GINA LIZETTE ANYULL SALGADO CUBIDES

ANÁLISE DE UM SISTEMA DE GERAÇÃO DE RESISTÊNCIA ELETROMAGNÉTICO UTILIZADO EM UM ERGÔMETRO PARA CADEIRANTES



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
2009

GINA LIZETTE ANYULL SALGADO CUBIDES

ANÁLISE DE UM SISTEMA DE GERAÇÃO DE RESISTÊNCIA ELETROMAGNÉTICO UTILIZADO EM UM ERGÔMETRO PARA CADEIRANTES

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

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

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

UBERLÂNDIA – MG
2009

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

C962a Cubides, Gina Lizette Anyull Salgado, 1984-
Análise de um sistema de geração de resistência eletromagnético utilizado em um ergômetro para cadeirantes [manuscrito] / Gina Lizette Anyull Salgado. - 2010.
144 f. : il.

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

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

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

CDU: 62:61

Elaborada pelo Sistema de Bibliotecas da UFU / Setor de Catalogação e Classificação

GINA LIZETTE ANYULL SALGADO CUBIDES

ANÁLISE DE UM SISTEMA DE GERAÇÃO DE RESISTÊNCIA ELETROMAGNÉTICO UTILIZADO EM UM ERGÔMETRO PARA CADEIRANTES

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

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

Banca Examinadora:

_____

Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo – UFU

_____

Prof. Dr. Silvio Soares dos Santos

_____

Prof. Dr. Marcos Morais de Sousa

_____

Prof. Dr. Franco Giuseppe Dedini

_____

Prof. Dr. Carlos Alberto Gallo

Uberlândia, 14 de dezembro de 2009

Para minha querida Família
Edilma, Carlos, Lorena e Mauro
pelo estímulo,
carinho e compreensão.

AGRADECIMENTOS

A Deus por ser minha companhia em todos meus atos.

A minha querida família pelo apoio e carinho incondicional, que mesmo muito distantes, me acompanharam em todas as horas, por que sem eles eu não teria inspiração para realizar todos meus triunfos.

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

A CAPES pelo apoio financeiro na realização desta pesquisa.

Ao Pilin pela companhia permanente todas as noites quando precisei de um amigo.

Ao meu orientador Cleudmar Amaral de Araújo, que contribuiu com este trabalho e com minha formação.

Aos Profs. Marcos Morais e Silvio Soares pelas contribuições neste trabalho.

Ao Mauro pela força que me fez ganhar para cumprir minhas metas.

À Denize, Lizeth, Toledo e Dayana que se tornaram uma nova família neste novo país, me apoiando e animando nos momentos menos esperados.

Eliane e Bonitinho, pela amizade incondicional em todo momento.

Valdico pela contribuição e disposição em ajudar.

Lidiane, Carla e aos colegas do Laboratório LPM pelo companheirismo.

SALGADO, G. L. A. C. **Análise de um Sistema de Geração de Resistência Eletromagnético Utilizado em um Ergômetro para Cadeirantes**. 2009. 144 f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

Resumo

Atualmente, existem poucos equipamentos dedicados para a aplicação de testes em deficientes físicos que utilizam cadeira de rodas, o que motiva o desenvolvimento de projetos voltados para esta população. Neste trabalho foi analisada a aplicação de um módulo de resistência, gerada pela ação eletromagnética acoplado a um protótipo de um ergômetro desenvolvido para avaliação do condicionamento físico de cadeirantes. O projeto do ergômetro para cadeirantes visa o melhoramento de problemas de natureza biomecânica de tal forma que o equipamento permita a realização de testes padrões através da realização de um efetivo gesto motor que simula o movimento de uma cadeira de rodas. O módulo de propulsão é similar à estrutura de uma cadeira de rodas padrão com adequações mecânicas de transmissão. O módulo de geração de resistência eletromagnética desenvolvido forneceu o torque resistivo para simular o esforço de uma pessoa na cadeira de rodas sobre o chão. O módulo eletromagnético de resistência utiliza eletroímãs e o princípio de Foucault para gerar a ação de frenagem, sendo que esta ação é retroalimentada por um gerador acoplado a um mecanismo de transmissão. Neste trabalho foi desenvolvido um modelo analítico para estimar a força de frenagem. Os diferentes níveis de torque e rotação foram calibrados através de um torquímetro e sensores indutivos de presença. Foi desenvolvido um aplicativo em ambiente LabVIEW para a aquisição e tratamento dos dados a fim de determinar os parâmetros para avaliações do condicionamento físico de cadeirantes. O módulo acoplado ao protótipo do ergômetro ERG-CR09 foi avaliado utilizando o protocolo de teste de Wingate aplicado em cadeirantes e não cadeirantes. Foi observado para os níveis de resistência fornecidos pelo módulo que os dispositivos e aplicativos desenvolvidos são adequados para a avaliação do condicionamento físico.

Palavras Chave: Biomecânica, Ergômetro, Teste de Wingate, Cadeirantes, Freio Eletromagnético

SALGADO, G. L. A. C. **Analysis of an electromagnetic resistance generation system used in a wheelchair ergometer**. 2009. 144 p. Master dissertation, Federal University of Uberlândia, Uberlândia.

ABSTRACT

At the present, there are few equipments dedicated to application of tests for wheelchairs user, which motivated the development of projects for this population. The aim of this work is to analyze the application of an electromechanical resistance generator module linked to an ergometer prototype to evaluate the physical condition of wheelchairs users. The ergometer prototype was projected to solve the biomechanical problems, with the development standard tests through an effective simulation of wheelchair motion. The propulsion module is similar to a standard wheelchair structure with a mechanical transmission adaptation. The electromagnetic resistance module developed the generated resistance torque to simulate the loads during the movement of a wheelchair. This electromagnetic brake uses electromagnets based on Foucault theory for braking action. The prototype gets a feedback data from a generator clamped to the transmission system. An analytic model was developed to estimate the braking force. The different levels of torque and rotational speed were calibrated using a torque sensor and an inductive sensor, respectively. A software interface in LabVIEW for acquisition and data analysis to determinate the parameters of physical conditioning of wheelchair users was developed. To evaluate the module clamped to the ergometer prototype ERG-CR09 the Wingate test was used. It was observed that the software and equipments developed were adequate for the physical evaluation with the levels of resistance offered by the module.

*Keywords: Biomechanical, Ergometer, Wingate test, W*heelchairs user*, Electromagnetic brake.*

Lista de figuras

Figura 2.1 Ergômetro de braço M4100. Disponível em: <http://www.cefise.com.br/pag/index_sem_flash.htm>. Acesso em: 18 set. 2008 8

Figura 2.2 Desenho esquemático do ergômetro de cadeira de rodas (WAFT) (Fonte: Adaptada de LANGBEIN et al., 1993)..... 9

Figura 2.3 Desenho esquemático do ergômetro para cadeirantes VP100H (DEVILLARD et al., 2001)..... 10

Figura 2.4 Desenho esquemático do ergômetro para cadeirantes (KEYSER, 2001) 11

Figura 2.5 Ergômetro para cadeirantes (MORRISON, 2004) 11

Figura 2.6 Ergômetro para cadeirantes ErgoChair (TORRES, 2003)..... 12

Figura 3.1 Sistema de resistência eletromagnética utilizado no ergômetro 14

Figura 3.2 Sistema de resistência eletromagnético utilizado no ergômetro. O sistema foi adaptado a partir de um dispositivo fornecido pela empresa Movement (Divisão da Brudden Equipamentos) 14

Figura 3.3 Posicionamento do Eletroímã no Disco..... 15

Figura 3.4 Direções dos portadores de carga..... 17

Figura 3.5 Força magnética exercida pelo campo magnético 18

Figura 3.6 Esquema do Gerador Utilizado no Sistema de Resistência do Ergômetro..... 20

Figura 3.7 Gerador de corrente alternada: a) Rotor; b) Estator; c) Gerador montado no sistema 21

Figura 3.8 Campo magnético para um dos quatro ímãs permanentes do gerador 22

Figura 3.9 Transmissão por correia simples (VIÑAS, 2002)..... 23

Figura 3.10 Transmissão por correias utilizada no sistema de resistência eletromagnético 24

Figura 3.11 Esquema de geração de resistência no protótipo do ergômetro 25

Figura 4.1 Esquema da ligação para geração de voltagem sobre o freio eletromagnético 28

Figura 4.2 Esquema das fixações dos extensômetros e montagem na ponte de Wheatstone em um eixo submetido a torção 29

Figura 4.3 Tensões principais e tensão cisalhante máxima em um eixo submetido à torção 30
Figura 4.4 Barra circular submetida a uma deformação angular 31
Figura 4.5 Desenho esquemático dos elementos de transmissão de potência no eixo comum 32
Figura 4.6 Eixo em aço carbono do protótipo de ergômetro ERG-CR09 34
Figura 4.7 Detalhe dos extensômetros colados no eixo 34
Figura 4.8 Estrutura do ergômetro para cadeirantes com o torquímetro projetado 35
Figura 4.9 Esquema do circuito da ponte de Wheatstone adaptada ao torquímetro 35
Figura 4.10 Desenho esquemático indicando a instrumentação utilizada 38
Figura 4.11 Sistema de aquisição de dados Lynx AC2122. Disponível em: < http://www.lynxtec.com.br>. Acesso em: 2 out. 2008 39
Figura 4.12 Condicionador AI-2161. Disponível em: < http://www.lynxtec.com.br/ prod_ads2000.htm>. Acesso em: 2 out. 2008 39
Figura 4.13 Configuração por chaves da entrada analógica (LYNX, 2004) 39
Figura 4.14 Montagem experimental para avaliar os sinais do torquímetro do ergômetro para cadeirantes 40
Figura 5.1 Protótipo ERG-CR09, ergômetro para cadeirantes 42
Figura 5.2 Disco encoder: (a) Projeto do encoder; (b) Anel do encoder construído com os 20 ímãs 43
Figura 5.3 Detalhe do encoder projetado fixado na polia 44
Figura 5.4 Modelo do cicloergômetro BM4000. Disponível em: <http://www.brudden.com.br/site/Movement/Portugues/detProduto.php ?codmodelo_movement=22&codproduto=5&desnome=BikeHorizontal BM4000&codproduto_categoria=7>. Acesso em: 10 Fev. 2007 45
Figura 5.5 Desenho esquemático do sistema de aquisição 46
Figura 5.6 Esquema da aquisição de Dados Baseada em PC (NI, 2008a) 48
Figura 5.7 NI USB-6009 Disponível em: <http://www.ni.com/pdf/products/us/ 20043762301101dlr.pdf>. Acesso em: 23 abr. 2008 48
Figura 5.8 Etiquetas dos sinais na placa NI USB-6009. (NI, 2008b) 49
Figura 5.9 Sinal digital do encoder 49
Figura 5.10 Fluxograma do aplicativo 51
Figura 5.11 Interface gráfica desenvolvida para o ergômetro ERG-CR09 52
Figura 5.12 Potência: a) Absoluta; b) Relativa 55
Figura 5.13 Energia equivalente: a) Absoluta; b) Relativa 56
Figura 5.14 Modelo de relatório que é emitido após a realização de um teste no ergômetro ERG-CR09 58

Figura 6.1 Cadeirante movimentando uma cadeira de rodas. Disponível em: <http://www.fotosearch.com.br/bigcomp.asp?path=CSK/CSK003/ks76127.jpg>. Acesso em: 1 out. 2008 62
Figura 6.2 Ergômetro ERG-CR9O eixo comum que liga os aros de propulsão ao módulo de resistência eletromagnético 63
Figura 6.3 Motor elétrico montado no eixo de propulsão do ergômetro ERG-CR09 64
Figura 6.4 Tacômetro Instrutherm TD-713 para verificação da velocidade 65
Figura 6.5 Sinais adquiridos; a) Sinal corrente do multímetro; b) Sinal voltagem do multímetro; c) Sinal rotação sistema de aquisição ambiente LabVIEW 66
Figura 6.6 Estrutura do sistema adotado para a avaliação da rotação no ergômetro 67
Figura 6.7 Relação de diâmetros entre o tacômetro e a polia acoplada ao eixo comum 68
Figura 6.8 Aplicação da força de propulsão nos aros do ergômetro ERG-CR09 69
Figura 6.9 Sistema de transmissão montado no eixo comum do ergômetro ERG-CR09..... 70
Figura 6.10 Desenho esquemático do processo mostrando a instrumentação utilizada para a calibração estática..... 72
Figura 6.11 Posição dos pesos para calibração estática..... 72
Figura 6.12 Polia fixada através de parafuso 73
Figura 6.13 Curva de calibração estática do torquímetro 74
Figura 6.14 Aparato experimental para efetuar a calibração dinâmica 75
Figura 6.15 Valores médios da rotação para os cinco níveis sonoros utilizado no processo de calibração..... 76
Figura 6.16 Sinais de torque, rotação e potência para o nível 7 de resistência e os quatro níveis sonoros 77
Figura 6.17 Valores médios para os picos e média geral para um teste no nível 1 e sinal sonoro de 40 bpm 78
Figura 6.18 Relação entre o valor de pico médio para o torque em função da rotação para os oito níveis: a) Níveis 1 até 4; b) Níveis 5 até 8 79
Figura 6.19 Calibração dinâmica colocando bolinhas de chumbo gradativamente..... 83
Figura 6.20 Sinal de torque com a elevação da força peso obtido no módulo de aquisição da Lynx..... 83
Figura 7.1 Cadeirante realizando teste de Wingate no protótipo de ergômetro ERG-CR09..... 89

Figura 7.2 Sinais adquiridos no ergômetro ERG-CR09 para o voluntário C. A. A.: a) Sinal de torque; b) Sinal de rotação 90
Figura 7.3 Potência absoluta do voluntário C. A. A. 91
Figura 7.4 Potência relativa do voluntário C. A. A. 91
Figura 7.5 Energia equivalente: a) Absoluta; b) Relativa 92
Figura 7.6 Picos na potência absoluta 94

Lista de tabelas

Tabela 4.1	Voltagem de referência do freio eletromagnético	28
Tabela 4.2	Dados do torquímetro projetado	33
Tabela 4.3	Características dos extensômetros elétricos utilizados no torquímetro	37
Tabela 5.1	Sinal Binário de entrada no circuito de controle da força de frenagem	49
Tabela 5.2	Descrição dos campos do aplicativo desenvolvido em ambiente LabVIEW	52
Tabela 5.3	Níveis de carga do ergômetro	55
Tabela 6.1	Dados da calibração de rotação experimental (Tacômetro) e pelo aplicativo LabVIEW	68
Tabela 6.2	Dados para a calibração estática	73
Tabela 6.3	Variação da rotação em função do ritmo sonoro	75
Tabela 6.4	Medidas dos sinais de Torque e Rotação médias para cada ritmo sonoro	80
Tabela 6.5	Faixas de resistência estimadas para os sinais de torque e rotação	81
Tabela 6.6	Torque resistente fornecido pelo fabricante (Brudden Equipamentos) para cada nível selecionado	82
Tabela 6.7	Valores do impulso inicial	84
Tabela 7.1	Características dos voluntários avaliados no protótipo do ergômetro ERG-CR09	88
Tabela 7.2	Níveis de carga selecionados nos testes	89
Tabela 7.3	Resultados do teste para os voluntários avaliados no protótipo do ergômetro ERG-CR09	93
Tabela 7.4	Índice de fadiga dos avaliados no protótipo do ergômetro ERG-CR09	93
Tabela 7.5	Índice de fadiga normalizado dos avaliados no protótipo do ergômetro ERG-CR09	95
Tabela 7.6	Forças de propulsão calculadas	97
Tabela 7.7	Campos magnéticos estimados utilizando o modelo analítico	97

Lista de símbolos

Símbolos Significado

a, b	Faixa de amostragem para o cálculo das energias	
a_d	Comprimento da área do posicionamento do eletroímã	[m]
b_d	Largura da área do posicionamento do eletroímã	[m]
B	Campo magnético	[tesla]
$B_{máx}$	Campo magnético máximo	[tesla]
$B_{méd}$	Campo magnético médio	[tesla]
$B_{mín}$	Campo magnético mínimo	[tesla]
c	Posição da fibra analisada	
d	Diâmetro do eixo	[m]
$d_{1,2,3,4}$	Diâmetro das polias do sistema de transmissão	[m]
ds	Incremento infinitesimal de área	
dt	Incremento infinitesimal de tempo	
dx	Incremento infinitesimal na direção x	
d_ϕ	Distorção angular elementar	[%]
$d\Phi$	Incremento infinitesimal de fluxo magnético	
E	Voltagem de saída na Ponte Wheatstone	[V]
$\vec{E}$	Campo elétrico	[V/m]
EE	Energia equivalente	[J]
EEA	Energia equivalente absoluta	[J]
EER	Energia equivalente relativa	[J/kgf]
$erro_{méd}$	Erro relativo médio da rotação	[%]
$erro_{rel}$	Erro relativo da rotação	[%]
F	A força no aro	[N]
F_{EG}	Força eletromotriz do gerador	[V]
F_m	Força magnética	[G]
$\vec{F}_{mi}$	Força magnética induzida	[G]
F_p	Força de propulsão	[N]
$F_{p\_mín}$	Força de propulsão mínima	[N]
$F_{p\_máx}$	Força de propulsão máxima	[N]

