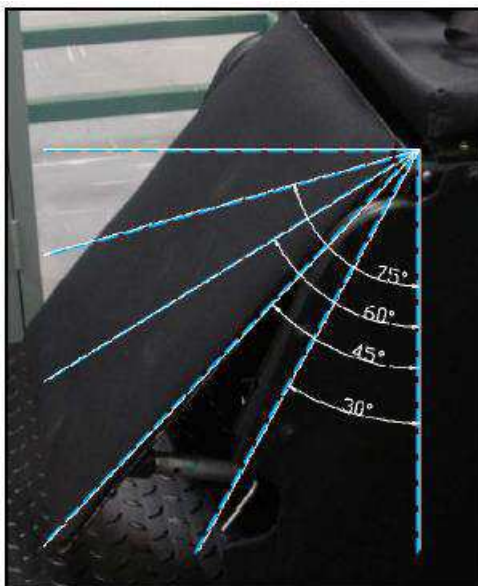


Figura 3.2 – Sistema de regular o apoio para as pernas. Fonte: Novais (2009).

Todo o controle do procedimento de teste e avaliação do cadeirante foi feito através de um aplicativo de controle que foi desenvolvido em plataforma LabVIEW e pode ser visto na Fig. 3.3. Neste aplicativo utilizam-se como entrada os dados do usuário a ser avaliado, principalmente o peso, já que o nível de carga recomendado para o usuário era calculado através deste parâmetro. Através do programa eram escolhidos também os parâmetros mais específicos para a análise, como o tempo do teste e a taxa de amostragem para o cálculo da energia, sendo gerados os gráficos referentes à potência e energia desenvolvidos pelo cadeirante ao longo do teste.

O programa de controle também utilizava o sinal de rotação como parâmetro de entrada. Este sinal era obtido através de um encoder construído e fabricado em um anel de alumínio fixado na polia acoplada ao eixo. A rotação do mesmo era calculada através de uma série de ímãs permanentes fixados no anel. Neste caso, o encoder era responsável por transformar o movimento angular em informação elétrica que era transformada em informação binária e interpretada pelo programa como distância ou velocidade. O encoder em questão possuía 20 ímãs permanentes no perímetro do anel de alumínio, o que significa que o mesmo produz 20 pulsos por volta captados por um sensor receptor posicionado em frente ao anel alinhado com os ímãs.

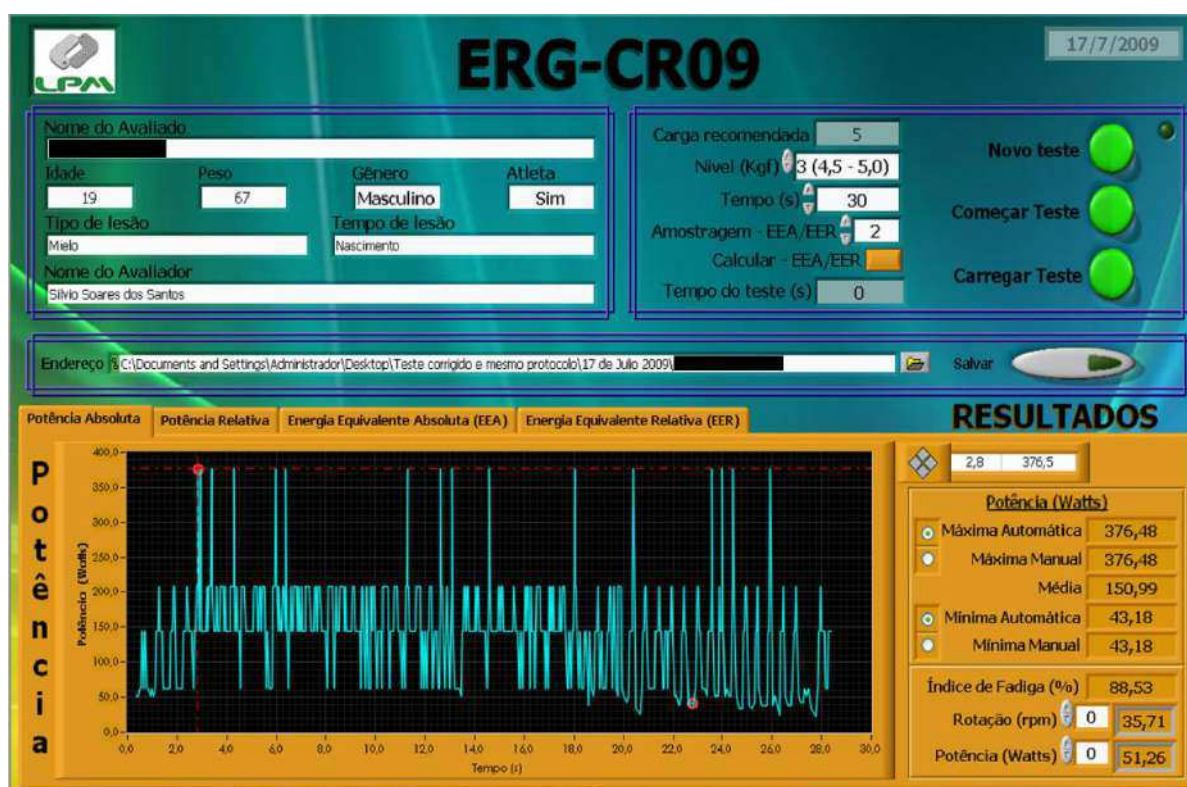


Figura 3.3 – Aplicativo desenvolvido em ambiente LabVIEW para controle do sistema.
Fonte: Salgado (2009).

A Figura 3.4 mostra o encoder construído e instalado no ergômetro. A velocidade angular do eixo era então estimada por (SALGADO, 2009):

$$\omega = \frac{0,3142}{\Delta t} \quad (3.1)$$

onde Δt é o tempo captado entre dois ímãs consecutivos do encoder.

Através da aquisição dos sinais e determinação destes parâmetros, os gráficos de potência e energia eram gerados pelo aplicativo, sendo que o gráfico de potência era visualizado em tempo real durante o teste. O gráfico de energia, por depender de parâmetros obtidos apenas ao final do teste, só podia ser visualizado após o botão de cálculo da energia ser liberado ao final do teste.

Ao final da avaliação, era possível salvar todo o teste realizado. O campo de endereço mostrado na Fig. 3.3 era responsável pela escolha do local a ser armazenado o teste. Para um teste salvo em diretório específico, eram gerados um arquivo “html” de relatório com todos os gráficos e informações do usuário e de seu desempenho, um arquivo de dados e um arquivo de configurações. Estes dois últimos eram responsáveis por carregar as informações novamente no aplicativo caso a opção de carregar teste fosse escolhida ao invés da realização de um novo teste.



Figura 3.4 – Encoder projetado e instalado no protótipo ERG-CR09.

O protótipo completo, denominado ERG-CR09, pode ser visto na Fig. 3.5. De acordo com a literatura analisada e do formulário de questões, respondido pelos usuários que participaram da etapa de testes do protótipo, são necessárias uma série de alterações para que o mesmo pudesse ser melhorado e servir ao seu propósito de oferecer uma avaliação do condicionamento físico dos cadeirantes de forma mais efetiva e confortável e que fosse mais próxima da realidade enfrentada por esta população.



Figura 3.5 – Protótipo ERG-CR09 com ambos os módulos e conectado ao computador executando o software de controle. Fonte: Salgado (2009).

3.2. Projeto do Novo Protótipo ERGO1

A nova estrutura foi projetada visando reduzir as dimensões do protótipo anterior e integrar ambos os módulos, de propulsão e resistência eletromagnética. A redução do peso do equipamento também foi trabalhada utilizando-se perfis de alumínio ao invés do aço utilizado no primeiro protótipo. O novo modelo foi fabricado com perfis maciços soldados buscando aumentar a resistência mecânica do conjunto total. A estrutura projetada é apresentada na Fig. 3.6.

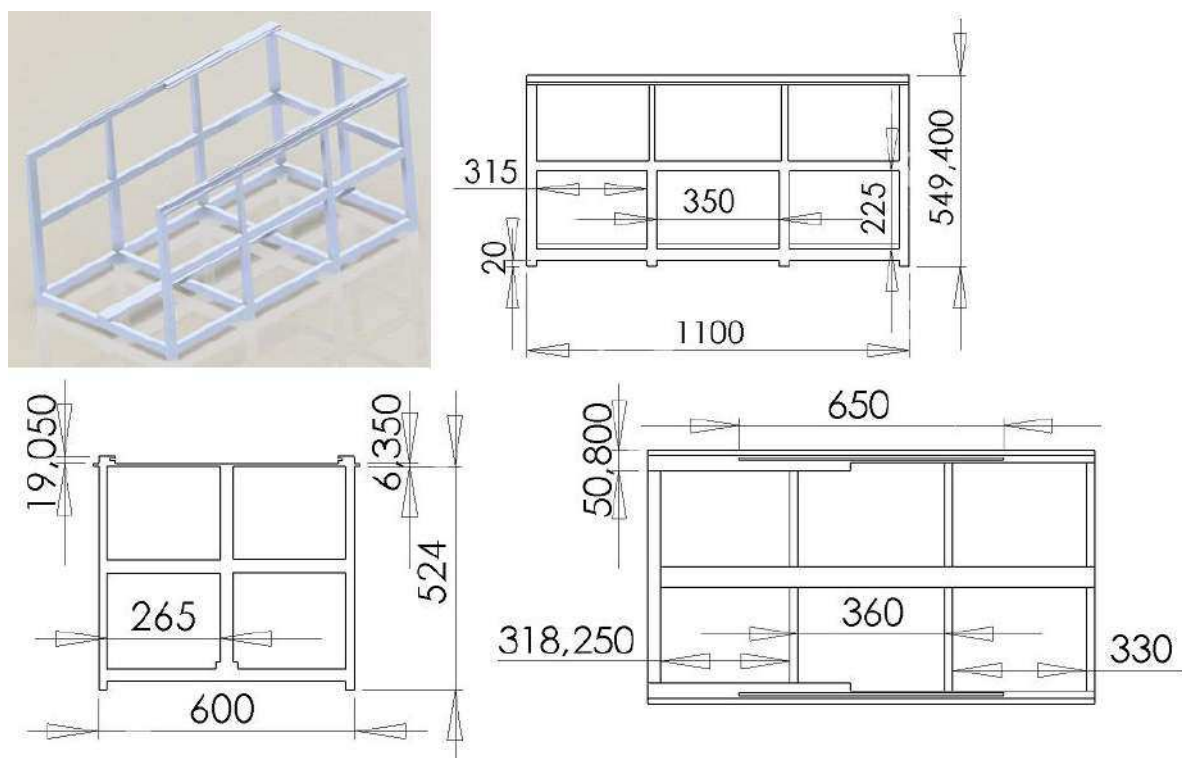


Figura 3.6 – Estrutura projetada em alumínio com trilho de ajuste posicionado. Cotas em mm.

Como pode ser visto na Fig. 3.6, foi projetado um par de trilhos posicionados na parte superior da estrutura que são responsáveis pelo ajuste da posição do assento com relação ao eixo dos aros de propulsão. Esta modificação foi feita baseada na literatura pesquisada que destaca a importância da ergonomia e conforto do cadeirante ao realizar esforços. O travamento da posição escolhida pelo usuário é feito através de um pino em um sistema de alavanca, preso ao assento, que se encaixa em uma série de furos feitos na lateral dos trilhos. A Figura 3.7 mostra o sistema de regulação projetado. O pino superior serve como guia para a mola responsável por impulsionar o pino inferior nos furos de ajuste, executando o travamento. A primeira posição de ajuste encontra-se a 270 mm da face traseira do equipamento, sendo que a distância entre centros dos furos é de 20 mm. Existem 11 posições de fixação do assento ao longo de todo o curso.

aproximar ou afastar o mesmo, possibilitando uma melhor acomodação para o cadeirante a ser avaliado. A fixação do posicionamento do encosto é feita através do aperto de dois parafusos presentes no trilho de movimentação do encosto. Este ajuste e sua estrutura podem ser vistos na Fig. 3.10.

O apoio para os pés também recebeu modificações e passou a ficar em uma angulação fixa. Embora esta não seja a melhor opção para seu posicionamento, foi a melhor alternativa encontrada para esta estrutura projetada.

O suporte utilizado para o sistema de resistência eletromagnético foi similar ao do protótipo anterior, sendo que para instalação no novo protótipo foi necessária apenas a redução da sua altura. Esta escolha foi feita visando aproveitar o sistema de transmissão de potência e rolamentos previamente montados e também, para aproveitamento da estrutura do eixo de propulsão em ambos os aros. O sistema foi adaptado internamente na estrutura de alumínio visando a redução de peso deixando a estrutura mais compacta, como pode ser visto a Fig. 3.11.

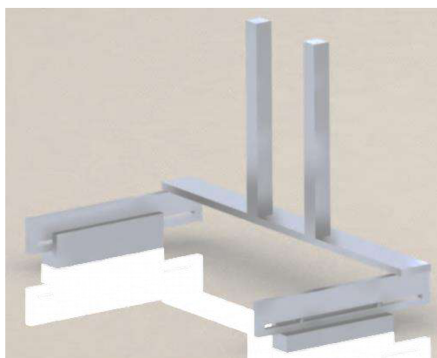


Figura 3.10 – Estrutura projetada para o encosto com sistema de ajuste do posicionamento.

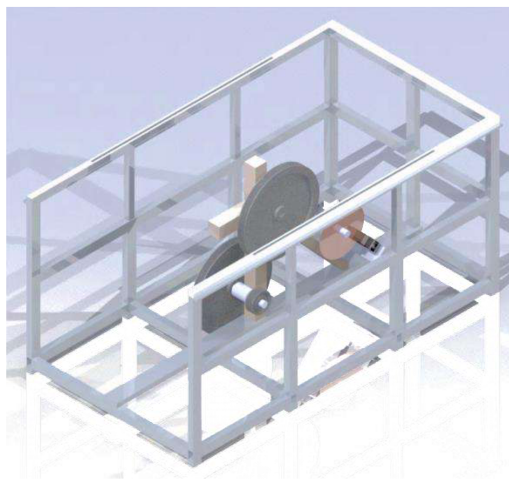


Figura 3.11 – Sistema eletromagnético instalado na estrutura.

3.2.1. Projeto estrutural – Análise por elementos finitos

Os componentes estruturais utilizados no ergômetro eram compostos por perfis retangulares tubulares fabricados em alumínio com dimensão 20 mm por 30 mm, barras quadradas maciças de 20 mm e uma barra chata de 20 mm por 5 mm. A configuração dos perfis na estrutura foi projetada para acomodar um assento, um encosto e o eixo de propulsão que será acoplado aos aros e volantes inerciais. Para minimizar vibrações e tornar a estrutura rígida, a maioria dos perfis foram soldados. Com o objetivo de avaliar a resistência da estrutura proposta diante dos carregamentos impostos foi implementada uma modelagem tridimensional da estrutura por elementos finitos. Os modelos utilizados para a simulação numérica foram importados diretamente do software SolidWorks utilizado para projetar a estrutura.

Uma modificação foi necessária na estrutura base apresentada na Fig. 3.6 para acomodar de maneira correta o sistema eletromagnético. Foi notado que, para manter o protótipo dentro das especificações de tamanho previamente delimitadas e assegurar o melhor posicionamento para todos os sistemas e ajustes, a polia do sistema eletromagnético, quando acomodada na estrutura, ocupava o lugar de uma das barras transversais da base, tornando necessário que o seu lado direito fosse retirado. Dentro do software de elementos finitos (Ansys), os materiais específicos de cada parte foram atribuídos. A Tabela 3.2 mostra as propriedades utilizadas de cada material utilizado na análise. Estas propriedades estão armazenadas na biblioteca do programa de simulação em elementos finitos e do software de desenho.

Tabela 3.2 – Propriedades dos materiais utilizados na análise por elementos finitos.

Material	ρ (kg/m ³)	E (GPa)	ν	S_y (MPa)	S_{ut} (MPa)
Aço 1020	7850	207	0,3	250	460
Borracha	100	6,1	0,49	9,2374	13,7870
Ferro Fundido Cinzento	7200	110	0,28	-	240
Liga de Alumínio	2770	71	0,33	280	310

Nas configurações para o modelo, como a simulação em questão visa avaliar os gradientes de tensão para uma carga aplicada na estrutura, utilizando uma simulação estática, os contatos foram definidos como “bonded”, ou em uma tradução livre, colados. Foram definidas também as condições de suporte fixo para a superfície dos pés da estrutura e a força utilizada na simulação foi aplicada na superfície do assento considerando o valor máximo suportado pela célula de carga, ou seja, 300 kg, que

correspondem a 2943 N. A Figura 3.12 mostra as condições de contorno utilizadas na análise numérica.

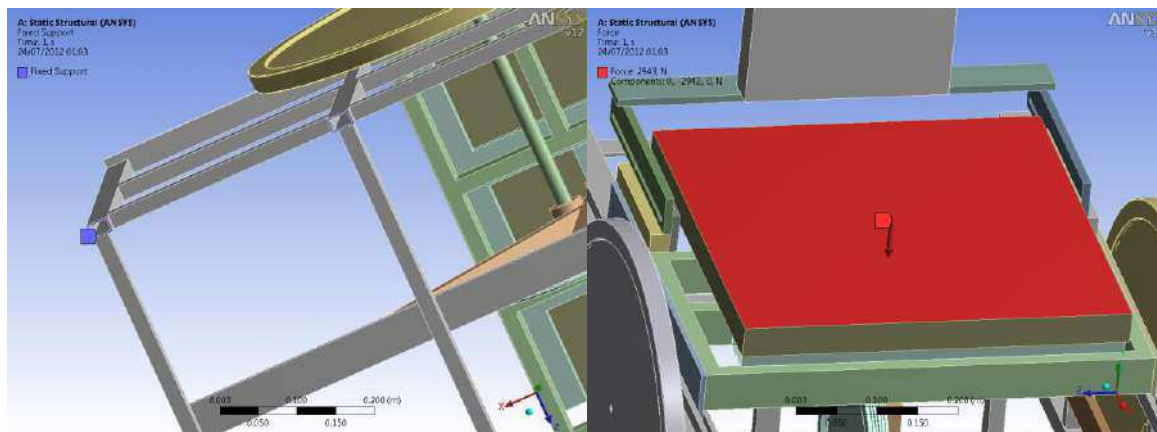


Figura 3.12 – Superfície onde foi atribuída a condição de suporte e força aplicada na superfície do assento.

3.2.2. Projeto dos volantes de inércia

Durante os testes do primeiro protótipo foi verificado que o torque imposto pelo sistema de resistência é pulsante, devido à maneira que o freio eletromagnético opera. Embora o aparelho forneça uma condição de operação melhor adaptada ao cotidiano do cadeirante, o torque resistente por muitas vezes fez com que os aros de propulsão reduzissem significativamente sua velocidade ou até mesmo parassem. Este efeito influencia na sensação de movimentação dos aros que devem oferecer uma resistência ao movimento com uma velocidade mínima a cada impulsão do aro, simulando uma condição de operação mais próxima da situação diária de movimentação de uma cadeira de rodas. Diante disto, para proporcionar este efeito foram projetados um par de volantes inerciais visando minimizar os picos de torque e uniformizar a força efetiva aplicada aos aros de propulsão, proporcionando assim uma movimentação mais suave.

Segundo Norton (2004), o volante de inércia é um dispositivo para armazenamento de energia que absorve energia cinética quando acelerado e retorna energia ao sistema quando necessário. A energia cinética da rotação de um sistema pode ser descrita como:

$$E_k = \frac{1}{2} I_V \omega^2 \quad (3.3)$$

onde I_V é o momento de inércia da massa em rotação ao redor do eixo de rotação e ω é a velocidade de rotação.

Os volantes podem ser simples, como um disco cilíndrico de material sólido, ou podem ser formados por nervuras com um cubo e um aro. Este último arranjo é mais eficiente por concentrar uma maior parte da massa no aro de raio maior com um momento de inércia (I_V) proporcional a mr^2 , sendo m a massa e r o raio do aro. Supondo um disco sólido de raio interno r_i e um raio externo r_o , o momento de inércia é dado por,

$$I_V = \frac{m}{2}(r_o^2 + r_i^2) \quad (3.4)$$

A massa de um disco de espessura constante (t_e) furado é descrita como:

$$m = \pi \frac{\gamma}{g}(r_o^2 - r_i^2)t_e \quad (3.5)$$

Substituindo a Eq. (3.5) na Eq. (3.4), obtém-se uma expressão para o momento de inércia em termos da geometria do disco. Tem-se então:

$$I_V = \frac{\pi \gamma}{2g}(r_o^4 - r_i^4)t_e \quad (3.6)$$

onde γ é a densidade em peso do material e g é a aceleração da gravidade.

Para adequar o volante ao ergômetro, é necessário encontrar a quantidade de energia requerida para atingir o grau de suavização desejado e determinar o momento de inércia necessário para absorver esta energia. Para determinar a variação de energia em questão, considere a Fig. 3.13 que mostra esquematicamente um volante projetado como um disco circular plano acoplado a um eixo motor. Neste caso, o motor fornece um torque T_m que se deseja que seja igual ao torque médio ($T_{médio}$). Supondo que a carga no outro lado do volante demande um torque T_V , que varia com o tempo, precisa-se encontrar o valor de I_V que deve ser adicionado para que a variação de velocidade do eixo fique em um nível aceitável. Aplicando a segunda lei de Newton para o diagrama de corpo livre da Fig. 3.13 tem-se que,

$$\sum T = I_V \alpha \quad (3.7)$$

$$T_V - T_m = I_V \alpha \quad (3.8)$$

onde α é a aceleração angular. Sabendo que a mesma pode ser descrita como:

$$\alpha = \frac{d\omega}{dt} = \frac{d\omega}{dt} \left(\frac{d\theta}{d\theta} \right) = \omega \frac{d\omega}{d\theta} \quad (3.9)$$

onde ω representa a velocidade angular e θ a posição angular.

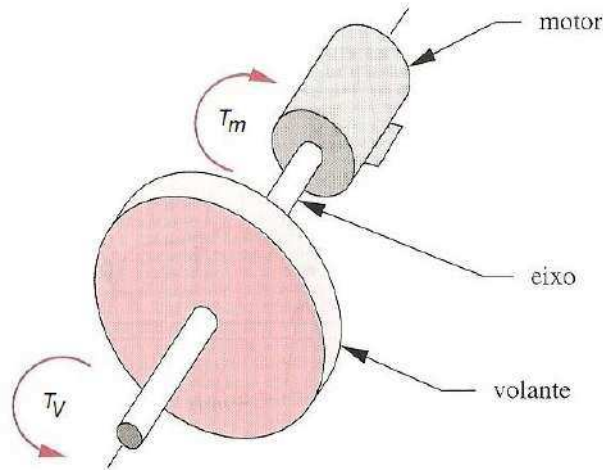


Figura 3.13 – Volante em um eixo de transmissão. Fonte: Norton (2004).

Das Equações (3.7) e (3.9) e considerando que o objetivo é que T_m seja o mais próximo possível de $T_{médio}$ tem-se que,

$$(T_V - T_m)d\theta = I_V \omega d\omega \quad (3.10)$$

O coeficiente de flutuação leva em conta a variação da velocidade angular durante um ciclo (KHURMI; GUPTA, 2005), ou seja,

$$C_f = \frac{(\omega_{max} - \omega_{min})}{\omega_{média}} \quad (3.11)$$

A energia cinética é dada por,

$$E_k = \frac{1}{2} I_V (\omega_{max}^2 - \omega_{min}^2) = \frac{1}{2} I_V (\omega_{max} + \omega_{min})(\omega_{max} - \omega_{min}) \quad (3.12)$$

A velocidade média pode ser expressa como:

$$\omega_{m\acute{e}dia} = \frac{(\omega_{max} + \omega_{min})}{2} \quad (3.13)$$

Combinando as Eq. (3.11), Eq. (3.12) e Eq. (3.13) obt\em-se:

$$E_k = I_V C_f \omega_{m\acute{e}dia}^2 \quad (3.14)$$

Enfim, a partir da Eq. (3.14) determina-se o momento de in\ercia da massa em fun\c{\c{a}}o das outras vari\aveis, e, definindo-se o valor de I_V , os par\ametros geom\etricos do volante como raio externo e espessura s\ao obtidos.

3.3. Sistema de Aquisi\c{c}\~ao do Peso do Cadeirante

Um dos problemas encontrados no primeiro prot\otipo do erg\~ometro foi a obten\c{\c{a}}o do peso do usu\ario. Como o protocolo de teste utilizado necessita do peso para calcular a carga indicada para o usu\ario a ser selecionada, era necess\ario realizar a pesagem de cada usu\ario antes do in\icio do teste em uma balan\c{a} separada do erg\~ometro. Esta etapa, al\em de necessitar de um aparelho extra para realiza\c{\c{a}}o do protocolo, tornava-se complicada e desconfort\avel para o cadeirante. Com base neste quadro, foi desenvolvido um assento adaptado para medir o peso. Para isto, foi acoplada uma c\elula de carga sob o assento.

A c\elula de carga funciona atrav\es de um circuito conhecido como ponte de Wheatstone, que neste caso \e formada por extens\~ometros montados em ponte completa. A Figura 3.14 mostra a representa\c{\c{a}}o esquem\atica de uma ponte de Wheatstone.

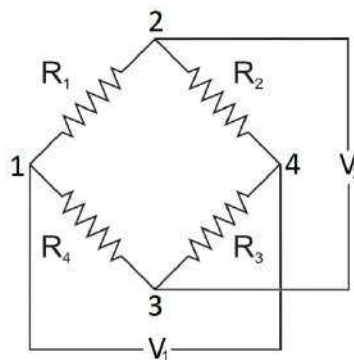


Figura 3.14 – Representa\c{\c{a}}o do circuito da ponte de Wheatstone.

O circuito em questão mostrado na Fig. 3.14 funciona através da aplicação de uma tensão de entrada V_1 nos pontos 1 e 4, que se divide entre os braços onde as resistências contribuem para o equilíbrio geral. Uma tensão V_2 pode então ser lida entre os terminais 2 e 3 do circuito.

O princípio de funcionamento do extensômetro é baseado na relação entre a deformação da estrutura e a resistência do condutor. Neste caso, a deformação da estrutura causa uma variação da resistividade do material fazendo com que a resistência elétrica do mesmo se altere (GRANTE, 2004).

A célula de carga utilizada no protótipo pode ser vista na Fig 3.15 e suas especificações são mostradas na Tab. 3.3. Para que a célula entre em funcionamento, é necessário alimentar o circuito de ponte completa de Wheatstone como explicado anteriormente. Inicialmente a célula foi testada em um módulo de aquisição e análise de dados da empresa Lynx, exemplificado na Fig. 3.16.



Figura 3.15 – Célula de carga utilizada no assento.

Tabela 3.3 – Dados da célula de carga modelo PW10A de capacidade 300 kg da HBM.

Tamanho máximo da plataforma	600 mm x 500 mm
Sensitividade	2 mV/V $\pm$ 0,2%
Tensão recomendada de excitação	10 V a 12 V
Tensão máxima de excitação	15 V
Limite de carga de segurança	150% da capacidade nominal
Sobrecarga de ruptura	200% da capacidade nominal
Incerteza de medição	$\pm$ 0,0012 kg

O módulo utilizado possui um guia de configuração de suas entradas, acompanhado da sugestão de alguns parâmetros que podem ser utilizados. A configuração escolhida

para as chaves analógicas da placa do módulo, a sequencia de ligação dos terminais da ponte e os parâmetros sugeridos podem ser vistos na Fig. 3.17.



Figura 3.16 – Módulo de aquisição AC2122 da empresa Lynx.

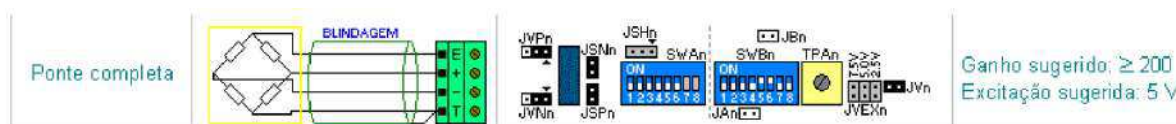


Figura 3.17 – Sugestão de configuração retirada do aplicativo do módulo utilizado.

A configuração sugerida foi modificada apenas quanto à tensão de excitação, já que os dados da célula de carga indicam uma tensão de excitação maior do que a recomendada pelo aplicativo. Após um teste inicial para verificação do funcionamento e para checar se o ganho sugerido era apropriado, foi comprado um conversor para célula de carga da empresa Incon para uso no ergômetro.

O conversor em questão, mostrado na Fig. 3.18, é uma placa utilizada para converter sinais de célula de carga que permite ajuste do ponto de zero da célula e ajuste do ganho. Sua tensão de excitação para célula é 10 V e a impedância mínima é 75 Ω . Esta placa foi então conectada à célula de carga e ao aplicativo de controle do ergômetro através de um sistema de aquisição da National Instruments.

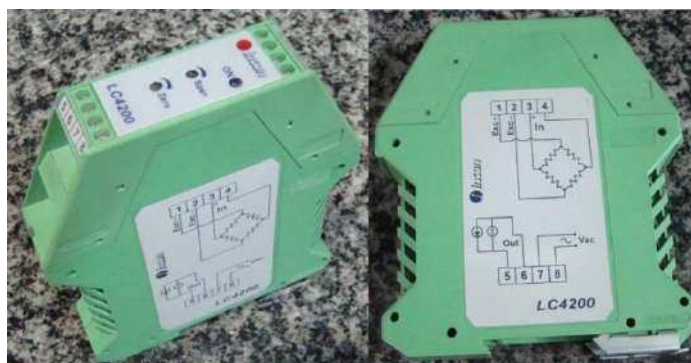


Figura 3.18 – Conversor para Célula de Carga LC4200.

O próximo passo foi executar a calibração da célula de carga para o conversor instalado. Utilizando-se de pesos aferidos no laboratório, foram traçadas quatro curvas de calibração, sendo duas cargas e duas descargas. A Tabela 3.4 mostra os dados para o primeiro ciclo de carga e descarga. Os gráficos referentes a estes dados estão apresentados nas Fig. 3.19 e 3.20.

Tabela 3.4 – Dados para as primeiras curvas de calibração de carga e descarga.

Carga		Desgarga	
Tensão (V)	Massa (kg)	Tensão (V)	Massa (kg)
0,0039	0	0,0039	0
0,0065	5,1	0,0039	5,1
0,0116	10,0	0,0090	10,0
0,1950	20,1	0,2256	20,1
0,5694	35,0	0,5796	35,0
0,9270	49,9	0,9974	49,9
1,3056	64,8	1,3184	64,8
1,7285	79,4	1,7845	79,4
2,1590	94,3	2,1412	94,3
2,6150	114,3	2,6455	114,3

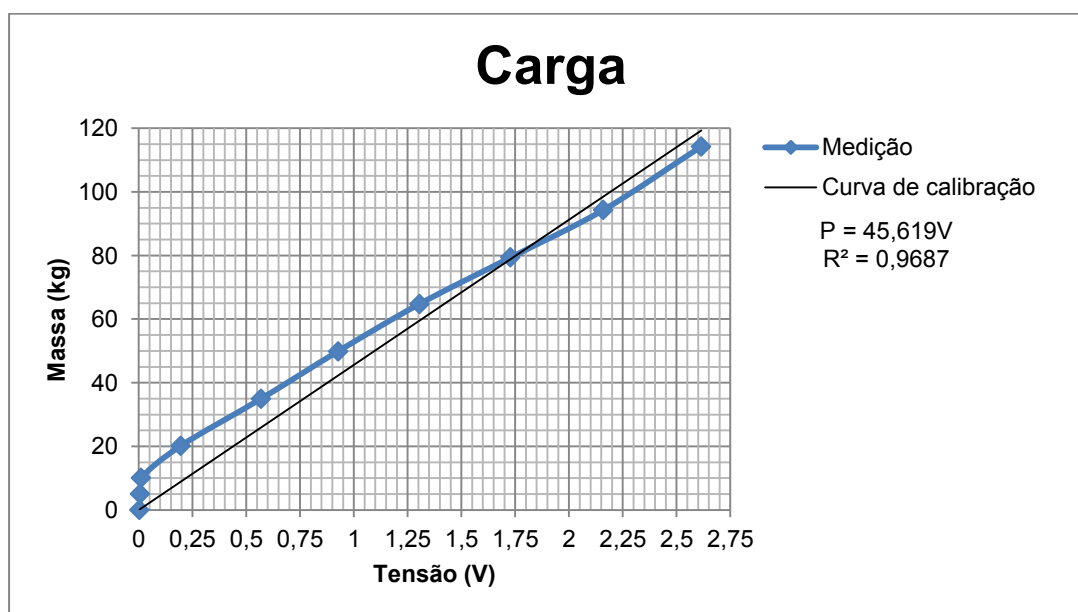


Figura 3.19 – Curva de calibração utilizando LC4200 para primeira carga.

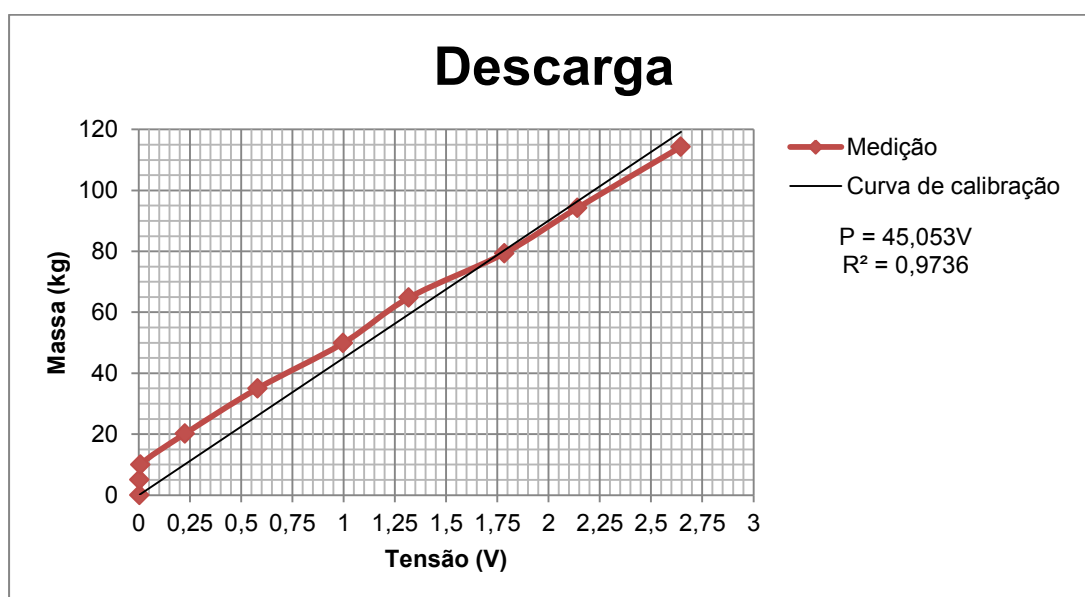


Figura 3.20 – Curva de calibração utilizando LC4200 para primeira descarga.

Analisando estas duas primeiras curvas, notou-se que os três primeiros pontos, relativos à massa até 10 kg, não possuem magnitude suficiente para uma correta aquisição do sistema. Isto ocorre devido à rigidez estrutural do assento e ao sistema eletrônico utilizado que atenua algumas faixas de frequência desejadas no sinal. Os dados do segundo ciclo de carga e descarga podem ser vistos na Tab. 3.5 e os respectivos gráficos nas Fig. 3.21 e 3.22.

Tabela 3.5 – Dados para o segundo ciclo de carga e descarga para calibração

Carga		Desgarga	
Tensão (V)	Massa (kg)	Tensão (V)	Massa (kg)
0,0014	0	0,0065	0
0,0702	14,8	0,1033	14,8
0,4293	29,7	0,4548	29,7
0,7630	44,6	0,7911	44,6
1,1630	59,2	1,2190	59,2
1,5706	74,1	1,6062	74,1
2,0902	94,1	2,1233	94,1

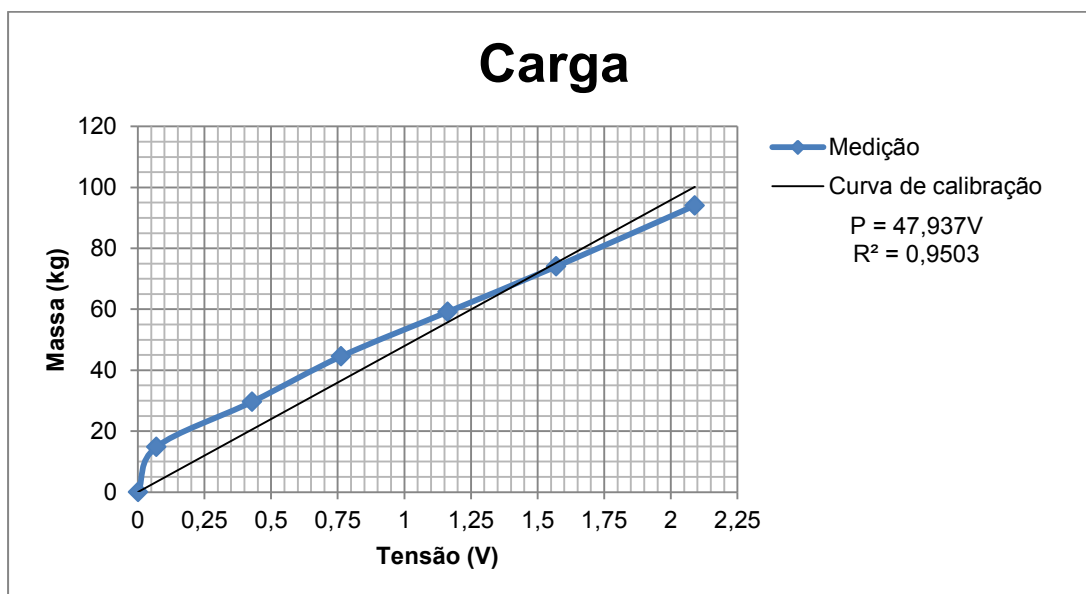


Figura 3.21 – Curva de calibração utilizando LC4200 para segunda carga.