G	Módulo de elasticidade transversal	
h_i	Espessura do disco de cobre	[m]
i	Corrente elétrica	[A]
I_p	Momento de inércia	[kg m^2]
ℓ	Cumprimento relativo do eixo onde é medida a distorção angular	[m]
ℓ_f	Cumprimento do eixo	[m]
n	Rotação	[rad]
N	Número de espiras	
n_i	Número de dados da amostragem	
n_e	Rotação do eixo de entrada	[rad]
$n_{LabVIEW}$	Rotação LabVIEW	[rad]
$n_{máx}$	Rotação máxima	[rad]
$n_{média}$	Rotação média	[rad]
$n_{média\_final}$	Rotação média final	[rad]
$n_{mín}$	Rotação mínima	[rad]
n_P	Rotação da polia do sistema de transmissão do ERG-CR09	[rad]
n_s	Rotação do eixo de saída	[rad]
n_T	Rotação do tacômetro	[rad]
P	Peso	[kgf]
$P_{médio}$	Peso médio	[kgf]
Pot	Potência	[watts]
$Pot_{máx}$	Potência máxima	[watts]
$Pot_{mín}$	Potência mínima	[watts]
q	Carga elétrica	[C]
$R_{1,2,3,4}$	Resistências elétricas da Ponte Wheatstone	[Ω]
R_a	Raio do aro de propulsão	[m]
R_c	Resistência do circuito.	[m]
r_d	Raio no ponto médio da área do posicionamento do eletroímã	[m]
R_d	Raio do disco de cobre	[m]
r_e	Raio do eixo	[m]
r_{enc}	Raio interno do disco do encoder	[m]
R_{enc}	Raio externo do disco do encoder	[m]
r_i	Resistência elétrica da área do posicionamento do eletroímã	[Ω]
R_m	Resistência elétrica do disco	[Ω]
r_P	Raio da polia do sistema de transmissão do ERG-CR09	[m]
r_T	Raio da polia do tacômetro	[m]

S	Área da seção transversal	[m^2]
S_e	Perímetro do encoder onde estão colados os ímãs	[m]
S_g	Fator da resistência do extensômetro	[%]
S_{Sy}	Limite de escoamento no cisalhamento	[GPa]
S_y	Limite do escoamento à tração	[MPa]
t	Tempo	[s]
T	Torque	[N·m]
T_B	Torque magnético	[N·m]
T_e	Torque do eixo de entrada	[N·m]
$T_{efetivo}$	Torque efetivo	[N·m]
T_{est}	Torque de pico estimado	[N·m]
$T_{impulso}$	Torque de impulso	[N·m]
T_{m1}	Torque magnético do freio	[N·m]
T_{m2}	Torque magnético do gerador	[N·m]
$T_{máx}$	Torque máximo	[N·m]
$T_{médio}$	Torque médio	[N·m]
$T_{mín}$	Torque mínimo	[N·m]
T_n	Torque do fabricante	[N·m]
T_S	Torque do eixo de saída	[N·m]
V	Voltagem	[V]
$\vec{v}$	Velocidade linear	[m/s]
$V_{Gerador}$	Voltagem do gerador	[V]
V_{in}	Voltagem de entrada	[V]
$V_{\mathrm{Re}l}$	Voltagem relativa	[V]
vol	Volume da área do freio sobre o disco de cobre	[m^3]
V_ε	Força eletromotriz	[V]
x	Nível de torque do fabricante	
γ	Distorção angular	[%]
$\gamma_{máx}$	Distorção angular máxima	[%]
γ_ϕ	Distorção angular relativa a ϕ	[%]
$\varepsilon_{1,2,3,4}$	Deformação dos extensômetros	[%]
ε_ϕ	Deformação angular relativa a ϕ	[%]
θ	Ângulo de defasagem dos ímãs permanentes	[°]
ρ	Resistividade elétrica	[Ω]
$\sigma_{1,2}$	Tensões principais	[psi]

$\tau_{máx}$	Tensão cisalhante máxima	[psi]
ϕ	Ângulo de torção	[°]
Φ	Fluxo magnético	[weber]
$\vec{\omega}$	Velocidade angular	[rad/s]

SUMÁRIO

Resumo xi
Abstract xiii
Lista de figuras xv
Lista de tabelas xix
Lista de símbolos xxi
CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO 1
CAPÍTULO II – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 5
2.1. Estado da arte 5
CAPÍTULO III – SISTEMA DE RESISTÊNCIA ELETROMAGNÉTICO 13
3.1. Módulo de Resistência Eletromagnética 13
3.1.1 Freio Eletromagnético 15
3.1.2. Gerador de corrente alternada 20
CAPÍTULO IV – PROJETO E CONSTRUÇÃO DE UM TORQUÍMETRO 27
4.1. Determinação do torque resistente 28
4.2. Projeto do torquímetro 29
4.3. Instrumentação 38
CAPÍTULO V – APLICATIVO DESENVOLVIDO EM AMBIENTE LABVIEW 41
5.1. Monitoramento do condicionamento físico 41
5.2. Medida da rotação 43
5.3. Medida do torque 45
5.4. Sistema de Aquisição de Sinais 47
5.5. Aplicativo LabVIEW 50
CAPÍTULO VI – MONITORAMENTO DA ROTAÇÃO NO ERGÔMETRO ERG-CR09 61
6.1. Medida do nível de potência 61
6.2. Calibração da rotação 63
6.2.1. Utilização de um motor elétrico 64
6.2.2. Calibração manual 67
6.3. Calibração do nível de torque 70
6.3.1. Calibração estática utilizando o motor elétrico 70
6.3.2. Calibração estática manual 71

6.3.3. Calibração dinâmica 74
CAPÍTULO VII – RESULTADOS E DISCUSSÕES 87
7.1. Avaliação do condicionamento físico 87
7.2. Avaliação do campo magnético 95
CAPÍTULO VIII – CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS 99
CAPÍTULO IX – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... 101
APÊNDICE 109
Apêndice I: Resultados dos testes no ERG-CR09 109
ANEXOS..... 141
Anexo I: Fixação dos extensômetros 141

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

A atividade física é um dos mais eficientes meios de promoção de saúde, além de ser uma das formas de combater o sedentarismo, que é um importante fator de risco para diversas doenças crônico-degenerativas que crescentemente acometem a humanidade.

As respostas ventilatórias, metabólicas e fisiológicas ao esforço subsidiam uma melhor interpretação diagnóstica e prognóstica dos resultados de testes físicos. Neste aspecto, existe uma grande carência de métodos e processos de medição de capacidades físicas para as pessoas portadoras de deficiências.

A avaliação de pessoa portadora de deficiência teve início no final dos anos 60 e início dos anos 70. Nesta época, o principal interesse dos fisiologistas do exercício era relacionado aos aspectos do metabolismo aeróbio, tais como a freqüência cardíaca, o consumo máximo de oxigênio, a ventilação pulmonar e a máxima carga atingida durante um teste incremental, mas alguns itens eram ignorados como a máxima potência muscular e a resistência muscular. Entretanto, o interesse científico sobre os testes de potência anaeróbia como uma importante variável para a saúde, e o desempenho de pessoas portadoras de deficiência aumentou substancialmente a partir da década de 80. Tal aumento era justificável, pois as atividades da vida diária, realizadas por pessoas portadoras de deficiência, como o entrar e o sair de um veículo, o subir uma rampa ou o transferir-se da cadeira de rodas para uma cama, eram caracterizadas por serem de curta duração e produzirem uma sobrecarga relativamente alta em tais indivíduos.

A Lei Federal 7853/89 possibilitou o surgimento de uma nova visão que garante uma maior inclusão social dos deficientes físicos. Apesar deste avanço, o Brasil ainda necessita desenvolver ações que permitam que o portador de deficiência exerça sua plena cidadania. As medidas governamentais destinadas a melhorar a situação das pessoas com deficiência

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.

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 capacidades físicas e coordenativas que lhes sejam aplicáveis, no campo do esporte e em especial no esporte de alto rendimento. O Brasil atualmente desponta como uma das grandes potências mundiais no esporte paraolímpico. Em Atenas, a 14ª colocação e recentemente em Pequim, a 9ª colocação, competindo contra todas as grandes nações do mundo, o colocou em uma destacada e prestigiosa posição, mostrando seu potencial nessa área tão carente dentro da sociedade.

Os testes atualmente existentes nessa área não preenchem completamente todas as necessidades impostas por essa população, que se vê prejudicada, no sentido de uma incompleta aplicação desses métodos. Alguns equipamentos foram desenvolvidos para a aplicação de testes anaeróbios para pessoas com deficiências, sendo que estes equipamentos são oriundos de testes já existentes aplicados às pessoas não portadoras de deficiências. No entanto, esses procedimentos ainda são questionados no sentido de sua total aplicação a essa população na medida em que não se adaptam perfeitamente ao gesto motor naturalmente executado, que é a impulsão da cadeira de rodas através dos aros de propulsão.

Normalmente a avaliação do condicionamento físico dos cadeirantes é feita através de ergômetros de braço que simulam o pedalar de uma bicicleta. Existem sistemas alternativos, como por exemplo, cilindros onde o cadeirante posiciona a sua cadeira de rodas. Porém, estes sistemas são de grandes dimensões e peso e, em geral, de alto custo.

Sabendo-se que testes fisiológicos devem se aproximar ao máximo do gesto executado na modalidade a ser testada e que pessoas com paraplegia utilizam cadeiras de rodas para desenvolver suas atividades de vida diária e mesmo atléticas, o desenvolvimento de mecanismos e aparelhos que possam se aproximar ao máximo desses padrões executados torna-se necessário para que os resultados dos testes possam ser mais confiáveis. A execução de testes de maneira similar ao que ocorre nas atividades cotidianas do deficiente é importante devido, principalmente, aos problemas de natureza biomecânica que podem ocorrer caso essas capacidades tenham que ser testadas segundo padrões de gestos não dominados pelos atletas.

Portanto, no sentido de otimizar a performance não só de atletas paraolímpicos assim como de pessoas portadoras de deficiência em geral, cujos mecanismos de aquisição de

dados referentes às suas capacidades fisiológicas não estejam perfeitamente adaptados é que se torna relevante o desenvolvimento desse trabalho que tem por finalidade básica preencher a lacuna existente entre as metodologias já consagradas para as pessoas não deficientes para aquelas portadoras de deficiência.

Outro fator relevante a ser considerado na construção de equipamentos para a avaliação das capacidades de resistência e potência física é o controle do treinamento. Em geral, o treinador precisa de informações pontuais acerca dessas capacidades ao longo do período de treinamento que pode variar de dois a doze meses. Baseado nessas informações é que ele fará ou reformulará seu plano de treinamento adequando-o ao estágio de desenvolvimento dessas capacidades, otimizando dessa forma o processo de treinamento do seu atleta.

Vale ressaltar que, existem equipamentos nacionais que foram desenvolvidos para a aplicação de testes em deficientes físicos, porém estes são oriundos de testes já existentes e aplicados à pessoas não portadoras de deficiência. Estes procedimentos ainda são questionados quanto a sua total aplicação, pois não se adaptam ao gesto motor naturalmente executado pelo cadeirante. Além disso, existem sistemas similares importados, porém de custo elevado e de difícil acesso para a maioria dos centros de pesquisa ou treinamento dos deficientes físicos. Portanto, o projeto e construção de um ergômetro para cadeirantes, ou seja, que possua um dispositivo de resistência perfeitamente adaptado à aplicação de testes de potência aeróbia e anaeróbia possibilitará avaliar a aptidão física do portador de paraplegia de uma forma mais próxima da realidade.

O protótipo do ergômetro projetado, ERG-CR09, utiliza um sistema de resistência eletromagnético visando a melhorar o controle de resistência passiva. A integração cada vez mais efetiva destes indivíduos em suas comunidades, além de servir de orientação e incentivo para o surgimento de várias alternativas de programas específicos visa a melhora da saúde e da qualidade de vida desta população.

Dentro deste contexto foi proposto o projeto de um protótipo de um ergômetro para cadeirantes visando desenvolver um equipamento dedicado à deficientes físicos usuários de cadeira de rodas, atletas ou não atletas. O objetivo é disponibilizar um equipamento nacional capaz de avaliar o condicionamento físico de cadeirantes, sendo de baixo custo adequado ao efetivo gesto motor do cadeirante, possuindo dispositivos capazes de monitorar e avaliar os níveis de potência atingidos e possibilitar a aplicação de diferentes protocolos de testes físicos.

Na fase inicial a proposta era utilizar um módulo de resistência composto por polias e correias com esticadores ajustáveis. O monitoramento dos sinais seria feito por um tacômetro e um torquímetro adaptado ao eixo de transmissão. Porém, no decorrer do

projeto verificou-se que o sistema de geração de resistência poderia ser muito mais efetivo se fosse aplicado um dispositivo eletromagnético. O monitoramento também poderia ser muito mais efetivo utilizando um aplicativo em ambiente LabVIEW. Porém, este sistema exige conhecimentos e calibrações específicas e que alteram completamente o funcionamento do ergômetro.

O principal objetivo deste trabalho é modelar, desenvolver e avaliar metodologias para a aplicação de um sistema de resistência eletromagnético baseado no princípio de Foucault para um ergômetro desenvolvido para cadeirantes. O protótipo do ergômetro foi então projetado e fabricado utilizando um módulo de sustentação para o cadeirante que com um sistema de frenagem dado por um módulo de geração de resistência eletromagnético simula o gesto motor do cadeirante no chão.

O módulo de resistência eletromagnético utiliza o princípio de Foucault para gerar uma resistência específica em um disco que se movimenta em um campo magnético variável. Neste primeiro protótipo adotou-se um sistema eletromagnético utilizado no cicloergômetro BM 4000 da empresa Movement (Brudden Equipamentos) ao protótipo do ergômetro para cadeirantes. O objetivo era implementar, modelar e calibrar este sistema de forma integrada ao ergômetro para cadeirantes. O entendimento dos vários elementos do sistema eletromagnético pode ser utilizado em futuros projetos e desenvolvimentos de um ergômetro para cadeirantes otimizado.

Para descrever a metodologia utilizada em tais avaliações inicialmente, no Capítulo I, foi feita uma introdução ao problema destacando a inserção do trabalho, vantagens, desvantagens e os objetivos do trabalho. No Capítulo II, apresenta-se a revisão bibliográfica mostrando alguns trabalhos desenvolvidos sobre ergômetros para cadeirantes e os tipos de sistemas de resistência que utilizaram. O sistema de resistência para o protótipo de cadeira de rodas utilizado neste trabalho é descrito no Capítulo III, fazendo análise do modelo analítico. Subprojetos como a construção de um torquímetro foi indispensável para alcançar os objetivos deste trabalho e está descrita no Capítulo IV. A necessidade de adquirir e analisar diferentes tipos de sinais incentivou a desenvolver um aplicativo em ambiente gráfico que fosse amigável ao aplicador do teste, o aplicativo está exposto no Capítulo V. Para qualquer avaliação de um equipamento é indispensável que os valores medidos sejam calibrados, no Capítulo VI faz-se calibração dos diferentes sinais adquiridos e se fazem os diferentes ajustes segundo a calibração. Os resultados do trabalho são apresentados no Capítulo VII e as conclusões no Capítulo VIII onde são apresentadas as propostas para projetos futuros.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

É importante mostrar como trabalhos anteriores foram desenvolvidos para encontrar a especificidade de equipamentos como os ergômetros. Este trabalho apresenta um protótipo de um ergômetro para cadeirantes onde pode-se encontrar na literatura diferentes equipamentos já desenvolvidos com diferentes metodologias se assemelhando ao máximo possível ao gesto motor do cadeirante. A revisão feita neste Capítulo foi aproveitada para levar em consideração diferentes sistemas de resistência e procedimentos que precisam ser aplicados num ergômetro para este ser considerado como padrão.

2.1. Estado da arte

Indivíduos com paraplegia ou tetraplegia, apresentam uma redução na capacidade física de trabalho (POLLOCK et al., 1974; GASS; CAMP, 1979), ocasionando uma diminuição da massa corporal, reduzindo a capacidade aeróbia, levando a condição de osteoporose e disfunções renais (COWELL et al., 1986). Prevenir a fadiga desses indivíduos pode garantir uma boa participação no trabalho e nas atividades recreativas (DICARLO, 1988).

Glaser e colaboradores (1981) constataram que a energia despendida para a locomoção na cadeira de rodas a uma velocidade de caminhada normal de 4 km/h, é similar ou maior que para a caminhada de um indivíduo saudável, onde, á tensão cardiovascular é maior durante a operação na cadeira de rodas, devido à menor porcentagem de massa muscular ativa comparados à larga massa muscular das pernas.

Indivíduos que participam de treinamento com altos níveis de resistência, tendem a ter uma baixa prevalência de mortalidade e doenças coronárias (PAFFENBARGER et al., 1975), menor risco de hipertensão (RESSL et al., 1977), obesidade (OSCAI, 1973) e ataque cardíaco (PAFFENBARGER et al., 1970).