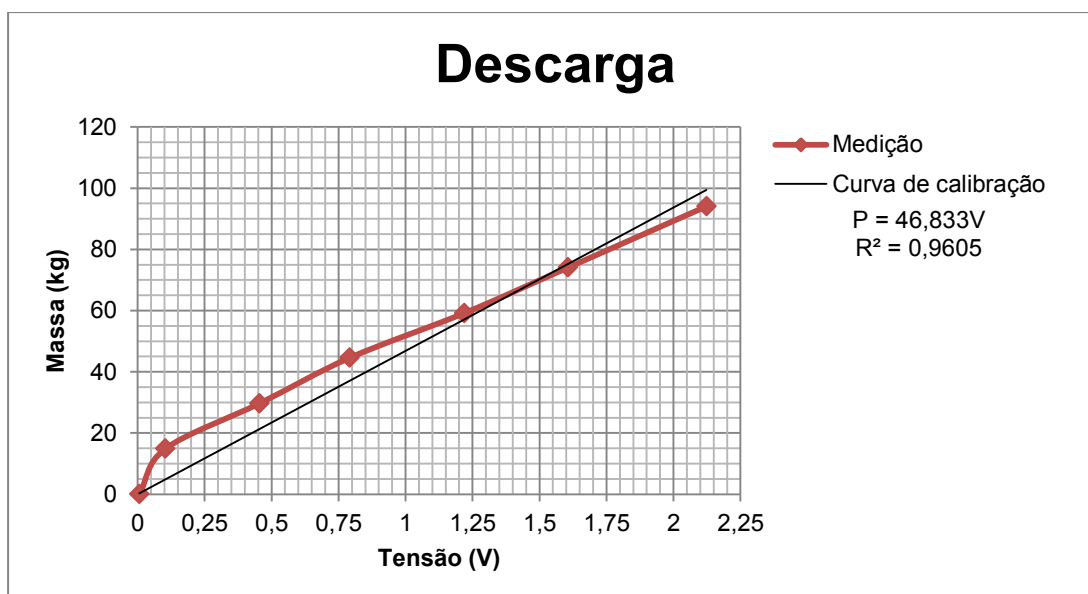


Figura 3.22 – Curva de calibração utilizando LC4200 para segunda descarga.

O coeficiente utilizado resultante das calibrações foi a média aritmética dos coeficientes das quatro curvas de calibração, que resultou em:

$$P = 46,3605V \quad (3.15)$$

onde V é o valor da tensão de saída da ponte e P o valor da massa correspondente.

Com esta calibração, foram feitos alguns testes com o aplicativo e o resultado não foi satisfatório. Foi observado que o valor adquirido não era estável, sofrendo uma

oscilação de 8 kg em torno do ponto que deveria indicar. Como a escolha da carga utilizada na avaliação física é feita com base na massa corporal, e esta variação era responsável por indicar erroneamente o nível em até duas unidades, optou-se por desenvolver uma placa de alimentação e amplificação de sinal própria para o ergômetro. O circuito projetado inicialmente pode ser visto na Fig. 3.23.

O circuito desenvolvido é constituído por:

- Entrada da rede (110 V a 60 Hz);
- Transformador simétrico com saída de 15 V+15 V e 1 A;
- Ponte retificadora para transformar a corrente de alternada para contínua;
- Capacitores para estabilização;
- Reguladores de tensão;
- Conector para célula de carga;
- Circuito amplificador constituído por resistores e amplificador operacional;
- Potênciometro;
- Diodo de 9,1 V;
- Conector para placa de aquisição.

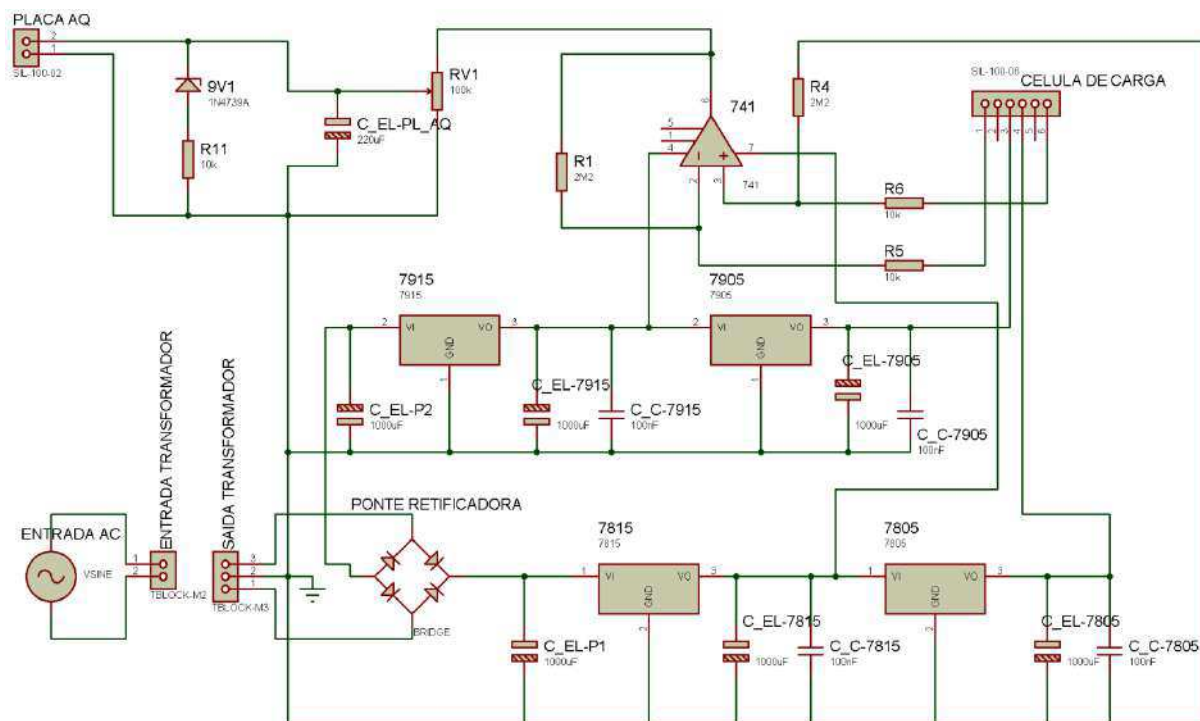


Figura 3.23 – Primeiro circuito projetado para alimentação e amplificação do sinal da célula de carga.

O funcionamento do circuito começa com a alimentação de 110 V fornecida pela rede que é transformada em duas saídas de 15 V e um neutro pelo transformador simétrico. Uma dessas saídas passa então por um capacitor, pelo regulador de tensão positivo LM7815 responsável por transformar a entrada recebida em uma saída de 15 V, por mais dois capacitores para nova estabilização e então para dois caminhos diferentes, sendo o primeiro para parte da alimentação do amplificador e o segundo para o regulador positivo LM7805, responsável por fornecer uma saída de 5 V que, após passar por capacitores, alimentará a célula de carga no terminal positivo da mesma. A outra saída de 15 V segue a mesma lógica explicada para a linha positiva anterior, mas passando por um regulador LM7915, que fornecerá -15 V para completar a alimentação do amplificador operacional, além de passar por um LM7905 que fornecerá -5 V para alimentar a célula de carga em seu terminal negativo, completando assim a alimentação de excitação sugerida de 10 V.

Quando a célula de carga sofre solicitação mecânica sob o assento, a ponte de Wheatstone é desbalanceada e fornece um sinal proporcional de tensão que entra no circuito através de dois terminais do conector da célula. Este sinal apresentou uma oscilação grande, portanto, os dois terminais foram conectados a um filtro passa-baixa para reduzir as possíveis faixas de frequência indesejáveis. O filtro que melhor se adaptou a situação foi o filtro passa-baixa ativo de primeira ordem que utiliza um capacitor cerâmico de 100 nF e uma associação de duas resistências em paralelo, sendo uma de 1,2 MΩ e a outra de 10 kΩ. A frequência de corte deste filtro pode ser calculada através da expressão (MANCINI, 2002):

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_f C_{ff}} \quad (3.16)$$

que resulta em 160,76 Hz. Ou seja, as frequências acima deste valor serão atenuadas, enquanto as menores não sofrerão alteração.

Como este sinal proporcional é da ordem de milivolts, optou-se por utilizar o circuito amplificador com um ganho igual a 200 vezes. O esquema do circuito amplificador pode ser visto na Fig. 3.24 e é chamado de amplificador diferencial (PERTENCE JÚNIOR, 2003).

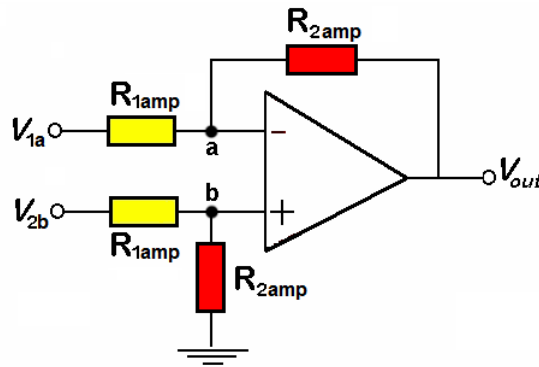


Figura 3.24 – Ilustração do esquema de funcionamento do amplificador diferencial.

Aplicando a lei de corrente de Kirchoff no ponto *a* da Fig. 3.25 tem-se:

$$\frac{V_{1a} - V_a}{R_{1amp}} + \frac{V_{out} - V_a}{R_{2amp}} = 0 \quad (3.17)$$

Analogamente, para o ponto *b*:

$$\frac{V_{2b} - V_b}{R_{1amp}} + \frac{V_b}{R_{2amp}} = 0 \quad (3.18)$$

De onde se obtém:

$$V_b = \frac{R_{2amp}}{R_{1amp} + R_{2amp}} V_{2b} \quad (3.19)$$

Substituindo a Eq. (3.18) na Eq. (3.16) e após algumas simplificações, tem-se a tensão de saída final do amplificador dada por:

$$V_{out} = \frac{R_{2amp}}{R_{1amp}} (V_{2b} - V_{1a}) \quad (3.20)$$

No circuito projetado, para obter-se o ganho de 200 vezes na saída do sinal de tensão, foram utilizados resistores de 200 kΩ para o R_{2amp} da Eq. 3.17 e 1 kΩ para o R_{1amp} .

Após passarem pela amplificação acima descrita, o sinal passa por um potenciômetro para que o zero da célula de carga possa ser ajustado, e segue passando por um capacitor para estabilização e por um diodo que limita a tensão de saída do circuito em 9,1 V. Esta escolha foi feita devido à máxima tensão de entrada da placa de aquisição

utilizada ser 10 V, evitando assim que uma possível sobrecarga cause algum dano ao sistema de aquisição. Por fim, foi adicionado um LED alimentado pelas linhas de 5 V e -5 V para indicar quando o sistema está ativo e se a alimentação está sendo fornecida corretamente aos terminais de entrada da célula de carga. O circuito estabilizado pode ser visto na Fig. 3.25.

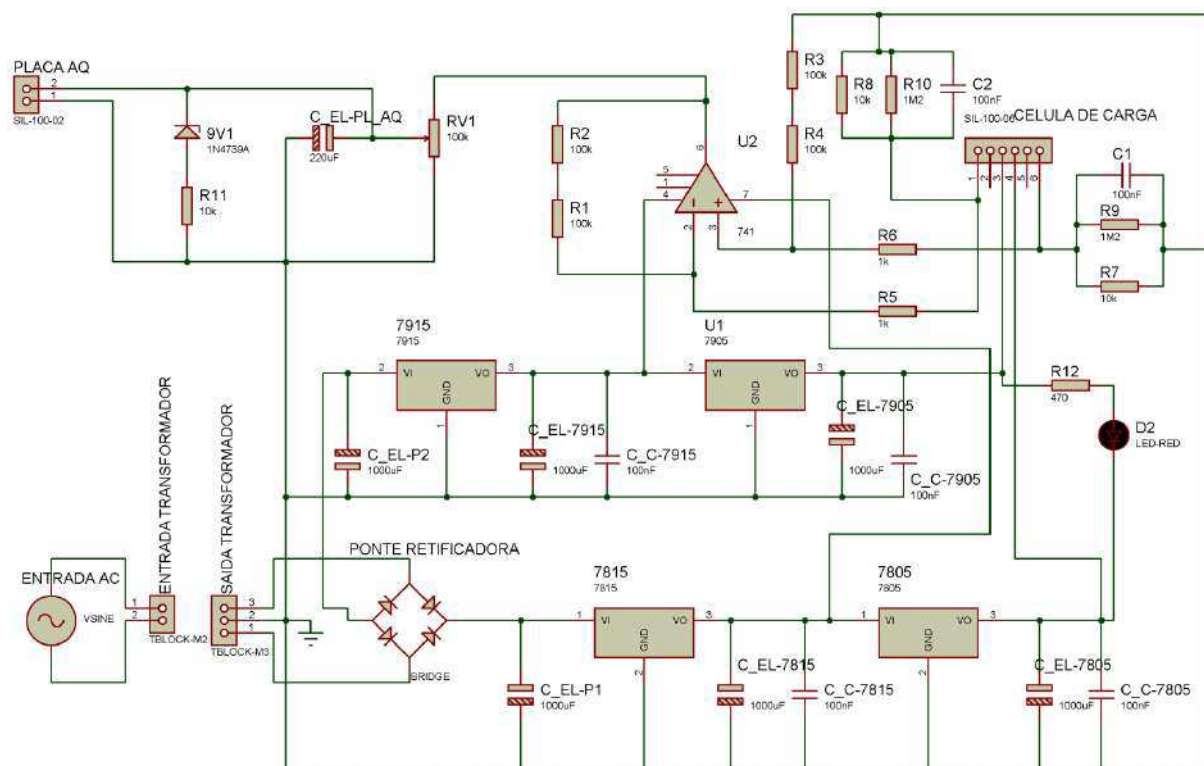


Figura 3.25 – Circuito final para célula de carga.

Após a verificação da estabilidade do circuito, foi então projetada a placa a ser fabricada. A Figura 3.26 mostra as trilhas, posicionamento e furação dos componentes apresentados no circuito da Fig. 3.25, e a Fig. 3.27 mostra um desenho gerado pelo programa de circuitos da placa depois de fabricada.

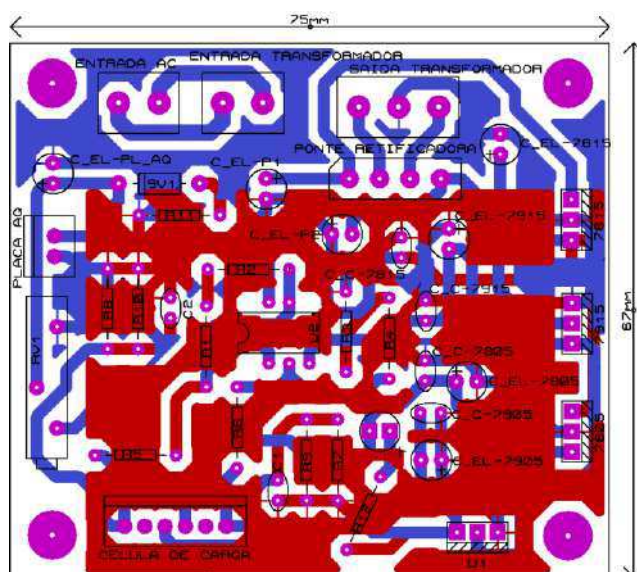


Figura 3.26 – Trilhas, posicionamento e furação do circuito estabilizado para célula de carga.

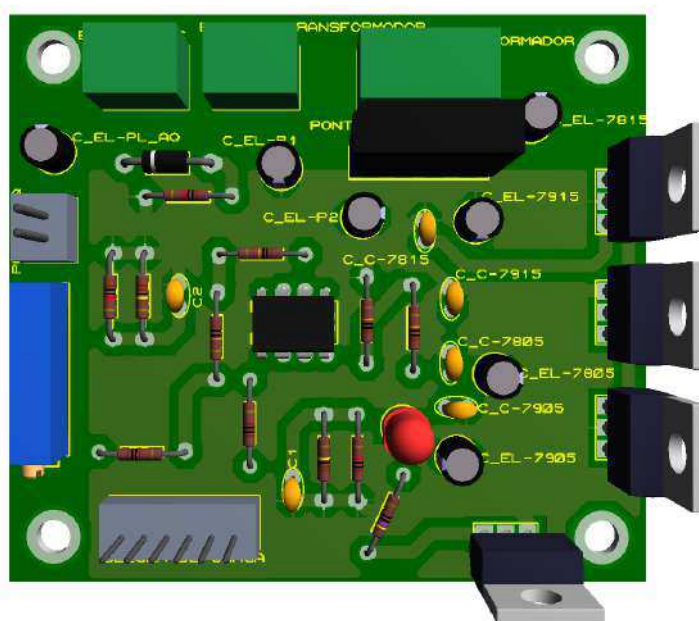


Figura 3.27 – Desenho gerado pelo programa de circuitos da placa depois de ser fabricada.

3.4. Sistema de Resistência Eletromagnético

O sistema de resistência utilizado neste protótipo é similar ao do protótipo ERG-CR09. O sistema é composto por um gerador para auto alimentação e por um freio eletromagnético responsável por gerar o torque resistente. Estes dois componentes são

controlados por computador através de uma placa dedicada, possibilitando assim a escolha do nível de frenagem desejado. A saída do sistema de frenagem é acoplada através de um eixo a um sistema de transmissão de potência por correias que tem como objetivo amplificar o torque resistente gerado e transmitir este até o eixo dos aros de propulsão. Este sistema pode ser visualizado no desenho esquemático da Figura 3.28, onde o “Eixo de Entrada” corresponde ao eixo dos aros de propulsão e o “Eixo de Saída” ao eixo onde estão instalados o gerador e o freio.

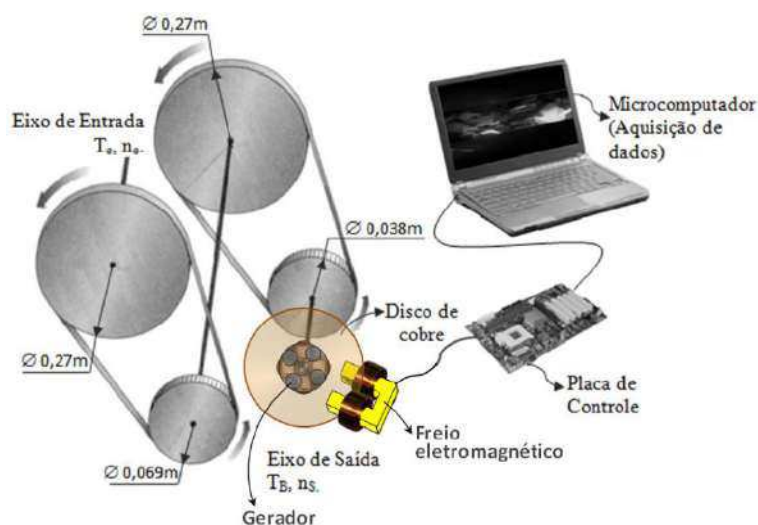


Figura 3.28 – Sistema de resistência eletromagnética utilizado no ERG-CR09 e aproveitado no ERGO1. Fonte: Salgado (2009)

Como pode ser visto na Fig. 3.28, o sistema eletromagnético é composto por dois conjuntos de eletroímãs responsáveis por gerar a força de frenagem. O primeiro conjunto é composto por um disco que se move em um campo magnético uniforme perpendicular ao disco e limitado a apenas uma porção de sua superfície. O que ocorre nesta configuração é que, segundo o princípio de Foucault, correntes induzidas que circulam em sentido contrário ao disco são geradas na sua superfície. Esta energia gerada é então dissipada no condutor metálico através do efeito Joule produzindo a força de frenagem responsável pela diminuição da velocidade angular do disco (GARCÍA, 2008). Na Figura 3.29 é mostrado um desenho esquemático do disco sob influência de um campo magnético constante.

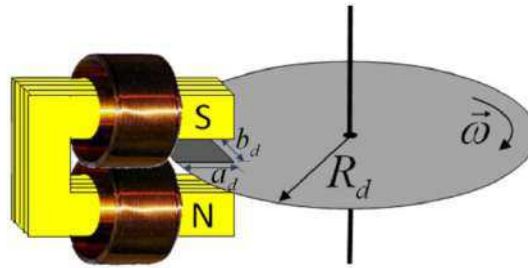


Figura 3.29 – Disco sob influência de campo magnético constante. Fonte: Salgado (2009).

O fluxo magnético para um campo magnético uniforme e perpendicular à superfície do disco é dado por:

$$\Phi = \vec{B} \cdot \vec{A} \quad (3.21)$$

onde $\vec{B}$ é o campo magnético e $\vec{A}$ a área da superfície. O fluxo magnético para uma superfície não planar é definido como a integral nas superfícies elementares do produto escalar do campo magnético pelo vetor de superfície, ou seja,

$$\Phi = \int_S \vec{B} \cdot d\vec{s} \quad (3.22)$$

onde $d\vec{s}$ é o vetor de superfície.

A Lei de Faraday diz que uma força eletromotriz, V_ε , e uma corrente podem ser induzidas em uma espira quando o fluxo de linhas do campo magnético, passando através da área limitada pela espira, varia com o tempo. Esta relação pode ser escrita como:

$$V_\varepsilon = - \frac{d\Phi}{dt} \quad (3.23)$$

E para um sistema composto por N espiras tem-se que,

$$V_\varepsilon = - N \frac{d\Phi}{dt} \quad (3.24)$$

A corrente de Foulcault que dissipa a energia pelo efeito Joule é estimada por,

$$i = \frac{V_\varepsilon}{R_C} \quad (3.25)$$

onde R_C é a resistência do circuito.

Como mencionado, o efeito da corrente de Foulcault é dissipar energia. O que ocorre é que quando o disco está na região de campo magnético uniforme, o fluxo magnético aumenta e as correntes induzidas começam a circular no sentido contrário reduzindo o fluxo e a força aplicada. Quando o disco encontra-se fora da região de campo magnético uniforme, o contrário acontece. A velocidade linear sob a qual o disco se movimenta pode ser expressa através da velocidade angular por:

$$\vec{v} = \vec{\omega} \times \vec{r}_d \quad (3.26)$$

onde $\vec{v}$ é a velocidade linear média, $\vec{\omega}$ é a velocidade angular e $\vec{r}_d$ é a distância do centro do disco ao ponto médio da área que pode ser expresso por:

$$r_d = R_d - \frac{a_d}{2} \quad (3.27)$$

sendo a_d uma das dimensões da região retangular de campo magnético uniforme na Fig. 3.31.

Em geral, é suposto que o campo magnético produzido pelas correntes induzidas é suficientemente pequeno para permitir a consideração de que a força de frenagem provém apenas da ação do campo magnético externo sobre as correntes induzidas. Na Figura 3.30 pode ser visto o esquema das direções dos portadores de carga, do campo magnético, da força magnética e da velocidade linear que atua na região retangular.

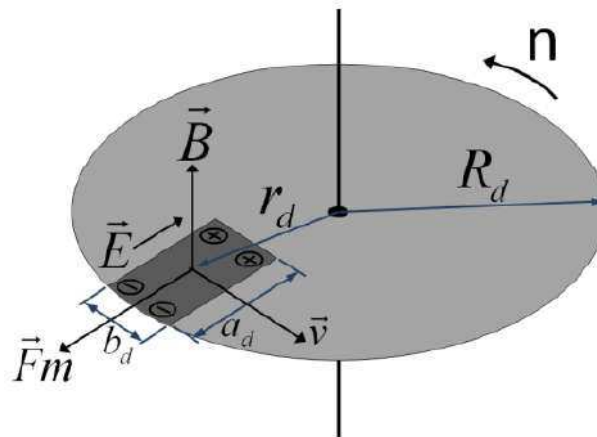


Figura 3.30 – Direção dos portadores de carga, campo magnético, força magnética e velocidade linear. Fonte: Salgado (2009).

Quando o disco está em movimento, cargas elétricas q presentes na região retangular em questão passam a sofrer a ação de uma força eletromagnética. Esta pode ser descrita como:

$$\vec{F}_m = q(\vec{v} \times \vec{B}) \quad (3.28)$$

Esta força eletromagnética faz com que as cargas elétricas sejam impulsionadas para fora do disco, gerando um campo elétrico $\vec{E}$, devido à separação das cargas, orientado para o centro do disco. Este campo elétrico pode ser descrito como:

$$\vec{E} = \frac{\vec{F}_m}{q} \quad (3.29)$$

Relacionando o campo elétrico com a velocidade linear e o campo eletromagnético, tem-se que:

$$\vec{E} = \vec{v} \times \vec{B} \quad (3.30)$$

Sabe-se também que o campo elétrico e a força eletromotriz relacionam-se por:

$$V_\varepsilon = E \cdot a_d \quad (3.31)$$

sendo que a dimensão a_d da região retangular corresponde também à distância entre as cargas. O sistema formado pela separação das cargas e produção do campo elétrico equivale a uma bateria na qual circula uma corrente induzida. A força eletromotriz deste sistema pode ser então descrita através da substituição da Eq. (3.30) na Eq. (3.31) e resulta em:

$$V_\varepsilon = v \cdot B \cdot a_d \quad (3.32)$$

Como a região retangular de dimensões a_d e b_d não é isolada do restante do disco, este gera uma resistência (R_m) à passagem da corrente elétrica. A resistência da porção retangular pode ser deduzida pela segunda lei de Ohm, ou seja,

$$r_i = \frac{a_d}{\rho_c \cdot h_i \cdot b_d} \quad (3.33)$$

onde h_i é a espessura do disco e ρ a condutividade do metal.

Enfim, a equação do circuito pode ser expressa como:

$$V_\varepsilon = i(r_i + R_m) \quad (3.34)$$

Combinando as Eq. (3.32), (3.33) e (3.34), tem-se que:

$$i = \frac{\rho_c \cdot h_i \cdot b_d \cdot B \cdot v}{\left(1 + \frac{R_m}{r_i}\right)} \quad (3.35)$$

Com exceção de R_m , todos os parâmetros da Eq. (3.35) são facilmente determinados matematicamente. Na Figura 3.31, pode-se observar a configuração da força magnética exercida pelo campo magnético sobre a porção de corrente retilínea gerada.

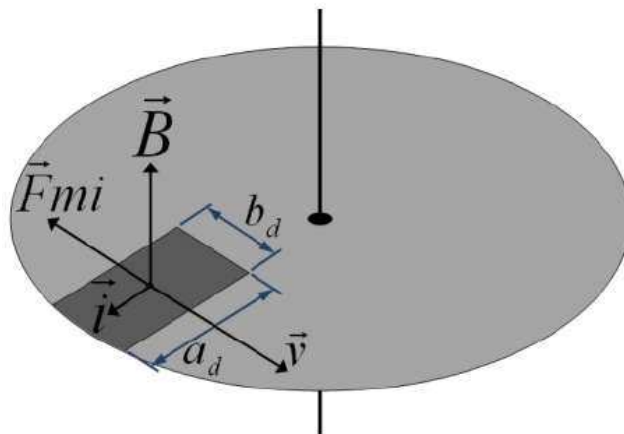


Figura 3.31 – Força magnética exercida pelo campo magnético. Fonte: Salgado (2009).

Considerando a intensidade da força magnética como uniforme ao longo da espessura do disco na região retangular e sendo oposta e proporcional à velocidade linear do mesmo, tem-se:

$$F_{mi} = (\vec{i} \times \vec{B}) a_d = i \cdot B \cdot a_d \quad (3.36)$$

Combinando as Eq. (3.35) e (3.36), obtém-se:

$$F_{mi} = \frac{\rho_c \cdot h_i \cdot a_d \cdot b_d \cdot v}{\left(1 + \frac{R_m}{r_i}\right)} \cdot B^2 \quad (3.37)$$

De acordo com a Fig. 3.31, nota-se que o campo magnético não é constante e depende da corrente gerada no eletroímã. Esta, por sua vez, depende do nível de tensão pré-selecionado pelo usuário e de tensões variáveis fornecidas pelo gerador. Como pode ser visto na Fig. 3.28, o gerador encontra-se no mesmo eixo do disco e a tensão gerada por ele depende da rotação imposta neste eixo, o que nos permite afirmar que quanto maior for a rotação, maior será o campo magnético, a velocidade linear da região retangular e, conseqüentemente, a força de frenagem. A Equação (3.37) confirma este efeito, pois depende da velocidade linear e do quadrado do campo magnético.

Através das Eq. (3.34) e (3.37), pode-se obter finalmente a força de frenagem. Então, em termos da velocidade angular do disco tem-se que,

$$F_m = K \cdot B^2 \cdot \omega \quad (3.38)$$

sendo que:

$$K = \frac{\rho_c \cdot h_i \cdot a_d \cdot b_d \cdot r_d}{\left(1 + \frac{R_m}{r_i}\right)} \quad (3.39)$$

O torque magnético exercido pela força magnética pode então ser estimado como:

$$\vec{T}_{m1} = \vec{F}_m \times \vec{r}_d \quad (3.40)$$

E então, das Eq. (3.38), (3.39) e (3.40) pode-se obter o torque devido a ação da força magnética, ou seja,

$$\vec{T}_{m1} = \frac{\rho_c \cdot h_i \cdot a_d \cdot b_d \cdot r_d^2 \cdot B^2}{\left(1 + \frac{R_m}{r_i}\right)} \cdot \omega = C \cdot \omega \quad (3.41)$$

Aplicando a segunda lei de Newton (NORTON, 2004) na região do disco submetido a ação da força magnética pode-se obter uma estimativa da velocidade angular final para um intervalo de tempo em que o freio atua, ou seja,

$$\vec{T}_{m1} = I_D \cdot \left(-\frac{d\omega}{dt} \right) = C \cdot \omega \quad (3.42)$$

Integrando a Eq. (3.42), tem-se que,

$$\ln \omega_f - \ln \omega_0 = -\frac{C}{I_D} t \quad (3.43)$$

$$\omega_f = \omega_0 e^{-\left(\frac{C}{I_D}\right)t} \quad (3.44)$$

$$\omega_f = \omega_0 \frac{1}{e^{\left(\frac{C}{I_D}\right)t}} \quad (3.45)$$

onde ω_0 é a velocidade angular inicial e I_D é o momento de inércia do disco.

Na Equação (3.45) é possível observar que a velocidade angular final diminui exponencialmente com o tempo em função da força de frenagem, que se amplifica pelo quadrado do campo magnético e depende da inércia do disco.

3.4.1. O gerador de corrente alternada

O gerador de corrente alternada utilizado no sistema de resistência é um dispositivo capaz de converter energia mecânica em energia elétrica. Ele é composto por duas partes, uma giratória chamada de rotor e uma estável chamada de estator. Esta conversão ocorre quando uma ou mais espiras em movimento com uma determinada velocidade angular entram e saem de um campo magnético constante. Outro meio de obter a conversão é manter as espiras fixas e fazer com que o campo magnético varie com o tempo. No caso do gerador utilizado no sistema eletromagnético do protótipo, há quatro espiras fixas na estrutura e quatro ímãs permanentes montados na região central do disco do freio, causando o efeito do campo magnético variável. A Figura 3.32 mostra um desenho esquemático do gerador.

Considerando os quatro ímãs permanentes do rotor exemplificados na Fig. 3.32, o campo magnético gerado pode ser estimado da seguinte forma,

$$\vec{B} = 4B_0.\text{sen}(4\omega.t) \quad (3.46)$$

A Figura 3.33 mostra o exemplo do comportamento de um campo magnético gerado por ímãs permanentes girando com uma velocidade angular ω em oposição a um ímã permanente fixo.

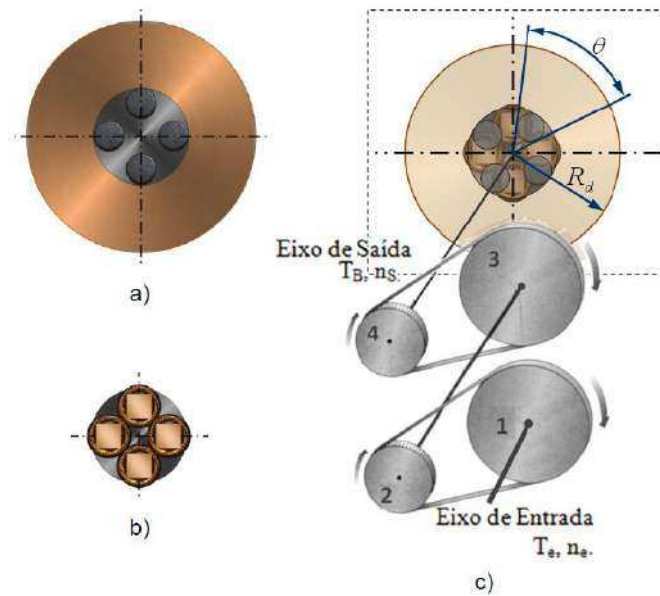


Figura 3.32 – Gerador de corrente alternada. a) Rotor b) Estator c) Gerador montado no sistema. Fonte: Salgado (2009).

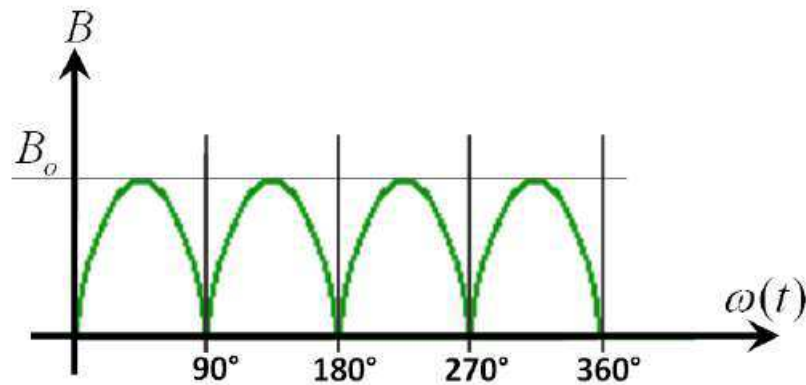


Figura 3.33 – Campo magnético para um ímã permanente em movimento. Fonte: Salgado (2009).

O fluxo magnético pode ser estimado através da área da seção transversal S , vista na Fig. 3.34, do número de espiras N e do campo magnético. Portanto:

$$\Phi = B.N.S \quad (3.47)$$

E, combinando a Eq. (3.46) com a Eq. (3.47), tem-se que:

$$\Phi = 4B_0.N.S.\text{sen}(4\omega.t) \quad (3.48)$$

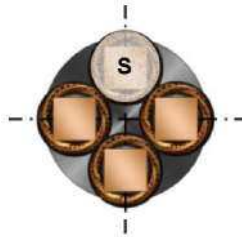


Figura 3.34 – Área da seção transversal S.

Utilizando novamente a lei de Faraday, estima-se a força eletromotriz. Então:

$$V_\varepsilon = F_{EG} = \frac{d\Phi}{dt} = 16B_0.N.S.\omega.\cos(4\omega.t) \quad (3.49)$$

Logo, o torque resistivo aplicado ao eixo do gerador pode ser estimado como,

$$T_{m2} = \vec{F}_{EG} \times \vec{r}_d = A.\omega.\cos(4\omega.t) \quad (3.50)$$

sendo que:

$$A = 16B_0.N.S.r_d \quad (3.51)$$

Como mostrado na Fig. 3.32, o disco está posicionado no eixo de saída. Portanto:

$$T_B = T_{m1} + T_{m2} \quad (3.52)$$

Combinando então as Eq. (3.41), (3.50) e (3.52), torna-se possível encontrar uma expressão aproximada capaz de estimar o torque magnético, que é o torque resistivo, gerado pelo sistema eletromagnético. Então:

$$T_B = [C + A.\cos(4\omega.t)]\omega \quad (3.53)$$

Para transmissão da potência imposta na fonte motora, que no caso são os aros acoplados ao eixo principal de propulsão, é utilizado um sistema de transmissão por correias.

No sistema de transmissão projetado para o protótipo, a transmissão é utilizada para amplificar o torque resistente, ou seja, o cadeirante deve vencer, através do impulso dos aros de propulsão, um torque amplificado para iniciar o movimento. A Figura 3.35 mostra o esquema do sistema de transmissão sendo que o eixo de saída é o eixo onde está o sistema de resistência eletromagnético e o eixo de entrada é onde estão os aros de propulsão.

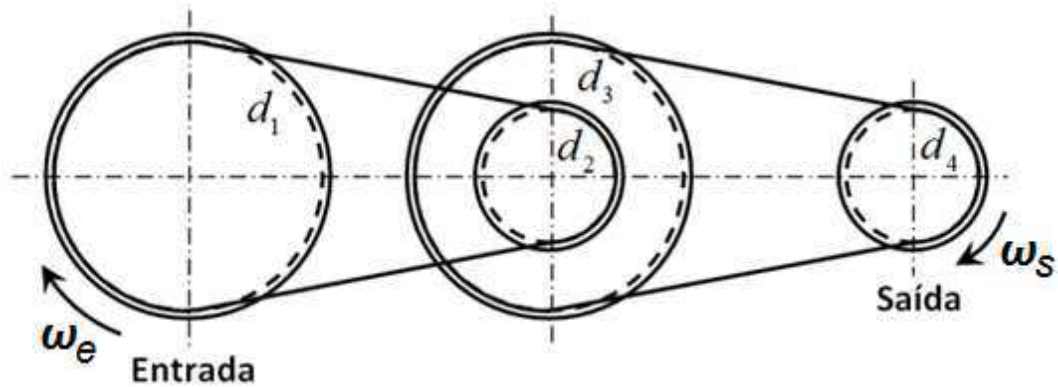


Figura 3.35 – Sistema de transmissão por correias utilizado no protótipo. Fonte: Salgado (2009).

De acordo com a Fig. 3.35, a relação de transmissão do sistema projetado é dada por:

$$i_t = \frac{\omega_s}{\omega_e} = \frac{d_1 \cdot d_3}{d_2 \cdot d_4} = \frac{T_e}{T_s} \quad (3.54)$$

onde ω_s é a rotação de saída e ω_e a rotação de entrada.

Esta análise vai permitir entender analiticamente o funcionamento do freio eletromagnético para que possam ser projetados sistemas independentes e diferenciados. No capítulo de resultados parte desta análise é feita extrapolando os níveis de torque para as forças relativas que devem ser aplicadas nos aros de propulsão, no caso, os volantes de inércia.

3.5. Projeto do Torquímetro

Como mencionado anteriormente neste capítulo, o freio eletromagnético possui oito níveis de resistência acionados por respectivos níveis de tensão. Cada nível de tensão é responsável por promover uma faixa de torque resistente e recebe uma amplificação através do sistema de transmissão por polias. Para avaliar a potência exercida pelo usuário no equipamento de acordo com o esforço que está sendo empregado, foi projetado um torquímetro para ser utilizado no ergômetro. O torquímetro em questão utiliza extensômetros formando um circuito de ponte completa de Wheatstone.

O torquímetro foi montado diretamente no eixo de propulsão do ergômetro. Neste caso quando o eixo é submetido a um torque, os planos de tensões máximos ou principais são conhecidos (HIBBELER, 2004).

Para que o projeto do torquímetro possa ser feito, é necessário saber previamente onde se encontram os planos das tensões principais no eixo. Estes planos de tensões correspondem ao posicionamento onde ocorrem a máxima e mínima tensão normal possíveis. Quando o estado plano de tensão é representado por suas tensões principais, nenhuma tensão de cisalhamento atua sobre o plano (HIBBELER, 2004). É importante que os extensômetros estejam posicionados nestes planos para que a deformação captada seja a máxima possível. Estes planos estão em planos inclinados a 45° em relação ao plano horizontal que contém a linha de centro do eixo.