O sucesso no esporte depende de variáveis como treinamento e condições favoráveis, que devem integrar a vida de um atleta. O sucesso do treinamento depende de técnicas apropriadas para a avaliação quantitativa da aptidão física do atleta, da formulação adequada de objetivos do treinamento, da seleção de métodos de treinamento adequados, da prescrição correta dos exercícios, dentre outros. Por outro lado, as condições de sistemas como o respiratório, o cardiovascular e o músculo esquelético também são determinantes quanto à tolerância ao exercício e da performance atlética (KISS, 2003).

A avaliação da aptidão física torna-se de fundamental importância para se garantir e assegurar este sucesso. Para isso, as informações com relação aos atletas portadores de deficiência devem ir além daquelas normalmente levantadas durante um processo de avaliação de atletas não portadores de deficiência. Podendo ser citadas a força muscular, a composição corporal e também a necessidade de equipamento adaptado.

Para a avaliação de força e potência em portadores de deficiência física, principalmente no caso de indivíduos com lesões medular, os testes de força buscam avaliar os resultados obtidos pela musculatura do tronco e dos membros superiores. Sabe-se que testes fisiológicos devem se aproximar ao máximo do gesto executado na modalidade a ser testada, e que pessoas com paraplegia utilizam cadeiras de rodas para desenvolver suas atividades de vida diária e mesmo atléticas. O desenvolvimento de mecanismos e aparelhos que possam se aproximar ao máximo desses padrões executados torna-se de grande necessidade para que os resultados dos testes sejam válidos e confiáveis.

Segundo Mello (2002) há pouca disponibilidade de estudos e dados publicados na literatura, envolvendo atletas paraolímpicos, mesmo em países mais desenvolvidos. O autor acredita que a maioria dos portadores de deficiências pode usufruir grandes benefícios dos aspectos fisiológicos, psicológicos e sociais do exercício e do esporte.

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

A ergometria é uma das técnicas mais utilizadas para medir trabalho e quantificar exercícios físicos. A técnica possibilita a quantificação do esforço despendido, seja em uma situação de teste, ou em uma simples sessão de treinamento (ARAUJO, 1996). A ergometria necessita de equipamentos específicos denominados de ergômetros que podem ser de diversos tipos e características.

Na fase inicial de um treinamento ou reabilitação física é preciso fazer uma avaliação prévia do condicionamento físico por meio de um pré-teste inicial (DICARLO; SUPP; TAYLOR, 1983). Os métodos para aplicação de testes específicos e as medidas efetuadas para quantificar os programas de atividade física são inseridos no campo da ergometria (SOUSA, 2007). Estas formas de verificação de aptidão diagnóstica envolvem variáveis clínicas que se não observadas no início de uma prática desportiva podem desencadear uma série de problemas sob o ponto de vista de saúde, que provavelmente afastarão ou retardarão o ingresso do indivíduo ao programa físico desejado.

O uso de testes físicos não fornece informações fisiológicas necessárias para avaliar o nível atual do condicionamento físico, sendo necessários testes laboratoriais mais específicos para obter informações relativas ao desempenho em eventos atléticos específicos (POWERS et al., 2006). Os autores dizem que a mensuração laboratorial do desempenho físico pode ser de alto custo e demorada, mas mesmo assim, um programa de testes pode beneficiar não só o treinador como também o atleta.

Boskis; Lerman; Perosio (1977) comentam que a verificação de medidas funcionais, necessita de instrumentos denominados de ergômetros que são aparelhos que permitem medir o esforço desenvolvido por um indivíduo, em termos de uma unidade física de potência. Com o uso desses aparelhos, os usuários têm a possibilidade de realizar treinamentos específicos e programados, assim como exercícios cardíacos controlados por um profissional da área da saúde (3BSCIENTIFIC, 2008).

Astrand e Rhyming (1954) basearam-se no princípio de um pêndulo para dosar e quantificar a carga mecânica. Seu trabalho foi responsável pela divulgação e generalização da ergometria como técnica associada ao estudo do metabolismo (FMH, 2003).

Os primeiros ergômetros datam da década de 50 onde destacam-se os protocolos de esforço de Balke, Bruce e Naughton que correspondem a testes específicos relacionados à medida de potências máximas. A evolução tecnológica dos ergômetros em termos mecânicos, como por exemplo, a utilização de diferentes mecanismos de controle de carga e processamento da informação vieram com o primeiro cicloergômetro produzido em escala, que foi desenvolvido por Astrand em 1954 (SOUSA, 2007).

A bicicleta estacionária ou cicloergômetro foi sugerida como equipamento para aumentar a extensão dos movimentos do quadril, joelho e tornozelo, bem como para

fortalecer os músculos (HOUTZ; FISCHER, 1959; DAWSON,1953). Muitos dos estudos envolvendo este dispositivo são direcionados para quantificar forças e suas respostas fisiológicas (HARMAN; KNUTTGEM; FRYKMAN, 1987).

Um avanço foi a criação do ergômetro de braço, mostrado na Fig. 2.1, e que surgiu com a proposta de auxiliar na reabilitação em clínicas, laboratórios de pesquisa, centros de aptidão e condicionamento cardiovascular, ou até centros de treinamento olímpicos (NASCIMENTO, 2004).

O ergômetro para a parte superior do corpo pode ser usado nas fases iniciais da reabilitação, a fim de restaurar a amplitude de movimento e, nas fases subseqüentes, para a resistência muscular (ANDREW; HARRELSON, 1998).

Ergômetros com manivelas para braços são, em geral, confiáveis e válidas para a evolução clínica e funciona, de forma adequada, também para pacientes em cadeira de rodas, na performance de exercícios prescritos individualmente nos programas de treinamento de pacientes com lesão espinhal e outras deficiências físicas como hemiplegia e reabilitação cardíaca (DICARLO, 1988; NILSSON et al., 1975).

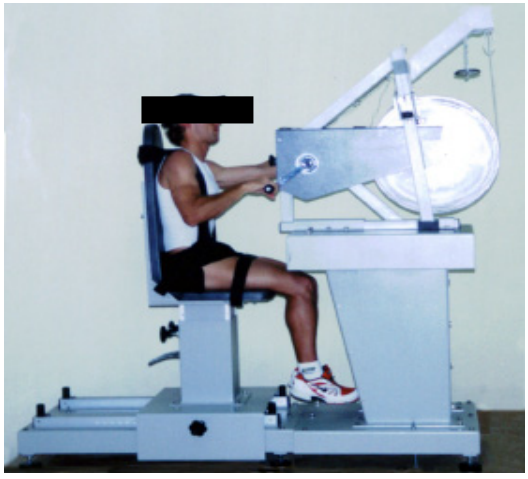


Figura 2.1 – Ergômetro de braço M4100. Disponível em: <http://www.cefise.com.br/pag/index_sem_flash.htm>. Acesso em: 18 set. 2008

Os primeiros cicloergômetros que utilizam computadores, software, sensores para a aquisição e processamento de informação (sistemas computarizados) e com controle eletrônico da carga foram lançados em 1974, na Alemanha, pela companhia Dynavit que aproveitou o advento da micro-informática para tornar possível a criação de modelos comercialmente viáveis (FMH, 2003).

Porém, os equipamentos deste tipo não simulam a condição real de funcionamento de uma cadeira de rodas, o movimento que um cadeirante ou um atleta paraolímpico tem que fazer, ou seja, impulsionar a cadeira utilizando as guias laterais. Este movimento necessita

de um esforço diferente daquele previsto em ergômetros de braço convencionais. O usuário ou o atleta paraolímpico precisa melhorar a sua condição para uma eficiente propulsão da cadeira. No exercício com ergômetro de braços ou pernas, tensões de várias intensidades e direções são aplicadas, e todos esses esforços fazem parte do desenvolvimento do corpo humano, uma vez que evitam atrofias musculares e ósseas, e promovem sua manutenção (MARINHEIRO, 2003).

Existem diferentes sistemas utilizados para criar o efeito de resistência em cicloergômetros como: o freio mecânico por meio de uma cinta, freio elétrico, freio de ar e freio hidráulico.

No trabalho de Langbein et al. (1993) é projetado um ergômetro de cadeira de rodas chamado de *Wheelchair Aerobic Fitness Trainer* (WAFT). O equipamento utiliza rolos e uma resistência de frenagem gerada através de um conjunto magnético que utiliza o princípio de corrente de Foucault chamada MAGTURBO™. Dentro de cada unidade do MAGTURBO™, duas disposições de ímãs igualmente espaçados são posicionados em cada lado de um disco de alumínio. Quando as rodas da cadeira de rodas são giradas, os rolos giram e o disco de alumínio gira em um campo magnético variável. A lei de Faraday da indução eletromagnética e da força de Lorentz explica a força de resistência magnética usada para criar a resistência variável nos dispositivos similares ao MAGTURBO™. Cada ajuste de resistência criada pelo MAGTURBO™ varia gradualmente com a velocidade das rodas da cadeira. A escolha do freio foi feita pela segurança que o sistema oferece e pelo baixo custo. A Fig. 2.2 mostra um desenho esquemático do ergômetro para cadeirantes *Wheelchair Aerobic Fitness Trainer* (WAFT), indicando a posição do freio magnético.

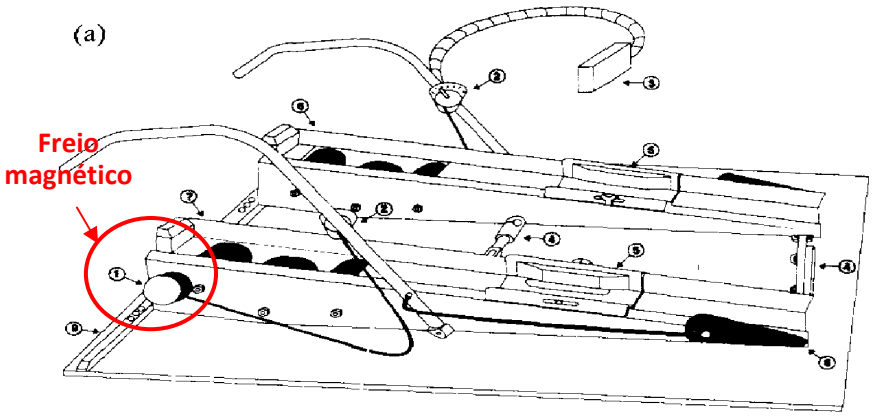


Figura 2.2 – Desenho esquemático do ergômetro de cadeira de rodas (WAFT) (Fonte: Adaptada de LANGBEIN et al., 1993)

Em outros trabalhos sobre ergômetros de rolo para cadeirantes, cada rolo é equipado com um freio eletromagnético que fornece um torque resistente proporcional à inclinação

programada ou ao peso total da cadeira de rodas mais usuário. O torque resistivo gerado pelos freios eletromagnéticos cria uma condição mais realística da inclinação (THEISEN et al., 1996).

Maxwell et al. (1998) mostram a calibração dinâmica de três tipos de freios de ciclo ergômetros como o freio por atrito (Monark), freio a ar (Repco) e um freio eletromagnético. Estes três tipos de cicloergômetros são usados para medição em laboratórios de fisiologia do exercício. O cicloergômetro com frenagem mecânica Monark é normalmente calibrado estaticamente com a utilização de pesos conhecidos. Neste caso, antes do uso do equipamento verifica-se o zero e a seguir os pesos são suspensos no ponto de equilíbrio no acoplamento da correia. Entretanto, tal procedimento ignora a resistência ao atrito da transmissão do eixo do pedal que é adicional a potência de saída calculada somente como uma cadência do pedal e da força de frenagem do volante. Os freios por atrito antigos têm uma menor precisão, que pode ser melhorada com um estudo detalhado.

A maioria dos trabalhos existentes na literatura de ergômetros para cadeirantes com freio magnético utilizam rolos, como pode ser visto na Fig. 2.3 que mostra o desenho esquemático do ergômetro VP100H que consiste em dois rolos cilíndricos paralelos que giram ligados a uma estrutura (DEVILLARD et al., 2001).

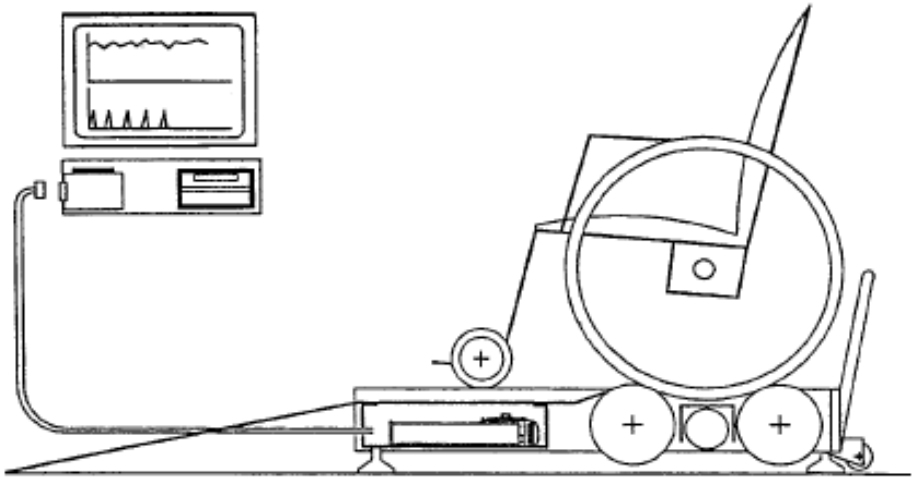


Figura 2.3 – Desenho esquemático do ergômetro para cadeirantes VP100H (DEVILLARD et al., 2001)

Outro tipo de ergômetro para cadeirante, além dos de rolos, foi apresentado por Keyser (2001). Este equipamento utiliza uma cadeira de rodas e possui um sistema de transmissão por corrente e um sistema de freio por atrito. A resistência é gerada por um sistema de pesos e um volante Monark que possui uma correia de nylon que envolve um

volante e uma polia, sendo que uma das extremidades da correia é fixada na estrutura e na outra penduram-se pesos, como mostra a Fig. 2.4.

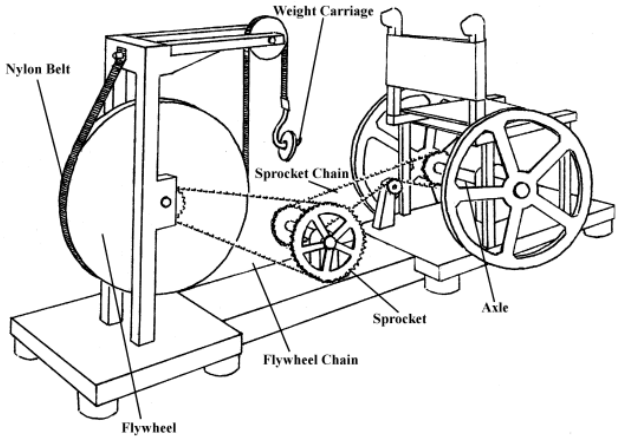


Figura 2.4 – Desenho esquemático do ergômetro para cadeirantes (KEYSER, 2001)

Os ergômetros específicos para cadeirantes ao contrário dos ergômetros de braço têm a vantagem de seguir o princípio da especificidade do treinamento, devido a semelhança do movimento de propulsão de um cadeirante, como o ergômetro mostrado na Fig. 2.5, (MORRISON, 2004).

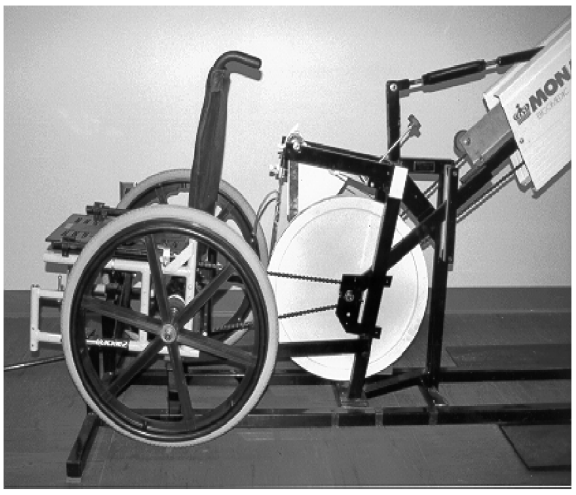


Figura 2.5 – Ergômetro para cadeirantes (MORRISON, 2004)

Torres (2003) desenvolveu um novo ergômetro para cadeirantes, Fig. 2.6, baseando-se no sistema com rolos cilíndricos. O autor (TORRES, 2003) explorou sobre a evolução dos ergômetros, falando dos diferentes sistemas de resistência para ergômetros que melhoram com o passar dos anos, assim como os primeiros ergômetros que datam do final do século passado. Em 1893, os sistemas utilizados eram de frenagem mecânica regulada por um parafuso, cuja pressão sobre o eixo de manivela era ajustável. Já em 1907, começaram a

ser desenvolvidos os ergômetros eletromagnéticos, sistemas de freio elétrico controlados por um dínamo. Foram apresentadas três alternativas de sistemas de resistência que podem ser controladas eletronicamente; o freio mecânico com ajuste elétrico, o freio eletromagnético e o dínamo, sendo escolhida a opção do princípio de dínamo num ergômetro para cadeirante. Este dínamo ou gerador elétrico do ergômetro eletromagnético possui o indutor baseado em um eletroímã. O controle da frenagem é ajustado com a excitação de corrente onde utiliza-se uma adaptação de um alternador trifásico que consegue suprir as necessidades do ergômetro.