Considerando um sentido de torque aplicado no eixo do protótipo, como um impulso feito pelo usuário, e ainda que no circuito da ponte completa de Wheatstone a resistência R_1 é oposta à R_3 e R_2 oposta à R_4 , e com os extensômetros instalados em posições opostas na superfície do eixo, tem-se que,

$$\varepsilon_1 = \varepsilon_3 \quad , \quad \varepsilon_2 = \varepsilon_4 \quad (3.55)$$

onde ε_1 , ε_2 , ε_3 e ε_4 são as deformações longitudinais em cada extensômetro. Da resistência dos materiais (POPOV, 1978), tem-se que,

$$\varepsilon_\phi = \left(\frac{\varepsilon_1 + \varepsilon_2}{2} \right) + \left(\frac{\varepsilon_1 - \varepsilon_2}{2} \right) \cos 2\phi \quad (3.56)$$

$$\gamma_\phi = (\varepsilon_1 - \varepsilon_2) \sin 2\phi \quad (3.57)$$

sendo que ϕ é o ângulo de torção, ε_ϕ é a deformação angular e γ_ϕ é a distorção angular com relação a ϕ . Considerando que na condição de tensão máxima e mínima para os planos principais em um eixo sob torção tem-se,

$$\varepsilon_\phi = \frac{\varepsilon_1 + \varepsilon_2}{2} \quad (3.58)$$

e

$$\gamma_\phi = \varepsilon_1 - \varepsilon_2 \quad (3.59)$$

conclui-se que o termo da Eq. (3.56) que contém $\cos(2\phi)$ deve ser igual a zero e o termo $\sin(2\phi)$ da Eq. (3.57) deve ser igual a 1. Portanto, para que esta condição ocorra, os planos principais devem estar a 45° com relação à linha de centro do eixo.

Os extensômetros para montagem de ponte de Wheatstone e, conseqüentemente, do torquímetro, devem ser fixados com uma inclinação de 45° em relação a linha de centro do eixo. O eixo em questão é formado por dois diâmetros diferentes, conforme já mencionado, e, portanto foi escolhido o lado que possui menor diâmetro, 17 mm, para receber o torquímetro. Esta instalação também será feita no ponto mais distante possível da fonte de torque resistente. A Figura 3.36 mostra a representação da montagem dos extensômetros e a ligação dos terminais dos mesmos para formação da ponte de Wheatstone como apresentada na Fig. 3.14.

Segundo a resistência dos materiais (POPOV, 1978), as relações entre as tensões principais e a tensão cisalhante máxima em um ponto específico de uma barra são dadas por:

$$\sigma_1 = \frac{T.c}{I_P} \quad (3.60)$$

$$\sigma_2 = \frac{-T.c}{I_P} \quad (3.61)$$

$$\tau_{máx} = \frac{T.c}{I_P} \quad (3.62)$$

onde $\tau_{máx}$ é a tensão cisalhante máxima, T é o torque aplicado ao eixo, I_P é o momento de inércia e c é a posição da fibra analisada. Na Figura 3.37 podem ser vistas as direções das

tensões principais e da tensão cisalhante máxima para o eixo em questão, bem como o efeito do eixo submetido a uma deformação angular elementar ($d\phi$).

A partir da Fig. 3.37(b), pode-se relacionar a distorção angular máxima, $\gamma_{m\acute{a}x}$, com a distorção angular elementar, ou seja,

$$\gamma_{m\acute{a}x}dx = d\phi \cdot c \quad (3.63)$$

A distorção angular (ϕ) na seção AB de comprimento L será então:

$$\phi = \int_A^B \frac{T}{I_P \cdot G} dx = \frac{T \cdot L}{I_P \cdot G} \quad (3.64)$$

onde G é o módulo de elasticidade transversal e L é o comprimento relativo do eixo onde a distorção angular é medida, ou seja, a distância de onde o eixo sofrerá o torque resistivo até os extensômetros.

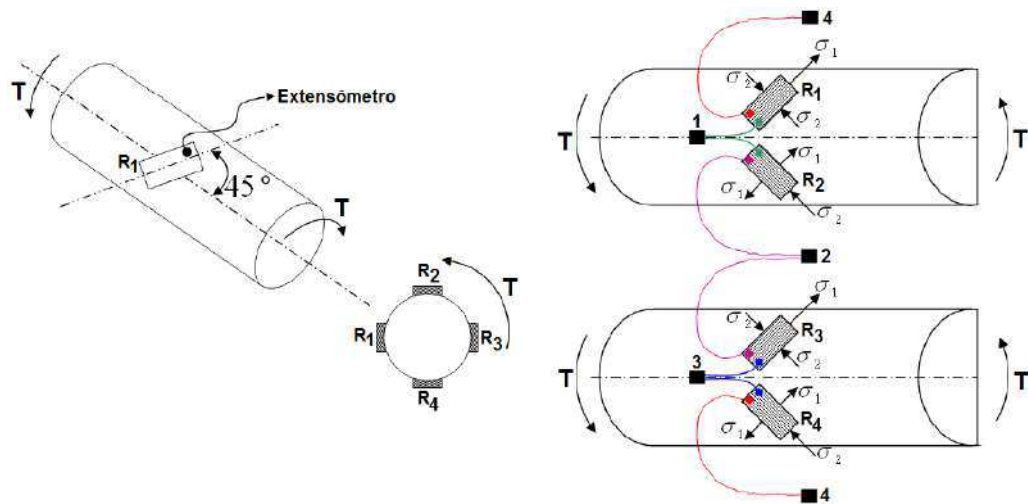


Figura 3.36 – Esquema de montagem dos extensômetros no eixo e ligação dos terminais.
Fonte: Salgado (2009).

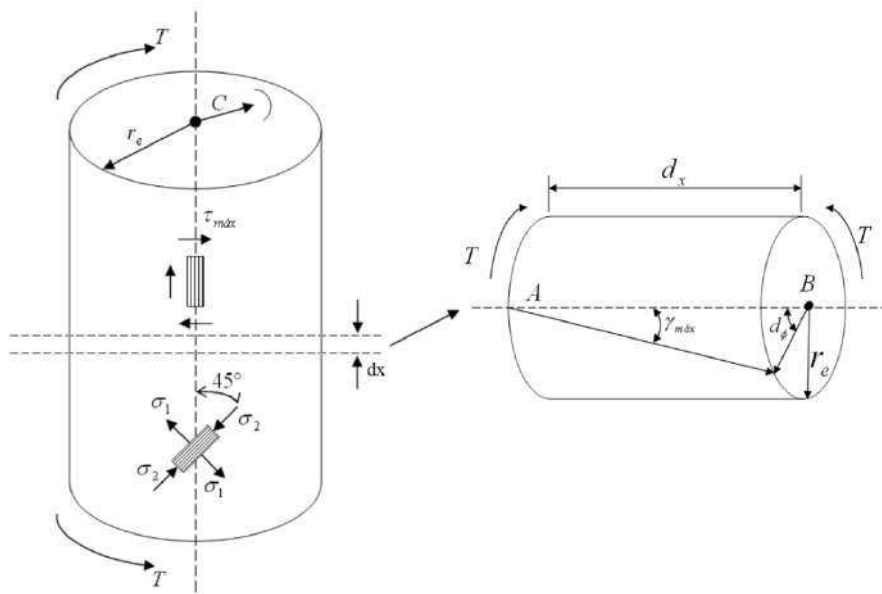


Figura 3.37 – (a) Direção das tensões principais e da tensão cisalhante em um eixo submetido à torção. (b) Eixo submetido à deformação angular elementar. Fonte: Salgado (2009).

Partindo das Eq. (3.63) e (3.64) e da Fig. 3.37, pode-se dizer que a distorção angular é aproximadamente a distorção angular máxima, que por sua vez pode ser relacionada através do comprimento relativo dividido pelo raio do eixo, r_e . Ou seja,

$$\phi \cong \gamma_{m\acute{a}x} \left(\frac{L}{r_e} \right) \quad (3.65)$$

Segundo a lei de Hooke para cisalhamento puro:

$$\tau_{m\acute{a}x} = G \cdot \gamma_{m\acute{a}x} \quad (3.66)$$

Combinando as Eq. (3.64), (3.65) e (3.66), descreve-se a distorção angular máxima para a superfície externa do eixo. Logo,

$$\gamma_{m\acute{a}x} = \frac{T}{I_P \cdot G} r_e \quad (3.67)$$

$$\tau_{m\acute{a}x} = \frac{T \cdot r_e}{I_P} \quad (3.68)$$

A partir da Eq. (3.68) e considerando que o limite de escoamento no cisalhamento, S_{Sy} , seja igual à máxima tensão cisalhante e que, por sua vez, o limite de escoamento no cisalhamento seja aproximadamente a metade do limite de escoamento na tração, S_y , pode-se escrever que,

$$\tau_{m\acute{a}x} = S_{Sy} \cong \frac{S_y}{2} = \frac{T.r_e}{I_P} \quad (3.69)$$

E, portanto, o torque máximo pode ser estimado por:

$$T = \frac{I_P \cdot S_y}{2 \cdot r_e} \quad (3.70)$$

3.5.1. Calibração estática do torquímetro

O torquímetro foi inicialmente balanceado e ajustado no módulo AC2122 da Lynx utilizado anteriormente seguindo a mesma configuração apresentada na Figura 3.18, para ajuste do melhor ganho para o sistema. Posteriormente, foi pensado em utilizar uma placa de alimentação e amplificação do sinal dedicada, da mesma maneira que foi aplicada na célula de carga, apenas trocando o valor do ganho, visto que para esta situação o ganho ajustado foi de 1000 vezes. A montagem do circuito foi então refeita no protoboard para testes do ganho e da estabilidade do sinal, mas ao contrário do ocorrido com a célula de carga, o sinal gerado apresentou-se bastante instável e não foi possível encontrar uma solução que pudesse estabilizá-lo. Foi então utilizado um sistema para ponte da empresa Sodmex presente no laboratório. A Figura 3.38 mostra o painel do sistema utilizado e as ligações feitas em sua parte traseira.



Figura 3.38 – Sistema para ponte da empresa Sodmex, modelo PEB-1350, e as ligações feitas no painel traseiro.

Na Figura 3.38, os terminais S1 e S2 correspondem, respectivamente, ao ponto de terra e à alimentação, e P1 e P2 são os pontos de entrada do sinal proporcional, sendo P1 o ponto positivo e P2 o negativo da ponte. O sistema foi configurado utilizando as

orientações do fabricante, tentando obter um sinal estável e com uma melhor magnitude. A alimentação escolhida foi a B, que segundo o manual corresponde a 5 V e a ponte de Wheatstone foi selecionada para o modo completo com resistências de 120 Ω . O gage factor igual a dois foi ajustado através do modo “Ajuste de Calibração” do seletor de funções e pelo potenciômetro de mesmo nome seguindo os valores da placa indicativa. Colocando o seletor de função na posição “Zero para Calibração”, a ponte foi ajustada até o valor indicado no visor ser o mais próximo de zero. O seletor de função foi então colocado na posição “Medição” e o potenciômetro “Zero” próximo ao visor ajustado até o valor indicado ficar o mais perto possível do zero. Segundo o fabricante, este procedimento necessita ser feito algumas vezes até que os valores configurados não variem mais quando ajustados entre si. Os filtros disponíveis no módulo não foram utilizados, pois não mostraram efeito no sinal. Os terminais U mostrados na Fig. 3.38 correspondem à saída em tensão do sistema que foram ligados na placa de aquisição para uso no aplicativo em LabVIEW.

Novamente foi verificado que o sinal oscilava com uma grande amplitude, em oposição ao mostrado no visor do equipamento utilizado que indicava um sinal estável. A saída dos terminais foi verificada através de um multímetro antes de entrar na placa de aquisição e foi verificada a estabilidade do sinal, como visualizado no equipamento. Foram feitos testes com as entradas da placa de aquisição e detectado que a fonte de ruído causando a instabilidade é proveniente do próprio sistema de aquisição.

Para corrigir esta instabilidade e obter um sinal estável e confiável, foram utilizados alguns recursos disponíveis no LabVIEW. O primeiro foi diminuir os limites de tensão da placa, pois segundo o fabricante melhora-se a precisão de aquisição do sinal. Como o sinal proporcional devolvido pelo módulo PEB-1350 chega apenas próximo a um volt, os limites de aquisição utilizados foram iguais a $\pm 1,25$ V que fornecem precisão igual a 1,53 mV a 25°C ou 37,5 mV na temperatura máxima de operação igual a 55°C.

Foi utilizado também um filtro do tipo Smoothing que, segundo o arquivo de ajuda, é utilizado para minimizar vazamento espectral em formas de onda truncadas. Este fenômeno ocorre quando a energia medida extrapola sua frequência e invade outras, sendo causado pela falta de um número integral de ciclos da forma de onda amostrada no período de amostragem utilizado. Este quadro descreve o tipo de sinal obtido pelo torquímetro. A solução utilizada para reduzir este vazamento espectral é multiplicar o domínio do tempo por uma função de janela (NATIONAL INSTRUMENTS, 2007). A configuração feita no bloco de filtro disponível foi, então, de um filtro em janela do tipo smoothing, utilizando médias móveis triangulares com metade da largura da janela igual a dois, resultando em largura total de amostras a cinco. Por fim, foi feita a média aritmética

do sinal filtrado com o número total de amostras por segundo, visto que a linha média de oscilação aproximava-se bem do valor indicado no módulo.

Após passar estas manipulações, o sinal apresentou um bom nível de estabilidade e um ganho, resultado em um sinal mais sensível às variações na força aplicada no aro de propulsão. Finalmente, foi então possível fazer a calibração estática do torque. O eixo foi travado internamente através de um pino atravessando a polia do sistema de transmissão e a estrutura. Um suporte para pesos foi instalado no volante mais próximo dos extensômetros.

3.6. Determinação do Torque de Impulso

Torque de impulso é aqui definido como sendo o valor mínimo de torque a ser aplicado no eixo para movimentar os aros de propulsão, ou seja, os volantes de inércia. Neste caso por causa da inércia do conjunto, em diferentes níveis de tensão, é necessário aplicar uma força mínima nos volantes de inércia para vencer os atritos e inércias do conjunto.

Esta força mínima representa o esforço necessário para que o cadeirante movimente os aros. Para obter este valor de torque uma montagem semelhante a da calibração do torque estático foi realizada, mas desta vez utilizando esferas de chumbo ao invés da haste com pesos.

O procedimento realizado foi ativar o freio eletromagnético em cada um dos níveis de resistência e preencher gradualmente o recipiente colocado no suporte com pequenas esferas de chumbo até que os aros saíssem do repouso. Quando isto acontecia, o recipiente era retirado do suporte e seu peso aferido na balança de precisão. Este peso era posteriormente somado ao peso do suporte e o torque de impulso, obtido para cada nível, finalmente calculado considerando o raio do volante onde era posicionado o peso. Os aros foram posicionados sempre na mesma posição a cada início de teste através de uma marcação feita nos mesmos e na lateral do ergômetro, sempre colocada paralela a horizontal, e do pino de travamento utilizado na calibração do torque estático.

3.7. Aplicativo Desenvolvido na Plataforma LabVIEW

Para a execução dos testes de avaliação do condicionamento físico que envolvem controlar o sistema eletromagnético de resistência, obter o peso do usuário e ter como

resposta níveis de potência, índice de fadiga e parâmetros de energia, foi desenvolvido um aplicativo em LabVIEW para realizar a interface com o usuário e executar todo o controle e aquisição necessários no sistema. Esta linguagem foi escolhida devido à facilidade de implementação não só de uma interface amigável, mas também da aquisição e manipulação dos sinais.

3.7.1. Interface

A interface desenvolvida busca ser amigável e de fácil utilização, possibilitando que os testes possam ser executados por qualquer pessoa sem conhecimento prévio do aplicativo. A Figura 3.39 mostra o fluxograma de utilização do aplicativo.

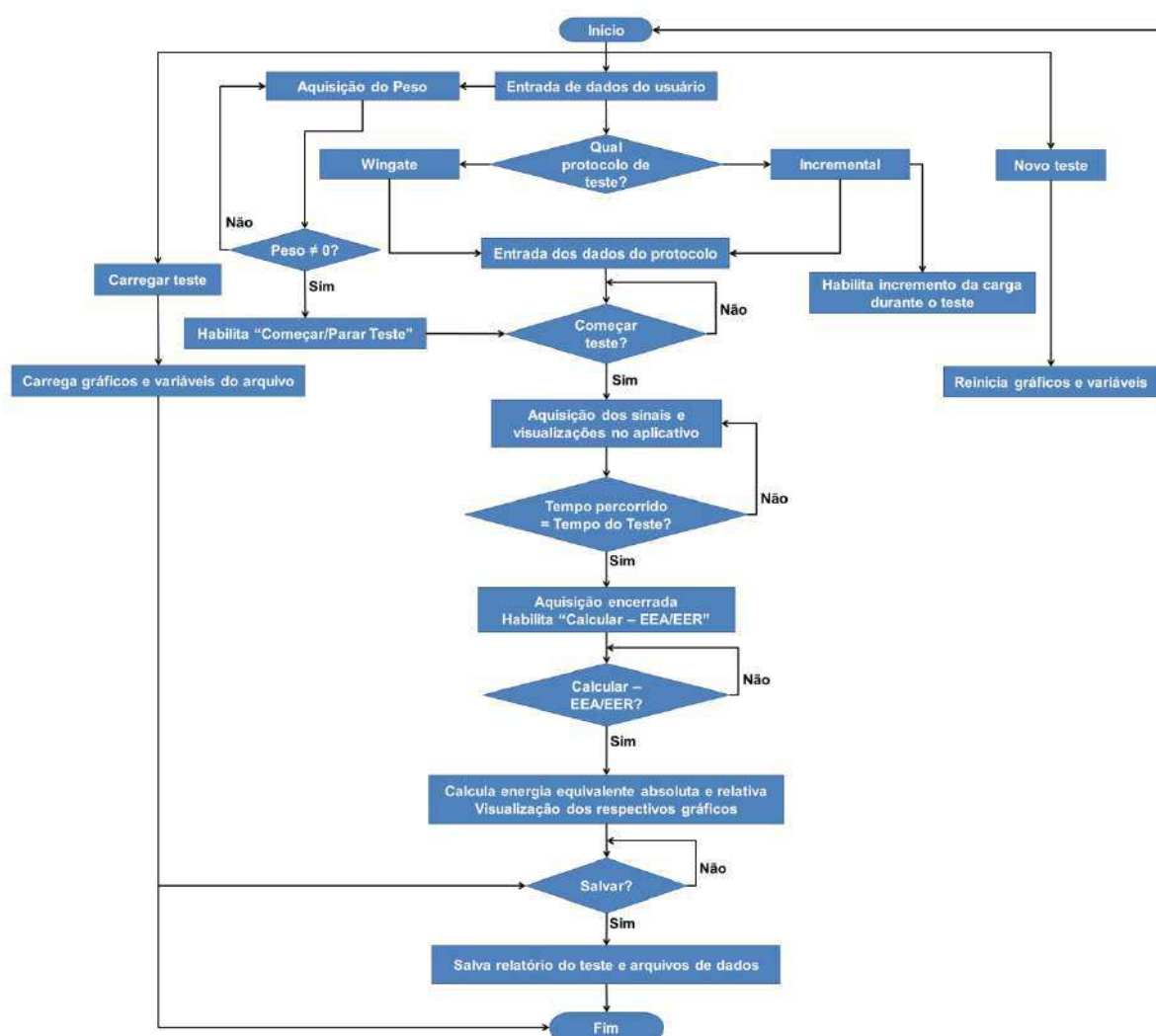


Figura 3.39 – Fluxograma de utilização do aplicativo desenvolvido em LabVIEW

O primeiro passo para início de um teste é a entrada de dados do usuário. Esta etapa é feita na aba inicial do aplicativo denominada “Dados de Entrada”. Nesta parte são

inseridos o nome do avaliado, idade, gênero, informações sobre tipo e tempo de lesão do avaliado, nome do avaliador, informação se é ou não atleta e também é feita a aquisição do peso automaticamente. Este último parâmetro representa a parte mais importante da entrada de dados do usuário pois é através do peso do mesmo que a carga ser utilizada é definida, o botão de início do teste é habilitado e a potência relativa é calculada.

Posteriormente aos dados do usuário, escolhe-se então a configuração do teste a ser aplicado. Nesta versão, a escolha fica entre o Teste de Wingate e o Teste incremental. Quando esta escolha é feita, o tempo padrão de cada teste já é carregado no seu respectivo campo no programa. O campo de carga recomendada indica a carga adequada de acordo com o peso do indivíduo a ser avaliado, podendo-se escolher no campo denominado “Carga”, para o teste de Wingate, ou “Carga Inicial”, para o teste incremental, esta carga recomendada ou outra que o avaliador julgue adequada. O tempo para amostragem do cálculo da energia também é selecionado e, por último, é ajustado o tempo para o teste, podendo permanecer a indicação do tempo decorrido do teste carregado automaticamente quando o tipo de teste é escolhido ou então ajustar outro. A Figura 3.40 mostra esta aba inicial do aplicativo.

The screenshot displays the 'Ergo1' application interface. At the top, there is a logo with a red circle and the text 'Ergo1'. Below the logo, there are two tabs: 'Dados de Entrada' (selected) and 'Controle do Teste'. A date '07/08/2012' is visible in the top right corner.

The 'Dados de Entrada' section is divided into two main parts: 'Dados do Usuário' and 'Dados do Teste'.

Dados do Usuário:

- Nome do Avaliado:** A text input field.
- Gênero:** A dropdown menu with 'Feminino' selected.
- Idade:** A text input field with '0' entered.
- Peso (kgf):** A text input field with '0' entered.
- Atleta:** A dropdown menu with 'Sim' selected.
- Tipo de lesão:** A text input field.
- Tempo de lesão:** A text input field.
- Nome do Avaliador:** A text input field.

Dados do Teste:

- Novo teste:** A green circular button.
- Carregar Teste:** A green circular button.
- Teste de Wingate:** A button.
- Teste Incremental:** A button.
- Carga recomendada:** A text input field with '0' entered.
- Carga Inicial:** A text input field with '1 (0.5 - 4.0)' entered, flanked by minus and plus buttons.
- Amostragem para Energia (s):** A text input field with '2' entered, flanked by minus and plus buttons.
- Tempo do Teste (m:s):** A text input field with '00:30' entered, flanked by minus and plus buttons.

Figura 3.40 – Tela inicial do aplicativo desenvolvido.

A próxima etapa é o início da avaliação em si na aba denominada “Controle do Teste”. Nesta fase então se inicia a avaliação através do botão “Começar/Parar Teste”. Após iniciado através do botão, a carga selecionada é carregada no sistema eletromagnético e a aquisição dos dados pelo aplicativo é iniciada. Ao longo do teste, é possível acompanhar o tempo percorrido em tempo real através de um contador com indicador gráfico e também os gráficos em tempo real da potência absoluta, potência relativa, rotação e torque. Por fim, quando o teste é encerrado, há a opção de salvar os gráficos e informações relativas à avaliação em um relatório em formato html e em arquivos de dados e configurações. Estes arquivos podem ser carregados no aplicativo em outros momentos através do botão “Carregar Teste” presente na aba inicial. No caso da realização de um novo teste, o botão “Novo Teste” na aba inicial reinicia os gráficos e variáveis para execução novamente de uma avaliação. A Figura 3.41 mostra a aba denominada “Controle do Teste”.

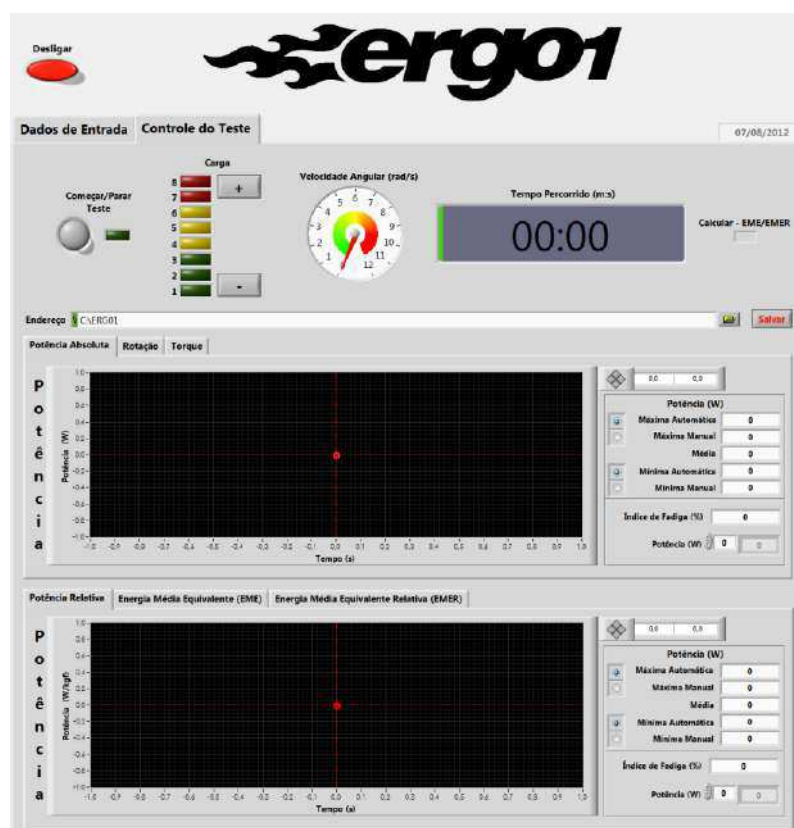


Figura 3.41 – Aba de controle do teste do aplicativo desenvolvido.

3.7.2. Aquisição de dados e processamento interno

A aquisição de dados é definida como o processo de medir um fenômeno elétrico ou físico como tensão, corrente, temperatura, pressão ou som. Quando esta é baseada em computador é feita através de uma combinação de hardware modular, software e um

computador para execução (NATIONAL INSTRUMENTS, 2011). No protótipo em questão, a interface de hardware utilizada para aquisição dos sinais é uma placa da National Instruments, modelo USB-6009 vista na Fig. 3.42, que possui 12 portas digitais de entrada e saída, oito portas analógicas de entrada e duas de saída. Para o protótipo, foram utilizadas seis portas digitais, sendo quatro para o controle do código binário do nível de carga e duas para o encoder de rotação, e quatro portas analógicas, sendo duas para o sinal proporcional da célula de carga e duas para o do torquímetro.

A aquisição do sinal de rotação para este protótipo foi alterada com relação à versão anterior. O encoder anterior possuía 20 ímãs permanentes que, a cada vez que o sensor de captura passava por dois destes ímãs consecutivamente, um Δt era calculado e utilizado para cálculo interno da velocidade angular dentro do programa. Este cálculo executado era o perímetro de $1/20$ da circunferência dividido pelo Δt , resultando na velocidade linear, e o resultado novamente dividido pelo raio da circunferência dos ímãs, resultando na velocidade angular. O motivo da modificação foi que este cálculo dependia de que o sinal de todos os 20 ímãs fosse capturado para que o valor correto de velocidade pudesse ser calculado. Quando os aros estão em velocidade compatível com um teste executado por um usuário nem todos os sinais são capturados, o que termina por causar uma estimativa errada da velocidade. Buscando melhorar a taxa de captura do sinal e, conseqüentemente, reduzir este erro, o número de ímãs foi reduzido para apenas quatro posicionados a cada 90° e o cálculo modificado para $2\pi/4$ dividido pelo Δt , que é calculado internamente a cada leitura de passagem por um ímã. Com a diminuição dos sensores, o sistema passou a conseguir detectar melhor o sensor e estimar a velocidade angular com erros menores.



Figura 3.42 – Placa de aquisição NI USB-6009.

Disponível em: <<http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/pt/nid/201987>>. Acessado em: 11 de agosto de 2012.

3.8. Ajuste da Velocidade Angular

Com o ajuste da aquisição da velocidade funcionando de maneira correta, foram feitos alguns testes com a aquisição completa de todos os sinais. Notou-se que quando a aquisição em tempo real do torque é adicionada ao sistema, a rotação passa a exibir valores inconsistentes. Para verificar esta inconsistência um tacômetro foi utilizado juntamente com um motor de indução ligado a um inversor de frequência como fonte controlável para a aferição da velocidade angular. Os dados para os equipamentos utilizados podem ser vistos nas Tab. 3.6 e 3.7.

Tabela 3.6 – Dados do motor W22 Plus da fabricante Weg e do inversor de frequência PowerFlex 753 da fabricante Allen-Bradley.

	W22 Plus	PowerFlex 753
Potência	3 HP	5 HP
Rotação	1735 RPM	-
Tensão	220 V/ 380 V	380 V
Corrente	8,18 A/ 4,47 A	8,7 A
Fator de serviço	1,15	-

Tabela 3.7 – Dados do tacômetro ótico com mira laser e contato TD-713 da fabricante Instrutherm.

Escala (RPM)	2,5 a 99,999 RPM
Resolução (RPM)	0,1 (2,5 a 999,9 RPM)
Precisão	±0,05% + 1 dígito
Tempo de amostragem (s)	1 (≥ 60 RPM)
Distância de detecção (mm)	50 a 500
Temperatura de operação (°C)	0 a 50

O procedimento utilizado para aferição foi variar a velocidade angular começando em 10 RPM e aumentando-a em incrementos de 10 RPM até atingir 70 RPM, fazendo a aquisição simultânea em intervalos de tempo específicos da velocidade angular no tacômetro e no aplicativo desenvolvido. Este procedimento foi feito para cada nível de resistência do freio eletromagnético, sendo que para cada rotação foram efetuadas três repetições.

Como o torque do motor é de aproximadamente 12 N.m, ou seja, próximo do limite necessário para tirar o sistema da condição inercial de repouso, e as rotações para ajuste

do torque dinâmico são baixas, pois foram escolhidas para ficarem dentro de uma faixa de trabalho próxima a de um cadeirante impulsionando os aros, foi necessário adicionar um sistema de redução que ampliasse o torque e reduzisse a rotação de saída para evitar superaquecimento do motor e trabalhar com um torque mais efetivo. O sistema redutor escolhido é um sem-fim/corona com relação de 1:10.

O inversor foi configurado para trabalhar com uma alimentação trifásica de 220 V. Esta mudança fez com que sua potência fosse reduzida para 2,88 HP. Como o motor não será utilizado com potência máxima e a carga a ser aplicada nos aros é relativamente pequena comparada com os níveis de potência fornecidos, não há problemas em fazer esta troca. Para operar em modo trifásico 220 V, os polos do motor foram ligados na configuração delta conforme indicação da placa do motor.

O tacômetro foi utilizado no modo de medição por laser. Para isso, quadrados de aproximadamente 12 mm de fita reflexiva foram fixados no aro distantes 90° entre si. Segundo o fabricante, quando utilizado mais de um quadrado de fita reflexiva, o valor indicado no visor do tacômetro deve ser dividido pelo número de fitas para obtenção do valor real de rotação. A montagem experimental realizada pode ser vista na Fig. 3.43.



Figura 3.43 – Montagem para aferição da velocidade.

Foi constatado que os dados adquiridos realmente não representam o valor real da velocidade angular e não podem ser ajustados através de uma função para tentar corrigir o erro. A conclusão obtida é que a placa de aquisição utilizada não suporta todas as operações de troca de dados e controle em tempo real requeridas.

A escolha feita foi deixar de lado a aquisição do sinal do torque em tempo real e passar a utilizar curvas de ajustes que relacionem a rotação imposta nos aros com o torque. Para garantir que a rotação adquirida pelo sistema de aquisição está agora dentro de limites aceitáveis de erro, foi feita novamente a aferição do sistema.

3.9. Ajuste do Torque Dinâmico

Como não foi possível realizar a aquisição do sinal do torque em tempo real para avaliar os parâmetros de desempenho do usuário, torna-se necessário ajustar uma curva de torque, em função da velocidade dos aros de propulsão, que descreva o comportamento do torque do usuário ao longo do teste, possibilitando assim os cálculos de potência e energia desenvolvidos por cada cadeirante.

A montagem experimental utilizada para esta calibração é a mesma da Fig. 3.43. O procedimento utilizado consistiu em fazer a aquisição da curva de torque para rotações indo de 10 a 70 RPM com variação de 10 RPM entre cada nível. Para cada rotação, três testes com duração de 35 segundos foram feitos. As curvas de torque foram adquiridas no aplicativo LabVIEW, suprimindo a aquisição da velocidade para evitar a sobrecarga da placa de aquisição e captura de valores errôneos. A velocidade angular foi medida no tacômetro, sendo que sua leitura foi feita a cada 5 segundos. Ao final dos testes, a curva de ajuste relacionando a velocidade angular com o torque para cada nível pode então ser obtida.

3.10. Protocolos de Avaliação Física

Como visto na revisão da literatura, dois protocolos que se destacam para avaliação do condicionamento físico e treinamento são o de Wingate e o incremental. O primeiro foi desenvolvido na década de 1970 em Israel. Este protocolo possui duração de 30 segundos onde o usuário a ser testado deve vencer uma resistência fixa executando o máximo esforço possível. Devido a essa característica, este protocolo busca avaliar o condicionamento físico através do desempenho anaeróbio do indivíduo.

Já os protocolos incrementais buscam avaliar o condicionamento físico através do desempenho aeróbio do atleta. Normalmente, busca-se manter um determinado ritmo de exercício enquanto a resistência imposta ao usuário aumenta gradativamente em determinados intervalos de tempo, sendo que o teste termina quando o indivíduo não consegue mais manter o ritmo determinado. Por conta disso, cada programa de

treinamento ou avaliação do condicionamento estabelece seus tempos de incremento e níveis de carga.

Para avaliação dos resultados dos testes, são utilizados parâmetros como potência absoluta, potência relativa, energia média equivalente, energia média equivalente relativa e índice de fadiga, além de ser possível obter também através do aplicativo as curvas de torque e velocidade angular.

O cálculo da energia já foi anteriormente apresentado no trabalho de Salgado (2009), mas neste era denominada de energia equivalente absoluta e energia equivalente relativa. Ela é calculada como a área embaixo da curva de potência para um determinado intervalo de tempo. Para realizar esta estimativa é utilizada a regra do trapézio (KREYSZIG, 1993), ou seja,

$$EME = \int_a^b f(x)dx \cong h \left[\frac{1}{2}f(a) + f(x_1) + f(x_2) + \dots + f(x_{n-1}) + \frac{1}{2}f(b) \right] \quad (3.71)$$

onde,

$$h = \frac{(b - a)}{n} \quad (3.72)$$

sendo que n é o número de pontos, a é o limite inferior e b é o limite superior do intervalo. A energia média equivalente relativa é estimada através da EME dividida pelo peso do usuário. Este cálculo, assim como a potência relativa que segue o mesmo princípio, é efetuado para que seja possível comparar os resultados entre os usuários.

O cálculo do índice de fadiga percentual é estimado através da expressão:

$$IF (\%) = \frac{(Pot_{m\acute{a}x} - Pot_{m\acute{i}n})}{Pot_{m\acute{a}x}} . 100 \quad (3.73)$$

onde $Pot_{m\acute{a}x}$ é a potência máxima alcançada no teste e $Pot_{m\acute{i}n}$ a potência mínima, podendo ser aplicado tanto para a potência absoluta quanto para a potência relativa.

3.10.1. Protocolo de Wingate

O procedimento adotado para realização do teste de Wingate foi o seguinte:

- Medição da pressão arterial inicial;
- Dois minutos de aquecimento no ergômetro sem utilizar carga resistente;

- Execução do teste em si com duração de 30 segundos em um nível de resistência fixa determinada através de uma relação com o peso do usuário;
- Acompanhamento da frequência cardíaca a cada 15 segundos, a contar do início do início da aplicação do protocolo com a carga e durante dois minutos após o final da aplicação da mesma;
- Medição da pressão arterial final.

3.10.2. Protocolo incremental

Para o teste incremental foi adotado o seguinte procedimento:

- Medição da pressão arterial inicial;
- Aquecimento de dois minutos impulsionando os aros sem carga resistente;
- Início do teste em si na carga mínima do ergômetro, com incremento unitário da mesma a cada 2 minutos;
- Acompanhamento da frequência cardíaca a cada 2 minutos a partir da aplicação da carga e a cada 30 segundos após encerramento do teste;
- Medição da pressão arterial final.

O ritmo a ser mantido é de 35 a 40 RPM para usuários do sexo masculino e 25 a 30 RPM para usuários do sexo feminino. Para que o usuário acompanhe seu ritmo de propulsão, há um mostrador da velocidade angular na tela de controle do teste do aplicativo

CAPÍTULO IV

RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1. Projeto Estrutural – Análise por Elementos Finitos

A avaliação do projeto estrutural foi feita através das análises do campo de deslocamentos e tensões de Von Mises. Como a estrutura do assento é móvel, o que influencia na distribuição na estrutura da força aplicada, foram feitas três simulações sendo uma para a posição mínima do assento, uma para a média e outra para a máxima. Os resultados podem ser vistos na Tab. 4.1 e nas Fig. 4.1 até 4.6.

Tabela 4.1 – Dados dos resultados das três simulações.

	Deslocamento Resultante (mm)	Tensão de Von Mises (MPa)
Posição Mínima	0,118	15,51
Posição Média	0,173	16,76
Posição Máxima	0,119	18,86

Considerando um coeficiente de segurança de três vezes com relação a maior tensão a que a estrutura foi submetida, encontrada para a posição do assento no curso máximo, obtém-se um valor igual a 56,6 MPa para a tensão de Von Mises, o que ainda é bem menor que o limite de escoamento para o alumínio da ordem de 280 MPa. Portanto, conclui-se que a estrutura projetada para o ergômetro suporta as condições de carga de projeto.

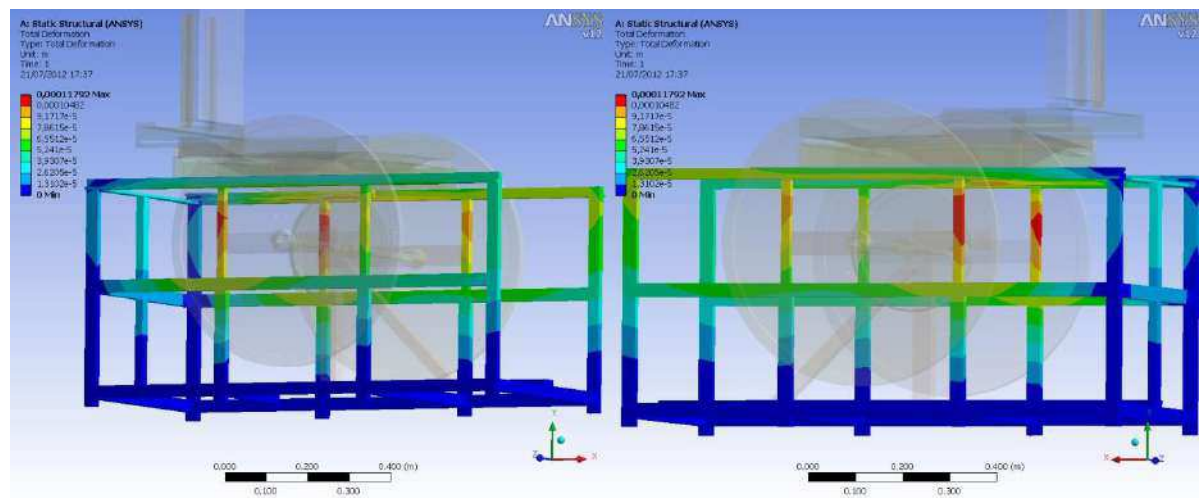


Figura 4.1 – Deslocamento resultante para o assento na posição mínima.

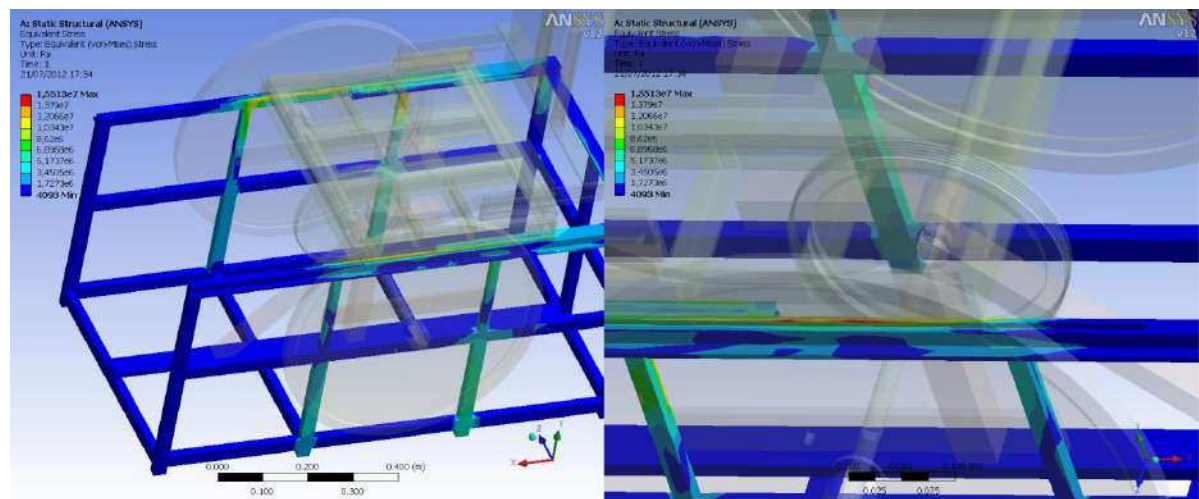


Figura 4.2 – Tensão de Von Mises para assento na posição mínima.

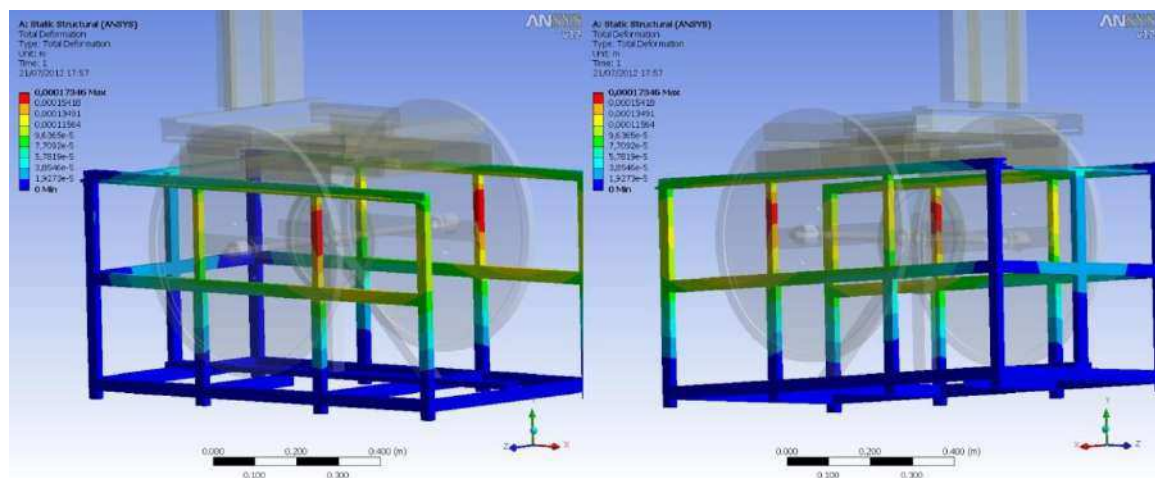


Figura 4.3 – Deslocamento resultante para assento na posição média.

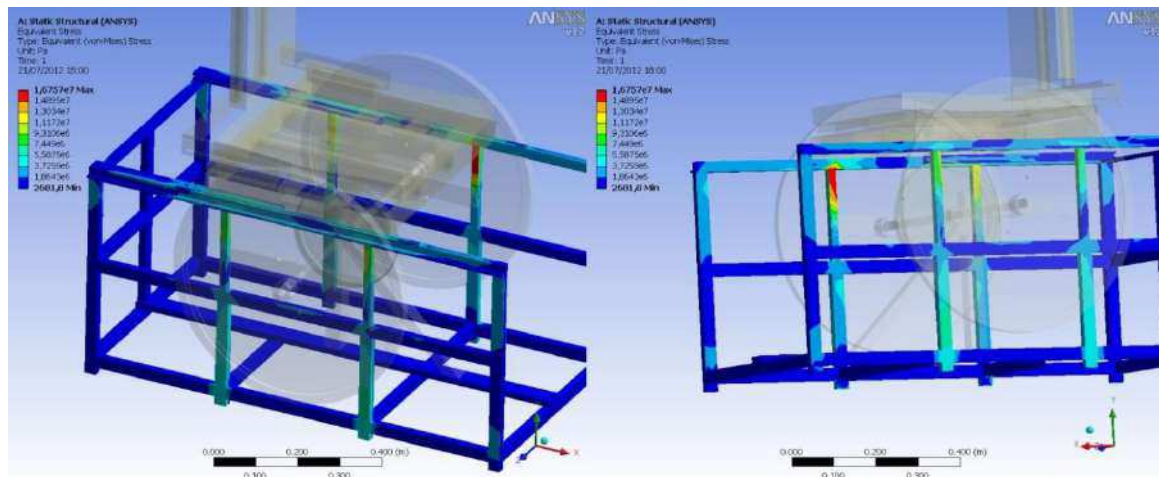


Figura 4.4 – Tensão de Von Mises para assento na posição média.

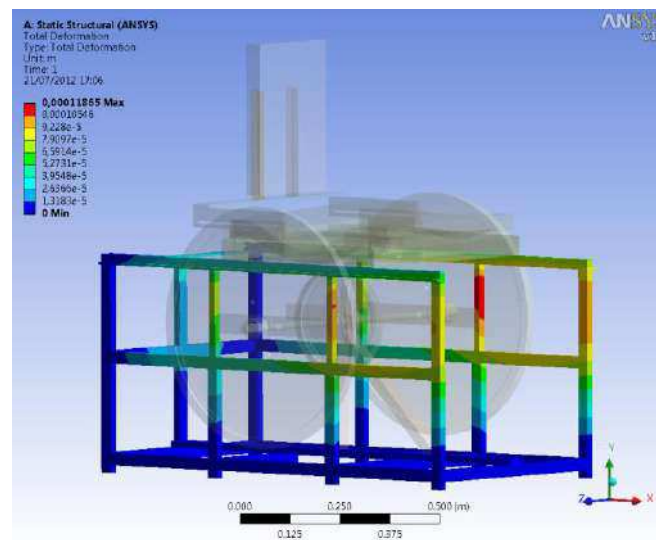


Figura 4.5 – Deslocamento resultante para o assento na posição máxima.

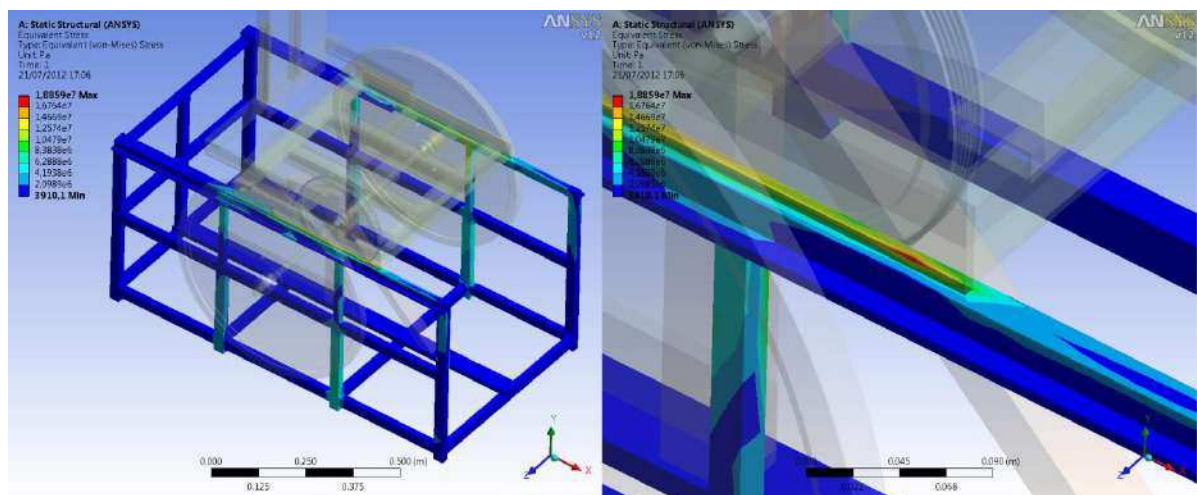


Figura 4.6 – Tensão de Von Mises para assento na posição máxima.

4.2. Dimensionamento e Construção dos Volantes de Inércia

Para o dimensionamento do volante foram utilizadas velocidades angulares de referência dos ensaios realizados no primeiro protótipo do ergômetro obtidos dos trabalhos de Novais (2009) e Salgado (2009). O valor utilizado corresponde à média das velocidades angulares máximas atingidas nos testes realizados no protótipo ERG-CR09. Os valores adotados a partir deste estudo são apresentados na Tab. 4.2.

Tabela 4.2 – Dados para cálculo do momento de inércia.

E_k (J)	ω (rad/s)	C_f
10	10,5	0,2

Utilizando os dados da Tab. 4.2 e aplicando-os na Eq. (3.14), obteve-se um valor de 0,453 kg.m² para o momento de inércia. Considerando um disco de aço de 10 mm de espessura e utilizando dois volantes de inércia, montando-os um de cada lado do eixo de transmissão, e entrando com estes dados na Eq. (3.4), obtêm-se um raio externo de 207 mm e um raio interno de 10 mm para cada volante. Como o raio interno é pequeno e próximo ao valor do raio do eixo, foram adotados os valores de raio do eixo que são 9,5 mm para um lado e 8,5 mm para o outro lado, pois o eixo é na verdade formado por duas partes que se encaixam no mancal de rolamento central do sistema de resistência. Os volantes projetados podem ser vistos na Fig. 4.7 instalados na estrutura do ergômetro e com o aro de propulsão fixado nos mesmos.



Figura 4.7 – Volantes projetados e instalados na estrutura do ergômetro.

Após alguns testes iniciais do novo protótipo, foi notado que estes volantes projetados não conseguiram atender ao objetivo proposto. Apesar de conseguir amenizar os picos de torque e a variação de velocidade, o nível desejado de otimização dos picos não foi alcançado, principalmente nos níveis mais altos de resistência. Decidiu-se então por projetar um novo volante que se aproximasse do objetivo proposto.

Para aumentar os volantes, devido às especificações da estrutura, torna-se necessário modificar os aros de propulsão, pois o diâmetro dos volantes será maior. Pensando nisso, a alternativa proposta e executada foi projetar um volante composto de um disco sólido em conjunto com um anel externo de maior espessura, para que assim este anel torne-se o próprio local de propulsão.

Para o projeto, o equacionamento demonstrado anteriormente precisa ser alterado. O trabalho de EL-Naggar e Kholeif (2011) apresenta o equacionamento necessário para projeto de um volante composto por disco sólido e anel concêntricos. A equação para o momento de inércia em questão é:

$$I_V = \frac{1}{2}m_D r_D^2 + \frac{1}{2}m_A(r_o^2 + r_i^2) \quad (4.1)$$

onde m_D é a massa do disco sólido, m_A é a massa do anel, r_D é o raio do disco sólido, r_o é o raio externo do anel e r_i é o raio interno do anel. A equação que descreve a nova massa do volante será,

$$m = \pi \frac{\gamma}{g} r_D^2 t_e + \pi \frac{\gamma}{g} (r_o^2 - r_i^2) b_a \quad (4.2)$$

onde t_e é a espessura do disco sólido e b_a é a espessura do anel. Das Equações (4.1) e (4.2), tem-se a expressão final para o momento de inércia:

$$I_V = \frac{\pi \gamma}{2g} [r_D^4 t_e + (r_o^4 - r_i^4) b_a] \quad (4.3)$$

Um dos parâmetros que podem ser alterados para aumentar o volante é o coeficiente de flutuação. Neste caso, quanto menor for seu valor maior terá que ser o volante (NORTON, 2004). A Tabela 4.3 contém os dados para cálculo do momento de inércia adotando um novo valor para o coeficiente de flutuação.

Tabela 4.3 – Dados para cálculo do momento de inércia do segundo volante.

E_k (J)	ω (rad/s)	C_f
10	10,5	0,05

Aplicando os dados da Tab. 4.3 na Eq. (3.14), encontra-se o novo valor do momento de inércia igual a 1,81 kg.m². Uma vez que o volante em sua nova configuração será também a peça onde o usuário aplicará o impulso, foram adotados alguns parâmetros como diâmetro externo do anel igual a 610 mm; diâmetro interno do anel, que é também o diâmetro do disco sólido, igual a 560 mm e espessura do anel igual a 25 mm. Feitas estas considerações a espessura do disco sólido deve ser, portanto, menor que 25 mm. Reescrevendo então a Eq. (4.1) a partir destes parâmetros tem-se:

$$\frac{2gl_v}{\pi\gamma} = r_i^4 t_e + (r_o^4 - r_i^4) b_a \quad (4.4)$$

Por fim, aplicando na Eq. (4.4) os valores adotados mencionados anteriormente, encontra-se o valor da espessura t do disco sólido igual a 14 mm. O novo par de volantes projetado pode ser visto, já instalado no eixo do ergômetro, na Fig. 4.8.



Figura 4.8 – Novo volante instalado no ergômetro.

4.3. Construção e Montagem do Protótipo

A nova estrutura foi construída em alumínio, como já mencionado anteriormente, com perfis de 30 mm por 20 mm, barras quadradas maciças de 20 mm e uma barra chata de 20 mm por 5 mm na face superior onde o sistema de trilhos do ajuste do assento fica posicionado. Os perfis, as barras quadradas e a barra chata foram soldados, resultando na estrutura que pode ser vista na Fig. 4.9.



Figura 4.9 – Estrutura fabricada em alumínio com trilho de ajuste do assento posicionado para futura instalação.

Como visto na Fig. 4.9, os trilhos de ajuste do posicionamento do assento são instalados na face superior da estrutura em cima da barra chata. Estes trilhos são fixados na estrutura através de parafusos, assim como a barra que suporta o sistema de resistência eletromagnético. Esta é feita também de uma barra sólida de alumínio de 30 mm por 13 mm.

A estrutura do assento foi feita com os mesmos perfis mencionados acima unidos por solda. As barras laterais que correm nos trilhos de ajuste da estrutura base do ergômetro foram fixadas através de parafusos, assim como os apoios para os pés que são instalados na estrutura base do assento. As duas partes que formam a estrutura do assento podem ser vistas na Fig. 4.10.



Figura 4.10 – (a) Base do assento com célula de carga instalada (b) Parte superior da estrutura a ser fixada na célula de carga.

Na montagem parcial do ergômetro, apresentada na Fig. 4.11, notou-se que o sistema eletromagnético de resistência estava posicionado de maneira errada no projeto feito e era necessário inverter a direção do equipamento. Ao fazer esta inversão para manter o sentido do torque de frenagem no sentido correto, foi necessário cortar uma das barras transversais da base da estrutura para acomodar uma das polias do sistema de transmissão de potência.

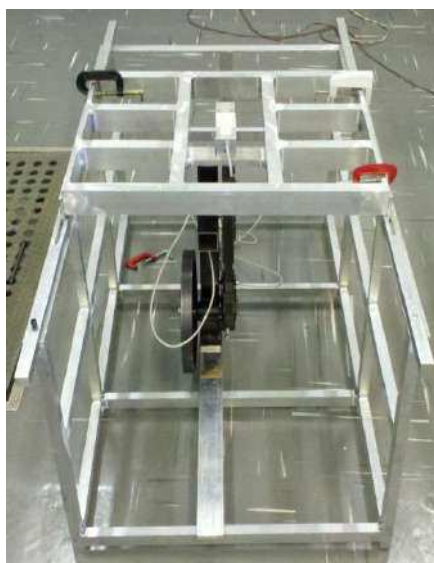


Figura 4.11 – Montagem parcial do assento na estrutura base com posicionamento do sistema de resistência eletromagnético.

Para montagem do eixo no sistema de resistência e posicionamento de ambos no ergômetro, foi necessário adicionar dois mancais de rolamentos posicionados um em cada lateral da estrutura. O eixo na verdade é formado por duas partes independentes, uma de 19 mm de diâmetro e outra de 17 mm de diâmetro, que se encaixam no mancal central do

sistema de resistência eletromagnético através de roscas no mancal e na ponta de cada eixo.

Outro ajuste necessário foi a inclusão de um pino no mancal de rolamento central do sistema de resistência para melhor travamento do eixo, pois como o encaixe destas partes é feita por rosca e o sentido do freio teve de ser invertido, o esforço de propulsão do usuário combinado com o torque de frenagem terminaria por desencaixar o sistema.

Após estas correções e da montagem de teste da estrutura do encosto ajustável, fabricada com perfis já descritos e também fixada por parafusos na estrutura inferior do assento, todas as peças foram enviadas para pintura e trabalho de acabamento. A primeira parte da montagem final do ergômetro utilizando o primeiro par de volantes de inércia, posicionados através de chavetas no eixo e roscas no mesmo, pode ser vista na Fig. 4.12. Posteriormente o protótipo recebeu mais uma etapa de acabamento, adicionando chapas metálicas para fechar o equipamento e o estofamento do assento.



Figura 4.12 – Módulo de resistência eletromagnética, assento e encosto montados na estrutura base do ergômetro com primeiro volante projetado.

Foi feita também a adição de um cinto de segurança que foi instalado na estrutura do encosto. Este item fez-se necessário devido à falta de sustentação do tronco que alguns usuários com lesão medular enfrentam. O cinto escolhido para o protótipo sustenta o cadeirante através do cruzamento das tiras sobre o peito do mesmo, contendo regulagens de altura das tiras e posicionamento das partes acolchoadas e da fivela de fixação.

O apoio para os pés foi modificado com relação ao protótipo anterior, pois na ficha de avaliação respondida pelos usuários este foi um dos itens apontados como incômodo. O suporte anterior era uma chapa acolchoada como o assento que podia se deslocar para

diferentes angulações pré-determinadas. Como esta escolha não foi bem avaliada pelos cadeirantes, o suporte foi trocado neste protótipo para o mesmo tipo de suporte de uma cadeira de rodas, com apenas uma posição fixa, sendo que há a possibilidade de recolher os apoios caso o cadeirante assim queira.

Internamente, foi instalada uma placa de madeirite em um dos vãos ao lado do sistema de resistência para sustentação das placas eletrônicas de controle do freio e célula de carga. Os aros de propulsão foram finalmente fixados nos volantes e a estrutura base recebeu um par de rodinhas e pés de borracha para facilitar a movimentação do equipamento e evitar que o mesmo deslize durante a avaliação de condicionamento físico. Esta montagem do protótipo pode ser visualizada na Fig. 4.13.



Figura 4.13 – Montagem completa do protótipo.

Na Figura 4.14 apresentada a seguir, os sistemas de ajustes mencionados anteriormente para posicionamento do assento e do encosto podem ser visualizados com maior detalhe. Estes ajustes foram incluídos no projeto para permitir que o cadeirante se posicione de uma maneira mais efetiva e confortável com relação aos aros de propulsão, pois, como já mencionado neste trabalho através de estudos feitos por outros autores, este é um fator que influencia na eficiência do gesto motor.



Figura 4.14 – Sistema de ajuste da posição do assento e do encosto.

Conforme apresentado na seção sobre o projeto do volante, este primeiro par visto na Fig. 4.13 não atingiu o nível de otimização de picos esperado e foi substituído por um novo par. A Figura 4.15 apresenta o estágio final da montagem estrutural do protótipo. Nesta nova configuração, a parte superior dos volantes fazem o papel dos aros de propulsão, como já mencionado anteriormente.



Figura 4.15 – Montagem final da estrutura do novo protótipo, ERGO1.

4.4. Sistema de Aquisição do Peso do Cadeirante – Fabricação e Testes

Como visto anteriormente, foi alcançada uma configuração para o circuito da célula de carga que produz um sinal estabilizado satisfatório. Este circuito foi mostrado na Fig. 3.26 e sua respectiva placa nas Fig. 3.27 e 3.28, sendo fabricada através de uma máquina CNC

específica para este fim. Com a nova placa conectada no sistema de aquisição foi possível realizar a calibração para o novo sistema. O aplicativo de controle foi modificado para fazer a aquisição do peso apenas quando um botão dedicado para esta função é pressionado. A calibração foi feita novamente em dois ciclos de carga e descarga, com três pontos para cada peso e o gráfico então foi feito a partir do valor do peso e da média das três tensões. Os dados para o primeiro ciclo podem ser vistos nas Tab. 4.4 e 4.5 e os respectivos gráficos nas Fig. 4.16 e 4.17.

Tabela 4.4 – Primeira carga para calibração da placa fabricada.

Tensão (V)				Massa (kg)
Medição 1	Medição 2	Medição 3	Média	
0,0039	0,0014	0,0090	0,0048	0
0,0422	0,0472	0,0549	0,0481	5,1
0,0906	0,0956	0,0931	0,0931	10,0
0,1746	0,1823	0,1874	0,1814	20,1
0,3071	0,3122	0,3173	0,3122	35,0
0,4421	0,4497	0,4446	0,4455	49,6
0,5873	0,5898	0,5975	0,5915	64,4
0,7503	0,7478	0,7427	0,7469	79,3
0,9006	0,8930	0,9032	0,8989	93,9
1,0968	1,0917	1,1044	1,0976	112,8

Tabela 4.5 – Primeira descarga para calibração da placa fabricada.

Tensão (V)				Massa (kg)
Medição 1	Medição 2	Medição 3	Média	
0,0065	0,0065	0,0014	0,0048	0
0,0523	0,0472	0,0523	0,0506	5,1
0,0982	0,0982	0,1007	0,0990	10,0
0,1975	0,1924	0,1924	0,1941	20,1
0,3376	0,3402	0,3300	0,3359	35,0
0,4752	0,4625	0,4650	0,4676	49,6
0,6280	0,6179	0,6229	0,6229	64,4
0,7605	0,7707	0,7580	0,7630	79,3
0,9108	0,9032	0,9108	0,9082	93,9
1,0968	1,0993	1,0968	1,0976	112,8

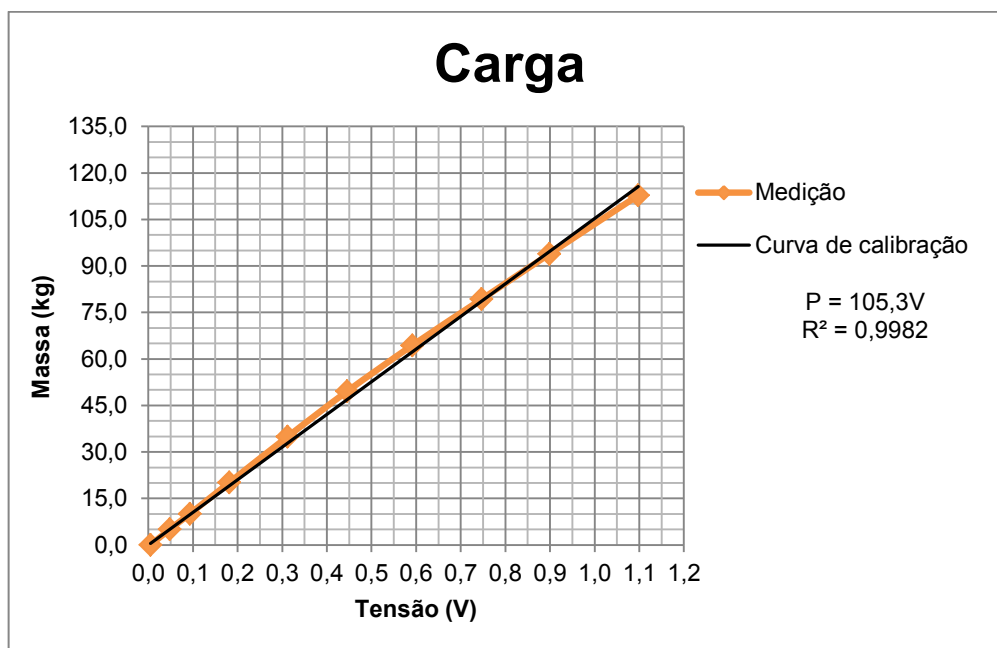


Figura 4.16 – Curva de calibração da primeira carga para placa fabricada.

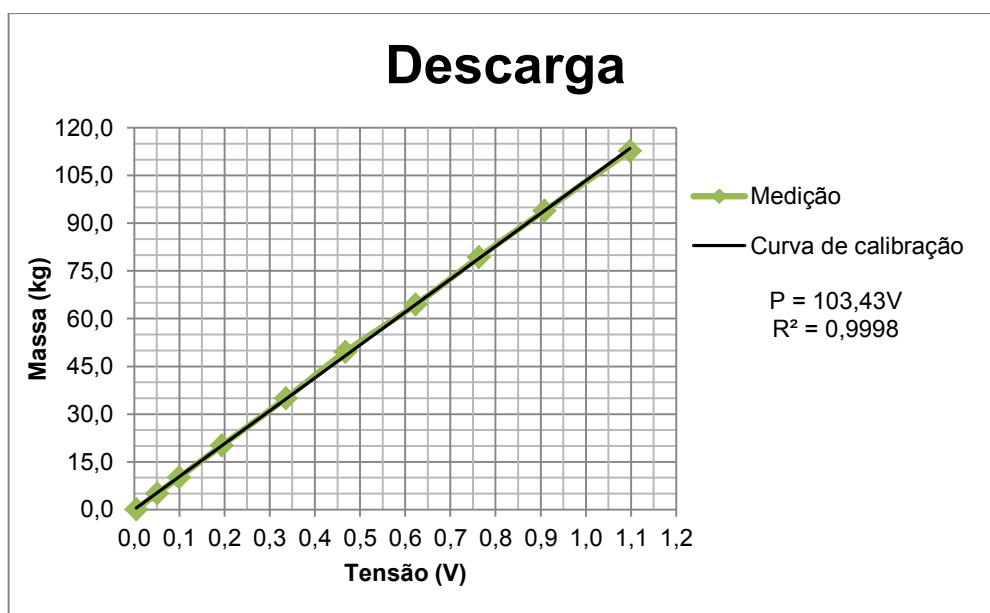


Figura 4.17 – Curva de calibração da primeira descarga para placa fabricada.

Como é possível ver nos gráficos das Fig. 4.16 e 4.17, na placa produzida não houve a mesma ocorrência de falta de sensibilidade do sistema para aquisição do sinal para massas pequenas. O segundo ciclo de carga e descarga foi então executado com os mesmos pontos utilizados no primeiro. Seus dados estão apresentados nas Tab. 4.6 e 4.7 e os respectivos gráficos nas Fig. 4.18 e 4.19.

Tabela 4.6 – Segunda carga para calibração da placa fabricada.

Tensão (V)				Massa (kg)
Medição 1	Medição 2	Medição 3	Média	
0,0039	0,0039	0,0065	0,0048	0
0,0498	0,0523	0,0447	0,0489	5,1
0,0956	0,0880	0,0956	0,0931	10,0
0,1899	0,1874	0,1899	0,1891	20,1
0,3096	0,3147	0,3096	0,3113	35,0
0,4472	0,4548	0,4523	0,4514	49,6
0,5975	0,6000	0,6077	0,6017	64,4
0,7529	0,7529	0,7605	0,7554	79,3
0,8853	0,8904	0,8955	0,8904	93,9
1,0815	1,0866	1,0917	1,0866	112,8

Tabela 4.7 – Segunda descarga para calibração da placa fabricada.

Tensão (V)				Massa (kg)
Medição 1	Medição 2	Medição 3	Média	
0,0090	0,0065	0,0065	0,0073	0
0,0523	0,0549	0,0574	0,0549	5,1
0,1007	0,0982	0,1007	0,0999	10,0
0,2001	0,1924	0,1950	0,1958	20,1
0,3376	0,3275	0,3326	0,3325	35,0
0,4676	0,4676	0,4701	0,4684	49,6
0,6128	0,6153	0,6128	0,6136	64,4
0,7580	0,7529	0,7554	0,7554	79,3
0,9108	0,9057	0,9032	0,9065	93,9
1,0942	1,0917	1,0866	1,0908	112,8

Após a calibração, o assento foi dividido em partes igualmente espaçadas para verificar em diferentes regiões qual o erro da aquisição e qual a melhor posição para que o usuário se posicione durante a aquisição. A Figura 4.20 mostra a divisão feita para o ensaio em questão. O peso padrão utilizado foi de 29 kg. A Tabela 4.8 mostra os dados coletados. Os pesos utilizados ocupam quatro posições por vez e foram feitas três medições para cada posicionamento.

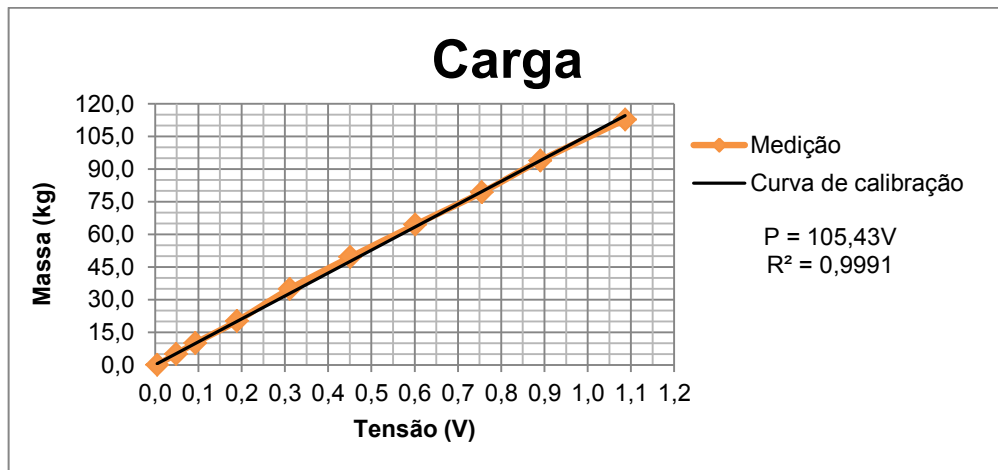


Figura 4.18 – Curva de calibração para segunda carga da placa fabricada.

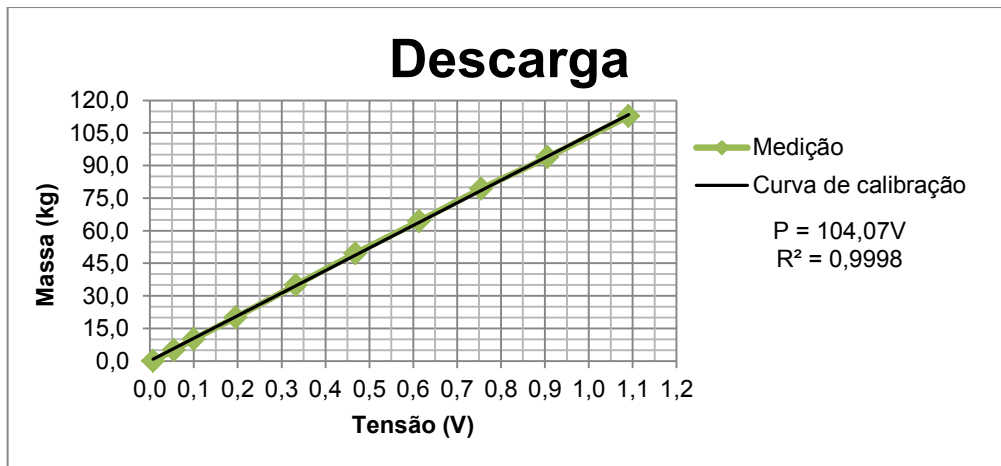


Figura 4.19 – Curva de calibração para segunda descarga da placa fabricada.

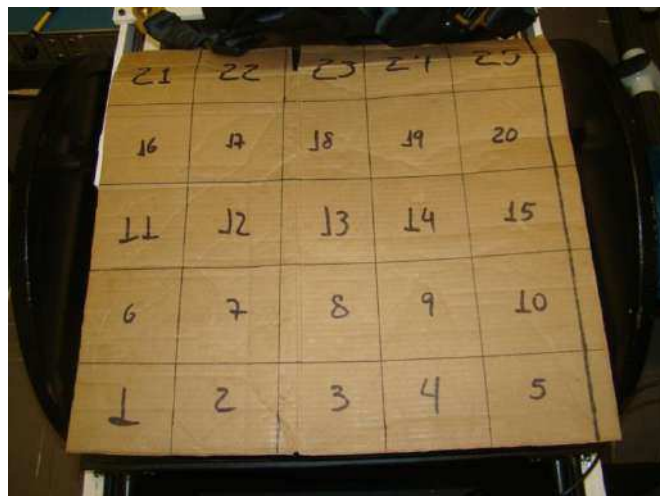


Figura 4.20 – Divisão do assento em regiões para análise da aquisição do peso.

Tabela 4.8 – Dados coletados para verificação da calibração e melhor posicionamento do usuário.

Posição	Massa (kg)				Erro (%)
	Medição 1	Medição 2	Medição 3	Média	
1, 2, 6, 7	26,8	26,5	27,6	27,0	6,95
2, 3, 7, 8	28,9	29,4	29,7	29,4	1,32
3, 4, 8, 9	30,0	30,8	29,4	30,1	3,77
4, 5, 9, 10	29,2	29,4	29,2	29,3	1,01
6, 7, 11, 12	23,9	23,3	22,8	23,3	19,52
7, 8, 12, 13	28,4	28,1	28,6	28,4	2,05
8, 9, 13, 14	29,2	29,7	30,5	29,8	2,85
9, 10, 14, 15	28,1	27,3	28,6	28,0	3,28
11, 12, 16, 17	21,5	20,1	19,9	20,5	29,32
12, 13, 17, 18	26,8	27,0	26,2	26,7	7,87
13, 14, 18, 19	30,2	30,8	30,2	30,4	5,00
14, 15, 19, 20	26,8	27,6	27,6	27,3	5,73
16, 17, 21, 22	18,0	16,7	17,7	17,5	39,74
17, 18, 22, 23	25,7	24,9	24,6	25,1	13,39
18, 19, 23, 24	31,6	30,0	30,5	30,7	5,92
19, 20, 24, 25	27,0	26,0	25,7	26,2	9,40

Como pode ser visto, as regiões que ofereceram os menores erros estão concentradas na área formada pelos pontos 2-5-12-15, de onde se conclui que o cadeirante deve se posicionar dentro desta área para que o peso adquirido pelo sistema obtenha um menor erro de leitura.

De acordo com os testes executados, a placa fabricada em questão apresentou um bom resultado na aquisição do peso pois a instabilidade apresentada é pequena e não é suficiente para causar uma mudança no nível recomendado de carga a ser utilizada no teste. Esta placa foi então mantida como o sistema de alimentação e amplificação do sinal da célula de carga. A Figura 4.21 mostra a placa fabricada.



Figura 4.21 – Placa fabricada para o sistema da célula de carga.

4.5. Modelagem Matemática da Força de Propulsão

Aplicando as dimensões do sistema de transmissão mostradas na Fig. 3.29 na Eq. (3.54), é possível obter o valor da relação de transmissão de projeto, ou seja,

$$\omega_s = \left(\frac{d_1 \cdot d_3}{d_2 \cdot d_4} \right) \omega_e = \left(\frac{0,27 \cdot 0,27}{0,069 \cdot 0,038} \right) \omega_e = 27,803 \omega_e \quad (4.5)$$

Analogamente, o torque na entrada T_e pode ser escrito em função do torque magnético na saída, ou seja,

$$T_e = \left(\frac{d_1 \cdot d_3}{d_2 \cdot d_4} \right) T_B = 27,803 T_B \quad (4.6)$$

Combinando então as Eq. (3.53) e (4.6), o torque no eixo de entrada é dado por:

$$T_e = 27,803 [C + A \cdot \cos(4 \omega \cdot t)] \omega \quad (4.7)$$

Considerando o efeito do volante de inércia é possível estimar o torque de inércia durante um intervalo de tempo, ou seja,

$$T_V = I_V (\alpha_0 + \omega \cdot t) \quad (4.8)$$

Das Equações (4.4) e (4.8), tem-se que,

$$T_V = \frac{\pi \gamma}{2g} [r_i^A t + (r_o^A - r_i^A) b] (\alpha_0 + \omega.t) \quad (4.9)$$

A partir das Eq. (4.7) e (4.8) é possível estimar analiticamente o torque resistivo no eixo dos aros de propulsão e, conseqüentemente, também se estima a força necessária pelo cadeirante para vencer a resistência imposta. Esta força pode ser expressa através de:

$$F_P = \frac{T_e + T_V}{R_a} \quad (4.10)$$

onde R_a é o raio do aro de propulsão. Aplicando então o valor do raio dos aros de propulsão, que é igual a 305 mm, tem-se finalmente a força de propulsão necessária ao cadeirante para impulsionar os aros. Portanto:

$$F_P = 91,157 [C + A \cdot \cos(4\omega.t)] \omega + 3,279 \cdot I_V \cdot (\alpha_0 + \omega.t) \quad (4.11)$$

Enfim, pode-se afirmar que quando o aro for impulsionado pelo cadeirante, o torque resistivo aumentará, pois a rotação do sistema será maior fazendo com que a geração de correntes induzidas também cresça, dissipando mais energia e produzindo uma maior frenagem. Já quando não houver impulso sendo aplicado nos aros, a velocidade angular dos mesmos reduzirá exponencialmente com o tempo. Esta característica de operação torna os sinais de torque, velocidade angular e potência pulsantes. Pode-se afirmar também que esta condição de operação aproxima o protótipo da condição normal de operação de uma cadeira de rodas real, conseguindo assim que a avaliação do condicionamento físico do cadeirante seja mais precisa.