Com a finalidade de encontrar uma normatização em técnicas e equipamentos para realização de exames em ergometria, recomenda-se que os ergômetros utilizados possuam um microcomputador central, que sejam eletrônicos ou eletromagnéticos, dispondo de interface de comunicação com o microcomputador e que interage com entradas e saídas digitais onde se lê sinal de rotação, número de voltas, etc. e assim enviar comandos de variação de carga, como é o caso exposto neste trabalho usado no ERG-CR09 (GUIMARÃES, 2003).



Figura 2.6 – Ergômetro para cadeirantes *ErgoChair* (TORRES, 2003)

Sabendo que todas as versões de ergômetros tentam se assemelhar ao máximo possível de situações reais, o uso de sistemas sugeridos de freios, controle, interfaces e demais dispositivos ajudam a conseguir esta finalidade, neste trabalho assim como são sugeridos na literatura, diferentes sistemas de frenagem e interfaceamento, utiliza-se um freio eletromagnético controlado por uma interface desenvolvida em ambiente LabVIEW que permite níveis de resistência variável. O sistema de resistência é adaptado a um eixo comum entre os aros de uma cadeira de rodas padrão aproximando ao máximo ao gesto motor do cadeirante em uma situação real.

CAPÍTULO III

SISTEMA DE RESISTÊNCIA ELETROMAGNÉTICO

Existem poucos equipamentos comercializados capazes de avaliar o condicionamento físico de cadeirantes. Na maioria deles o sistema de geração de resistência é mecânico utilizando transmissão por correia. O protótipo do ergômetro para cadeirantes ERG-CR09 foi projetado para utilizar um sistema de resistência eletromagnética.

Neste Capítulo apresentam-se detalhes do módulo de resistência eletromagnética utilizado no ergômetro ERG-CR09 e o modelo analítico para a determinação do torque resistente. No protótipo desenvolvido adaptou-se um mecanismo de resistência eletromagnética utilizado em bicicletas ergométricas fornecido pela empresa BRUDDEN EQUIPAMENTOS.

3.1. Módulo de Resistência Eletromagnética

O mecanismo gerador de resistência proposto gera forças eletromagnéticas que exercem uma frenagem no sistema. O dispositivo utiliza o principio do freio de Foucault (ÁLVAREZ; MARÍN; GONZÁLEZ, 2007).

O freio de Foucault ou de Pasquialini é uma evolução do freio de Prony, que foi o primeiro dispositivo usado para obter algumas características dos motores como os níveis de potência e torque. No freio de Prony o efeito de frenagem é por atrito enquanto que no freio de Foucault, o efeito de frenagem é por indução de corrente contínua (ÁLVAREZ; MARÍN; GONZÁLEZ, 2007).

A Figura 3.1 mostra um desenho esquemático do sistema de resistência eletromagnético e as dimensões dos elementos utilizados e a Fig. 3.2 mostra o módulo de resistência adaptado ao eixo de propulsão do ergômetro, onde este sistema é tomado de um cicloergômetro que foi fornecido pela empresa Moviment (Brudden Equipamentos).

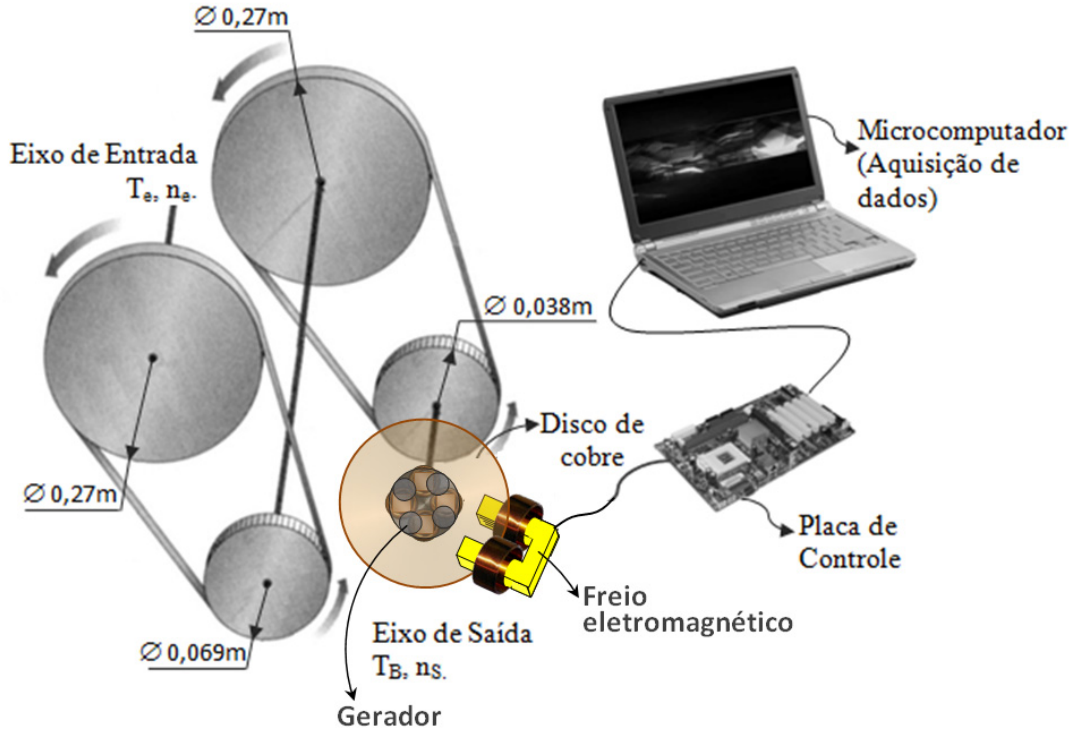


Figura 3.1 – Sistema de resistência eletromagnético utilizado no ergômetro

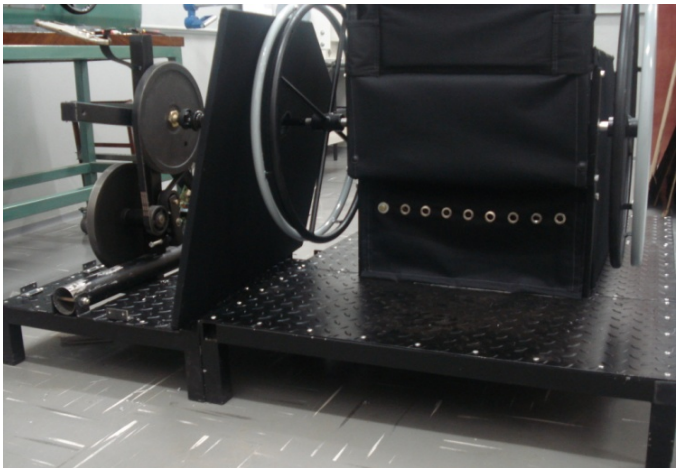


Figura 3.2 – Sistema de resistência eletromagnético utilizado no ergômetro. O sistema foi adaptado a partir de um dispositivo fornecido pela empresa Movement (Divisão da Brudden Equipamentos)

O módulo de resistência eletromagnético possui uma estrutura tubular de aço vedada por uma caixa de madeira com dimensões 755×390×635 mm. Na parte superior é montada a instrumentação necessária para fazer a aquisição e tratamento dos sinais de torque e rotação durante os testes. Os sinais são adquiridos por uma placa de aquisição e são tratados e manipulados em um aplicativo LabVIEW. O eixo de saída do módulo de resistência é acoplado diretamente ao eixo das rodas por meio de pinos de fixação.

3.1.1 Freio Eletromagnético

A geração do torque resistivo no eixo feita através do sistema eletromagnético alimentado pelo gerador é controlada por um sinal de saída do microcomputador enviado a uma placa que amplifica o sinal para o eletroímã.

Como mostrado na Figura 3.1, o sistema eletromagnético de geração de resistência é composto por dois subsistemas de eletroímãs os quais geram uma força de frenagem que é proporcional à rotação do disco. O primeiro subsistema é composto por um disco que se move em um campo magnético uniforme perpendicular ao disco, porém limitado a uma porção de sua superfície. Neste caso, devido ao princípio de Foucault são geradas correntes induzidas, que circulam perpendiculares ao campo magnético e em sentido contrário. A energia gerada se dissipa no condutor metálico. Por causa da dissipação da energia produz-se uma força de frenagem que tende a diminuir a velocidade angular do disco (GARCÍA, 2008).

A Figura 3.3 mostra esquematicamente o movimento do disco sob a influência de um campo magnético constante.

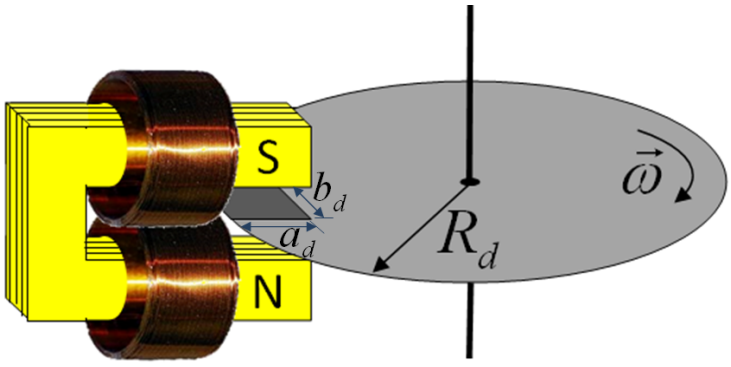


Figura 3.3 – Posicionamento do Eletroímã no Disco

O fluxo do campo magnético (B) através de uma superfície não planar pode ser obtido através do produto escalar do campo magnético e do vetor de superfície integrado ao longo das superfícies elementares, ou seja,

$$\Phi = \int_S B\, ds \tag{3.1}$$

A indução eletromagnética (Lei de Faraday) é um princípio que depende da variação do fluxo com o tempo e através dela é possível estimar as correntes induzidas e a força eletromotriz (V_ε), ou seja,

$$V_\varepsilon = -\frac{d\Phi}{dt} \tag{3.2}$$

Para um sistema composto com N espiras, tem-se que,

$$V_\varepsilon = -N\frac{d\Phi}{dt} \tag{3.3}$$

$$i = \frac{V_\varepsilon}{R_c} \tag{3.4}$$

Onde R_c é a resistência do circuito.

O efeito das correntes de Foucault é dissipar a energia por efeito joule. Quando o disco entra na região onde existe o campo magnético uniforme, o fluxo aumenta e as correntes induzidas circulam em um sentido de forma a reduzir o fluxo e conseqüentemente à força aplicada. O raciocínio inverso ocorre quando o disco sai da região onde existe o campo magnético uniforme.

Conforme mostrado na Figura 3.3, o campo magnético uniforme atua perpendicularmente em uma região retangular do disco. O disco se movimenta com uma velocidade linear ($\vec{v}$) que pode ser expresso em termos da velocidade angular ($\vec{\omega}$), ou seja,

$$\vec{v} = \vec{\omega} \times \vec{r}_d \tag{3.5}$$

Na Equação (3.5) $\vec{v}$ é uma velocidade linear média supondo ($\vec{r}_d$) medido no ponto médio da área, ou seja,

$$r_d = R_d - \frac{a_d}{2} \tag{3.6}$$

Em geral, é razoável supor que o campo magnético produzido pelas correntes induzidas é suficientemente pequeno, ou seja, que a ação de frenagem é devida unicamente da ação do campo magnético externo sobre as correntes induzidas. A Fig. 3.4 mostra as direções dos portadores de carga, da força magnética, do campo magnético e velocidade linear na região retangular do disco.

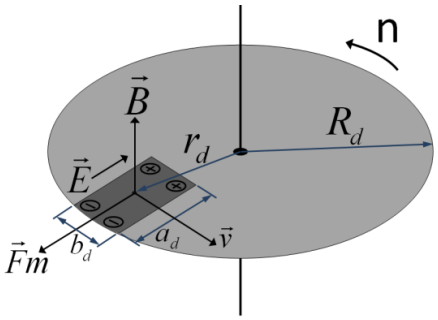


Figura 3.4 – Direções dos portadores de carga

Ao movimentar o disco com uma velocidade linear ($\vec{v}$), cargas elétricas (q) existentes na pequena região retangular estarão sujeitas a uma força eletromagnética, ou seja,

$$\vec{F}_m = q(\vec{v} \times \vec{B}) \tag{3.7}$$

As cargas elétricas são impulsionadas para fora do disco pela ação da força magnética ($\vec{F}_m$). A separação das cargas produz um campo elétrico ($\vec{E}$) dirigido para o centro do disco. O sistema formado é equivalente a uma bateria na qual circula uma corrente induzida (i) e cuja força eletromotriz (V_ε) é dada por,

$$V_\varepsilon = v \cdot B \cdot a_d \tag{3.8}$$

Como a região retangular de dimensões a_d e $\cdot b_d$ não é isolada, mas faz parte do disco, o restante da peça metálica gera uma resistência (R_m) à passagem da corrente elétrica. A pequena região retangular apresenta uma resistência interna (r_i) que pode ser deduzida da lei de Ohm, ou seja,

$$r_i = \frac{a_d}{\rho \cdot h_i \cdot b_d} \tag{3.9}$$

Onde h_i é a espessura do disco e ρ é a condutividade do metal. Portanto, a equação do circuito pode ser expressa como,

$$V_\varepsilon = i(r_i + R_m) \tag{3.10}$$

Das Equações (3.8), (3.9) e (3.10), tem - se que,

$$i = \frac{\rho \cdot h_i \cdot b_d \cdot B}{\left(1 + \frac{R_m}{r_i}\right)} \tag{3.11}$$

Na Equação (3.11) todos os parâmetros são determinados facilmente com exceção da resistência elétrica do disco (R_m).

A força magnética exercida pelo campo magnético ($\vec{B}$) sobre a porção de corrente retilínea gerada é mostrada esquematicamente na Fig. 3.5.

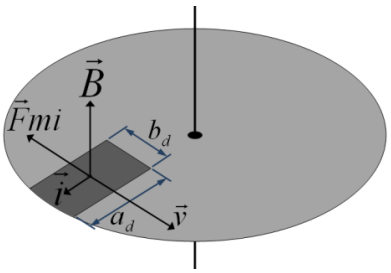


Figura 3.5 – Força magnética exercida pelo campo magnético

A intensidade da força magnética pode ser considerada uniformemente distribuída ao longo da espessura do disco na região retangular sendo oposta e proporcional à velocidade linear do disco, ou seja,

$$\vec{F}_{mi} = (\vec{i} \times \vec{B}) a_d \tag{3.12}$$

Finalmente das Equações (3.11) e (3.12), tem-se que,

$$vol = (h_i \cdot a_d \cdot b_d) \tag{3.13}$$

$$F_{mi} = \frac{\rho \cdot vol \cdot v}{\left(1 + \frac{R_m}{r_i}\right)} B^2 \tag{3.14}$$

Na Equação (3.13) observa-se que a força magnética depende do volume da pequena região retangular e do quadrado do campo magnético.

De acordo com a Figura 3.5 observa-se que o campo magnético não é constante, mas depende da corrente gerada no eletroímã e esta, por sua vez, vai depender do nível de voltagem pré-selecionada e de tensões variáveis oriundas do gerador. Conforme será mostrado o gerador é posicionado no mesmo eixo do disco e as tensões geradas vão depender da rotação imposta. Portanto, quanto maior a rotação no eixo de saída, maior o campo magnético e velocidade linear e conseqüentemente o disco pode experimentar uma grande ação de frenagem de acordo com a Eq. (3.13).

Finalmente, utilizando as Eqs. (3.5) e (3.13) é possível obter a força de frenagem, ou seja,

$$F_m = \left(K \cdot B^2\right)\omega \tag{3.15}$$

Onde,

$$K = \rho \frac{vol \cdot r_d}{\left(1 + \frac{R_m}{r_i}\right)} \tag{3.16}$$

O torque magnético exercido pela força magnética (F_m) definida pela Eq. (3.15) pode ser estimado como,

$$\vec{T}_{m1} = \vec{F}_m \times \vec{r}_d \tag{3.17}$$

Portanto, das Equações. (3.15), (3.16) e (3.17) tem-se que o módulo do torque será,

$$T_{m1} = G \cdot B^2 \cdot \omega \tag{3.18}$$

Onde, $G = K \cdot r_d$.

Aplicando a segunda lei de Newton (HIBBELER, 2000) na região do disco submetido a ação da força magnética é possível estimar a sua velocidade angular em diferentes instantes de tempo, ou seja,

$$I_D \frac{d\omega}{dt} = -G \cdot B^2 \cdot \omega \tag{3.18}$$

$$\int_{\omega_0}^{\omega} \frac{d\omega}{\omega} = -\frac{G \cdot B^2}{I_D} \int_0^t dt \tag{3.20}$$

$$\omega = \omega_0 \cdot e^{-\left(\frac{G \cdot B^2}{I_D} t\right)} \tag{3.21}$$

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

Através da Equação (3.21) é possível observar que a velocidade angular final decai exponencialmente com o tempo em função da força de frenagem que é amplificada pelo quadrado do campo magnético e depende da inércia do disco.