O valor de F_P da Eq. (4.11) indica o nível de força a ser aplicado nos aros considerando as estruturas do ergômetro. Para a configuração dos valores obtidos nesta formulação será preciso validar o modelo analítico. Esta etapa não será desenvolvida neste trabalho.

4.6. Construção e Calibração do Torquímetro

A Figura 4.22 mostra uma representação da parte do eixo do protótipo, onde o torquímetro foi projetado, com os elementos que influenciam no torque resistente. A Tabela 4.9 contém os dados representados na figura e necessários para o projeto em questão.

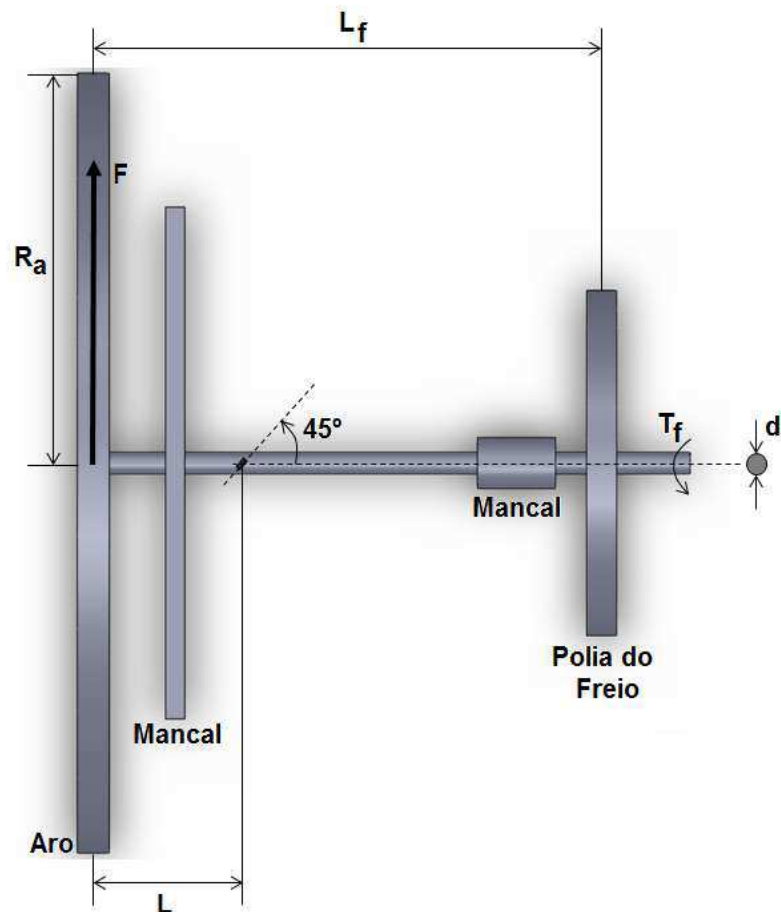


Figura 4.22 – Representação de parte do eixo com seus elementos.

Tabela 4.9 – Dados utilizados para projeto do torquímetro.

Propriedades e Distâncias do eixo				Propriedades Aço 1020				
L (mm)	L_f (mm)	R_a (mm)	D (mm)	G (GPa)	E (GPa)	S_y (MPa)	S_{Sy} (GPa)	I_P (mm ⁴)
116,5	397,45	305	17	79,3	207	210	105	8199,7

Para verificar qual o limite máximo de esforço suportado pelo eixo, é necessário verificar a força máxima e a deformação angular máxima suportada. Sabendo que o torque

é definido por uma força multiplicada por um braço de aplicação e aplicando este conceito na Eq. (3.67), tem-se que,

$$\gamma_{m\acute{a}x} = \frac{F \cdot R_a \cdot L}{\frac{\pi \cdot d^4}{32} \cdot G} = \frac{32}{\pi} \cdot \frac{F \cdot R_a \cdot r_e}{d^4 \cdot G} \quad (4.12)$$

onde r_e é o raio do eixo.

Utilizando o mesmo procedimento de obtenção da Eq. (4.12) na Eq. (3.64), obtém-se a expressão para a deformação angular máxima suportada. Portanto:

$$\phi_{ext} = \frac{32}{\pi} \cdot \frac{F \cdot R_a \cdot L}{d^4 \cdot G} \quad (4.13)$$

Após verificar os extensômetros, é necessário também verificar qual o esforço máximo suportado pelo eixo. Aplicando o conceito de torque na Eq. (3.77) torna-se possível desenvolver a expressão para cálculo da força máxima suportada pelo eixo. Tem-se então:

$$F_{eixo} = \frac{I_P \cdot S_y}{2 \cdot r_e \cdot R_a} \quad (4.14)$$

E aplicando os dados da Tab. 4.9:

$$F_{eixo} = \frac{8199,7 \cdot 210}{2 \cdot 8,5 \cdot 305} = 332,1 \text{ N ou } 33,85 \text{ kgf} \quad (4.15)$$

Utilizando as Eq. (4.12) e (4.13), calcula-se a deformação e distorção angulares máximas suportadas pelo eixo. Portanto:

$$\gamma_{eixo} = \frac{32}{\pi} \cdot \frac{F_{eixo} \cdot R_a \cdot r_e}{d^4 \cdot G} = \frac{32 \cdot 332,1 \cdot 305 \cdot 8,5}{\pi \cdot 17^4 \cdot 79,3 \cdot 10^3} = 0,001324 \text{ ou } 0,1324\% \quad (4.16)$$

$$\phi_{eixo} = \frac{32}{\pi} \cdot \frac{F_{eixo} \cdot R_a \cdot L}{d^4 \cdot G} = \frac{32 \cdot 332,1 \cdot 305 \cdot 116,5}{\pi \cdot 17^4 \cdot 79,3 \cdot 10^3} = 0,018 \text{ rad ou } 1,03^\circ \quad (4.17)$$

Portanto, os limites do eixo correspondem a uma força de 33,85 kgf que gera uma deformação máxima de 0,1324% correspondente à uma distorção angular máxima suportada de 1,03°.

Os terminais da ponte Wheatstone que podem ser vistos nas Fig. 3.15 e 3.37 correspondem cada um a uma respectiva trilha de cobre de uma luva axial feita. Desta luva o sinal de cada trilha é retirado através de quatro superfícies de contato, tracionadas por molas para garantir a transmissão do sinal. A saída de tensão V_2 no circuito da ponte é dada por (DALLY e RILEY, 2005):

$$\Delta V_2 = \frac{\left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4}\right)}{4 + 2\left(\frac{\Delta R_1}{R_1} + \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} + \frac{\Delta R_4}{R_4}\right)} V_1 \quad (4.18)$$

Considerando a relação entre a variação da resistência com a deformação sofrida por cada extensômetro, pode-se escrever a Eq. (4.18) em função do fator de resistência (gage factor), S_g , ou seja,

$$\Delta V_2 = \frac{S_g(\varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4)}{4 + 2 \cdot S_g(\varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3 + \varepsilon_4)} V_1 \quad (4.19)$$

Desprezando a parte não linear e considerando a Eq. (3.55), tem-se que,

$$\Delta V_2 = \frac{S_g \cdot V_1}{2} (\varepsilon_1 - \varepsilon_2) \quad (4.20)$$

Portanto, combinando as Eq. (3.59), (3.67) e (4.20) e efetuando algumas manipulações matemáticas, obtém-se uma relação de saída de tensão que relaciona os parâmetros do eixo e do torque, ou seja,

$$\Delta V_2 = 2,547 \cdot \frac{S_g \cdot V_1 \cdot R_a}{d^3 \cdot G} \cdot F \quad (4.21)$$

A Eq. (4.21) indica a relação dos níveis de tensão de saída da ponte em função das faixas de carga aplicadas nos aros, da deformação da ponte e do torquímetro projetado. Estes níveis são importantes para verificar se o instrumento pode ser utilizado dentro das faixas operacionais do ergômetro, uma vez que, os níveis de tensão devem ficar entre $\pm 10V$.

A Tabela 4.10 mostra as características dos extensômetros utilizados para este torquímetro.

Tabela 4.10 – Dados dos extensômetros.

Coefficiente de dilatação térmica	10,8 PPM/°C
Comprimento da resistência	2 mm
Resistência	120 $\Omega \pm 0,3 \Omega$
Fator da resistência (S_g)	2 $\pm 0,05\%$
Rendimento térmico	$\pm 1,8 \mu\epsilon/^\circ\text{C}$
Mudança do fator de calibração com a temperatura	0,012%/°C

Portanto, considerando uma alimentação da ponte de 5 V, tem-se que,

$$\Delta V_2 = 2,547 \cdot \frac{2.5.305}{17^3 \cdot 79,3 \cdot 10^3} \cdot F = 0,00002 \cdot F \quad (4.22)$$

Após projetado e dimensionado, foi feita a construção do torquímetro diretamente no eixo do ergômetro. Como já mencionado, o torquímetro em questão é composto de quatro extensômetros ligados em ponte completa de Wheatstone. Para fixação destes extensômetros no eixo, é necessário primeiro remover qualquer sinal de oxidação, rebarbas ou pintura da superfície de aplicação (ANDOLFATO; CAMACHO; BRITO, 2004). Este procedimento foi feito utilizando uma lixa e seu resultado pode ser visto na Fig. 4.23.



Figura 4.23 – Preparação inicial da superfície.

O passo seguinte foi realizar a marcação no eixo do ângulo de 45° com a linha de centro, pois como demonstrado previamente é o plano das máximas tensões, e a posição de cada extensômetro. Esta delimitação está demonstrada na Fig. 4.24.



Figura 4.24 – Resultado da delimitação das posições dos extensômetros.

Os extensômetros foram então posicionados no eixo com a ajuda de uma fita adesiva para posterior colagem permanente. A cola utilizada para fixá-los ao eixo foi uma cola do tipo resina epóxi que deve ser preparada imediatamente antes do procedimento. Após o preparo da mesma, espalhou-se a cola na superfície do eixo e os extensômetros sofreram uma pressão inicial para colagem. Eles permaneceram sob uma leve pressão, feita pela fita adesiva, durante 24 horas. A Figura 4.25 ilustra o procedimento realizado.



Figura 4.25 – Aplicação da cola no eixo e fixação permanente dos extensômetros.

Seguida da colagem dos extensômetros, foram colados os contatos. Estes são duas pequenas superfícies metálicas onde os fios dos extensômetros serão soldados juntamente com extensões adicionais de fios para posterior montagem do circuito da ponte. Este passo pode ser visto na Fig. 4.26. Nesta figura também pode ser visualizada a peça de nylon industrial que contém as trilhas de cobre que serão os pontos de contato para alimentação e leitura do sinal da ponte. Cada um dos fios coloridos presentes corresponde a uma trilha.

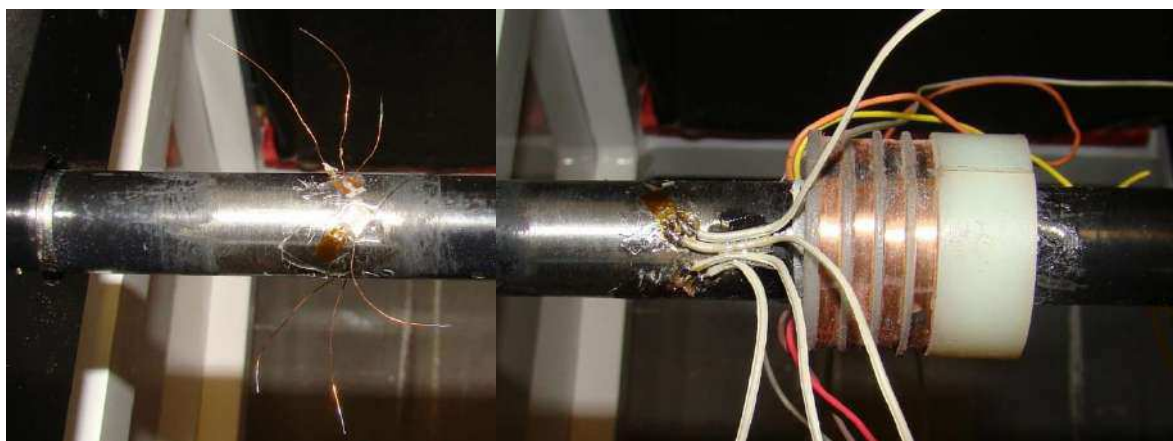


Figura 4.26 – Fixação permanente dos contatos, soldagem dos fios de extensão para formação da ponte e trilhas de cobre.

Após junção dos terminais que formam os pontos de alimentação e leitura de sinal da ponte, a resistência equivalente foi testada com um multímetro. Para uma montagem em ponte completa, a leitura entre os terminais 1 e 4 e entre 2 e 3, representados na Fig. 3.37, deve apresentar uma resistência de $120\ \Omega$. Testada a resistência, fez-se um teste com um condicionador de sinais. Cada ponto da ponte foi então ligado ao seu respectivo ponto no condicionador. Este foi configurado para trabalhar com um gage factor igual a 2, em ponte completa e com alimentação de 3 V para uma excitação máxima de 2000 microdeformações. Segundo os dados do fabricante, na deformação máxima o sinal proporcional lido deverá alcançar 5 V, como pode ser visto na Fig. 4.27.

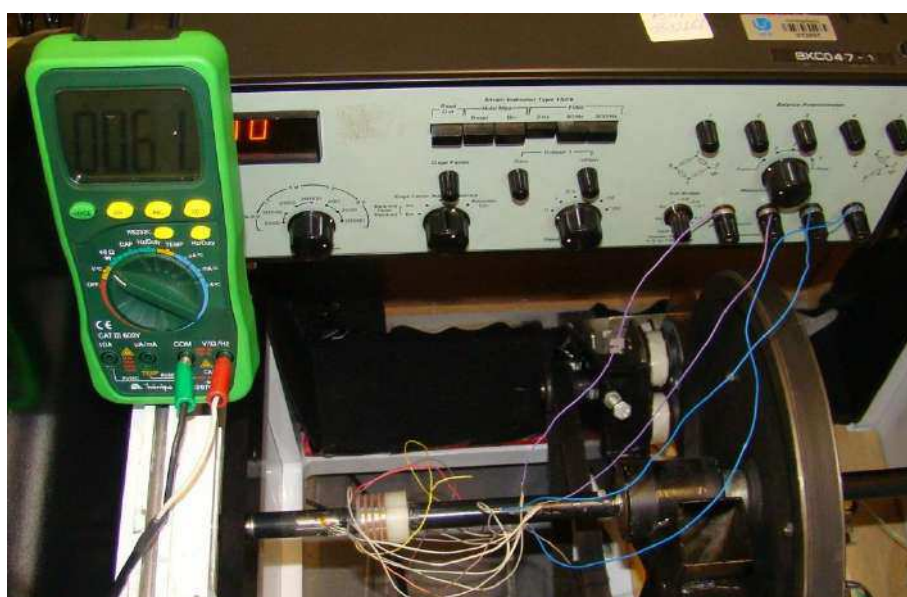


Figura 4.27 – Condicionador de sinais com ponte completa ligada para teste.

Verificado o funcionamento dos extensômetros, soldou-se os terminais da ponte aos fios que fazem a conexão com as trilhas de cobre. Toda a conexão foi posteriormente recoberta com uma camada de cola utilizada previamente para proteger melhor o sistema montado. Por fim, foi projetado um sistema de tração das malhas metálicas nas trilhas de cobre utilizando molas de tração. Cada uma dessas malhas foi soldada a um fio para ligação no sistema de alimentação e aquisição. Esta montagem final pode ser vista na Fig. 4.28.

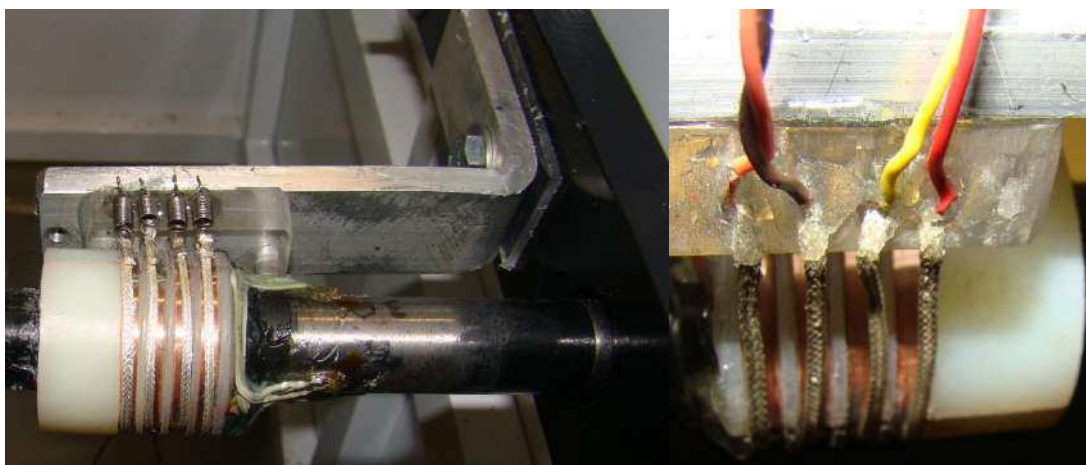


Figura 4.28 – Montagem final do torquímetro.

4.5.1. Calibração estática do torquímetro

A Figura 4.29 mostra a montagem experimental realizada para calibração estática do torquímetro, como mencionado anteriormente.



Figura 4.29 – Suporte para pesos instalado para calibração estática.

A calibração estática foi feita relacionando o torque calculado analiticamente com a média de três medidas de tensão para cada peso utilizado, sendo que os pesos foram previamente aferidos em uma balança de precisão. A aceleração da gravidade foi considerada como sendo $9,81 \text{ m/s}^2$ e o braço para cálculo do torque é de $0,296 \text{ m}$ pois é o raio do volante menos a distância da borda o mesmo até o centro do furo onde está o suporte dos pesos. As Tabelas 4.11 e 4.12 mostram os dados adquiridos e as Fig. 4.30 e 4.31 seus respectivos gráficos.

Tabela 4.11 – Primeira série para calibração estática do torque.

Massa (kg)	Força (N)	Torque (N.m)	Tensão (V)			
			Medição 1	Medição 2	Medição 3	Média
0	0	0	0,0030	0,0038	0,0030	0,0033
0,25	2,44	0,72	0,0091	0,0117	0,0098	0,0102
1,51	14,80	4,38	0,0437	0,0432	0,0449	0,0439
2,50	24,53	7,26	0,0721	0,0706	0,0712	0,0713
3,50	34,34	10,16	0,0976	0,0990	0,0995	0,0987
5,51	54,03	15,99	0,1537	0,1519	0,1529	0,1528
7,51	73,66	21,80	0,2093	0,2085	0,2069	0,2082
12,73	124,91	36,97	0,3552	0,3558	0,3567	0,3559
17,74	174,05	51,52	0,4887	0,4863	0,4882	0,4877
22,81	223,77	66,24	0,6245	0,6258	0,6248	0,6250

Tabela 4.12 – Segunda série para calibração estática do torque.

Massa (kg)	Força (N)	Torque (N.m)	Tensão (V)			
			Medição 1	Medição 2	Medição 3	Média
0	0	0	0,0022	0,0019	0,0034	0,0025
0,25	2,44	0,72	0,0102	0,0107	0,0112	0,0107
1,51	14,80	4,38	0,0470	0,0454	0,0462	0,0462
2,50	24,53	7,26	0,0736	0,0756	0,0750	0,0747
3,50	34,34	10,16	0,1039	0,1048	0,1025	0,1037
5,51	54,03	15,99	0,1604	0,1585	0,1609	0,1600
7,51	73,66	21,80	0,2172	0,2139	0,2159	0,2157
12,73	124,91	36,97	0,3624	0,3606	0,3590	0,3607
17,74	174,05	51,52	0,4884	0,4897	0,4893	0,4891
22,81	223,77	66,24	0,6259	0,6247	0,6244	0,6250

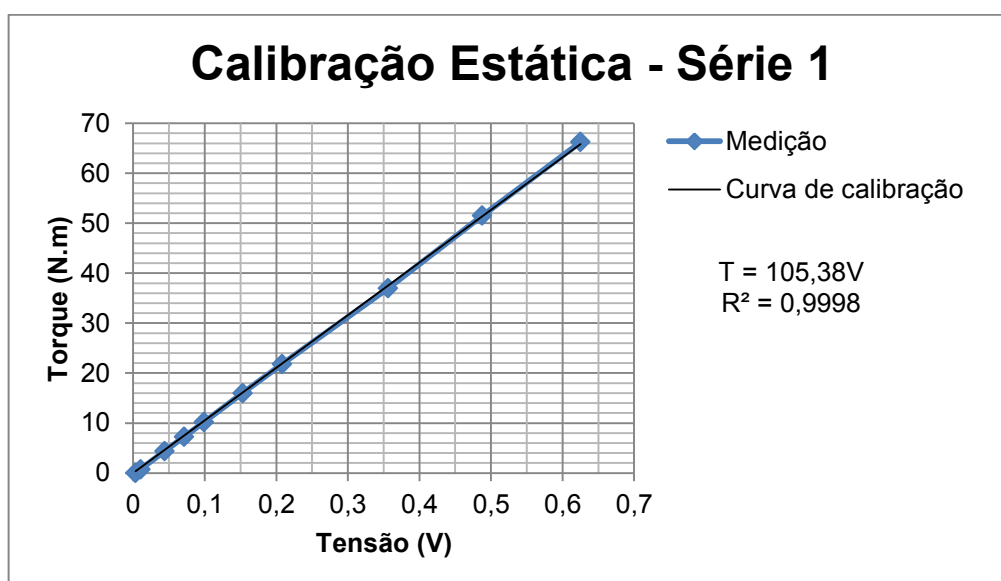


Figura 4.30 – Gráfico para primeira série de dados para calibração estática.

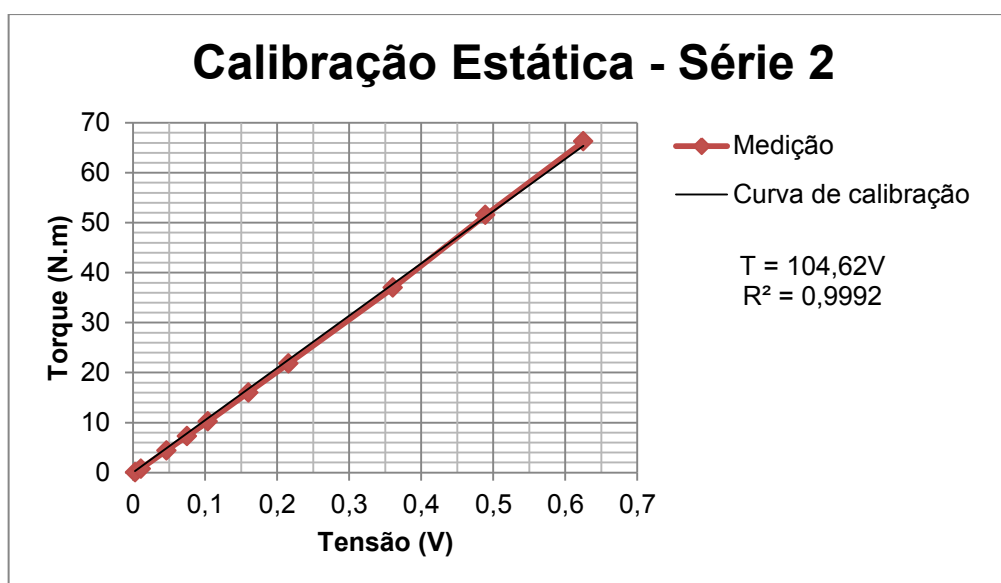


Figura 4.31 – Gráfico para segunda série de dados para calibração estática.

Como os índices de correlação das curvas de calibração foram próximos da unidade e as medidas dos testes foram próximas apenas estas duas séries foram feitas. O coeficiente final utilizado é a média das duas curvas de calibração e resulta em um valor de 105, ou seja, o valor do torque é igual a 105 vezes o valor da tensão de entrada após passar pelos tratamentos do filtro e da média aritmética.

4.5.2. Determinação do torque de impulso

A Figura 4.32 mostra a montagem para o procedimento adotado e a Tab. 4.13 os dados do teste realizado.



Figura 4.32 – Montagem do suporte no aro de propulsão com recipiente preenchido com esferas de chumbo.

Tabela 4.13 – Dados do teste realizado para o torque de impulso.

Distância de aplicação (m)		0,296	
Massa do Suporte (kg)		0,20	
Nível	Massa (kg)	Força (N)	Torque (N.m)
1	3,66 + 0,20	37,83	11,20
2	3,69 + 0,20	38,10	11,28
3	3,73 + 0,20	38,54	11,41
4	3,65 + 0,20	37,73	11,17
5	3,72 + 0,20	38,44	11,38
6	3,82 + 0,20	39,41	11,66
7	3,91 + 0,20	40,34	11,94
8	3,95 + 0,20	40,73	12,06

Através dos resultados do teste realizado, obtém-se então uma força média necessária de 38,89 N, resultando em um torque médio de 11,51 N.m. Como pode ser visto também, verifica-se que a diferença de torque necessária entre os níveis é pequena. Isto pode ser explicado devido ao funcionamento do freio eletromagnético que, como já

demonstrado anteriormente, começa a atuar de maneira mais efetiva apenas quando o sistema está em movimento. Portanto, o torque inicial deve vencer apenas a inércia do sistema.

4.7. Ajuste da Velocidade Angular

A Figura 4.33 mostra o gráfico para o ajuste da velocidade angular sem utilizar a aquisição do sinal do torquímetro, sendo que no Apêndice I os gráficos e tabelas detalhados para cada nível podem ser vistos.

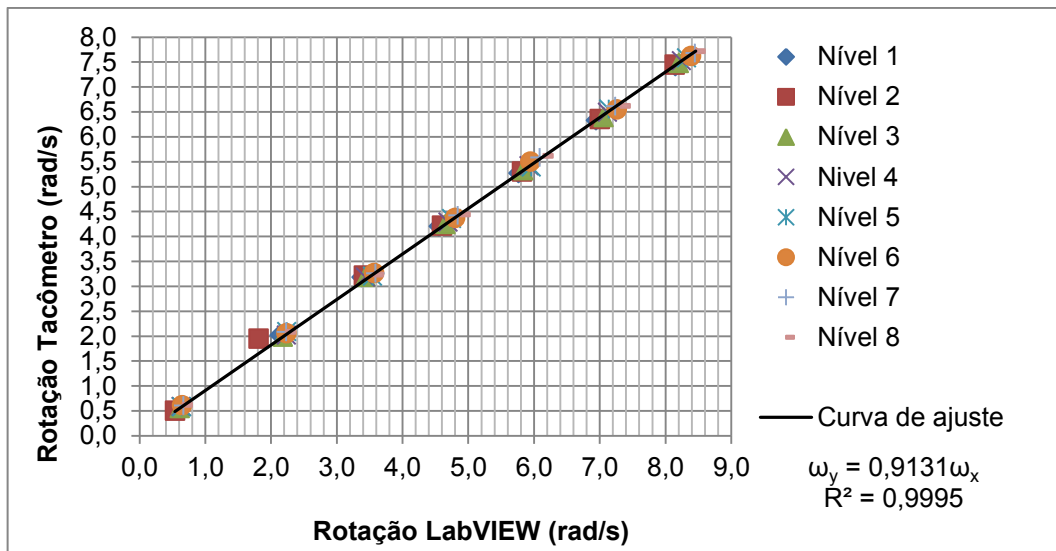


Figura 4.33 – Gráfico de ajuste da velocidade angular.

Como visto na Fig. 4.33, a relação entre a velocidade angular lida no tacômetro e a estimada pelo aplicativo possui pontos mais compatíveis entre si, apresentando um erro médio de 8,7%. É possível notar também que quase não há variação da velocidade entre os níveis, o que permite que a correção da velocidade seja feita apenas por uma curva de ajuste para todos os níveis. Esta curva é descrita pela equação:

$$\omega_y = 0,9131\omega_x \quad (4.23)$$

onde ω_y é a rotação aferida no tacômetro e ω_x a rotação estimada pelo aplicativo. Após inserir a equação de ajuste, o erro da estimativa da velocidade do aplicativo passou para uma média de apenas 2,5%.

4.8. Ajuste do Torque Dinâmico

Os dados coletados das curvas de torque foram analisados e tratados para eliminar pontos que apresentavam valores fora da curva, oriundos de possíveis instabilidades e imprecisões do sistema. A Tabela 4.14 apresenta os valores médios de torque para cada faixa de rotação e nível de resistência do sistema eletromagnético de resistência e a Fig. 4.34 o respectivo gráfico. Os valores de torque correspondentes à velocidade zero referem-se ao torque de impulso necessário para tirar o sistema do repouso, visto na Tab. 4.13.

Como pode ser visto na Tab. 4.14 e na Fig. 4.34, as curvas de ajuste do torque com relação à velocidade foram traçadas apenas até o nível quatro do sistema de resistência eletromagnético. Isso ocorreu pois, como o eixo não foi dimensionado para o par de volantes atual, o eixo de 17 mm de diâmetro não suportou as cargas e deformações envolvidas até o final dos testes e rompeu-se no ponto onde era conectado ao mancal central através de pino roscado. A Fig. 4.35 mostra o eixo rompido.

Analisando o gráfico da Fig. 4.34 e os valores da Tab. 4.14 para o nível quatro, pode-se concluir que o rompimento do eixo teve início por volta da rotação de referência de 30 RPM, pois segundo as curvas dos níveis anteriores é possível observar que estas seguem uma mesma tendência e os pontos apresentados pela curva do nível quatro afastam-se desta tendência de comportamento.

Devido ao pouco tempo disponível para finalização dos testes do protótipo, foi feita uma tentativa de reparo do eixo que não envolvesse desmontá-lo já que isso acarretaria em ter de refazer parte dos mancais. Como não havia espaço suficiente para a fixação de outro pino interligando os eixos ou outro sistema semelhante, optou-se por soldar as partes.

Para equacionar todos os níveis de resistência seria necessário reconstruir o eixo, mancais e o torquímetro, refazendo todos os processos de calibragem descritos anteriormente. Como o torque é obtido através das curvas de calibração traçadas tendo como parâmetro de entrada a velocidade, que não sofreu alteração em sua aquisição com o problema ocorrido, é possível continuar os testes do ergômetro desta forma apenas com os quatro primeiros níveis.

Observando a Tab. 4.14, nota-se que o valor do torque para o repouso é maior que o valor do torque para movimentação em baixas rotações voltando a ter magnitude maior que a do repouso após 30 RPM. Isto ocorre, pois, para sair do repouso, é necessário vencer a inércia do sistema de frenagem e volantes. Após sair do repouso, a energia acumulada pelos volantes atua e, como a rotação é baixa, a força de frenagem também é pequena, o que resulta em um valor menor de torque. Conforme a velocidade aumenta, a frenagem torna-se mais forte fazendo então com que a magnitude do torque volte a subir.

Tabela 4.14 – Torque médio referente à rotação dos aros de propulsão para os níveis um a quatro de resistência do freio eletromagnético.

Nível	Rotação de Referência (RPM)	Rotação Média (rad/s)	Torque Médio (N.m)
1	0	0	11,2
	10	0,56	3,7593
	20	1,94	7,5417
	30	3,1	37,1143
	40	4,19	86,4574
	50	5,27	105,7777
	60	6,34	122,2573
	70	7,4	162,3107
2	0	0	11,28
	10	0,55	4,8912
	20	1,97	3,2405
	30	3,12	46,7783
	40	4,21	71,5970
	50	5,3	83,5792
	60	6,36	146,8663
	70	7,43	150,8411
3	0	0	11,41
	10	0,55	3,4559
	20	1,98	5,2673
	30	3,02	38,1787
	40	4,24	85,3705
	50	5,21	107,3220
	60	6,28	97,6423
	70	7,48	125,3840
4	0	0	11,17
	10	0,54	3,8751
	20	2,08	4,7467
	30	3,21	31,4162
	40	4,3	37,0126
	50	5,37	39,6562
	60	6,46	56,8600
	70	7,45	77,2858

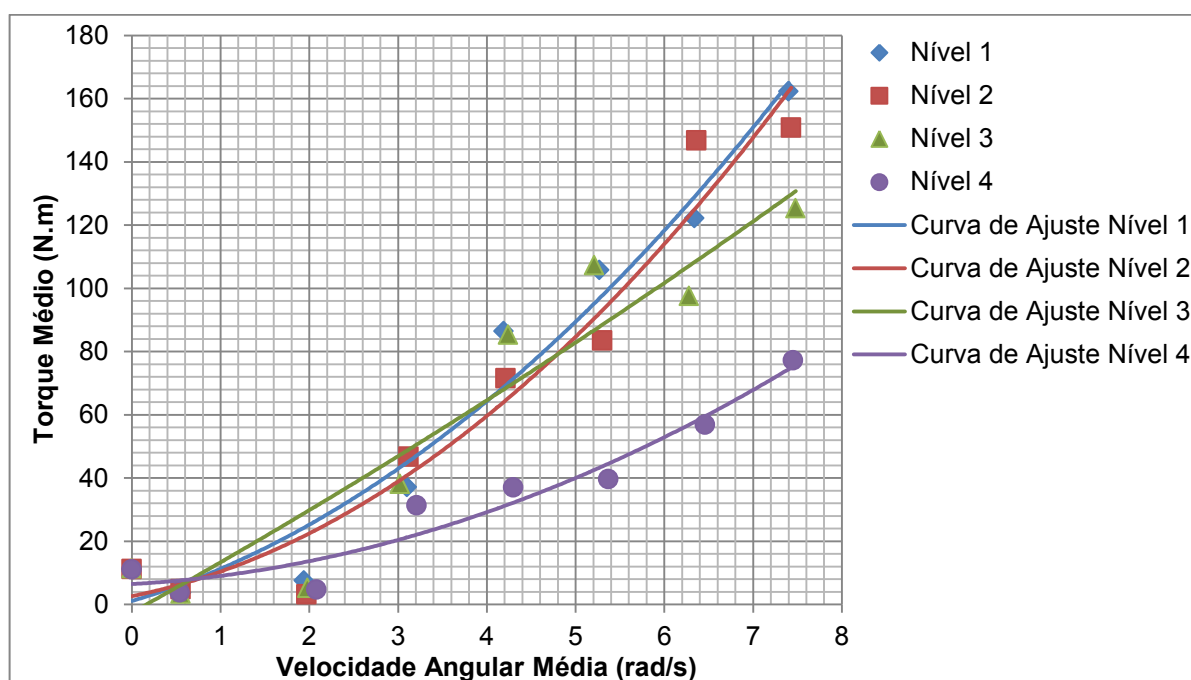


Figura 4.34 – Gráfico das curvas de torque médio com relação à velocidade angular para os níveis de um a quatro do sistema de resistência.

As equações das curvas de ajustes e valores de correlação das mesmas com seus pontos são:

- Nível 1

$$T = 1,8648\omega^2 + 8,3464\omega + 1,1143 \quad (4.24)$$

$$R^2 = 0,965 \quad (4.25)$$

- Nível 2

$$T = 2,158\omega^2 + 5,6119\omega + 2,6677 \quad (4.26)$$

$$R^2 = 0,9517 \quad (4.27)$$

- Nível 3

$$T = 0,2967\omega^2 + 15,596\omega - 2,5215 \quad (4.28)$$

$$R^2 = 0,9044 \quad (4.29)$$

- Nível 4

$$T = 1,0301\omega^2 + 1,5605\omega + 6,4813 \quad (4.30)$$

$$R^2 = 0,9428 \quad (4.31)$$



Figura 4.35 – Falha do eixo de 17 mm de diâmetro.

4.9. Protocolos de Avaliação Física

Para acompanhamento da frequência cardíaca e medição da pressão arterial inicial e final foi utilizado o equipamento monitor de pacientes PM-7000 da fabricante Mindray. Para marcação do tempo de aquecimento e do tempo posterior ao teste para acompanhamento da frequência cardíaca, foi utilizado um cronômetro a parte.

Devido ao processo de aprovação do comitê de ética não ter sido finalizado a tempo por conta das interrupções sofridas no serviço geradas pela paralisação dos servidores federais, os testes foram realizados apenas com alguns indivíduos não cadeirantes, integrantes da equipe do laboratório, apenas para avaliar o funcionamento do protótipo e todos os seus sistemas.

Durante os testes, o cinto de segurança instalado foi utilizado para testar se o mesmo funcionaria de acordo com o projeto visando dar sustentação para o tronco de um usuário que possui uma lesão medular.

Os gráficos e tabelas detalhados de todos os voluntários são mostrados no Apêndice II. A Figura. 4.36 mostra o PM-7000 já ligado para monitoramento da frequência cardíaca e medição da pressão e o computador com o aplicativo de controle do protótipo.



Figura 4.36 – Computador rodando o aplicativo em LabVIEW que controla o ERGO1 e o PM-7000 para monitoramento da frequência cardíaca e pressão sanguínea.

4.9.1. Testes com protocolo de Wingate

Os dados dos voluntários avaliados são mostrados na Tab. 4.15. O nível de carga escolhido para cada um foi mantido o mesmo que foi recomendado através do cálculo do aplicativo.

A Figura 4.37 mostra um dos usuários posicionado para início do teste e as Tab. 4.16 e 4.17 mostram os resultados em termos de potência, energia e fadiga atingidos para cada um.

Tabela 4.15 – Dados dos voluntários avaliados para o protocolo de Wingate.

Voluntário	Idade (anos)	Peso (kg)	Gênero	Nível de Carga
M.V.G.	27	46	Feminino	1 (3,5 – 4,0)
M.P.S.	30	60	Masculino	2 (4,0 – 4,5)

As Figuras 4.38 e 4.39 mostram os gráficos de potência e energia para um dos voluntários.



Figura 4.37 – Voluntário pronto para iniciar o teste.

Tabela 4.16 – Resultados em termos de potência e energia do teste de Wingate.

Voluntário	Potência Absoluta (W)		Potência Relativa (W/kg)		Energia Média Equivalente (J)		Energia Média Equivalente Relativa (J/kg)	
	Máxima	Mínima	Máxima	Mínima	Máxima	Mínima	Máxima	Mínima
M.V.G.	522,52	383	11,36	8,33	481,63	165,96	10,47	3,61
M.P.S.	1908,12	466,75	31,8	7,78	1677,49	127,92	27,96	2,13

Tabela 4.17 – Índice de fadiga para o teste de Wingate.

Voluntário	Índice de Fadiga (%)
M.V.G.	26,69
M.P.S.	75,54

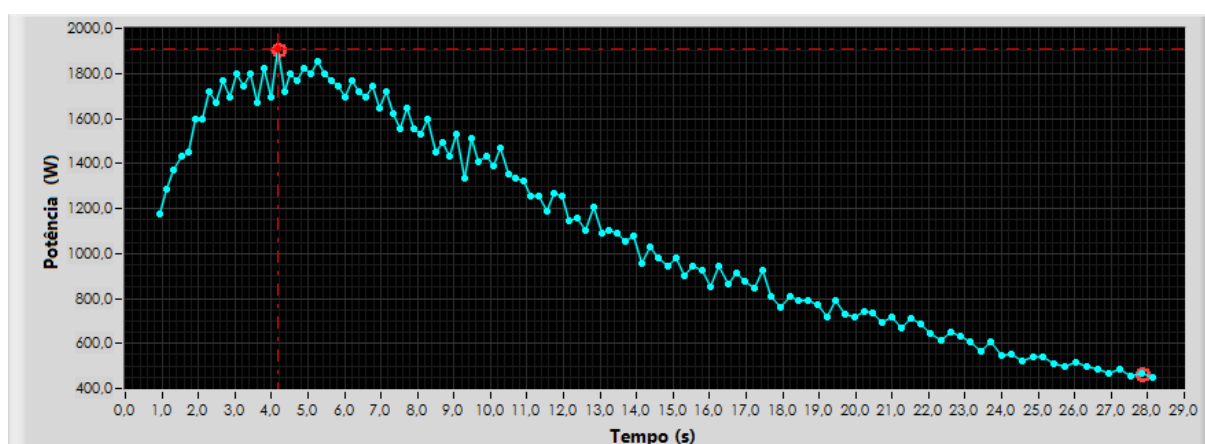


Figura 4.38 – Potência Absoluta para o voluntário M.P.S.

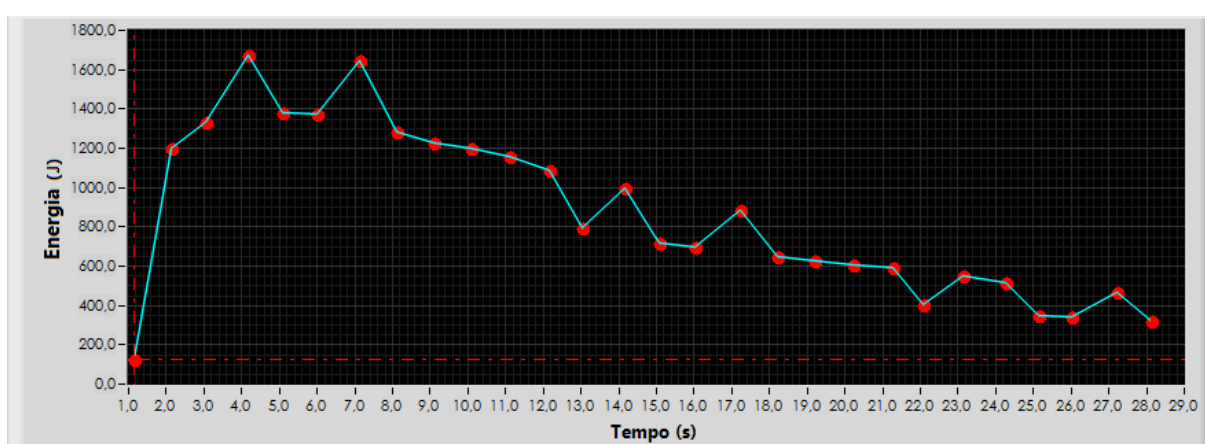


Figura 4.39 – Energia absoluta para o voluntário M.P.S.

Como pode ser visto na Fig. 4.38 em comparação com a Fig. 3.4, com a introdução dos volantes no ergômetro o sinal da potência tornou-se mais suave no que diz respeito à amplitude dos picos e possibilita observar melhor o desempenho do usuário avaliado, sendo agora possível visualizar de forma direta a queda de rendimento do mesmo devido à fadiga muscular sofrida. Este padrão se repete também para os outros voluntários avaliados, apesar de que em seu teste o cinto de segurança atrapalhou o exercício durante alguns segundos no início do procedimento.

Para ambos os voluntários, a frequência cardíaca aumentou expressivamente durante o protocolo, voltando ao ritmo apresentado antes do início dos testes dentro do período de dois minutos de monitoramento feito após o término de aplicação da carga. O comportamento normal após a execução de um protocolo de testes deste tipo é que a pressão sanguínea aumente ao final, mas esta ocorrência foi verificada apenas para um dos voluntários.

No trabalho de Salgado (2009), foi documentado que o nível máximo de potência ocorre aproximadamente aos seis segundos de teste, sendo que esta cai abaixo do nível inicial por volta de 18 segundos. Nos testes executados neste novo protótipo, verificou-se que o nível máximo ocorreu por volta dos 4 segundos para um dos voluntários e dos 12 segundos para o outro, sendo que o tempo para queda do desempenho foi respectivamente de 13 segundos e 15 segundos. Como o posicionamento do cinto de segurança atrapalhou este segundo voluntário não é possível afirmar se os tempos seriam próximos para ambos.

Analisando as curvas de energia geradas, velocidade angular desenvolvida no teste e quantidade de pontos nos gráficos, chegou-se a conclusão de que o melhor tempo de amostragem para o cálculo da energia é 1 s.

4.9.2. Testes com protocolo incremental

A Tabela 4.18 mostra os dados dos voluntários para o protocolo incremental. Como nenhum deles é atleta ou cadeirante, o nível de resistência inicial foi a carga mínima disponível no sistema.

Tabela 4.18 – Dados dos voluntários para o protocolo incremental de avaliação física.

Voluntário	Idade (anos)	Peso (kg)	Gênero	Nível de Carga Inicial
G.L.M.	22	52	Feminino	1 (3,5 – 4,0)
M.P.S.	43	83	Masculino	1 (3,5 – 4,0)

As Tabelas 4.19 e 4.20 mostram os resultados obtidos no teste para potência, energia e fadiga, e os gráficos das Fig. 4.40 e 4.41 as curvas de potência absoluta e energia absoluta, respectivamente. Estes gráficos apresentam uma variação no sinal ao longo do teste, sendo que isto ocorre devido a própria característica deste protocolo onde o usuário parte do repouso e deve manter um ritmo dentro da faixa determinada. Portanto, os pontos mais altos das curvas correspondem aos momentos em que o usuário estava próximo ao limite superior da faixa permitida e os pontos mais baixos aos momentos em que o usuário ficou próximo ao limite mínimo do intervalo delimitado. Outro fator que influencia nos picos amostrados é que a captura do ponto pode vir a ocorrer tanto no momento em que o impulso é feito, ou seja, as mãos estão em contato com os aros de propulsão, como também na fase de repouso da propulsão, quando as mãos estão percorrendo a trajetória fora dos aros para preparação de novo impulso, o que ocasiona em uma velocidade menor devido a desaceleração do conjunto pela inércia do sistema e atuação da frenagem.

Como pode ser visto nas Fig. 4.40 e 4.41, a queda do rendimento do usuário também se tornou possível de ser visualizada neste protocolo. Para o usuário em questão, é possível ver que a queda de rendimento iniciou-se com 260 segundos de teste, ou seja, 4 minutos e 20 segundos. Considerando o incremento de carga a cada dois minutos, significa que o usuário não conseguiu manter o ritmo imposto logo após a mudança para o nível três de resistência.

Tabela 4.19 – Resultados em termos de potência e energia para o protocolo incremental.

Voluntário	Potência Absoluta (W)		Potência Relativa (W/kg)		Energia Média Equivalente (J)		Energia Média Equivalente Relativa (J/kg)	
	Máxima	Mínima	Máxima	Mínima	Máxima	Mínima	Máxima	Mínima
G.L.M.	150,1	74,41	2,89	1,43	2269,77	1458,24	43,65	28,04
D.G.F.	167,39	68,66	2,02	0,83	2464,51	1587,5	29,69	19,13

Tabela 4.20 – Índice de fadiga para o teste incremental.

Voluntário	Índice de Fadiga (%)
G.L.M.	50,43
D.G.F.	58,98

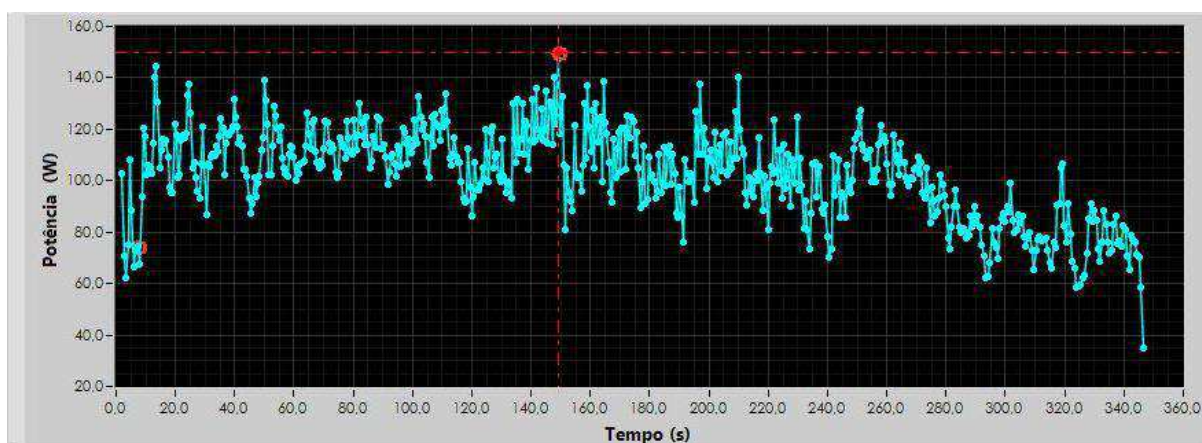


Figura 4.40 – Potência absoluta para a voluntária G.L.M.

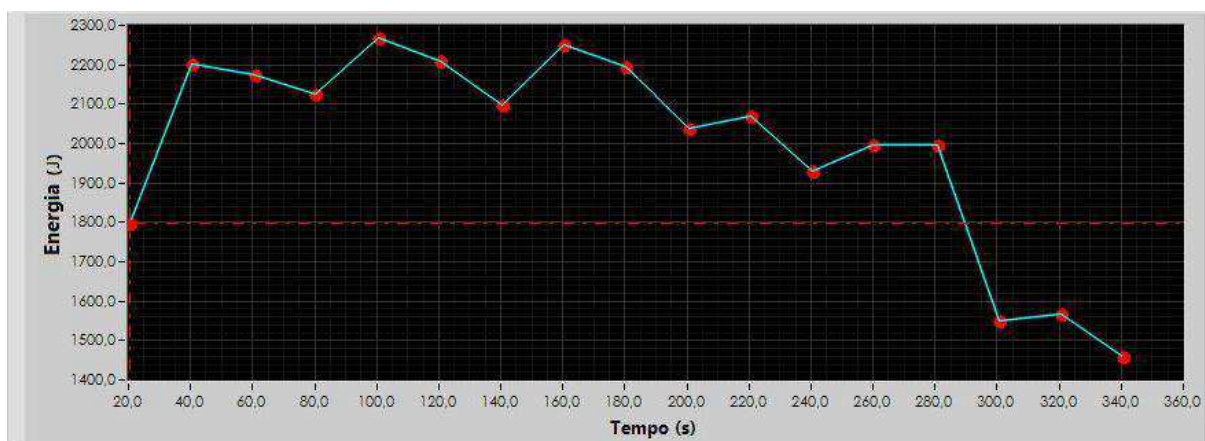


Figura 4.41 – Energia absoluta para a voluntária G.L.M.

Quanto à frequência cardíaca, a voluntária G.L.M. apresentou um aumento nos batimentos até atingir um patamar em torno de 140 batidas por minuto, onde permaneceu até o final do teste, retornando à sua frequência normal dentro do tempo de monitoramento posterior ao teste. Já no voluntário D.G.F., a frequência cardíaca aumentou levemente no início do teste, atingindo valor máximo quando o voluntário apresentou a queda de rendimento, não conseguindo mais manter o ritmo determinado. Ambos apresentaram aumento na pressão sanguínea ao final do teste.

Novamente analisando as curvas, velocidade angular e pontos gerados, concluiu-se que a melhor opção de amostragem para o cálculo da energia para o protocolo incremental é 20 segundos, devido a este intervalo de tempo aproximar-se melhor da captação do gesto motor completo, minimizando erros de avaliação por calcular a energia em pontos indevidos do ciclo de propulsão. Outro ponto a ser destacado é que a diferença entre os níveis de resistência mostrou-se grande, fazendo com que a mudança entre eles causasse um esforço adicional significativo ao usuário.

4.9.3. Curva de capacidade física

Durante a análise dos resultados dos testes realizados, uma nova forma de avaliar o condicionamento físico foi proposta. Esta nova análise tem por base os resultados do cálculo da energia média equivalente e do índice de fadiga, calculando quanto de capacidade física o indivíduo mostrou ao longo do exercício.

Para que esta análise fosse feita, a curva de energia de cada um dos usuários foi tratada para eliminar pontos que pudessem estar fora do comportamento geral apresentado. Após esta limpeza, foi feita a busca do ponto de máxima energia desenvolvida pelo usuário, que se tornou o ponto de 100% de capacidade física. A partir deste ponto, cada descida do

patamar de energia foi considerada uma perda de capacidade física. O cálculo feito para determinar o valor desta perda é dado pela expressão:

$$CF (\%) = 100 - \left(\frac{EME_{m\acute{a}x} - EME_n}{EME_{m\acute{a}x}} \right) \cdot 100 ; n = 0, 1, \dots, n^\circ \text{ de pontos} \quad (4.32)$$

onde EME_n é o valor do ponto após o valor máximo de energia onde se deseja calcular a perda de capacidade física, sendo n o índice deste ponto após o valor máximo.

Caso o patamar voltasse a subir, era considerado que a capacidade física mantinha-se constante, ou seja, igual ao último valor calculado. O cálculo dos pontos da curva continua quando o valor da energia desenvolvida volta a cair abaixo do último patamar utilizado. Ao final dos cálculos, foram gerados os gráficos da capacidade física ao longo do teste para cada um dos usuários. Os pontos utilizados para construção destes foram apenas os referentes aos momentos onde houve a queda de desempenho. As Figuras 4.42 a 4.45 mostram os gráficos para cada voluntário.

Cada um dos gráficos apresenta uma curva de ajuste que foi interpolada através dos pontos calculados pela Eq. (4.32) como mencionado anteriormente. Esta curva de ajuste representa a curva da queda de capacidade física de cada um dos voluntários avaliados. Para o quesito treinamento e reabilitação de condicionamento físico, esta curva torna-se interessante, pois, mesmo que o valor final de fadiga indicado por ela seja o mesmo do índice de fadiga calculado pela potência, é possível visualizar a evolução do quadro de fadiga de cada um, possibilitando que um melhor protocolo de exercício ou reabilitação seja traçado para melhor atender as necessidades de cada usuário.

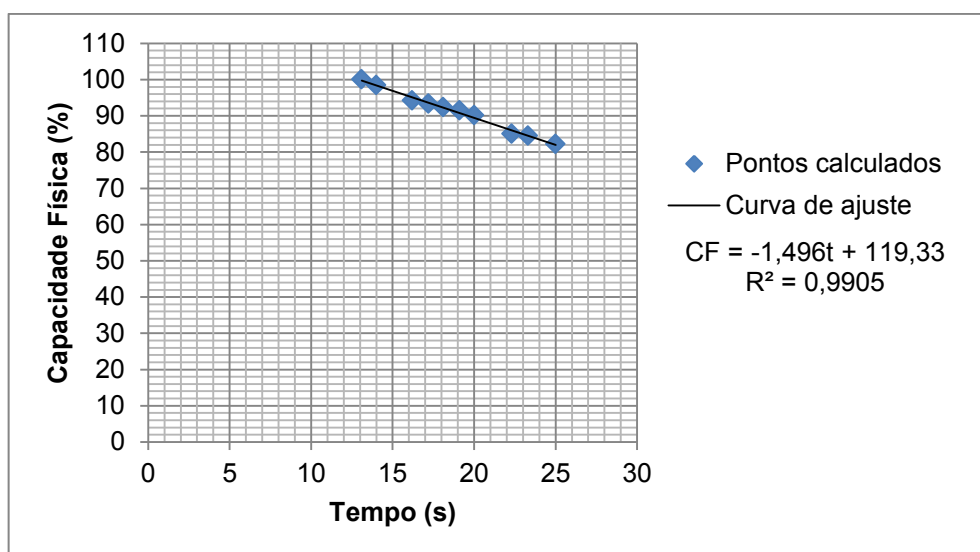


Figura 4.42 – Gráfico da capacidade física para a voluntária M.V.G.

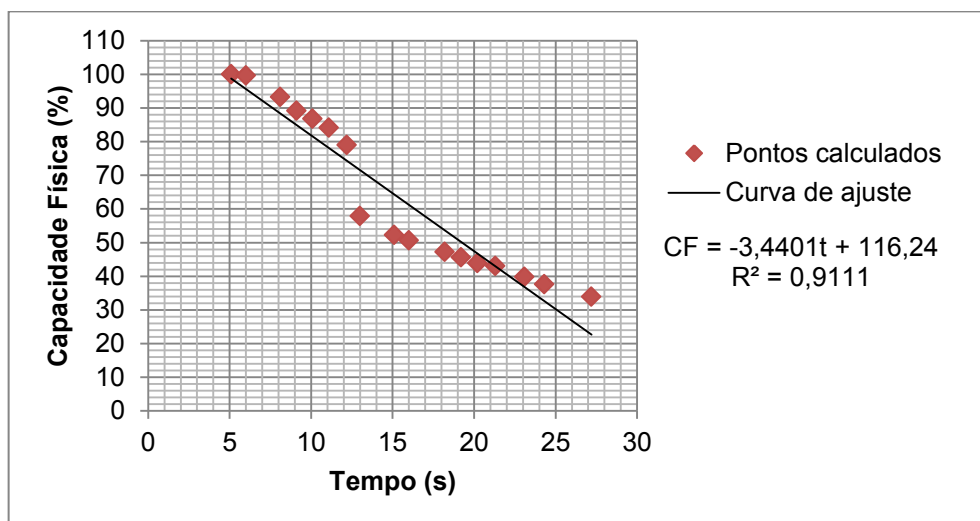


Figura 4.43 – Gráfico da capacidade física para o voluntário M.P.S.

Desta nova análise, verifica-se uma tendência de que a perda de energia pelo usuário, ou seja, a diminuição de sua capacidade física ao longo do teste aproxima-se de um comportamento linear. A equação que descreve a fadiga vista nos gráficos pode ser usada também para prever o comportamento de cada indivíduo em um dado ritmo e carga de exercício e, se comparada a curvas posteriores ao longo de um programa de treinamento ou reabilitação, descrever de forma mais precisa a evolução do usuário.

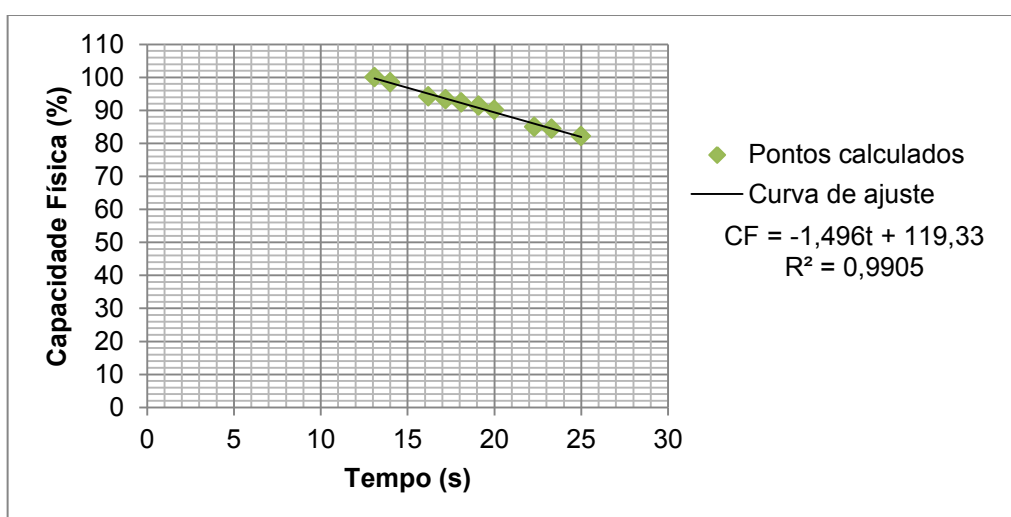


Figura 4.44 – Gráfico da capacidade física para a voluntária G.L.M.

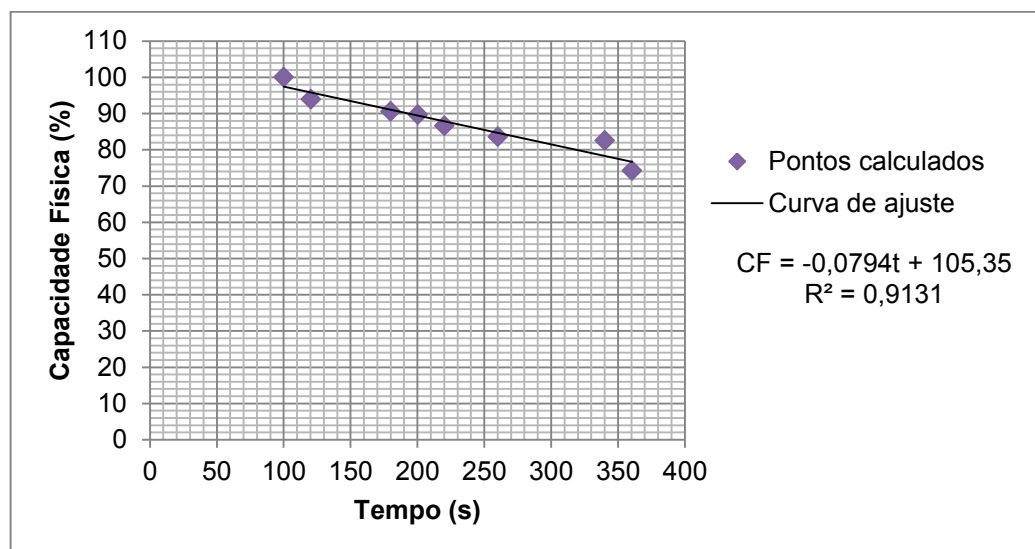


Figura 4.45 – Gráfico da capacidade física para o voluntário D.G.F.

4.10. Considerações Sobre o Protótipo ERGO1

Através dos testes realizados foi possível confirmar que a presença dos ajustes para ergonomia foi útil, visto que os usuários posicionaram o assento com relação ao eixo na distância que consideraram mais confortável. O cinto de segurança mostrou-se falho na maneira que foi fixado na estrutura, fazendo com que em alguns momentos o mesmo se soltasse, terminando por atrapalhar o usuário na execução dos testes.

O ajuste do posicionamento do encosto não foi utilizado por nenhum dos voluntários. O mecanismo utilizado para travar o assento na posição desejada também precisa de uma releitura, pois sua altura e proximidade aos aros de propulsão fazem com que o usuário possa se machucar dependendo do movimento que fizer com as mãos.

CAPÍTULO V

CONCLUSÃO E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

O novo protótipo do ergômetro para cadeirantes, ERGO1, possui dimensões e peso reduzidas comparados com o protótipo anterior, sendo que o módulo de propulsão e o módulo de resistência eletromagnética foram montados em uma mesma estrutura.

Para avaliação do condicionamento físico dos cadeirantes, além do teste de Wingate que já era utilizado para avaliação anaeróbia, foi desenvolvido um teste incremental para avaliação aeróbia. Uma nova medida do condicionamento físico através da energia média equivalente e do índice de fadiga também foi introduzida neste trabalho.

As principais conclusões que podem ser tiradas do trabalho são:

- O equipamento projetado permite avaliar cadeirantes em uma ampla faixa de operação de resistência;
- Este protótipo permite que o cadeirante se posicione de maneira mais confortável e eficiente, no que diz respeito ao gesto motor, ao adicionar ajustes de ergonomia para o assento e encosto. O início do procedimento também se tornou mais prático e menos incômodo para o cadeirante, já que a pesagem do mesmo agora é feita pela célula de carga no assento;
- O aplicativo desenvolvido em LabVIEW apresenta uma interface amigável que permite fácil manipulação e aplicação dos protocolos, bem como o acompanhamento necessário do próprio desempenho para o teste incremental. Os arquivos de dados gerados permitem a fácil extração dos resultados e possibilita que estes sejam utilizados como entrada em outros softwares para análises complementares;

- Os volantes de inércia adicionados cumpriram seu papel, suavizando o sinal adquirido e impedindo que a força de frenagem gerada pelo sistema de resistência eletromagnético interrompesse o movimento como acontecia anteriormente;
- O novo procedimento de calibração do sistema utilizando o controle da velocidade angular através do inversor de frequência provou-se mais efetivo;
- Os testes executados mostraram uma tendência de comportamento para o novo método proposto para determinação da capacidade física, apesar do baixo número de testes realizados nesta fase preliminar de avaliações. Esta tendência deve ser confirmada com a execução de testes com um número maior de voluntários;
- As cargas utilizadas no sistema devem ser reduzidas para possibilitar a melhor execução do protocolo incremental, pois as atuais mostram-se relativamente altas considerando uma variação dos níveis de resistência a cada 2 minutos. Este efeito indica que o sistema de resistência deve possuir um número maior de variações de carga em incrementos menores para a aplicação deste tipo de protocolo.

Como sugestões para futuros trabalhos podem ser citadas:

- Projeto e construção de um novo sistema de resistência eletromagnético que permita configurar uma maior quantidade de níveis de carga, visto que os atuais mostraram-se insuficientes para aplicação dos protocolos;
- Projeto e construção de uma nova estrutura leve e modular que permita ajustes melhores para o posicionamento do cadeirante com relação aos aros, assento e encosto. Esta nova estrutura deve oferecer fácil acesso para manutenção aos sistemas e ter fácil acesso ao cadeirante, ao mesmo tempo em que oferece um bom design;
- Projeto de novo sistema mecânico levando em consideração a falha do atual;
- Projeto e construção de um novo sistema de aquisição que vença as limitações apresentadas pelo atual, seja de baixo custo e utilize tecnologias e linguagem de programação livre;
- Avaliação e desenvolvimento de novos protocolos de avaliação do condicionamento físico que sejam melhores adaptados ao exercício para membros superiores;

- Projetar um sistema de medição de pressão e força para os aros de propulsão, possibilitando assim a captura em tempo real do esforço aplicado nos mesmos;
- Projetar um sistema para avaliação cardiovascular dos cadeirantes;
- Desenvolver um novo aplicativo de controle com novos sistemas de análise como frequência cardíaca, taxa de VO_2 , entre outros.

CAPÍTULO VI

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDOLFATO, R. P.; CAMACHO, J. S.; BRITO, G. A. **Extensometria Básica**. Ilha Solteira: Núcleo de Ensino e Pesquisa da Alvenaria Estrutural, 2004.

ANDREWS, J. R.; HARRELSON, G. L.; WILK, K. E. Reabilitação Física das Lesões Desportivas. **Guanabara Koogan S. A.**, n. 2, p. 504f, 1998.

BAR-OR, O. The Wingate anaerobic test: an update on methodology, reliability and validity. **Sports Medicine**, v. 4, p. 381-394, 1987.

BJERKEFORS, A.; JANSSON, A.; THORSTENSSON, A. Shoulder muscle strength in paraplegics before and after kayak ergometer training. **European Journal of Applied Physiology**, v. 97, p. 613-618, 2006.

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, p. 608-613, 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, p. 718-723, 2002.

COOPER, R. A.; FLETCHER-SHAW, T. L.; ROBERTSON, R. N. Model reference adaptive control of heart rate during wheelchair ergometry. **IEEE Transactions on Control Systems Technology**, v. 6, p. 507-514, 1998.

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, p. 421-429, 1999.

DALLY, J. W.; RILEY, W. F. **Experimental Stress Analysis**. 4^a. ed. Knoxville: College House Enterprises, 2005. 672 p.

DEVILLARD, X.; CALMELS, P.; SAUVIGNET, B.; BELLI, A. . D. C.; SIMARD, C.; GAUTHERON, V. Validation of a new ergometer adapted to all types of manual wheelchair. **European Journal of Applied Physiology**, v. 85, p. 479-485, 2001.

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, p. 1104-1207, 1983.

DROUET, J.-M.; CHAMPOUX, Y.; BERGERON, F. A user-friendly calibration system for bicycle ergometers home trainers and bicycle power monitoring devices. **Sports Engineering**, v. 11, p. 15-22, 2008.

EL-NAGGAR, B. B.; KHOLEIF, I. A. Disk-Rim flywheel of minimum weight. **Journal of American Science**, v. 7, n. 6, p. 146-149, Junho 2011.

FRANCHINI, E. Teste anaeróbio de Wingate: Conceitos e aplicação. **Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte**, v. 1, p. 11-27, 2002.

GARCÍA, A. F. Electromagnetismo, 2005. Disponível em: <<http://www.sc.ehu.es/sbweb/fisica/electromagnet/induccin/foucault/foucault.htm>>. Acesso em: 28 maio 2012.

GOOSEY-TOLFREY, V. L.; KIRK, J. H. Effect of push frequency and strategy variations on economy and perceived exertion during wheelchair propulsion. **European Journal of Applied Physiology**, v. 90, p. 154-158, 2003.

GORDON, R. S.; FRANKLIN, K. L.; BAKER, J.; DAVIES, B. Accurate assessment of the brake torque on a rope-braked cycle ergometer. **Sports Engineering**, v. 7, p. 131-138, 2004.

GUIMARÃES, J. I.; STEIN, R.; VILAS-BOAS, F.; GAVÃO, F.; NÓBREGA, A. C. L.; CASTRO, R. R. T.; HERDY, A. H.; CHALELLA, W. A.; ARAÚJO, C. G. S.; BRITO, F. S. Normatização

de técnicas e equipamentos para realização de exames em ergometria e ergoespirometria. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 80, p. 457-464, 2003.

HAISMA, J. A.; VAN DER WOUDE, L. H. V.; STAM, H. J.; BERGEN, M. P.; SLUIS, T. A. R.; BUSSMANN, J. B. J. Physical capacity in wheelchair-dependent persons with a spinal cord injury - a critical review of the literature. **Spinal Cord**, v. 44, p. 642-652, 2006.

HARMAN, E.; KNUTTGEN, H. G.; FRYKMAN, P. Automated data collection and processing for a cycle ergometer. **Journal of Applied Physiology**, v. 62, p. 831-836, 1987.

HJELTNES, N.; JANSEN, T. Physical Endurance Capacity, Functional Status and Medical Complications in Spinal Cord Injured Subjects with Long-standing Lesions. **Paraplegia**, v. 28, p. 428-432, 1990.

KEYSER, R. E.; RODGERS, M. M.; RASCH, E. R. Reliability of cardiorespiratory measurements during wheelchair ergometry. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 38, n. 4, p. 423-430, 2001.

KHURMI, R. S.; GUPTA, J. K. **A Textbook of Machine Design**. 14^a. ed. [S.l.]: Eurasia Publishing House (PVT.) LTD., 2005.

KREYSZIG, E. **Advanced Engineering Mathematics**. 7^a. ed. [S.l.]: John Wiley & Sons, 1993. 1271 p.

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, p. 20-26, 2009.

LANGBEIN, W. E.; ROBINSON, C. J.; KYNAST, L.; FEHR, L. Calibration of a New Wheelchair Ergometer: The Wheelchair Aerobic Fitness Trainer. **IEEE Transactions on Rehabilitation**, v. 1, n. 1, p. 49-58, Março 1993.

LIN, C. -J.; LIN, P. -C.; SU, F. -C. Preferred elbow position in confined wheelchair configuration. **Journal of Biomechanics**, v. 42, p. 1005-1009, 2009.

MANCINI, R. **Op Amps For Everyone**. Dallas: Texas Instruments Incorporated, 2002.

MARGONATO, V. Effects of training on cardiorespiratory fitness and lipidic profile of paraplegics. **Sport Sciences for Health**, v. 3, p. 7-9, 2008.

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**. Washington D.C.: Dept. of Veteran Affairs, Veterans Health Administration, Rehabilitation Research and Development Service, Scientific and Technical Publications Section, 1996. Cap. 3, p. 33-44.

MORROW, M. M. B.; HURD, W. J.; KAUFMAN, K. R.; AN, K. -N. Shoulder demands in manual wheelchair users across a spectrum of activities. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, p. 61-67, 2010.

MORROW, M. M. B.; KAUFMAN, K. R.; AN, K.-N. Scapula kinematics and associated impingement risk in manual wheelchair users during propulsion and a weight relief lift. **Clinical Biomechanics**, v. 26, p. 352-357, 2011.

MÜLLER, G.; ODERMATT, P.; PERRET, C. A new test to improve the training quality of wheelchair racing athletes. **Spinal Cord**, v. 42, p. 585-590, 2004.

MURAKI, S.; TSUNAWAKE, N.; TAHARA, Y.; HIRAMATSY, S.; YAMASAKI, M. Multivariate analysis of factors influencing physical work capacity in wheelchair-dependent paraplegics with spinal cord injury. **European Journal of Applied Physiology**, v. 81, p. 28-32, 2000.

NATIONAL INSTRUMENTS. LabVIEW 8.5 Help. **National Instruments**, 2007. Disponível em: <<http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361D-01/>>. Acesso em: 19 maio 2012.

NATIONAL INSTRUMENTS. O que é a Tecnologia DAQ? **National Instruments**, 2011. Disponível em: <<http://www.ni.com/white-paper/8734/pt>>. Acesso em: 14 junho 2012.

NILSSON, S.; STAFF, P. H.; PRUETT, E. D. R. Physical work capacity and the effect of training on subjects with long standing paraplegia. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 7, p. 51-56, 1975.

NORTON, R. L. **Projeto de Máquinas: uma abordagem integrada**. 2ª. ed. Porto Alegre: Bookman, 2004.

NOVAIS, D. V. Projeto e construção de um ergômetro para cadeirantes. **Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia**, Uberlândia, 2009.

PERTENCE JÚNIOR, A. **Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos: Teoria, Projetos, Aplicações e Laboratório**. 6ª. ed. Porto Alegre: Bookman, 2003. ISBN 978-85-363-0190-7.

POPOV, E. P. **Resistência dos Materiais**. 2ª. ed. [S.l.]: Prentice Hall, 1978. 507 p.

SALGADO, G. L. A. C. Análise de um sistema de geração de resistência eletromagnético utilizado em um ergômetro para cadeirantes. **Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia**, Uberlândia, 2009.

SASAKI, M.; IWAMI, T.; OBINATA, G.; MIYAWAKI, K.; MATSUO, K.; KIGUCHI, K. Development of a new adaptation system for a manual wheelchair based on human body function. **International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science MHS '07**, p. 478-483, 2007.

SASAKI, M.; SHIMAKURA, T.; OBINATA, G.; YAMAGUCHI, M. Adaptability evaluation of wheelchair based on physical and mental load. **International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science (MHS)**, p. 198-202, 2010.

SEIDL, E. M. F.; ZANNON, C. M. L. C. Qualidade de vida e saúde: aspectos conceituais e metodológicos. **Cadernos de Saúde Pública**, Rio de Janeiro, v. 20, n. 2, p. 580-588, Março-Abril 2004. ISSN 0102311X.

SHIMADA, S. D.; ROBERTSON, R. N.; BONINGER, M. L. . C. R. A. Kinematic characterization of wheelchair propulsion. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 35, p. 210-218, 1998.

SOUSA, M. S. C. Ergometria e ergoespirometria: abordagem ao teste de banco. **Laboratório de Atividades Físicas Profª. Socorro Cirilo LTDA**, 2007. Disponível em: <<http://laafisc.com.br/files/artigos/art06.pdf>>. Acesso em: 07 Julho 2011.

SOUSA, M. S. C. Ergometria e Ergoespirometria: abordagem ao teste de banco, 2007. Disponível em: <<http://www.laafisc.com.br/files/artigos/art06.pdf>>. Acesso em: 17 maio 2011.

STEELE, C. A.; KALNINS, I. V.; ROSSEN, B. E.; BIGGAR, D. W.; BORTOLUSSI, J. A.; JUTAI, J. W. Age-related health risk behaviors of adolescents with physical disabilities. **Social and Preventive Medicine**, v. 49, p. 132-141, 2004.

THEISEN, D.; FRANCAUX, M.; FAYT, A.; STURBOIS, X. A new procedure to determine external power output during handrim wheelchair propulsion on a roller ergometer. **International Journal of Sports Medicine**, v. 17, p. 564-571, 1996.

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, p. 532-537, 2001.

VIÑAS, J. L. G. Mecanismos de Transmisión de Movimento, 2002. Disponível em: <<http://almez.pntic.mec.es/jgonza86/Sistemas%20de%20poleas%20y%20correas.htm>>.

Acesso em: 01 junho 2012.

YEKUTIEL, M.; BROOKS, M. E.; OHRY, A.; YAROM, J.; CAREL, R. The Prevalence of Hypertension, Ischaemic Heart Disease and Diabetes in Traumatic Spinal Cord Injured Patients and Amputees. **Paraplegia**, v. 27, p. 58-62, 1989.

APÊNDICE I

CURVAS PARA O AJUSTE DA VELOCIDADE ANGULAR

Nesta seção são mostradas as tabelas e os gráficos do ajuste da velocidade angular para cada um dos níveis de resistência do sistema eletromagnético.

Tabela A1.1 – Dados para ajuste do nível 1.