3.1.2. Gerador de corrente alternada

O gerador é composto por duas partes, uma giratória chamada rotor onde estão acoplados os ímãs e outra parte fixa chamada estator. O gerador alimenta a placa de controle do ergômetro, tornando o sistema auto-suficiente. A Fig. 3.6 mostra um desenho esquemático da configuração do gerador.

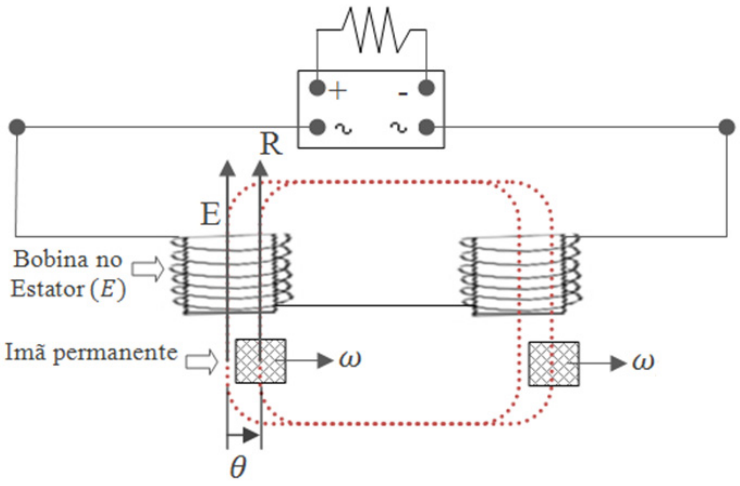


Figura 3.6 - Esquema do Gerador Utilizado no Sistema de Resistência do Ergômetro

Um gerador de corrente alternada é um dispositivo que converte a energia mecânica em energia elétrica. Em geral, o campo magnético ($\vec{B}$) é constante e uma ou mais espiras movimentam-se com uma velocidade angular entrando e saindo do campo magnético. Este mesmo princípio pode ser conseguido se as espiras estão fixas e o campo magnético varia com o tempo. No sistema eletromagnético utilizado existe um gerador construído com espiras fixas e campo magnético variável. Neste caso, ímãs permanentes são montados em um disco acoplado ao sistema de transmissão e as espiras são fixas na estrutura, como mostrado na Fig. 3.7.

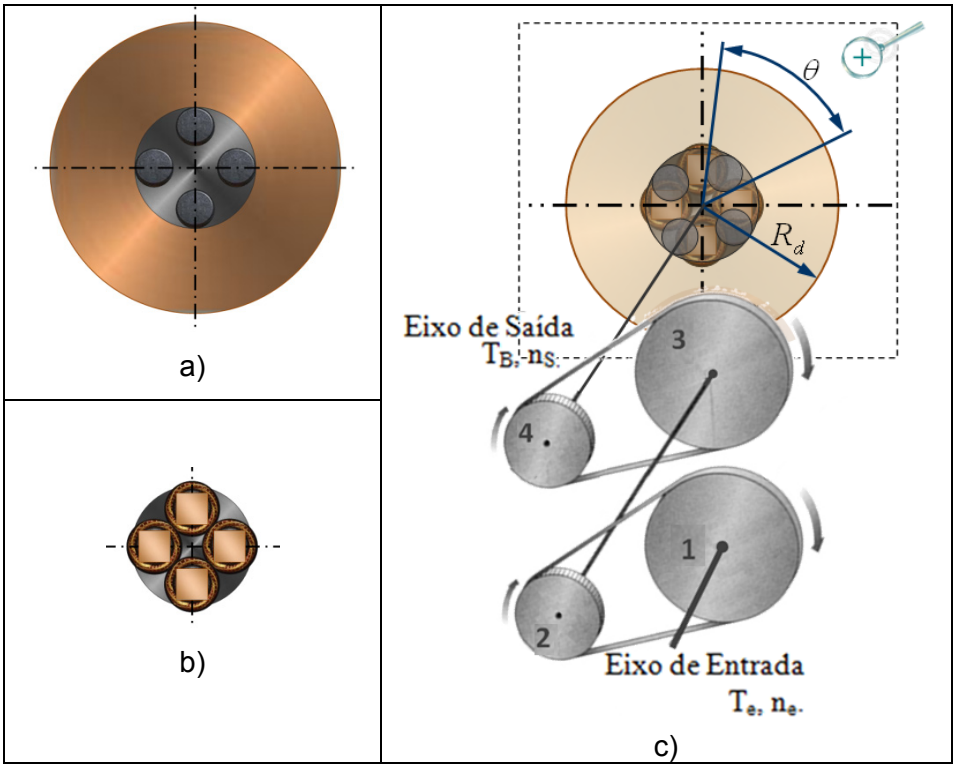


Figura 3.7 – Gerador de corrente alternada: a) Rotor; b) Estator; c) Gerador montado no sistema

Na configuração mostrada na Figura 3.7 podem ser montados vários sistemas ao longo do perímetro do disco. Considerando quatro conjuntos de ímãs permanentes de raio 17 mm o campo magnético pode ser estimado como,

$$\vec{B} = 4B_0 \cdot \sin(4\omega \cdot t) \tag{3.22}$$

A Figura 3.8 mostra a configuração aproximada para o campo magnético gerado por um ímã permanente girando com uma velocidade angular (ω) em oposição a um ímã fixo na estrutura como indicado na Fig. 3.7.

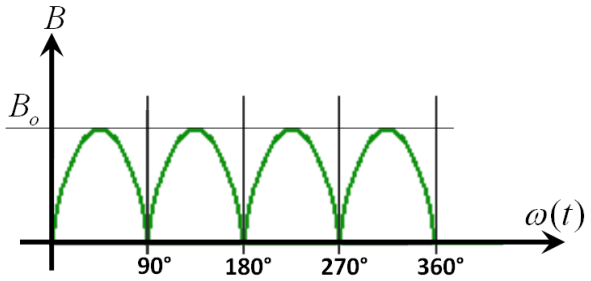


Figura 3.8 – Campo magnético para um dos quatro ímãs permanentes do gerador

O fluxo magnético pode ser estimado considerando o vetor normal da área da seção transversal (S) das espiras (N) do conjunto e o campo magnético variável, ou seja,

$$\Phi = B \cdot N \cdot S \tag{3.23}$$

Das Equações (3.22) em (3.23) tem-se que,

$$\Phi = 4B_0 \cdot N \cdot S \cdot \sin(4\omega t) \tag{3.24}$$

Da lei de Faraday é possível estimar a força eletromotriz, ou seja,

$$V_\varepsilon = F_{EG} = \frac{d\Phi}{dt} = 16B_0 \cdot N \cdot S \cdot \omega \cdot \cos(4\omega t) \tag{3.25}$$

Portanto, o torque resistivo imposto ao eixo que contém o gerador (T_{m2}) pode ser aproximado por,

$$T_{m2} = \vec{F}_{EG} \times \vec{r}_d = A \cdot \omega \cdot \cos(4\omega t) \tag{3.26}$$

Onde,

$$A = 16B_0 \cdot N \cdot S \cdot r_d \tag{3.27}$$

Como o disco é posicionado no eixo de saída como mostrado na Fig. 3.7, tem-se que,

$$T_B = T_{m1} + T_{m2} \tag{3.28}$$

Portanto, das Equações (3.18), (3.26) e (3.28), é possível encontrar uma expressão aproximada para estimar o torque magnético, ou o torque resistivo gerado pela ação do sistema eletromagnético, ou seja,

$$T_B = \left[GB^2 + A\cos(4\omega t)\right]\omega \tag{3.29}$$

Para transformar adequadamente os parâmetros de potência entre a fonte motora (propulsão nos aros) e a força magnética resistiva é utilizado um sistema de transmissão por correias. O sistema de transmissão por correias é um elemento mecânico composto por polias convenientemente montadas para transmitir a potência (VIÑAS, 2002).

A Figura 3.9 mostra o desenho esquemático de um sistema de transmissão por correias simples. Considerando as duas polias com diâmetros d_1 e d_2 que giram respectivamente em uma velocidade n_1 e n_2, tem-se que,

$$d_1 \cdot n_1 = d_2 \cdot n_2 \tag{3.30}$$

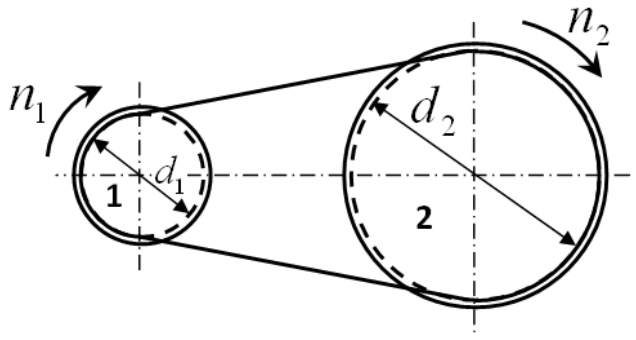


Figura 3.9 - Transmissão por correia simples (VIÑAS, 2002)

Portanto, os diâmetros são inversamente proporcionais às rotações dos eixos motor e movido e, conseqüentemente, para que o mecanismo funcione como um redutor da velocidade, a polia motora tem que ser de diâmetro menor do que a polia movida. Caso contrário agirá como um mecanismo de ampliação (VIÑAS, 2002).

No projeto do sistema de resistência utiliza-se uma transmissão composta de correias como um mecanismo amplificador de torque considerando que o torque resistivo é gerado na saída e o torque amplificado na entrada deve ser vencido pelo cadeirante para movimentar os aros de propulsão, como mostrado na Fig. 3.10.

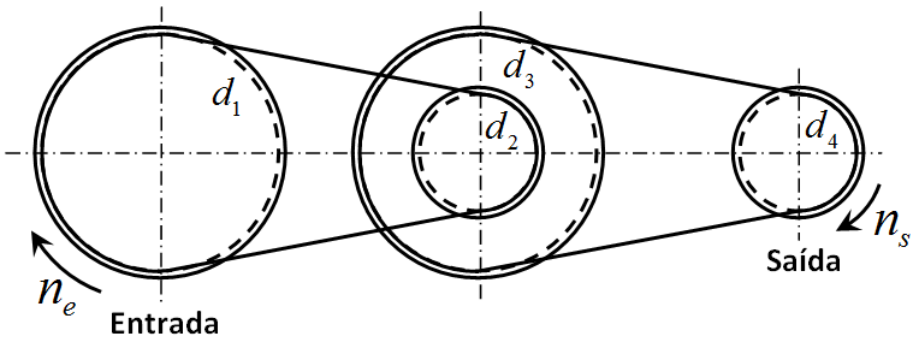


Figura 3.10 - Transmissão por correias utilizada no sistema de resistência eletromagnético proposto

A relação de transmissão do sistema de transmissão por correias composto é dado por,

$$\left(\frac{n_s}{n_e}\right)=\left(\frac{d_1 \cdot d_3}{d_2 \cdot d_4}\right) \tag{3.31}$$

O mecanismo de correias e polias transmitirá a força de frenagem dentro do sistema para a resistência do gerador que é definida pelo usuário sobre o ergômetro.

Da Figura 3.10, é possível observar que os níveis dos torques resistivos serão amplificados pela relação de transmissão. Da Eq. (3.31), sabendo que n_S corresponde à rotação de saída e n_e à rotação de entrada e das dimensões mostradas na Fig. 3.1 tem-se que,

$$n_S=\left(\frac{d_1 \cdot d_3}{d_2 \cdot d_4}\right) \cdot n_e=\left(\frac{0{,}27 \cdot 0{,}27}{0{,}069 \cdot 0{,}038}\right) \cdot n_e = 27{,}803 \cdot n_e \tag{3.32}$$

O torque na entrada (T_e) em função do torque magnético atuando no eixo de saída é dado por,

$$T_e = \left[\left(\frac{d_1 \cdot d_3}{d_2 \cdot d_4}\right) \cdot T_B\right] = 27{,}803 \cdot T_B \tag{3.33}$$

Finalmente, utilizando as Eq. (3.29) e (3.33), o torque de saída é dado por,

$$T_e = 27{,}803\left[G\,B^2 + A\cos(4\omega t)\right]\omega \tag{3.34}$$

Através da Equação (3.34) é possível estimar analiticamente o valor de torque resistivo no eixo onde é acoplado aos aros de propulsão. Neste caso, o cadeirante deve aplicar uma força equivalente aos aros de propulsão para vencer a resistência imposta. Esta força de propulsão é dada por,

$$F_p = \frac{T_e}{R_a} \tag{3.35}$$

Onde R_a é o raio do aro de propulsão do ergômetro. A Fig. 3.11 mostra o ergômetro ERG-CR09 projetado e construído com as dimensões e sistemas básicos.

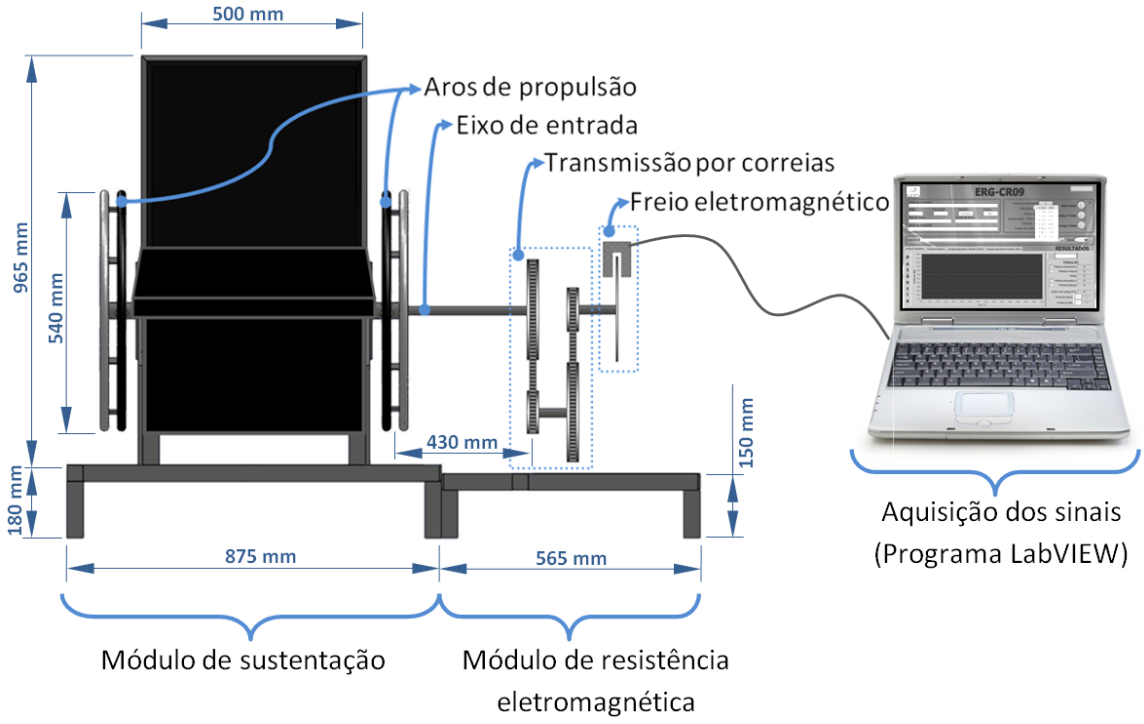


Figura 3.11 – Esquema de geração de resistência no protótipo do ergômetro

Portanto, quando não ocorrer uma força de propulsão no aro a velocidade angular reduz exponencialmente com o tempo devido a ação de frenagem. Em contrapartida o torque aumenta de forma similar com a aplicação de força nos aros. Com isso, os sinais dos torques, velocidades angulares e potência serão pulsantes, ou seja, aumenta e diminuem nos instantes respectivos de tempo em que o cadeirante impulsiona os aros de propulsão. Este gesto motor é realizado naturalmente durante a movimentação de uma cadeira de rodas. Este efeito é característico do ergômetro projetado e consegue de forma mais efetiva avaliar o condicionamento físico do cadeirante.

Finalmente, considerando o raio dos aros do ergômetro ERG-CR09, tem-se que,

$$F_p = 102{,}98\left[G\,B^2 + A\cos(4\omega t)\right]\omega \tag{3.35}$$

A Equação (3.35) mostra a força de propulsão (F_p) necessária pelo cadeirante para impulsionar os aros da cadeira de rodas.

CAPÍTULO IV

PROJETO E CONSTRUÇÃO DO TORQUÍMETRO

Conforme descrito, o protótipo do ergômetro para cadeirantes ERG-CR09 utiliza um sistema de resistência eletromagnético que foi adaptado do cicloergômetro BM4000 da empresa Brudden Equipamentos (Movement). Esta adaptação utilizou basicamente o sistema de frenagem mais o gerador controlados por um circuito eletrônico que permitia a regulagem de até oito níveis de resistência. O módulo de indicação e controle original do cicloergômetro BM4000 foi descartado e os sinais foram adquiridos e controlados por meio de uma placa de aquisição e de um aplicativo em LabVIEW.

No módulo de controle, segundo o fabricante, são indicados valores médios de torque resistente para cada nível requerido de resistência. Isto ocorre porque, em princípio, o nível de torque resistente depende da rotação utilizada, uma vez que, o sistema utiliza o princípio de corrente de Foucault (GARCIA, 2008).

Portanto, o conhecimento preciso dos níveis de torque resistente de acordo com a rotação empregada é de grande importância para uma medida efetiva da potência aplicada em um teste de avaliação do condicionamento físico. Além disso, a determinação analítica ou experimental dos níveis de força contra-eletromotriz gerados no freio magnético não é uma tarefa simples por causa da complexidade do modelo. Paralelamente, a aquisição destes sinais de força exigiria uma instrumentação de precisão e que poderia inviabilizar, quanto ao custo, a construção do protótipo do ergômetro para cadeirantes.

Por isso, este Capítulo mostra a solução utilizada para determinar de forma precisa os níveis de torque resistente e o processo para calibrar o torque a partir de um único sinal medido, ou seja, o sinal de rotação.

4.1. Determinação do torque resistente.

No Capítulo III foi mostrada a configuração do sistema eletromagnético utilizado no protótipo do ergômetro para cadeirantes. No modelo analítico apresentado o torque de saída é amplificado pela relação de transmissão das polias e depende da rotação no eixo e do nível de voltagem ajustado para a bobina do eletroímã. Este torque, na verdade, é um torque resistivo e deve ser vencido pelo torque de propulsão nos aros, uma vez que, o eixo de entrada é ligado diretamente aos aros de propulsão como mostrado na Fig. 3.11.

Desta forma, selecionando um nível de resistência ajusta-se um nível de voltagem nas bobinas do freio eletromagnético, como mostrado na Tab. 4.1. Por exemplo, após a seleção do nível de resistência no equipamento, um sinal é enviado para uma placa de controle que tem como saída uma voltagem específica correspondente ao nível selecionado, sendo que esta voltagem será somada à voltagem originada no gerador, Fig. 4.1. Além disso, aproveita-se a voltagem do gerador para alimentar a placa de controle e com isso o sistema fica auto-suficiente não necessitando de fonte externa de energia.

Tabela 4.1 – Voltagem de referência do freio eletromagnético

Nível	V_{Rel} (V)
1	0
2	0,39
3	0,59
4	0,79
5	0,93
6	1,03
7	1,18
8	1,31

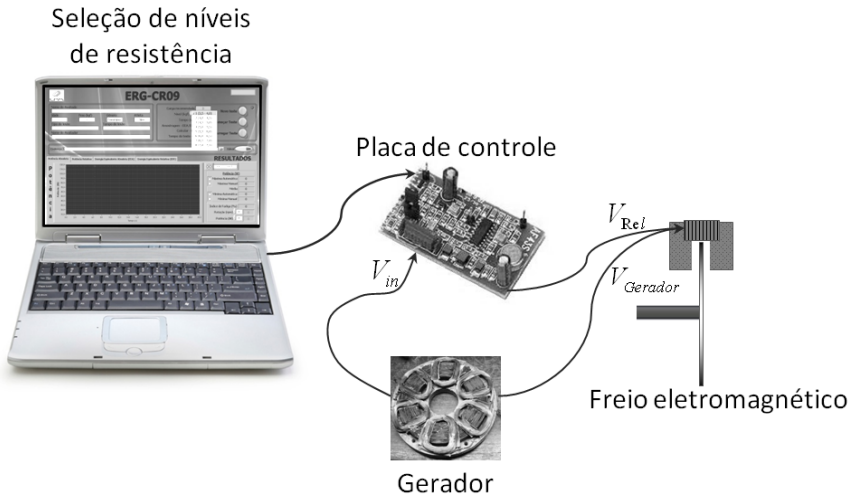


Figura 4.1 – Esquema da ligação para geração de voltagem sobre o freio eletromagnético

A intensidade de frenagem varia com a rotação. Na entrada, ou seja, no eixo de impulsão acoplado aos aros, o torque resistente é amplificado pela relação de transmissão de polias. Com isso, a força aplicada aos aros de propulsão deve vencer o torque resistente no eixo e, portanto, é importante conhecer de forma precisa os níveis destes torques para todas as possíveis faixas de resistência eletromagnética.

Neste trabalho, a medida experimental do torque resistente foi feita através do projeto de um torquímetro projetado e construído no eixo de entrada. Este procedimento foi feito a fim de realizar uma calibração efetiva e precisa dos níveis de torque resistivo gerado pelo sistema eletromagnético e efetivamente caracterizar o protótipo do ergômetro projetado definindo suas faixas operacionais.

4.2. Projeto do torquímetro

Devido à característica do equipamento, formado por dois módulos independentes conectados através de um eixo comum foi definida como uma solução de análise do torque a construção do sensor no próprio eixo. A utilização de algum elemento em série traria maiores dificuldades construtivas do protótipo. Resolveu-se então descrever a flexibilidade torsional do eixo instalando quatro extensômetros em ponte completa a 45° opostos um ao outro respectivamente.

Para avaliar os níveis do sinal de saída do efeito torsional inicialmente foi desenvolvido o projeto do torquímetro. Neste caso, a Fig. 4.2 mostra um desenho esquemático da montagem dos extensômetros elétricos em um eixo submetido à torção.

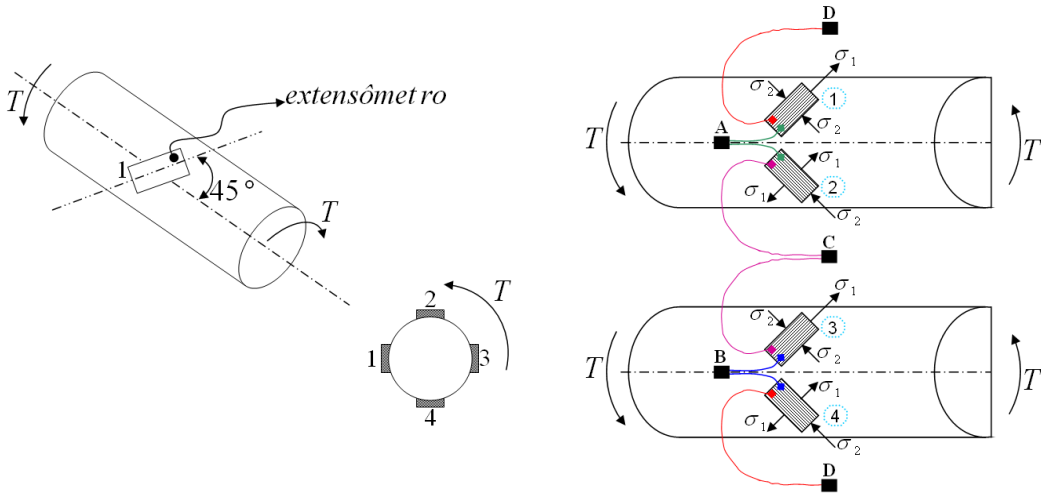


Figura 4.2 – Esquema das fixações dos extensômetros e montagem na ponte de Wheatstone em um eixo submetido a torção

Da resistência dos materiais (POPOV, 1978) é possível estabelecer as relações para as tensões principais e tensão cisalhante máxima em um ponto específico de uma barra submetida à torção, ou seja,

$$\sigma_1 = \frac{T \cdot c}{I_p} \tag{4.1}$$

$$\sigma_2 = \frac{-T \cdot c}{I_p} \tag{4.2}$$

$$\tau_{máx} = \frac{T \cdot c}{I_p} \tag{4.3}$$

Onde $\sigma_{1,2}$ são as tensões principais, $\tau_{máx}$ é a tensão cisalhante máxima, T o torque aplicado ao eixo, I_p o momento de inércia e c é a posição da fibra analisada. A Fig. 4.3 mostra a direção das tensões principais e tensão cisalhante máxima para uma barra circular submetida à torção.

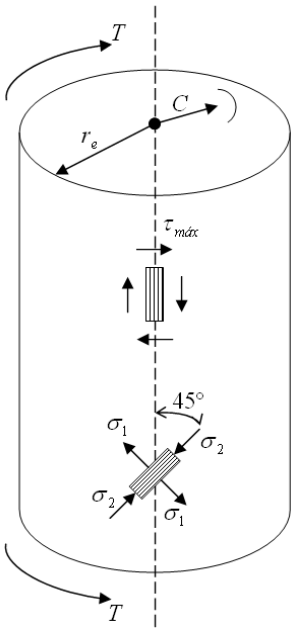


Figura 4.3 – Tensões principais e tensão cisalhante máxima em um eixo submetido à torção

Na Figura 4.4 a distorção angular máxima ($\gamma_{máx}$) pode ser escrita em termos da distorção angular elementar (d_ϕ) para uma barra circular sujeita à torção, ou seja,

$$\gamma_{máx} \cdot dx \cong d_\phi \cdot c \tag{4.4}$$

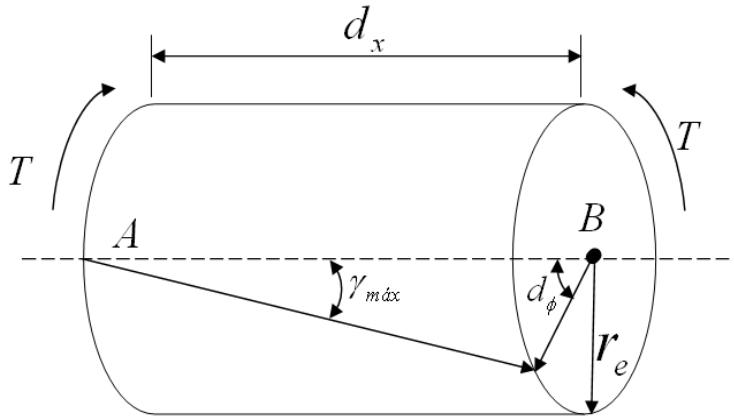


Figura 4.4 – Barra circular submetida a uma deformação angular

Portanto, a distorção angular (ϕ) no trecho AB de comprimento ℓ será,

$$\phi = \int_A^B \frac{T}{I_p \cdot G} dx \quad \Rightarrow \quad \phi = \frac{T \cdot \ell}{I_p \cdot G} \tag{4.5}$$

Na Equação (4.5), G é o módulo de elasticidade transversal e ℓ é o comprimento relativo do eixo onde é medida a distorção angular.

Das Equações (4.4) e (4.5), tem-se que,

$$\phi \cong \gamma_{máx} \left(\frac{\ell}{r_e} \right) \tag{4.6}$$

Da lei de Hooke para cisalhamento puro tem-se que,

$$\tau_{máx} = G \cdot \gamma_{máx} \tag{4.7}$$

Portanto, das Eqs. (4.5), (4.6) e (4.7) na superfície externa da barra circular, é possível escrever a distorção angular máxima como,

$$\gamma_{máx} = \frac{T}{I_p \cdot G} r_e \tag{4.8}$$

Onde,

$$\tau_{máx} = \frac{T \cdot r_e}{I_p} \tag{4.9}$$

Supondo que a tensão cisalhante máxima seja igual ao limite de escoamento no cisalhamento (S_{Sy}) e que o limite de escoamento no cisalhamento é aproximadamente igual à metade do limite do escoamento à tração (S_y), tem-se que,

$$\tau_{máx} = S_{Sy} \cong \frac{S_y}{2} = \frac{T \cdot r_e}{I_p} \tag{4.10}$$

$$T = \frac{I_p \cdot S_y}{2 \cdot r_e} \tag{4.11}$$

Portanto, o torque máximo aplicado a uma barra de seção circular pode ser estimado pela Eq. (4.10).

A Figura 4.5 mostra um desenho esquemático indicando os elementos presentes no protótipo do ergômetro para cadeirantes e que influenciam o torque resistente no eixo.

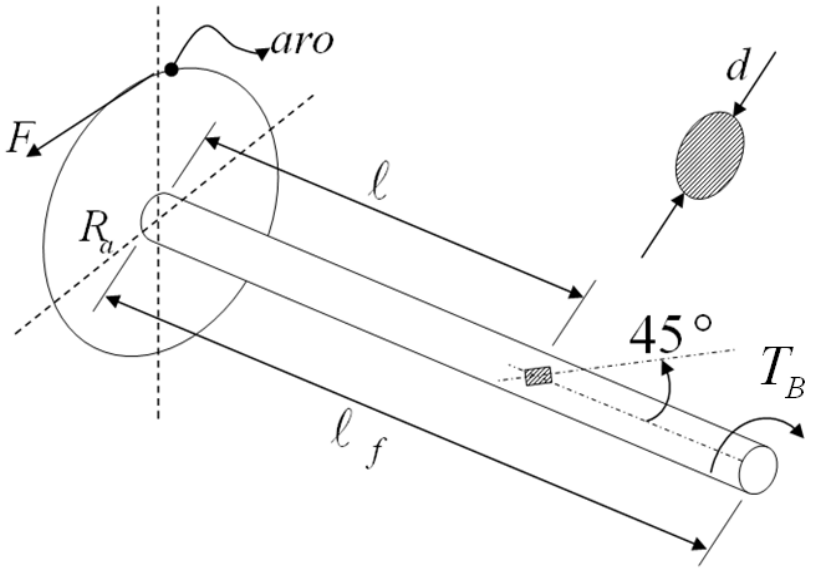


Figura 4.5 – Desenho esquemático dos elementos de transmissão de potência no eixo comum

A Tabela 4.2 mostra os dados utilizados no projeto do torquímetro.

Tabela 4.2 – Dados do torquímetro projetado

ℓ (mm)	ℓ_f (mm)	R_a (mm)	d (mm)	Material Aço 1020 (GPa)	S_y (MPa)	S_{Sy} (GPa)	I_p (mm^4)
280	410	270	17,0	G=79,3 E=207	210	105	8199,7

Utilizando a Equação (4.10) e os dados da Tab. 4.2 pode-se estimar a força máxima aplicada ao aro considerando o limite de escoamento do material do eixo, ou seja,

$$F \cdot 270 = \frac{8199{,}655 \cdot 210}{2 \cdot \frac{17}{2}} \quad \rightarrow F \cong 375\,[N] \cong 38\,[kgf] \tag{4.11}$$

A força (F) mostrada na Eq. (4.11) indica uma força total supondo que a extremidade do eixo esteja completamente fixada. A força em cada aro será a metade deste valor.

A deformação e a distorção angulares aplicadas aos extensômetros podem ser calculadas das Eqs. (4.5) e (4.8), ou seja,

$$\phi = \frac{F \cdot R_a \cdot \ell}{\frac{\pi \cdot d^4}{32} \cdot G} = \frac{32}{\pi} \cdot \frac{F \cdot R_a \cdot \ell}{d^4 \cdot G} \tag{4.12}$$

$$\gamma = \frac{F \cdot R_a \cdot \ell}{\frac{\pi \cdot d^4}{32} \cdot G} = \frac{32}{\pi} \cdot \frac{F \cdot R_a \cdot r_e}{d^4 \cdot G} \tag{4.13}$$

Para a condição de força máxima considerando os dados da Tab. 4.2, tem-se que,

$$\phi = \left(\frac{32}{\pi}\right) \frac{375 \cdot 280 \cdot 270}{17^4 \cdot 79{,}3 \cdot 10^3} \cong 0{,}043\,[rad] \cong 2{,}5^{\circ} \tag{4.14}$$

$$\gamma = \left(\frac{32}{\pi}\right) \frac{375 \cdot 270 \cdot 8{,}5}{17^4 \cdot 79{,}3 \cdot 10^3} \cong 0{,}0013 \cong 0{,}13\,\% \tag{4.15}$$

Portanto, a deformação angular máxima nos extensômetros, aplicando-se uma carga máxima de 38 kgf nos aros propulsores seria de 0,13 %, inferior ao limite de deformação dos extensômetros utilizados no torquímetro que são de 2 %.

A Figura 4.6 mostra o eixo fabricado em aço carbono com as dimensões indicadas na Tab. 4.2 e que contém os quatro extensômetros elétricos de resistência montados a 45º em relação a linha de centro do eixo. A Fig. 4.7 mostra um detalhe dos extensômetros e das ligações efetuadas. Finalmente, a Fig. 4.8 mostra a estrutura de propulsão do ergômetro para cadeirantes projetado unida, através do torquímetro projetado ao módulo de resistência eletromagnética.