Rotação Inversor (RPM)	Rotação (rad/s)	Rotação Medida (rad/s)				
		Medição 1	Medição 2	Medição 3	Média	
10	1,0472	0,5580	0,5686	0,5760	0,5675	LabVIEW
		0,5000	0,5367	0,5524	0,5297	Tacômetro
20	2,0944	2,1445	2,1286	2,1233	2,1322	LabVIEW
		2,0211	2,0185	2,0159	2,0185	Tacômetro
30	3,1416	3,3790	3,3856	3,3790	3,3812	LabVIEW
		3,2097	3,2044	3,1416	3,1852	Tacômetro
40	4,1888	4,5500	4,5864	4,5261	4,5542	LabVIEW
		4,2176	4,2150	4,1757	4,2028	Tacômetro
50	5,2360	5,7522	5,8302	5,7140	5,7654	LabVIEW
		5,2543	5,3381	5,2177	5,2700	Tacômetro
60	6,2832	6,9351	6,9072	6,9915	6,9446	LabVIEW
		6,3015	6,4036	6,2779	6,3277	Tacômetro
70	7,3304	8,1900	8,0369	8,2292	8,1520	LabVIEW
		7,4194	7,4142	7,4168	7,4168	Tacômetro

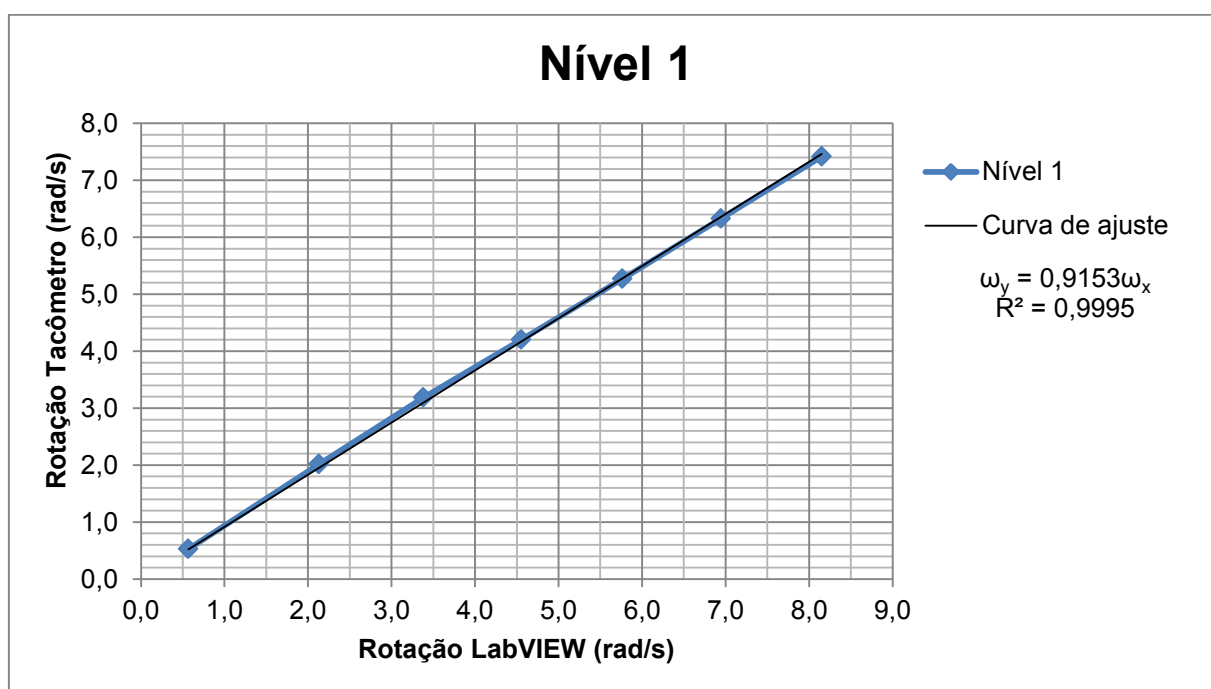


Figura A1.1 – Gráfico do ajuste da velocidade angular para o nível 1.

Tabela A1.2 – Dados para ajuste do nível 2.

Rotação Inversor (RPM)	Rotação (rad/s)	Rotação Medida (rad/s)				
		Medição 1	Medição 2	Medição 3	Média	
10	1,0472	0,5261	0,5335	0,5543	0,5380	LabVIEW
		0,4922	0,5053	0,5131	0,5035	Tacômetro
20	2,0944	2,1580	2,1419	1,1392	1,8130	LabVIEW
		2,0368	1,9059	1,9033	1,9487	Tacômetro
30	3,1416	3,3923	3,4125	3,4398	3,4149	LabVIEW
		3,2280	3,2280	3,1940	3,2166	Tacômetro
40	4,1888	4,6359	4,5621	4,5987	4,5989	LabVIEW
		4,2045	4,2464	4,2019	4,2176	Tacômetro
50	5,2360	5,8901	5,7909	5,7715	5,8175	LabVIEW
		5,2831	5,2595	5,3721	5,3049	Tacômetro
60	6,2832	7,0488	7,0200	6,9351	7,0013	LabVIEW
		6,3277	6,4272	6,3198	6,3582	Tacômetro
70	7,3304	8,0747	8,1128	8,2292	8,1389	LabVIEW
		7,4508	7,4456	7,4456	7,4473	Tacômetro

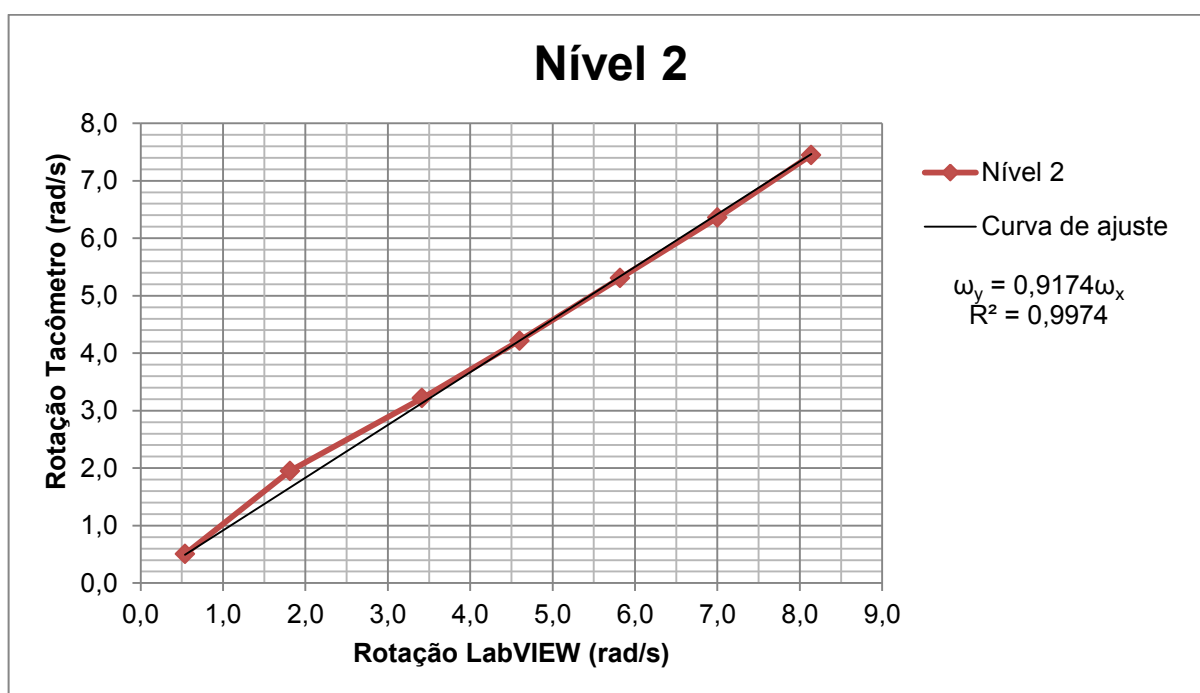


Figura A1.2 – Gráfico do ajuste da velocidade angular para o nível 2.

Tabela A1.3 – Dados para ajuste da velocidade angular do nível 3.

Rotação Inversor (RPM)	Rotação (rad/s)	Rotação Medida (rad/s)				
		Medição 1	Medição 2	Medição 3	Média	
10	1,0472	0,6127	0,6167	0,6114	0,6136	LabVIEW
		0,5445	0,5472	0,5760	0,5559	Tacômetro
20	2,0944	2,1799	2,1854	2,1826	2,1826	LabVIEW
		1,9556	1,9530	2,0525	1,9871	Tacômetro
30	3,1416	3,4467	3,4329	3,4261	3,4352	LabVIEW
		3,2280	3,2594	3,0735	3,1870	Tacômetro
40	4,1888	4,6359	4,6484	4,6737	4,6526	LabVIEW
		4,2778	4,2359	4,2333	4,2490	Tacômetro
50	5,2360	5,8302	5,7715	5,9103	5,8373	LabVIEW
		5,2936	5,3145	5,3800	5,3294	Tacômetro
60	6,2832	7,0488	7,0200	7,1070	7,0586	LabVIEW
		6,3434	6,4926	6,3408	6,3923	Tacômetro
70	7,3304	8,2688	8,1900	8,1512	8,2033	LabVIEW
		7,4796	7,4822	7,4796	7,4805	Tacômetro

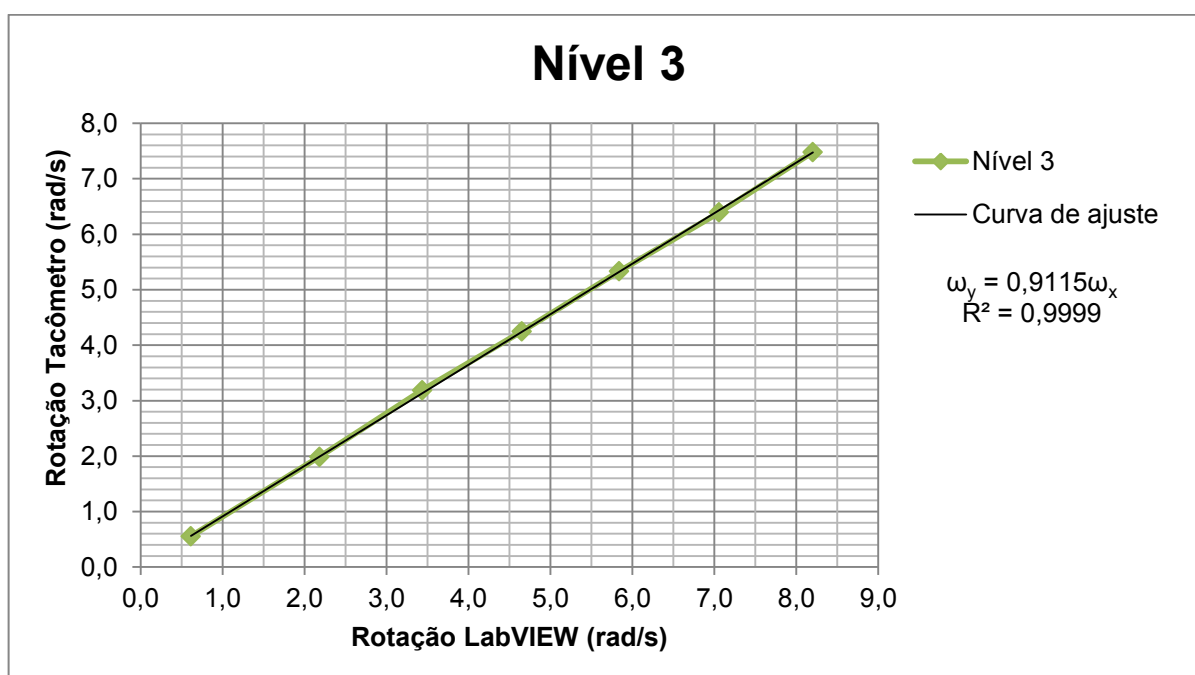


Figura A1.3 – Gráfico do ajuste da velocidade angular para o nível 3.

Tabela A1.4 – Dados para ajuste da velocidade angular do nível 4.

Rotação Inversor (RPM)	Rotação (rad/s)	Rotação Medida (rad/s)				
		Medição 1	Medição 2	Medição 3	Média	
10	1,0472	0,6347	0,6337	0,6349	0,6344	LabVIEW
		0,5655	0,5969	0,5995	0,5873	Tacômetro
20	2,0944	2,2279	2,2482	2,2307	2,2356	LabVIEW
		1,9766	2,1075	1,9740	2,0193	Tacômetro
30	3,1416	3,4957	3,3589	3,4606	3,4384	LabVIEW
		3,3144	3,1154	3,1128	3,1809	Tacômetro
40	4,1888	4,6610	4,7380	4,6864	4,6951	LabVIEW
		4,2857	4,2857	4,2830	4,2848	Tacômetro
50	5,2360	5,9927	5,9307	5,8500	5,9245	LabVIEW
		5,4192	5,4219	5,4140	5,4184	Tacômetro
60	6,2832	7,1962	7,1070	7,0488	7,1174	LabVIEW
		6,5450	6,3931	6,5450	6,4944	Tacômetro
70	7,3304	8,2688	8,1900	8,2688	8,2425	LabVIEW
		7,5896	7,5294	7,4665	7,5285	Tacômetro

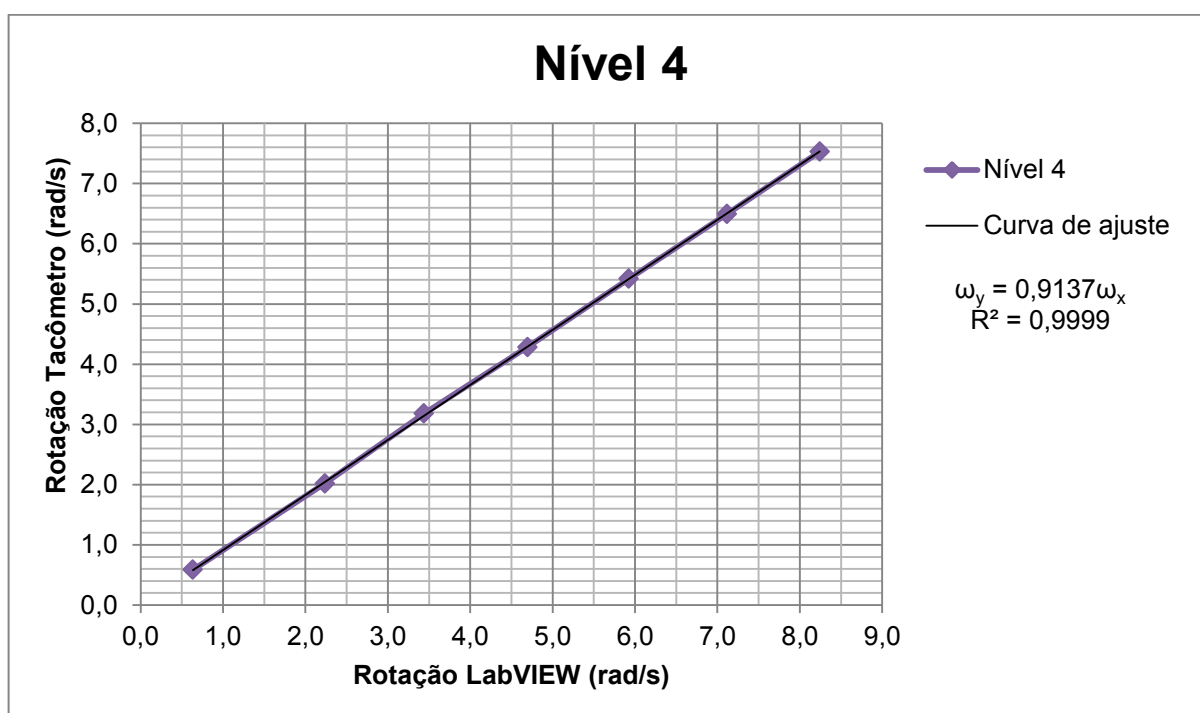


Figura A1.4 – Gráfico do ajuste da velocidade angular para o nível 4.

Tabela A1.5 – Dados para ajuste da velocidade angular do nível 5.

Rotação Inversor (RPM)	Rotação (rad/s)	Rotação Medida (rad/s)				
		Medição 1	Medição 2	Medição 3	Média	
10	1,0472	0,6430	0,6449	0,6456	0,6445	LabVIEW
		0,5707	0,5733	0,6074	0,5838	Tacômetro
20	2,0944	2,2512	2,2424	2,2279	2,2405	LabVIEW
		2,0918	2,0892	2,0892	2,0900	Tacômetro
30	3,1416	3,5316	3,5462	3,5535	3,5438	LabVIEW
		3,1547	3,1337	3,3196	3,2027	Tacômetro
40	4,1888	4,7643	4,7250	4,7511	4,7468	LabVIEW
		4,3275	4,3720	4,3694	4,3563	Tacômetro
50	5,2360	5,9512	5,9927	5,9307	5,9582	LabVIEW
		5,3826	5,3800	5,4140	5,3922	Tacômetro
60	6,2832	7,1663	7,0778	7,1663	7,1368	LabVIEW
		6,5921	6,5136	6,5633	6,5563	Tacômetro
70	7,3304	8,3087	8,3490	8,3087	8,3221	LabVIEW
		7,5817	7,5843	7,5843	7,5835	Tacômetro

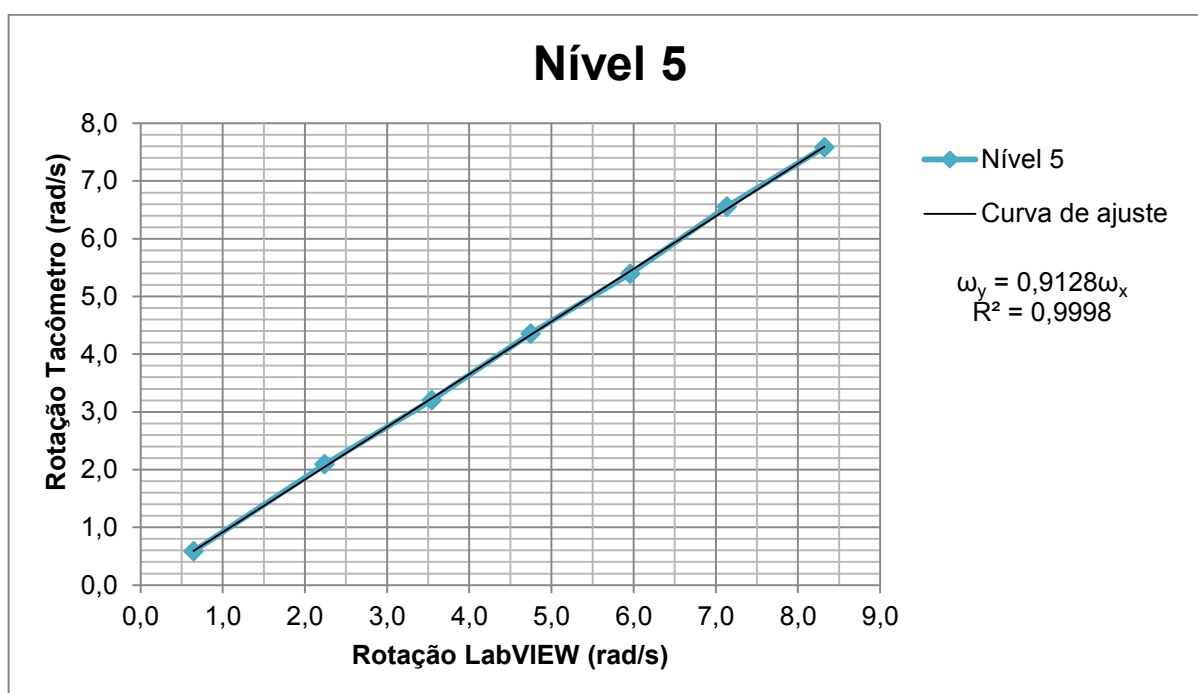


Figura A1.5 – Gráfico do ajuste da velocidade angular para o nível 5.

Tabela A1.6 – Dados para ajuste da velocidade angular do nível 6.

Rotação Inversor (RPM)	Rotação (rad/s)	Rotação Medida (rad/s)				
		Medição 1	Medição 2	Medição 3	Média	
10	1,0472	0,6473	0,6500	0,6488	0,6487	LabVIEW
		0,6126	0,6152	0,6205	0,6161	Tacômetro
20	2,0944	2,2541	2,2192	2,2279	2,2337	LabVIEW
		2,1075	2,1049	1,9661	2,0595	Tacômetro
30	3,1416	3,5831	3,5535	3,5757	3,5708	LabVIEW
		3,3458	3,1835	3,2777	3,2690	Tacômetro
40	4,1888	4,8312	4,7775	4,7908	4,7998	LabVIEW
		4,3590	4,3563	4,3982	4,3712	Tacômetro
50	5,2360	5,9512	5,9103	5,9719	5,9445	LabVIEW
		5,4428	5,5161	5,5397	5,4995	Tacômetro
60	6,2832	7,2570	7,2877	7,2265	7,2571	LabVIEW
		6,5502	6,5973	6,4926	6,5467	Tacômetro
70	7,3304	8,3898	8,3087	8,4724	8,3903	LabVIEW
		7,6210	7,6210	7,6157	7,6192	Tacômetro

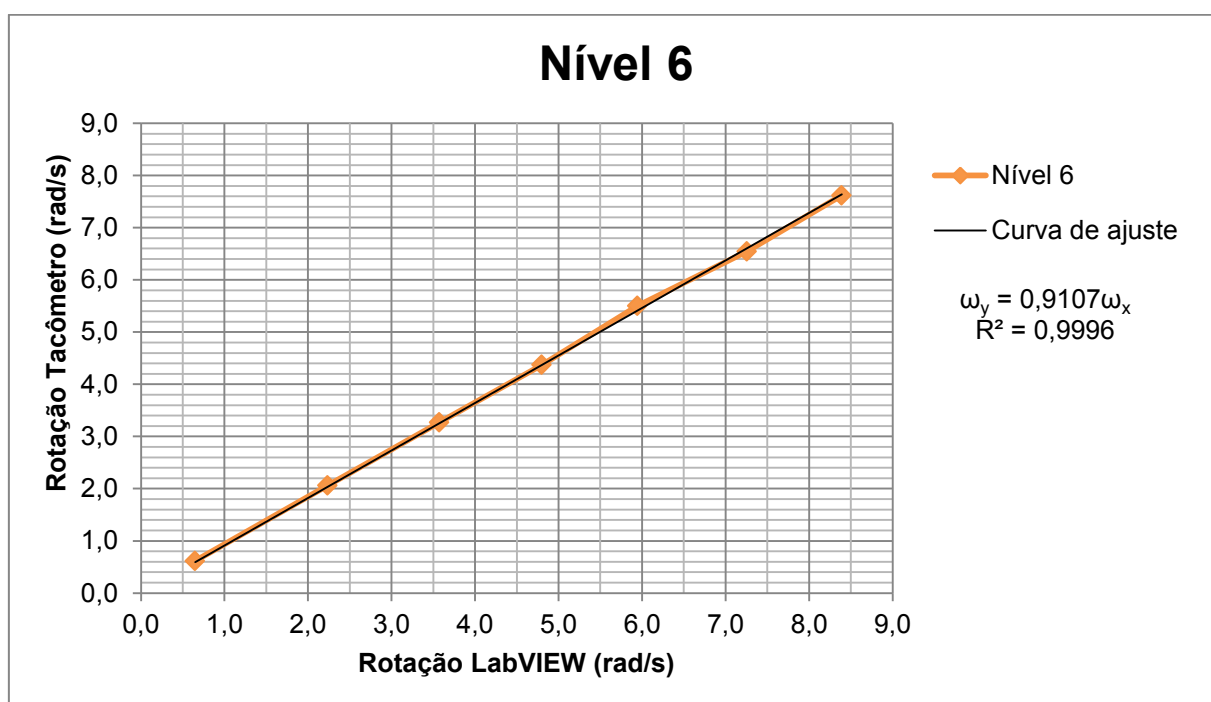


Figura A1.6 – Gráfico do ajuste da velocidade angular para o nível 6.

Tabela A1.7 – Dados para ajuste da velocidade angular do nível 7.

Rotação Inversor (RPM)	Rotação (rad/s)	Rotação Medida (rad/s)				
		Medição 1	Medição 2	Medição 3	Média	
10	1,0472	0,6700	0,6687	0,6638	0,6675	LabVIEW
		0,5943	0,5969	0,6309	0,6074	Tacômetro
20	2,0944	2,2512	2,2221	2,2164	2,2299	LabVIEW
		2,0892	2,0839	2,0865	2,0865	Tacômetro
30	3,1416	3,5609	3,5981	3,6057	3,5882	LabVIEW
		3,2620	3,2620	3,2620	3,2620	Tacômetro
40	4,1888	4,8177	4,8585	4,8448	4,8403	LabVIEW
		4,4087	4,4087	4,4558	4,4244	Tacômetro
50	5,2360	6,0136	6,1645	6,0774	6,0852	LabVIEW
		5,5737	5,5920	5,5947	5,5868	Tacômetro
60	6,2832	7,2877	7,2570	7,1663	7,2370	LabVIEW
		6,6602	6,6549	6,5319	6,6157	Tacômetro
70	7,3304	8,4309	8,3490	8,5567	8,4456	LabVIEW
		7,6812	7,6733	7,6760	7,6768	Tacômetro

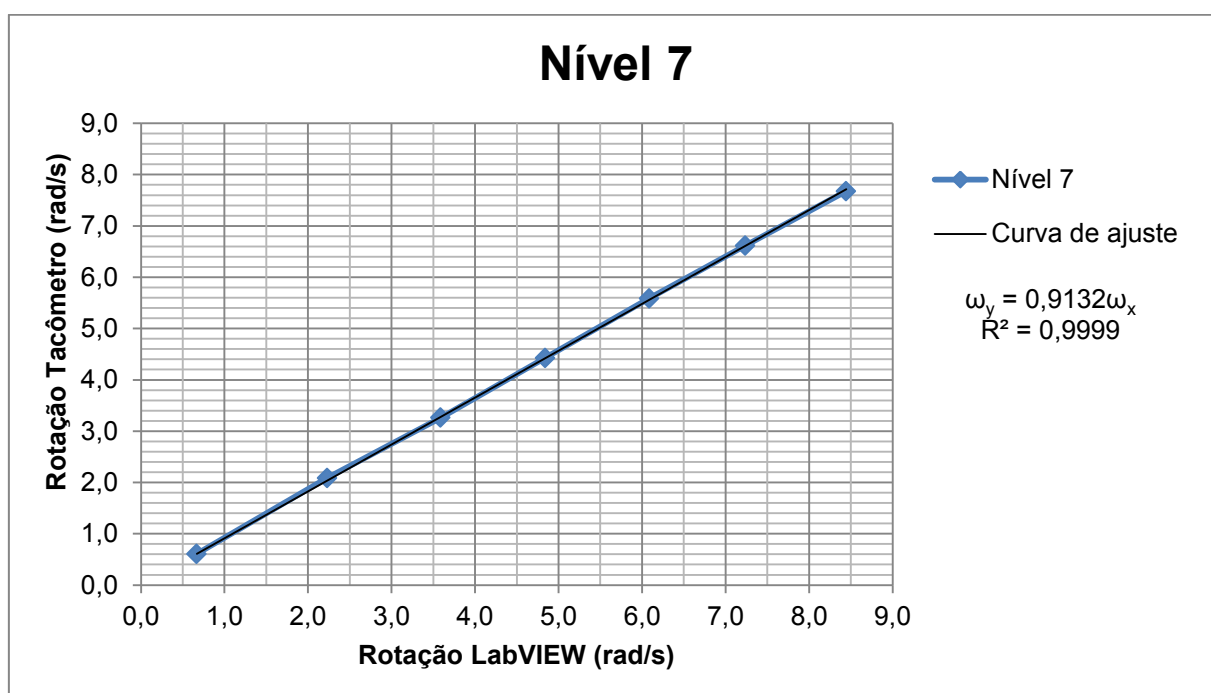


Figura A1.7 – Gráfico do ajuste da velocidade angular para o nível 7.

Tabela A1.8 – Dados para ajuste da velocidade angular do nível 8.

Rotação Inversor (RPM)	Rotação (rad/s)	Rotação Medida (rad/s)				
		Medição 1	Medição 2	Medição 3	Média	
10	1,0472	0,6545	0,6567	0,6575	0,6562	LabVIEW
		0,6178	0,6231	0,6257	0,6222	Tacômetro
20	2,0944	2,2307	2,2250	2,2164	2,2240	LabVIEW
		2,0839	2,0839	2,0839	2,0839	Tacômetro
30	3,1416	3,5535	3,5683	3,5757	3,5658	LabVIEW
		3,1940	3,3537	3,1625	3,2367	Tacômetro
40	4,1888	4,8448	4,9140	4,8861	4,8816	LabVIEW
		4,4401	4,4427	4,4401	4,4410	Tacômetro
50	5,2360	6,1206	6,0989	6,2090	6,1429	LabVIEW
		5,6339	5,5894	5,6261	5,6165	Tacômetro
60	6,2832	7,2570	7,3187	7,3815	7,3191	LabVIEW
		6,7021	6,5685	6,5947	6,6218	Tacômetro
70	7,3304	8,5144	8,4724	8,3898	8,4589	LabVIEW
		7,7152	7,7178	7,7152	7,7161	Tacômetro

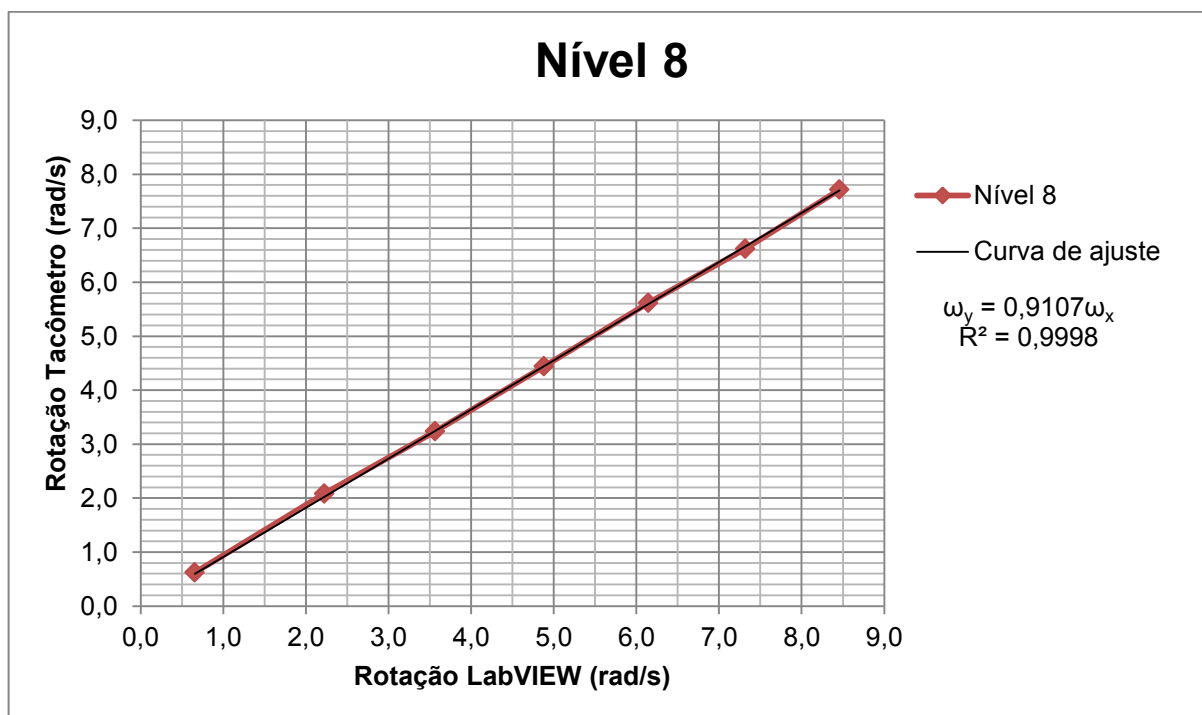


Figura A1.8 – Gráfico do ajuste da velocidade angular para o nível 8.

APÊNDICE II

RESULTADOS DOS TESTES DO ERGO1

Na sequência são mostrados os dados complementares dos testes realizados com voluntários para avaliação do funcionamento completo do protótipo construído.

- Voluntária M.V.G.

Tabela A2.1 – Frequência cardíaca e pressão sanguínea para a voluntária M.V.G.

Pressão Sanguínea (mmHg)		
Inicial	Final	
125 x 84	119 x 80	
Frequência Cardíaca		
Tempo (s)	BPM	
0	112	Início do Protocolo
15	133	
30	153	Término do Protocolo
45	149	
60	141	
75	122	
90	113	
105	107	
120	114	
135	109	
150	108	

Tabela A2.2 – Dados para curva de capacidade física da voluntária M.V.G.

Tempo (s)	Energia Média Equivalente (J)	Capacidade Física (%)
1,3	291,8	100,00
2,2	327,1	100,00
3,1	337,4	100,00
9,2	311,7	100,00
10,1	318,7	100,00
11	318,9	100,00
13,1	344,1	100,00
14	338,8	98,46
16,2	324,1	94,19
17,2	321,1	93,32
18,1	317,9	92,39
19,1	314,6	91,43
20	310,3	90,18
22,3	292,6	85,03
23,3	290,6	84,45
25	282,7	82,16

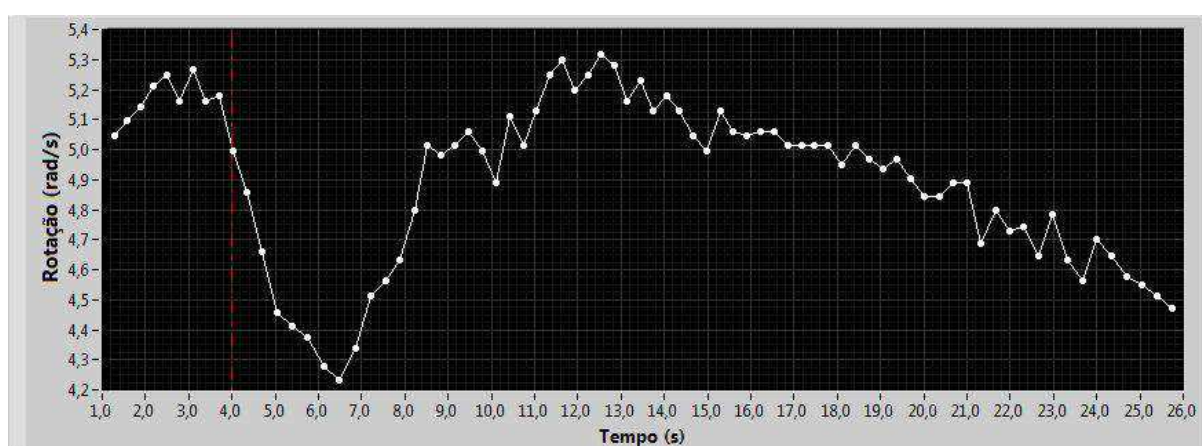


Figura A2.1 – Gráfico da velocidade angular desenvolvida pela voluntária M.V.G.

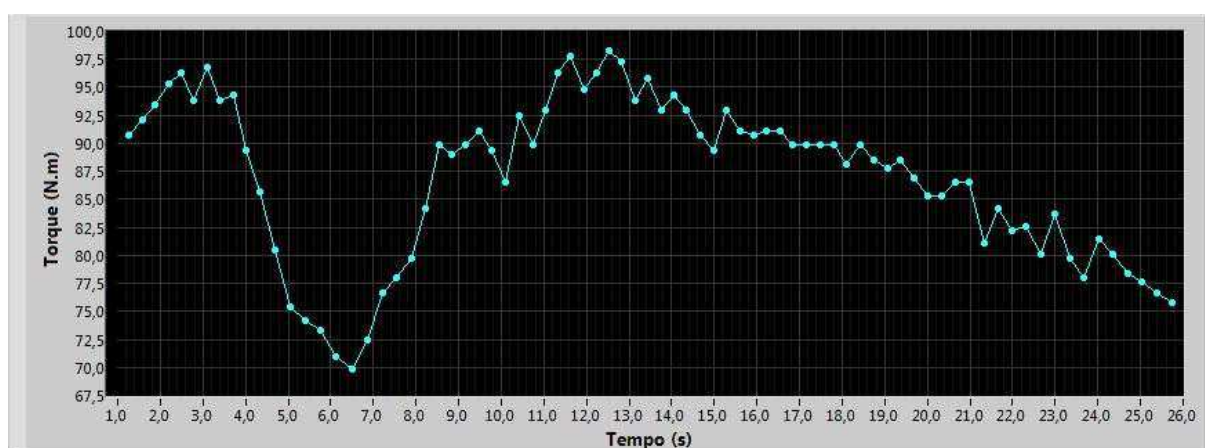


Figura A2.2 – Gráfico do torque desenvolvido pela voluntária M.V.G.

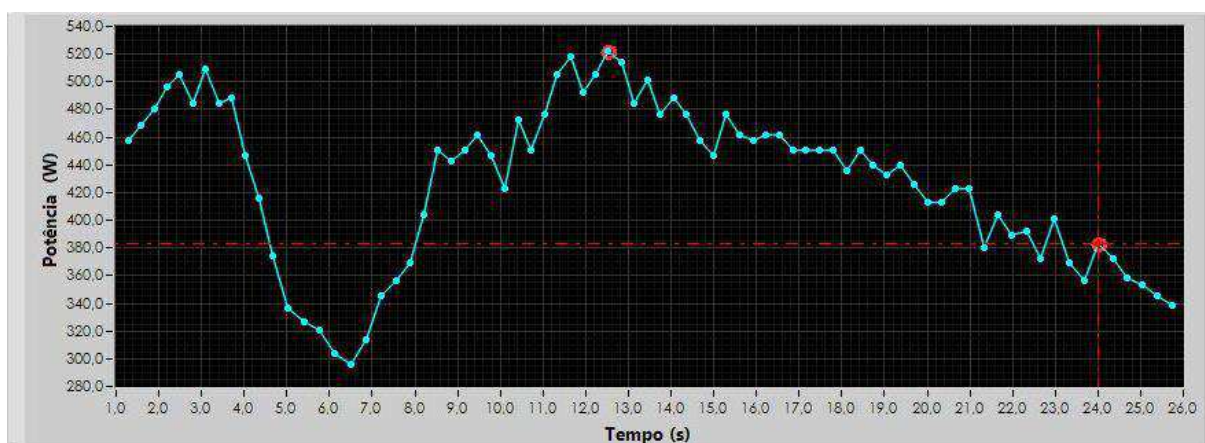


Figura A2.3 – Gráfico da potência absoluta para a voluntária M.V.G.

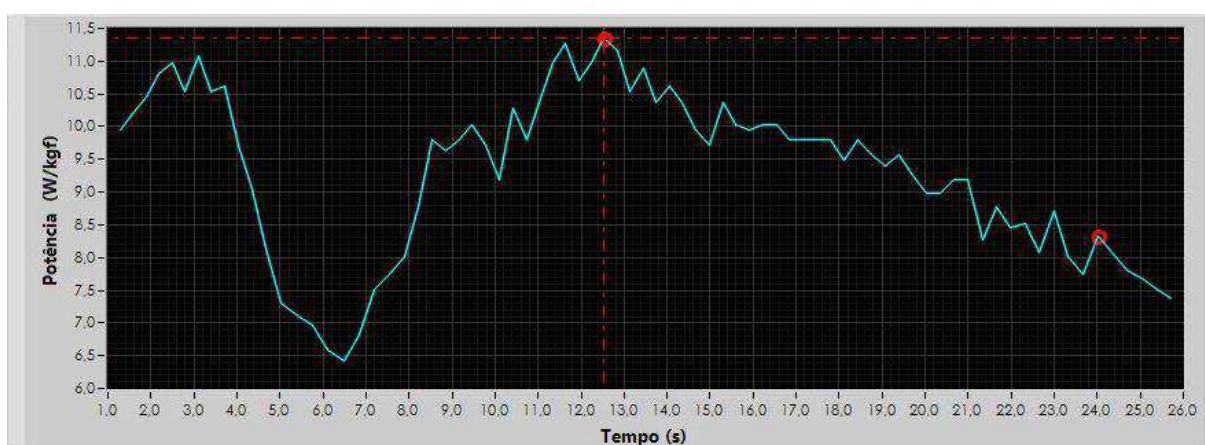


Figura A2.4 – Gráfico da potência relativa para a voluntária M.V.G.