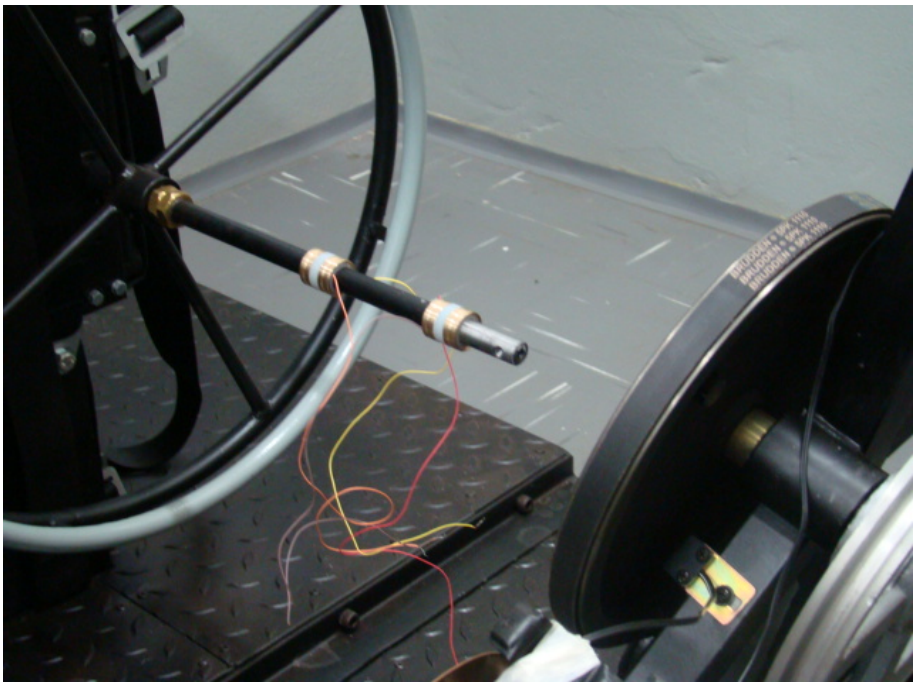


Figura 4.6 – Eixo em aço carbono do protótipo de ergômetro ERG-CR09

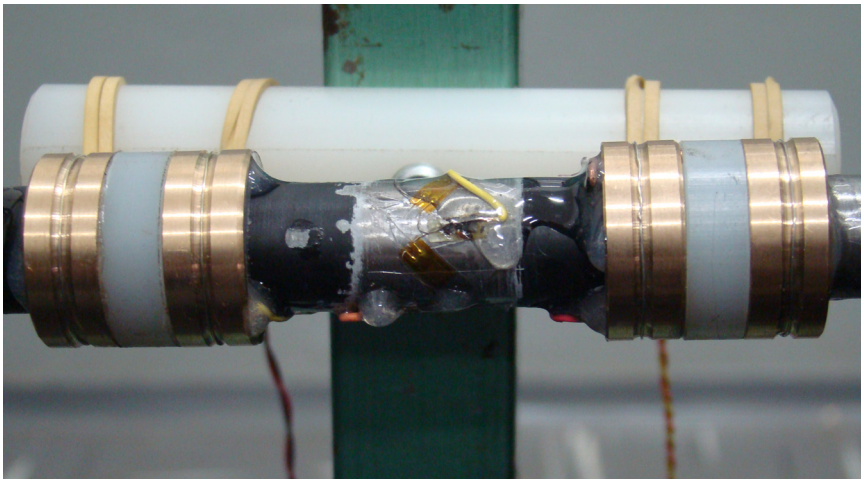


Figura 4.7 – Detalhe dos extensômetros colados no eixo

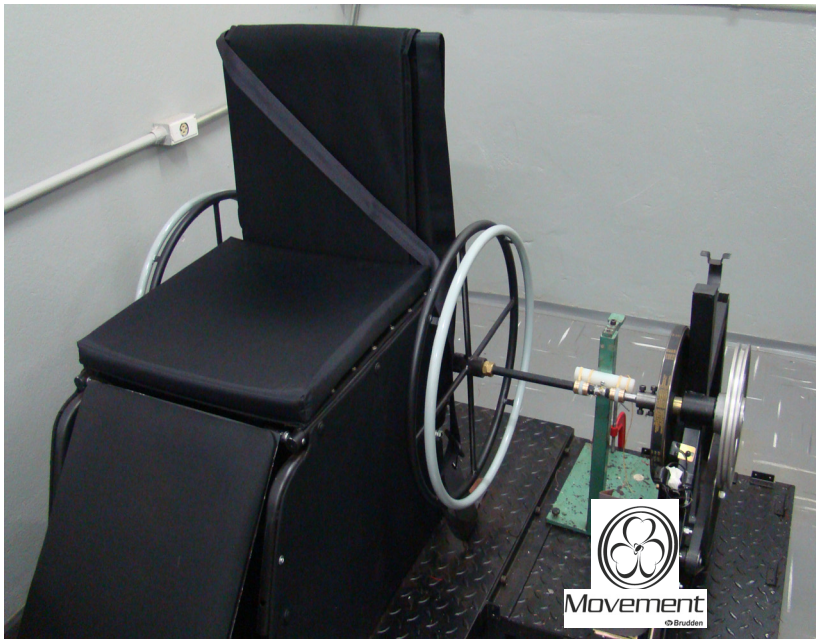


Figura 4.8 – Estrutura do ergômetro para cadeirantes com o torquímetro projetado

A Figura 4.9 mostra a configuração do circuito elétrico da ponte de Wheatstone utilizado com montagem em ponte completa no torquímetro projetado. Os terminais A, B, C e D correspondem aos mesmos pontos indicados na Fig. 4.2.

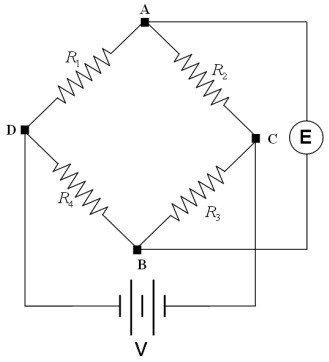


Figura 4.9 – Esquema do circuito da ponte de Wheatstone

A precisão das leituras efetuadas com extensômetros elétricos está intimamente relacionada com a perfeita aderência destes sobre a superfície em estudo. Quaisquer imperfeições ocorridas durante a fixação dos extensômetros irão posteriormente gerar interpretações errôneas quanto às reais deformações ocorridas em uma determinada região (ADOLFATO; CAMACHO; BRITO, 2004).

Para evitar erros posteriores, foram seguidas técnicas recomendadas para a colagem de extensômetros (ADOLFATO; CAMACHO; BRITO, 2004) a técnica utilizada está descrita no anexo 1.

No circuito da ponte de Wheatstone, mostrada na Fig. 4.7, tem-se quatro terminais para alimentação e saída de voltagem, cada terminal corresponde a uma luva axial de cobre que possui um rasgo onde passa um fio também de cobre permitindo a alimentação da ponte nos terminais C e D, e a saída de voltagem nos terminais A e B. A saída em voltagem no circuito da ponte é dado por (DALLY; RILEY, 2005),

$$\Delta E = \frac{\left[\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4}\right]}{4 + 2\left[\frac{\Delta R_1}{R_1} + \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} + \frac{\Delta R_4}{R_4}\right]} \cdot V \tag{4.16}$$

Considerando a relação entre a variação de resistência com a deformação medida nos extensômetros, a Eq.(4.16) pode ser escrita em função do fator do extensômetro (S_g), ou seja,

$$\Delta E = \frac{S_g\left[\varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4\right]}{4 + 2 \cdot S_g\left[\varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3 + \varepsilon_4\right]} \cdot V \tag{4.17}$$

As deformações que ocorrem nos extensômetros são deformações principais aparentes, em função dos erros devidos às deformações transversais e a sensibilidade transversal dos extensômetros.

Considerando um sentido para o torque aplicado pelo cadeirante, por exemplo, no sentido de impulsão da cadeira ou propulsão dos aros, tem-se que,

$$\varepsilon_1 = \varepsilon_3 \quad , \quad \varepsilon_2 = \varepsilon_4 \tag{4.18}$$

$$\Delta E = \frac{S_g \cdot V}{2}\left(\varepsilon_1 - \varepsilon_2\right) \tag{4.19}$$

Da resistência dos materiais (POPOV, 1978), nos planos principais, tem-se que,

$$\varepsilon_\phi = \left(\frac{\varepsilon_1 + \varepsilon_2}{2}\right) + \left(\frac{\varepsilon_1 - \varepsilon_2}{2}\right)\cos 2\phi \tag{4.20}$$

$$\gamma_\phi = (\varepsilon_1 - \varepsilon_2)\sin 2\phi \tag{4.21}$$

Portanto, para um eixo submetido à torção, os planos principais estão a 45º com relação à linha de centro, ou seja,

$$\varepsilon_\phi = \frac{\varepsilon_1 + \varepsilon_2}{2} \tag{4.22}$$

$$\gamma_{máx} = \varepsilon_1 - \varepsilon_2 \tag{4.23}$$

Portanto, das Eqs. (4.8) e (4.19) e após algumas transformações, observa-se que,

$$\Delta E = \left(2{,}547 \cdot \frac{S_g \cdot V \cdot R_a}{d^3 \cdot G}\right) \cdot T \tag{4.24}$$

A Tabela 4.3 mostra os principais dados dos extensômetros elétricos utilizados na fabricação do torquímetro.

Tabela 4.3 – Características dos extensômetros elétricos utilizados no torquímetro

Características	**Valores**
Tipo	KDF-2-C1-11
Coeficiente de dilatação térmica aferido	10,8 PPM/ºC
Comprimento da resistência	2 mm
Resistência	120 ± 0,3 Ω
Fator da resistência (S_g)	2,05 ± %
Rendimento térmico	± 1,8 με / ºC
Mudança do fator de calibração com a temperatura	0,012 % / ºC
Número do Lote	Y1686-039

4.3. Instrumentação

A estimativa da leitura do torque feita através do sinal do torquímetro feito com extensômetros acoplados ao eixo de entrada do módulo de resistência eletromagnético foi feito através de instrumentação específica e de um protocolo de calibração adaptado ao sistema físico analisado. A Fig. 4.11 mostra um desenho esquemático do aparato experimental utilizado para análise dos sinais gerados pelo torquímetro.

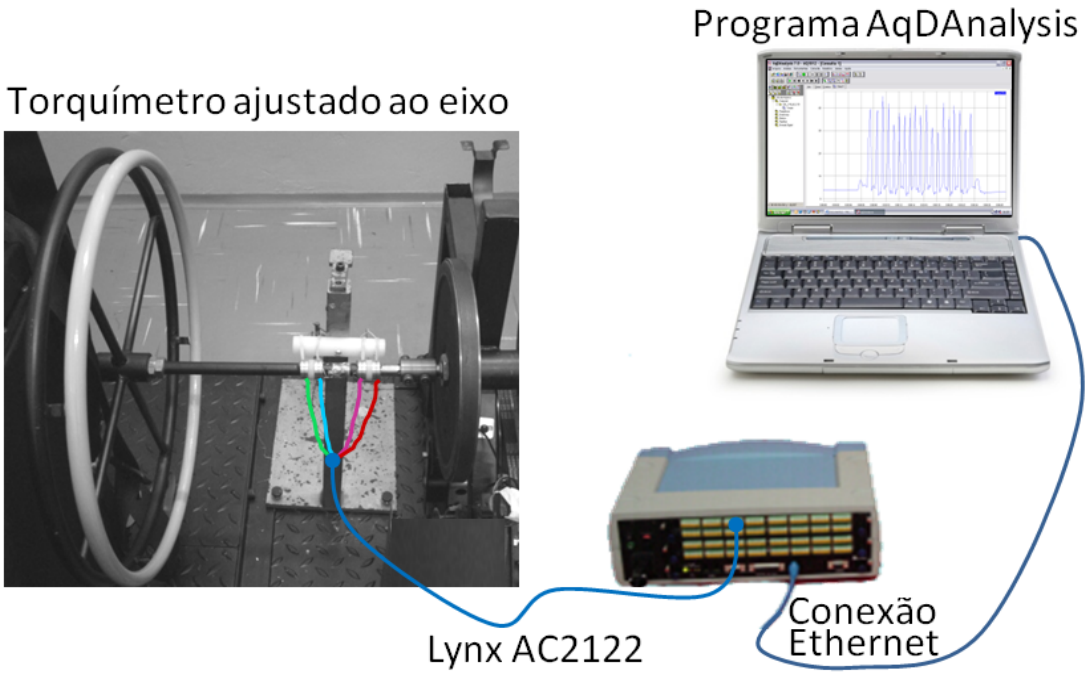


Figura 4.10 – Desenho esquemático indicando a instrumentação utilizada

Para obter os sinais analógicos do torquímetro implementado, foi utilizado o equipamento ADS2000 da empresa Lynx Tecnologia. O equipamento é um sistema para aquisição de dados, com comunicação ethernet, observa-se Fig. 4.12,

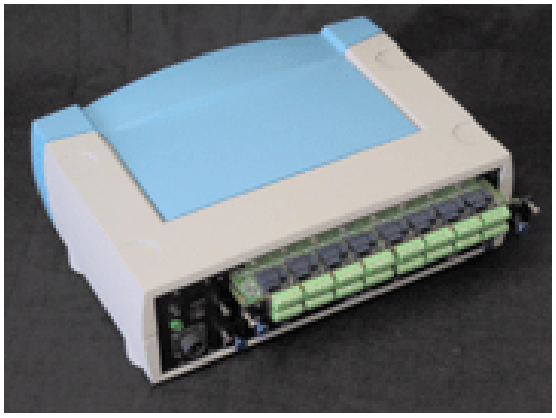


Figura 4.11 – Sistema de aquisição de dados Lynx AC2122. Disponível em: <http://www.lynxtec.com.br>. Acesso em: 2 out. 2008

A Figura 4.13 mostra o condicionador de sinais AI-2161 do ADS2000 que é configurável por chaves hardware (tipo de entrada e faixa de ganho) e por software (ganho dentro da faixa, filtros, balanço e shunt cal). Este permite condicionar a sinais de circuitos em ponte (strain gages, sensores) (LYNX, 2008).

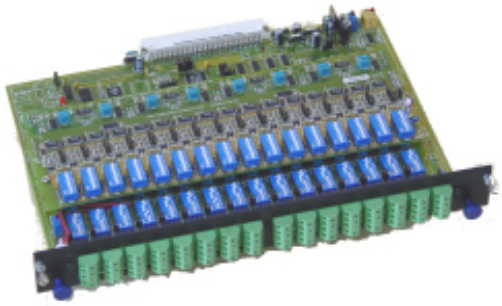


Figura 4.12 – Condicionador AI-2161. Disponível em: < http://www.lynxtec.com.br/ prod_ads2000.htm>. Acesso em: 2 out. 2008

O equipamento interage com dois softwares, um para aquisição de dados Lynx AqDados 7.02 e outro para análise dos dados Lynx AqDAnalysis.

O equipamento da Lynx foi configurado segundo a necessidade requerida, que neste caso, foi a leitura de uma ponte completa de Wheatstone com alimentação de entrada de 5VDC. As configurações são feitas por chaves para entradas analógicas como é ilustrado na Fig. 4.14. Estas funções permitem ajuste de balanço e calibração por shunt para sensores em ponte.

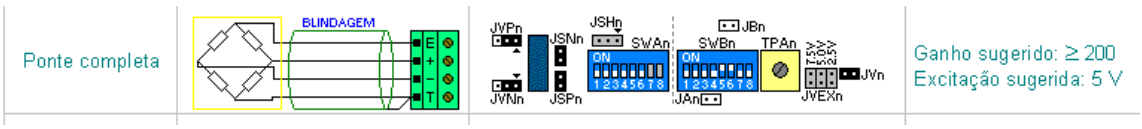


Figura 4.13 – Configuração por chaves da entrada analógica (LYNX, 2004)

A Figura 4.15 mostra o aparato experimental utilizado para avaliar os sinais do torquímetro montado no eixo de entrada do ergômetro para cadeirantes.

Os sinais de rotação foram obtidos por um sensor indutivo montado na polia de saída, ou seja, montada no eixo do torquímetro e os sinais foram adquiridos por uma placa de aquisição da National Instruments e condicionados através do sistema de aquisição ADS2000.

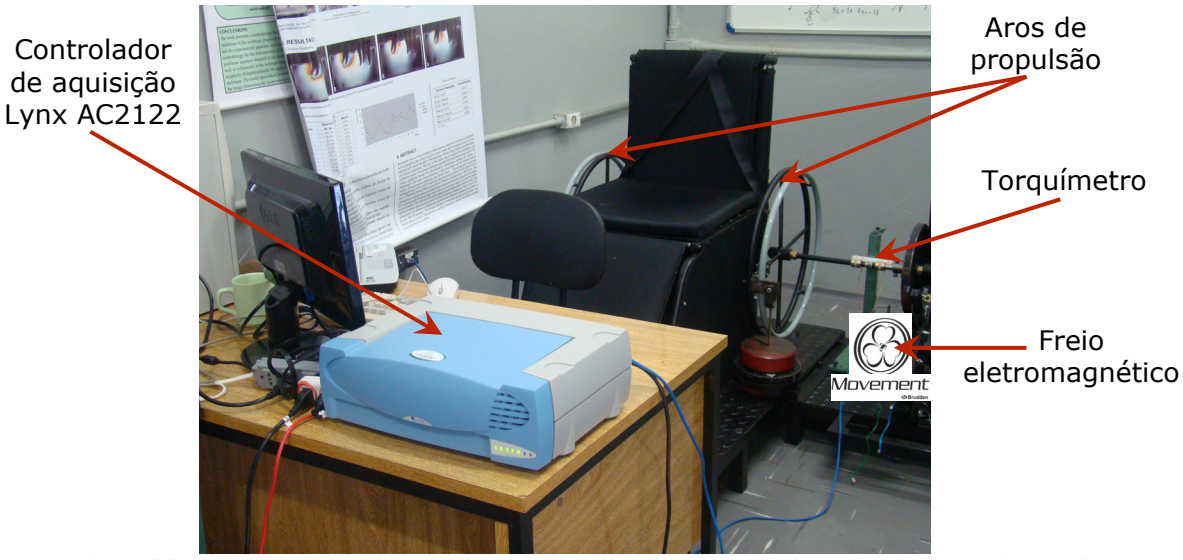


Figura 4.14 – Montagem experimental para avaliar os sinais do torquímetro do ergômetro para cadeirantes

No Capítulo VI serão apresentados os protocolos de calibração estática e dinâmica para o torque resistente e os resultados de toda a análise do torque de saída em função da rotação e dos níveis de resistência selecionados.