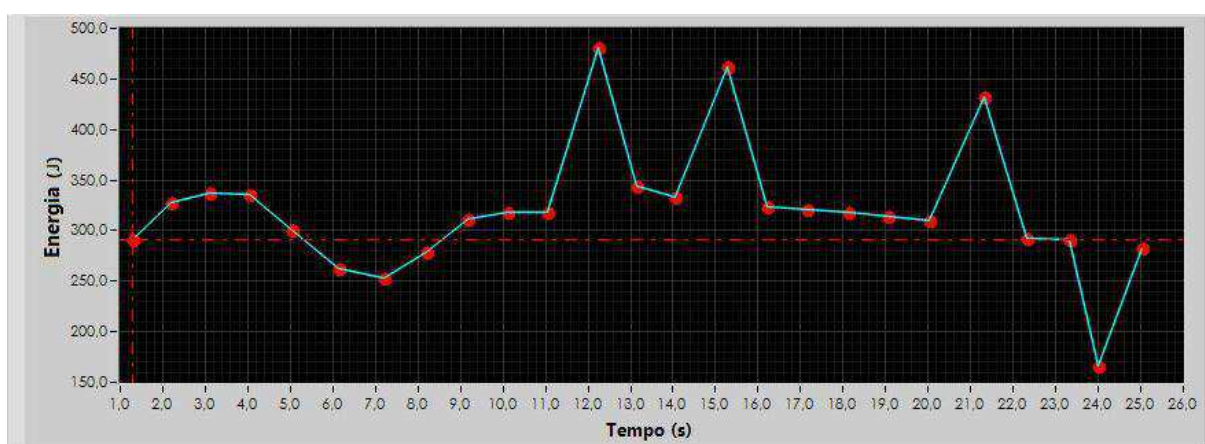


Figura A2.5 – Gráfico da energia média equivalente para a voluntária M.V.G.

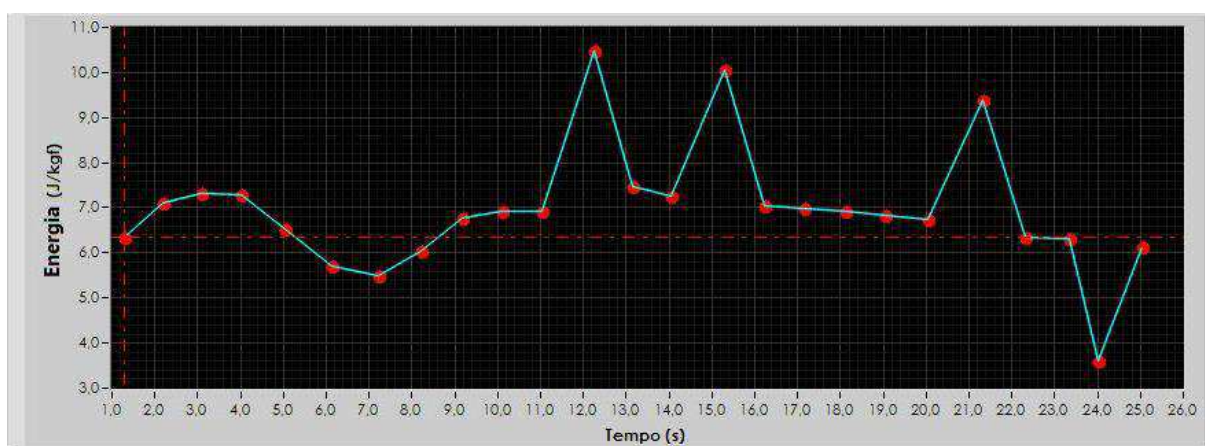


Figura A2.6 – Gráfico da energia média equivalente relativa para a voluntária M.V.G.

- Voluntário M.P.S.

Tabela A2.3 – Frequência cardíaca e pressão sanguínea para o voluntário M.P.S.

Pressão Sanguínea (mmHg)		
Inicial	Final	
120 x 85	164 x 87	
Frequência Cardíaca		
Tempo (s)	BPM	
0	95	Início do Protocolo
15	159	
30	165	Término do Protocolo
45	146	
60	142	
75	124	
90	118	
105	113	
120	105	
135	106	
150	94	

Tabela A2.4 – Dados para curva de capacidade física do voluntário M.P.S.

Tempo (s)	Energia Média Equivalente (J)	Capacidade Física (%)
1,1	127,9	100,00
2,1	1198,6	100,00
3,1	1329,3	100,00
5,1	1378,4	100,00
6	1373,1	99,62
8,1	1285,4	93,25
9,1	1228,9	89,15
10,1	1196,6	86,81
11,1	1159,9	84,15
12,2	1088,6	78,98
13	798,2	57,91
15,1	720,4	52,26
16	698,8	50,70
18,2	651,6	47,27
19,2	628,7	45,61
20,2	605,2	43,91
21,3	593,8	43,08
23,1	548,8	39,81
24,3	519,2	37,67
27,2	467,7	33,93

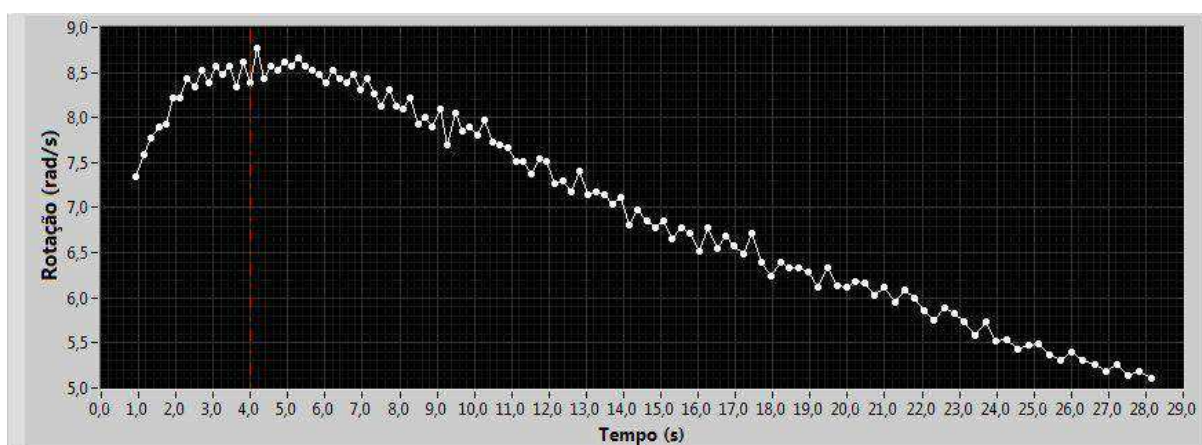


Figura A2.7 – Gráfico da velocidade angular desenvolvida pelo voluntário M.P.S.

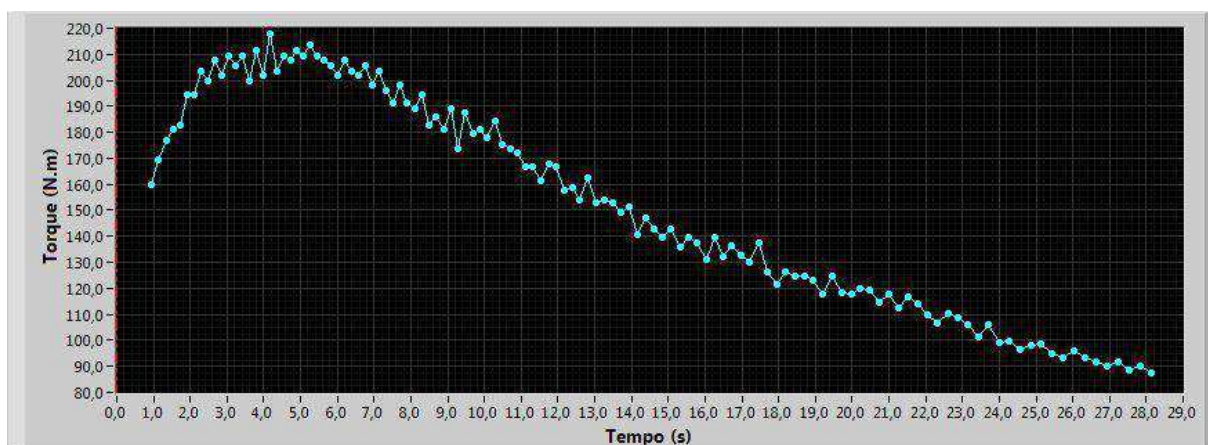


Figura A2.8 – Gráfico do torque desenvolvido pelo voluntário M.P.S.

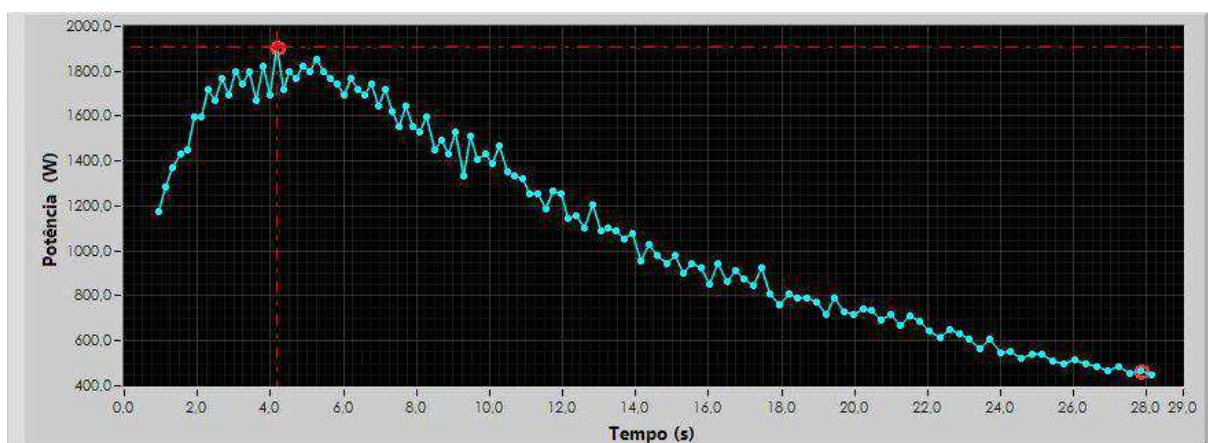


Figura A2.9 – Gráfico da potência absoluta para o voluntário M.P.S.

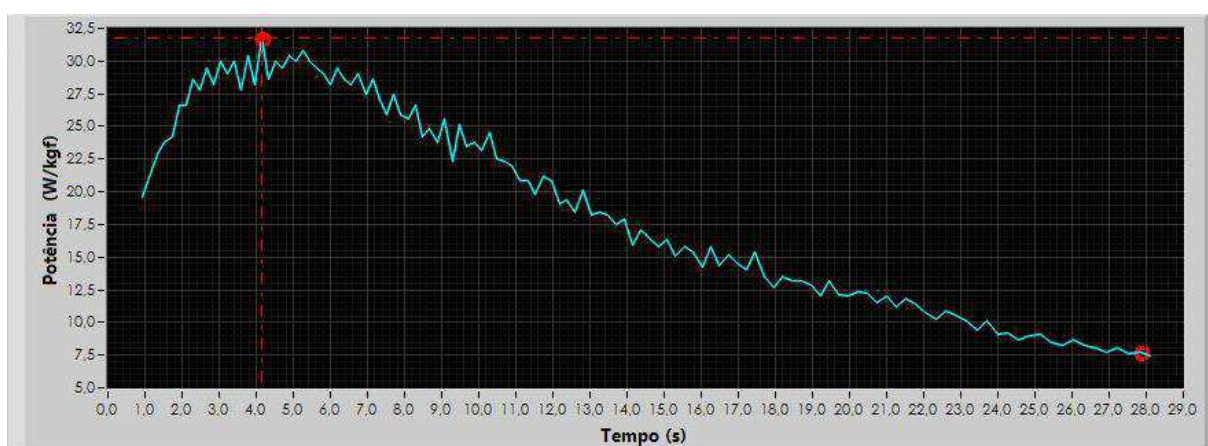


Figura A2.10 – Gráfico da potência relativa para o voluntário M.P.S.

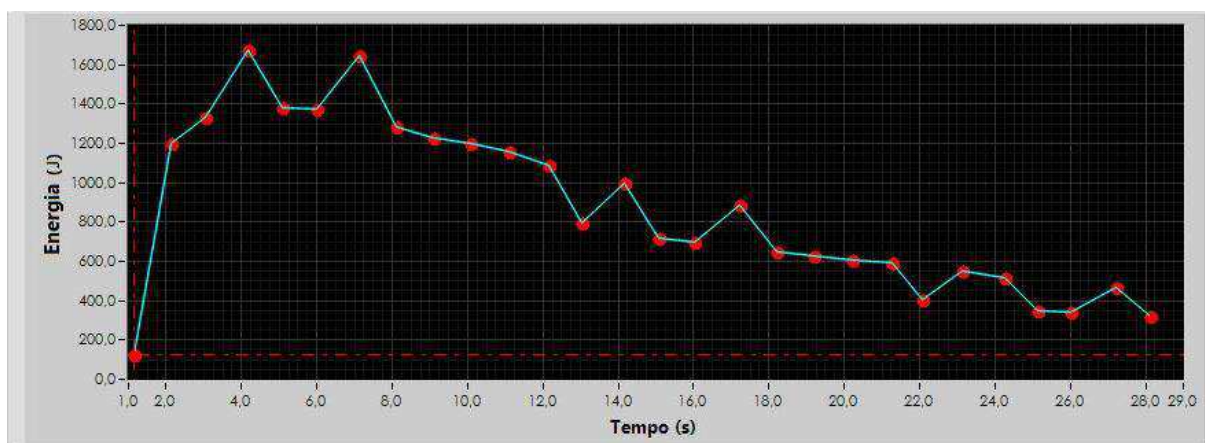


Figura A2.11 – Gráfico da energia média equivalente para o voluntário M.P.S.

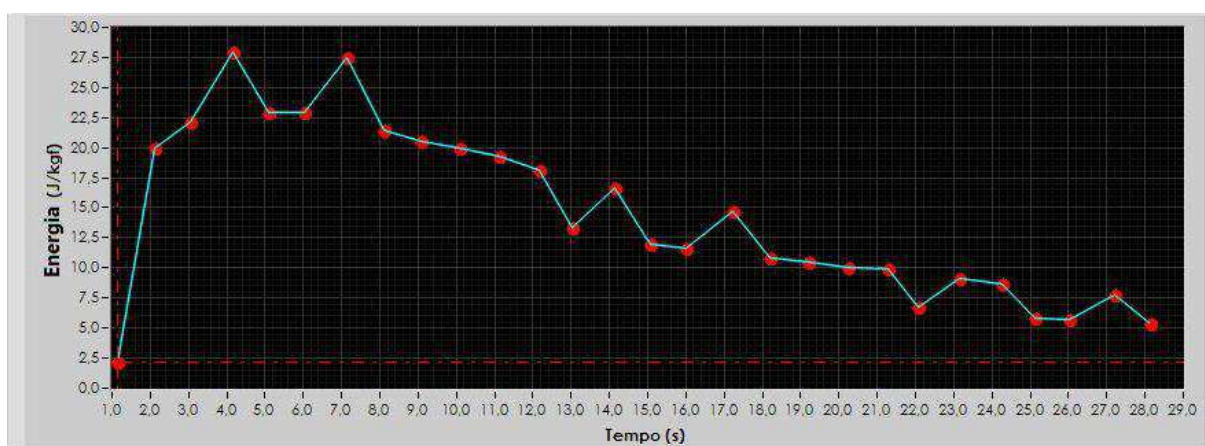


Figura A2.12 – Gráfico da energia média equivalente relativa para o voluntário M.P.S.

- Voluntária G.L.M.

Tabela A2.5 – Frequência cardíaca e pressão sanguínea para a voluntária G.L.M.

Pressão Sanguínea (mmHg)		
Inicial	Final	
111 x 76	132 x 76	
Frequência Cardíaca		
Tempo (s)	BPM	
0	111	Início do Protocolo
120	146	
240	145	
347	140	Término do Protocolo
377	132	
407	123	
437	117	
467	114	

Tabela A2.6 – Dados para curva de capacidade física da voluntária G.L.M.

Tempo (s)	Energia Média Equivalente (J)	Capacidade Física (%)
20,3	1799	100,00
40,3	2201,2	100,00
60,6	2175,2	100,00
80	2124,5	100,00
100,5	2269,8	100,00
120,6	2210	97,37
140,3	2097,5	92,41
160,1	2250,1	92,41
180,3	2195,7	92,41
200,5	2039,3	89,84
220,5	2068,2	89,84
240,6	1929,5	85,01
260,1	1996,2	85,01
280,6	1995	85,01
300,6	1550,8	68,32
320,5	1566,1	68,32
340,4	1458,2	64,24

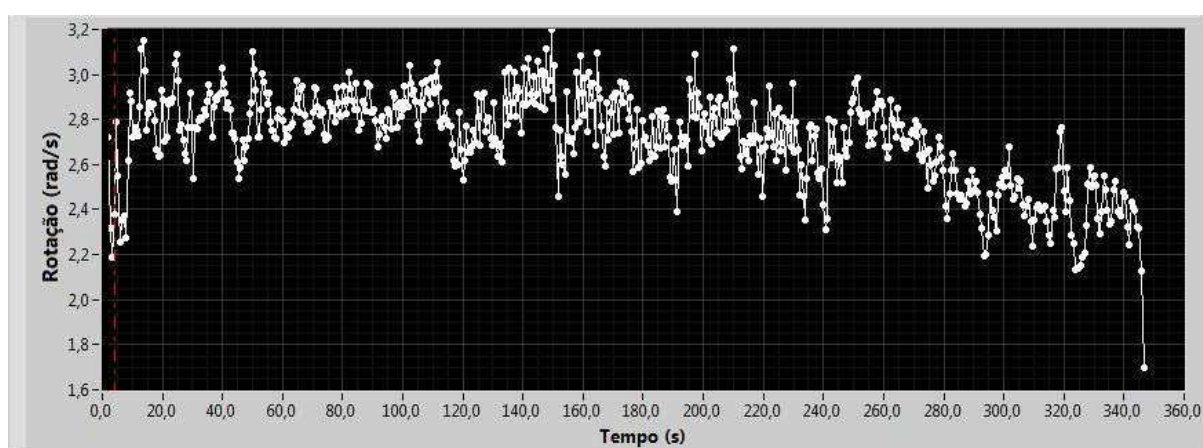


Figura A2.13 – Gráfico da velocidade angular desenvolvida pela voluntária G.L.M..

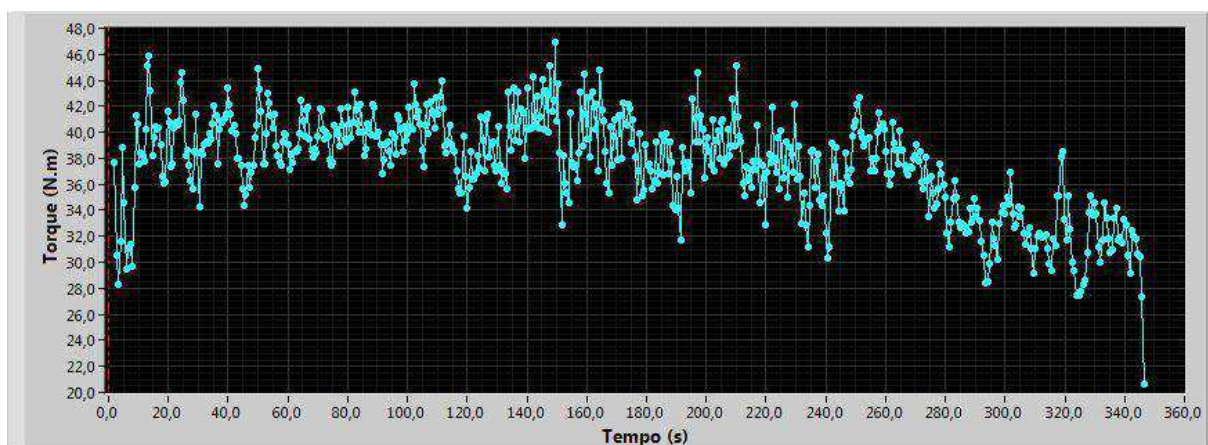


Figura A2.14 – Gráfico do torque desenvolvido pela voluntária G.L.M.

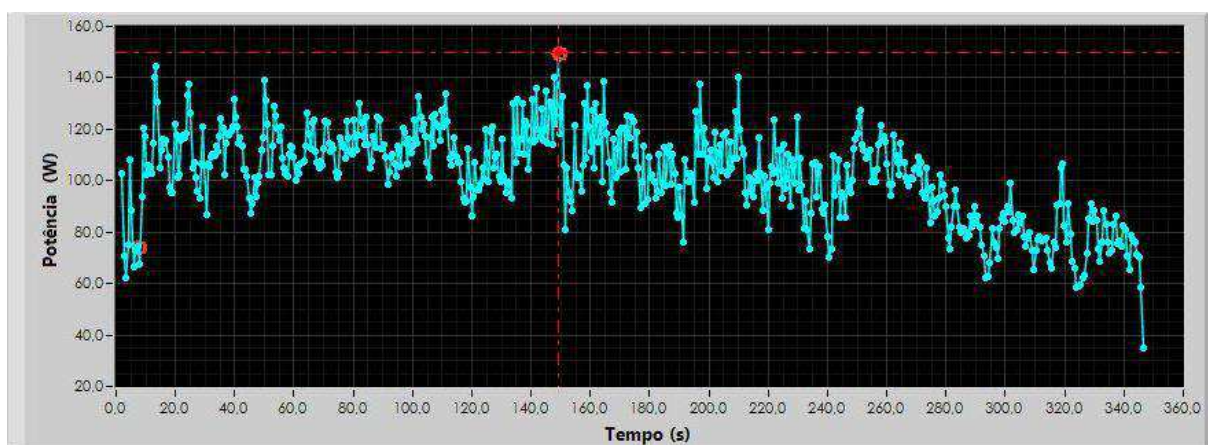


Figura A2.15 – Gráfico da potência absoluta para a voluntária G.L.M..

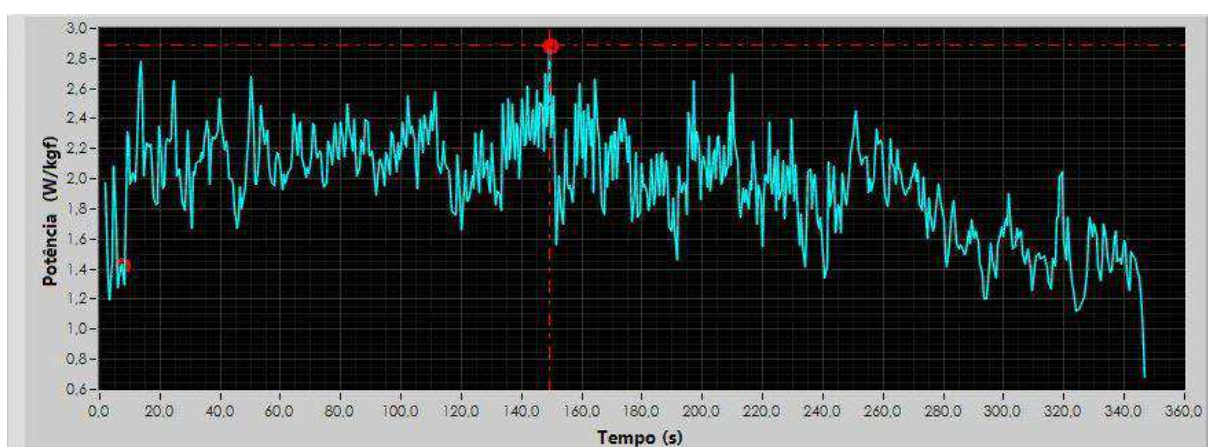


Figura A2.16 – Gráfico da potência relativa para a voluntária G.L.M.

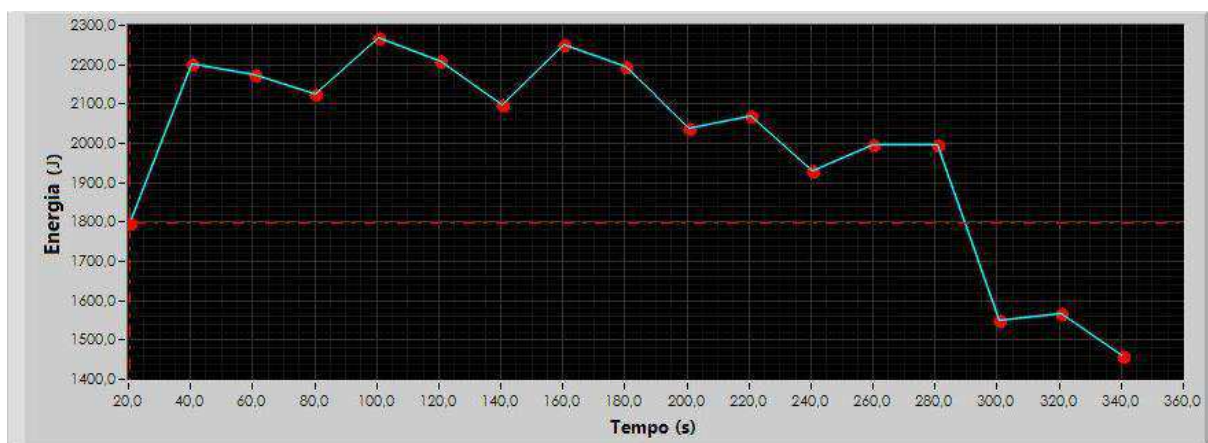


Figura A2.17 – Gráfico da energia média equivalente para a voluntária G.L.M.

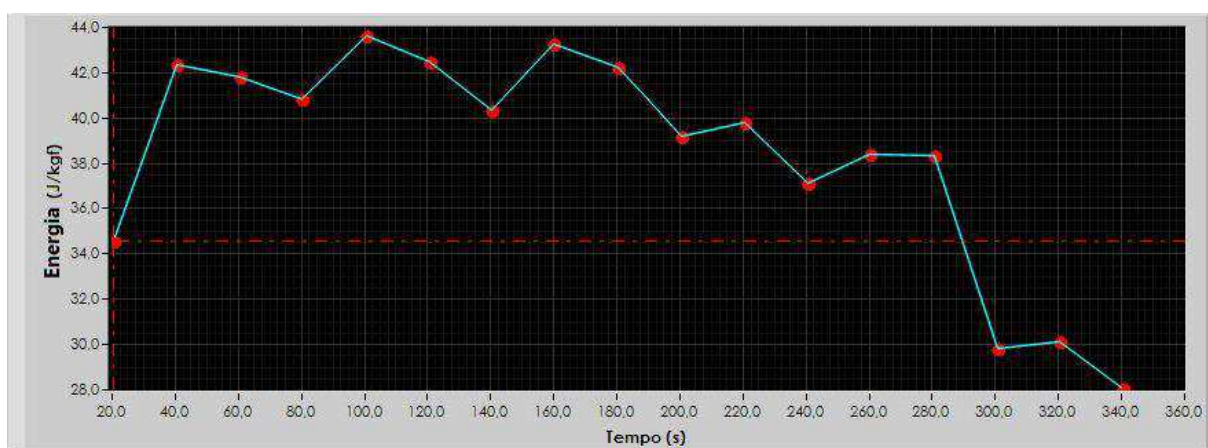


Figura A2.18 – Gráfico da energia média equivalente relativa para a voluntária G.L.M.

- Voluntário D.G.F.

Tabela A2.7 – Frequência cardíaca e pressão sanguínea para o voluntário D.G.F.

Pressão Sanguínea (mmHg)		
Inicial	Final	
146 x 95	151 x 96	
Frequência Cardíaca		
Tempo (s)	BPM	
0	87	Início do Protocolo
120	97	
240	117	
360	140	
404	140	Término do Protocolo
434	105	
464	108	
494	101	
524	93	

Tabela A2.8 – Dados para curva de capacidade física do voluntário D.G.F.

Tempo (s)	Energia Média Equivalente (J)	Capacidade Física (%)
20,3	1799	100,00
40,3	2201,2	100,00
60,6	2175,2	100,00
80	2124,5	100,00
100,5	2269,8	100,00
120,6	2210	93,93
140,3	2097,5	90,62
160,1	2250,1	89,70
180,3	2195,7	86,62
200,5	2039,3	86,62
220,5	2068,2	83,64
240,6	1929,5	83,64
260,1	1996,2	83,64
280,6	1995	82,56
300,6	1550,8	74,22
320,5	1566,1	64,41
340,4	1458,2	64,41

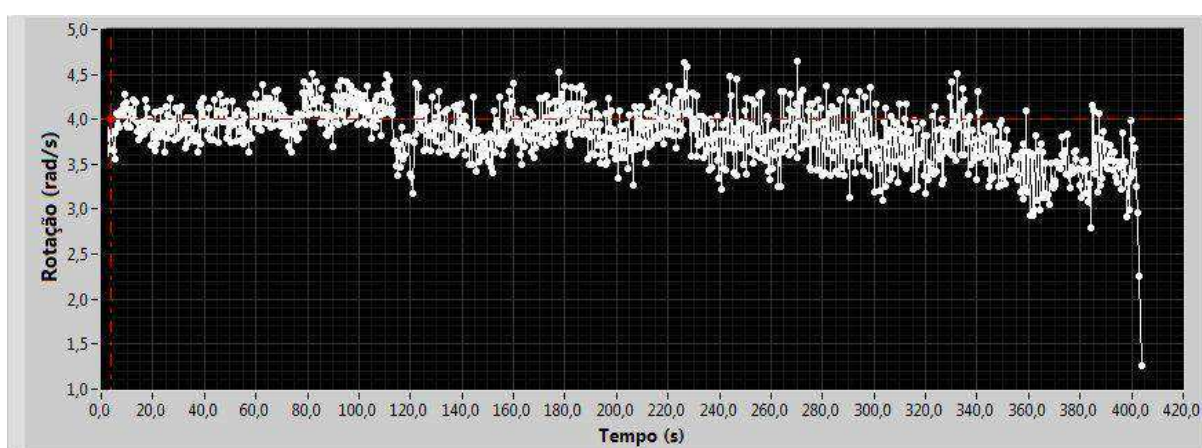


Figura A2.19 – Gráfico da velocidade angular desenvolvida pelo voluntário D.G.F.

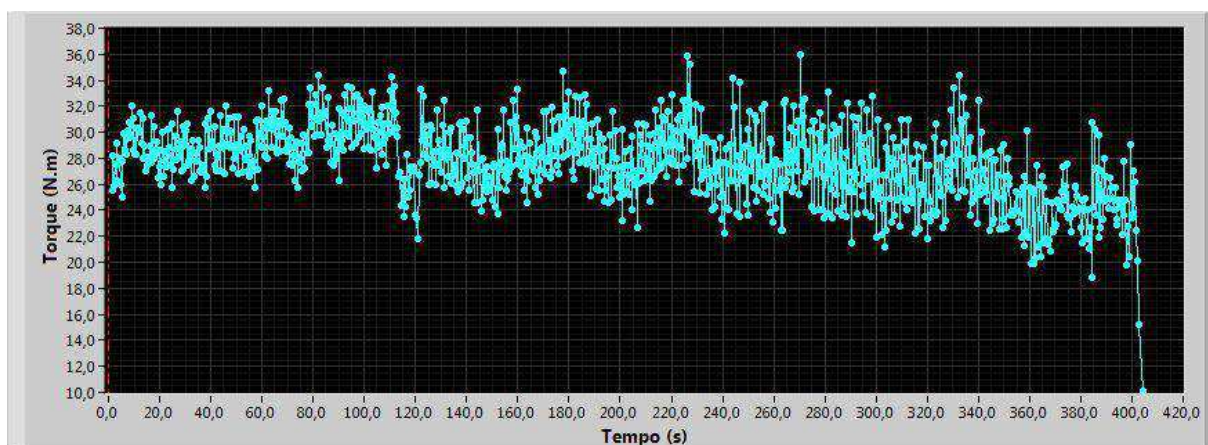


Figura A2.20 – Gráfico do torque desenvolvido pelo voluntário D.G.F.

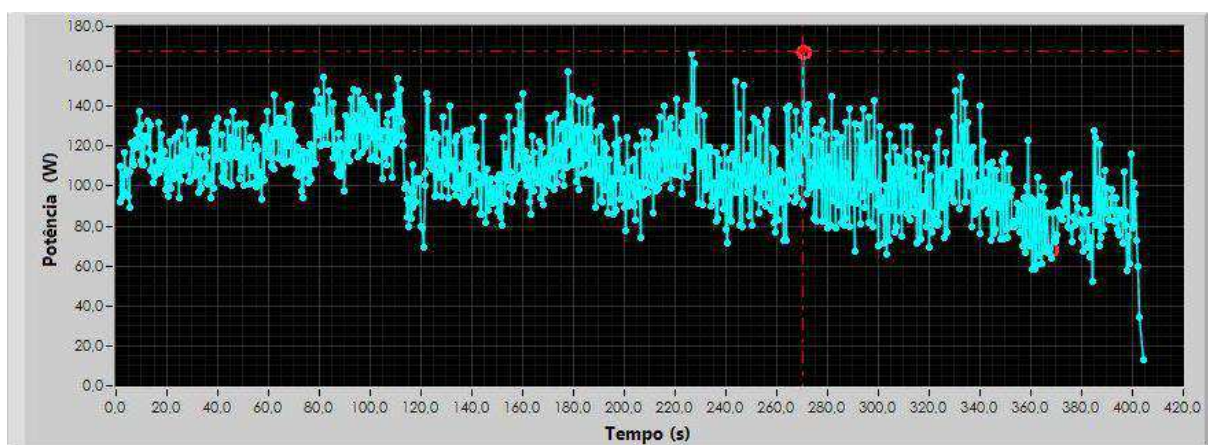


Figura A2.21 – Gráfico da potência absoluta para o voluntário D.G.F.

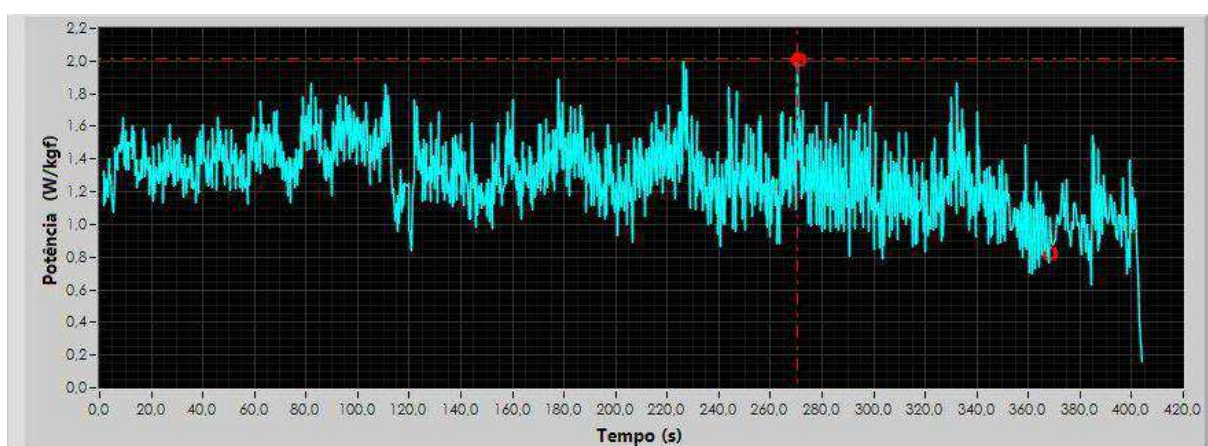


Figura A2.22 – Gráfico da potência relativa para o voluntário D.G.F.

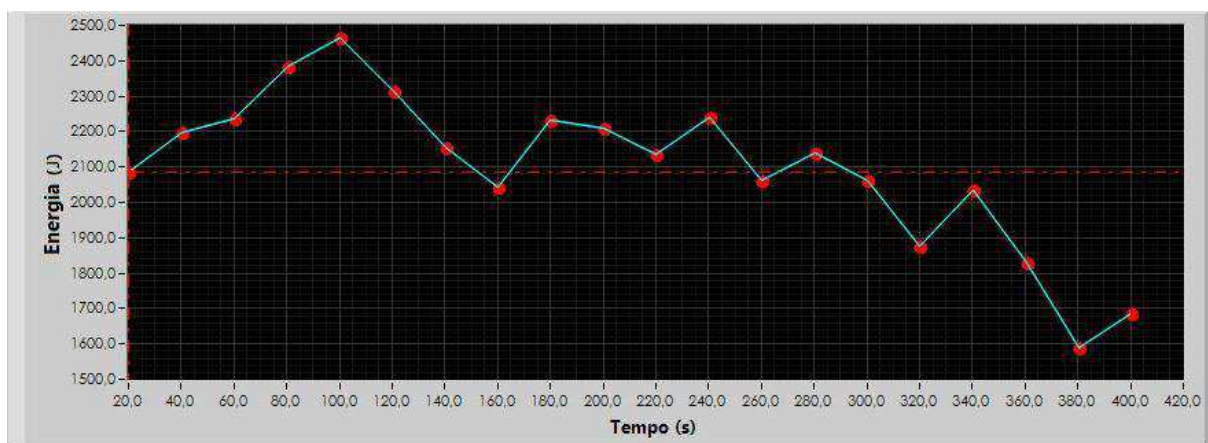


Figura A2.23 – Gráfico da energia média equivalente para o voluntário D.G.F.

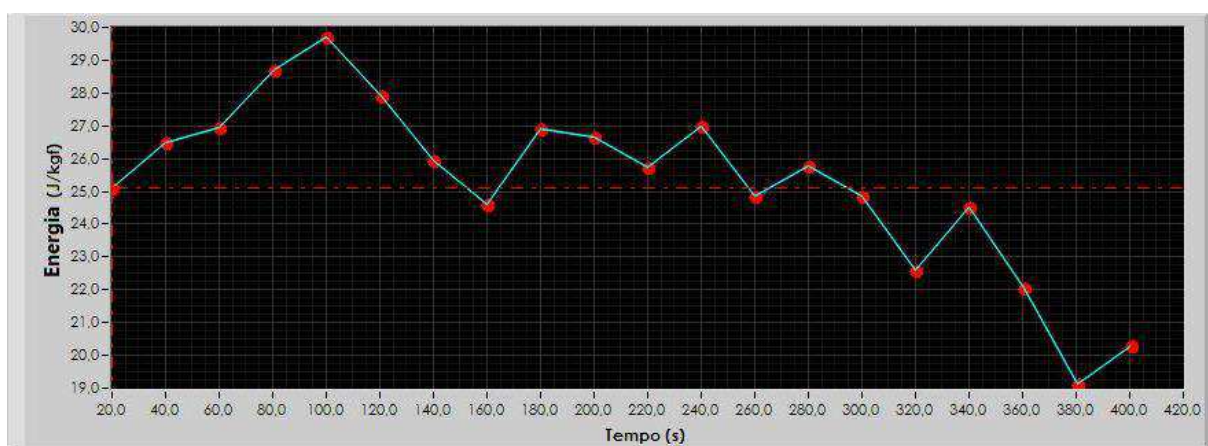


Figura A2.24 – Gráfico da energia média equivalente relativa para o voluntário D.G.F.