CAPÍTULO V

APLICATIVO DESENVOLVIDO EM AMBIENTE LABVIEW

A aquisição de diferentes tipos de sinais com taxas de amostragem adequadas é de grande importância para efetuar uma análise dos dados. Este Capítulo mostra a aquisição de dados com ferramentas de transferência rápida de informação que permitem um melhor julgamento na interpretação dos resultados dos testes. Estes dados são adquiridos através de uma placa de aquisição da National Instruments e analisados por um aplicativo que foi desenvolvido em ambiente LabVIEW que permite adquirir os dados e avaliar as diferentes variáveis através de uma interface amigável.

O aplicativo proposto é parte integrante do protótipo ERG-CR09 que é um ergômetro projetado para avaliação do condicionamento físico de cadeirantes. Por possuir uma estrutura aberta, o aplicativo foi desenvolvido para a aplicação do Teste de Wingate, porém pode ser adaptado para outros protocolos de teste designados pelo avaliador. A performance do usuário pode ser adequadamente analisada devido a diferentes funções implementadas permitindo um controle maior dos testes.

5.1. Monitoramento do condicionamento físico

A prática regular de atividade física tem sido recomendada para a prevenção e reabilitação de doenças cardiovasculares e outras doenças crônicas por diferentes associações de saúde no mundo, como a Escola Americana de Medicina do Esporte, os Centros para controle e prevenção de doenças (CIOLAC; GUIMARÃES, 2004.). Motivados por tais recomendações as pessoas são estimulados a praticar atividades físicas através da participação em um programa de treinamento físico. O desenvolvimento seguro deste programa de exercícios deve ser monitorado por um profissional capacitado.

Existem diferentes métodos que ajudam no monitoramento do condicionamento físico das pessoas. Um dos testes mais utilizados é o teste anaeróbico “Wingate” que tem sido usado em vários laboratórios e academias, como um teste padrão para avaliar a performance a um esforço padrão para ser uma resposta a exercícios supramáximos (BAR-OR, 1987).

Diferentes tipos de ergômetros podem ser utilizados para a execução do Teste Wingate. O ergômetro de braço representa uma alternativa para a realização de testes diagnósticos em indivíduos com incapacidade funcional de membros inferiores. O ergômetro de braço pode ser fabricado com esta função específica ou ser adaptado de uma bicicleta ergométrica comum, substituindo seus pedais por manoplas. Estes equipamentos podem ter frenagem mecânica ou eletromagnética (GUIMARÃES et al., 2003)

O protótipo ERG-CR09 já projetado para a realização de testes em pessoas que utilizam cadeira de rodas. A diferença deste equipamento é que ele não é uma adaptação de uma cadeira de rodas a um cicloergômetro e também não é um dispositivo separado onde o cadeirante utiliza sua própria cadeira de rodas contra uma resistência programada, como por exemplo, um ergômetro de rolos cilíndricos (BONINGER et al. 2002). O protótipo projetado possui aros de propulsão similares a uma cadeira de rodas onde o cadeirante pode aplicar o mesmo gesto motor que faz habitualmente em sua cadeira de rodas. A vantagem deste procedimento é que a avaliação do seu condicionamento físico é mais preciso e real, do ponto de vista que, da especificidade de utilização dos grupos musculares ao impulsionar os aros de propulsão da cadeira e à utilização de resistência programada através de um sistema de freio eletromagnético.

A Figura 5.1 mostra o protótipo do ergômetro para cadeira ERG-CR09 projetado e construído no Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner A. Gomide, Universidade Federal de Uberlândia – Faculdade de Engenharia Mecânica.

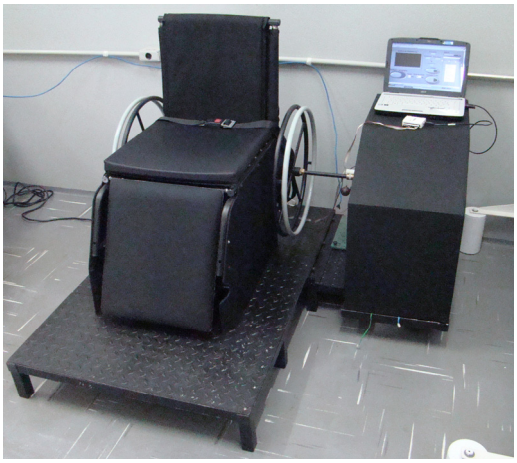


Figura 5.1 – Protótipo ERG-CR09, ergômetro para cadeirantes

Para cumprir as funcionalidades de um ergômetro padrão, o ERG-CR09 possui uma interface que comunica com uma placa de aquisição de dados com entradas e saídas analógicas e digitais, para onde deverão ser enviados os sinais de rotação recebidos e os comandos de variação de carga que são enviados para um circuito eletrônico que controla a atuação do freio eletromagnético. Estes sinais são utilizados como referência para estimar a potência anaeróbica do individuo, seu índice de fadiga, dentre outros.

5.2. Medida da rotação

A leitura do sinal que indica a rotação no ERG-CR09 foi feita a través de um encoder projetado utilizando um anel de alumínio fixado na polia movida acoplada ao eixo de propulsão e imãs permanentes.

Os encoders são transdutores de movimento capazes de converter movimentos lineares ou angulares em informações elétricas que podem ser transformadas em informações binárias e trabalhadas por um programa que converta as informações passadas em algo que possa ser entendido como distância ou velocidade (OLIVEIRA, 2009).

No anel de alumínio foram fixados 20 ímãs espaçados igualmente no perímetro do anel como mostrado na Fig. 5.2. Por tanto, neste sistema é possível adquirir 20 pulsos por volta. Neste caso, à medida que o eixo começa a girar, um sensor indutivo (receptor) faz com que um sinal digital seja interrompido quando encontra um imã específico que age como emissor, gerando assim uma onda pulsante que será lida pelo aplicativo desenvolvido em LabVIEW através da placa de aquisição.

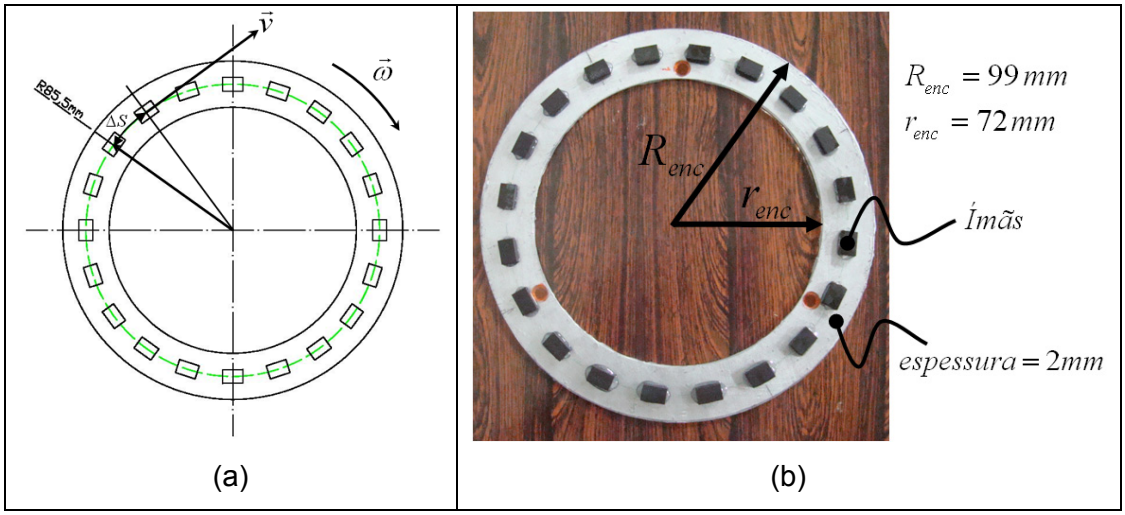


Figura 5.2 – Disco encoder: (a) Projeto do encoder; (b) Anel do encoder construído com os 20 ímãs

A freqüência dos pulsos do encoder possibilita determinar a rotação do eixo, uma vez que é medida a distância total percorrida, através da contagem dos pulsos na saída do encoder aliada à medida do tempo necessário para esta distância ser percorrida entre cada ímã, no caso o perímetro (ΔS) como mostrado na Fig. 5.2 (a). O tempo necessário para esta distância ser percorrida (Δt), é determinado dentro do aplicativo. No encoder projetado o espaço percorrido entre cada ímã foi de,

$$\Delta S = \frac{2 \cdot \pi \cdot r_{enc}}{20} = 0{,}0268\,[\mathrm{m}] \tag{5.1}$$

A velocidade angular no eixo de propulsão pode ser estimada através da velocidade linear do sistema, ou seja,

$$\omega = \frac{\Delta S}{\Delta t \cdot r_{enc}} \left[\frac{rad}{s}\right] \tag{5.2}$$

Finalmente, a rotação medida em RPM é dada por,

$$n = \frac{3{,}01}{\Delta t} \; [rpm] \tag{5.3}$$

A Figura 5.3 mostra o encoder projetado acoplado ao protótipo do ergômetro ERG-CR09.

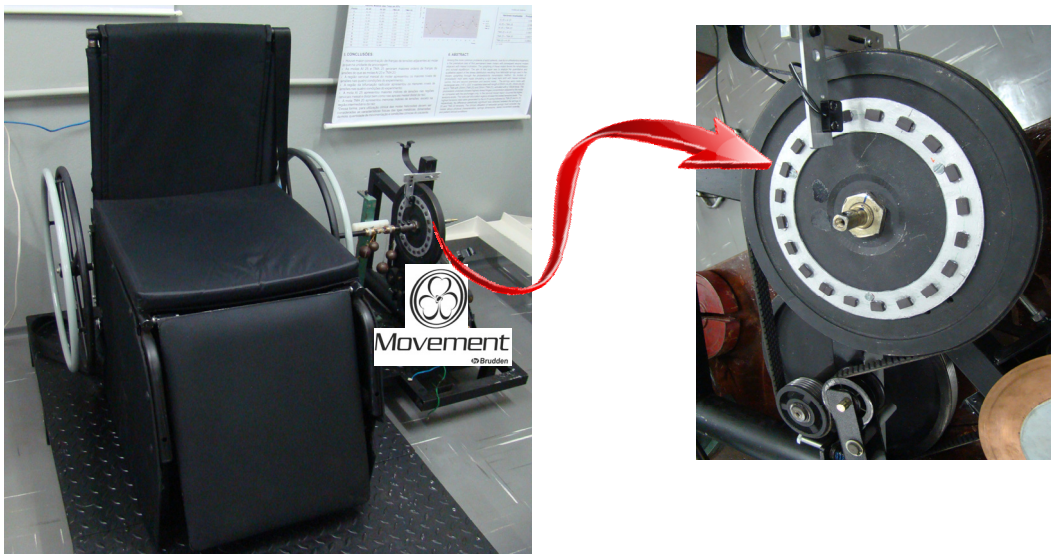


Figura 5.3 – Detalhe do encoder projetado fixado na polia

5.3. Medida do torque

A avaliação do condicionamento físico do cadeirante, realizado por meio do protótipo ERG-CR09, é feita basicamente através da estimativa do nível de potência aplicado ao ergômetro. Neste caso, diferente de um ergômetro de braço onde o movimento é alternativo por causa dos pedais adaptados, no ERG-CR09 o cadeirante aplica a força de propulsão simultaneamente nos dois aros, de forma similar ao que faz quando impulsiona sua cadeira de rodas. Portanto, o movimento do gesto motor aplicado simula fielmente aquele movimento desenvolvido na propulsão da cadeira. Logo, a força aplicada nos aros deve vencer uma resistência pré-definida no eixo de saída, ou seja, no eixo acoplado os aros de propulsão. Esta força pode ser transformada em um torque de propulsão considerando o raio do aro.

No ergômetro projetado a resistência é imposta através de um freio eletromagnético que induz uma resistência ao movimento por meio de um campo elétrico induzido. Esta resistência aqui denominada de torque magnético é amplificada através de uma relação de transmissão por correias. Este sistema foi descrito em detalhes no Capítulo III. No protótipo do ergômetro foi utilizado um sistema eletromagnético comercial fornecido pela empresa Movement (Brudden Equipamentos). Neste sistema é possível selecionar oito níveis de voltagem, ou seja oito intensidades de campo magnético de entrada ajustados no electroímã. Aqui o termo “Campo magnético de entrada” é empregado no sentido de que este valor é pré-definido por um nível de voltagem ajustada, porém, sabe-se que o campo magnético varia com a rotação (GARCÍA, 2008). A Fig. 5.4 mostra o módulo de controle acoplado ao cicloergômetro BM 4000 da empresa Movement. Neste módulo pode-se observar os oito níveis de resistência aplicados, estes são medidos em kpm que equivale a 10 N·m.



Figura 5.4 – Modelo do cicloergômetro BM4000. Disponível em: <http://www.brudden.com.br/site/Movement/Portugues/detProduto.php?codmodelo_moveme

nt=22&codproduto=5&desnome=BikeHorizontalBM4000&codproduto_categoria=7>. Acesso em: 10 Fev. 2007

O módulo, mostrado na Fig. 5.4, não foi utilizado no ergômetro projetado, uma vez que, os sinais deveriam ser enviados diretamente a um aplicativo desenvolvido em ambiente LabVIEW. Além disso, os valores indicados no módulo representam valores medidos e não levam em consideração eventuais variações da rotação. Por isso, a placa eletrônica que controla o freio eletromagnético foi adaptada para enviar e receber sinais diretamente de uma placa de aquisição acoplada a um notebook no qual foi desenvolvido um aplicativo de análise e controle desenvolvido em plataforma LabVIEW.

Portanto, a origem da potência final deve ser feita através da determinação do torque efetivo no eixo de propulsão. Para a determinação precisa dos níveis de torque gerados pela atuação do freio eletromagnético foi projetado e construído um torquímetro utilizando extensômetros elétricos. Os detalhes do projeto do torquímetro são mostrados no Capítulo IV.

No Capítulo IV foi mostrado o procedimento de calibração do torque e os detalhes da sua variação com o comportamento da rotação. Este procedimento foi realizado visando reduzir custos de utilização de equipamentos adicionais acoplados ao ergômetro, uma vez que, os níveis de torque foram previamente calibrados em função da rotação e do nível de voltagem (pré-carga) selecionado.

A Figura 5.5 mostra um desenho esquemático do sistema de aquisição acoplado ao ergômetro ERG-CR09.

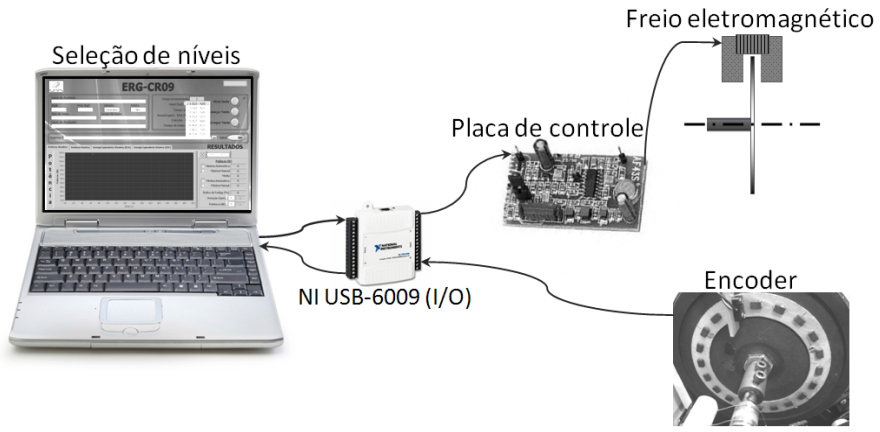


Figura 5.5 – Desenho esquemático do sistema de aquisição

Na Figura 5.5 observa-se que é adquirido somente o sinal de rotação medido pelo encoder. De acordo com o peso do cadeirante a ser avaliado, seleciona-se o nível de

resistência (processo descrito no Capítulo V), ou seja, envia-se um sinal de controle ao circuito eletrônico do módulo de resistência eletromagnético. Uma vez que o nível de resistência seja definido através do monitoramento da rotação o aplicativo calcula automaticamente o torque resistente obtido pela calibração efetuada através do torquímetro. Finalmente, instantaneamente com os sinais de torque e rotação, a potência pode ser determinada durante o tempo do teste, ou seja,

$$Pot = T \cdot n \qquad (W) \tag{5.4}$$

Onde, T indica o torque resistivo $(N \cdot m)$, n é a rotação medida aqui em $\left(\frac{rad}{s}\right)$ e Pot a potência estimada.

5.4. Sistema de Aquisição de Sinais

Um sistema de aquisição de sinais pode ser utilizado para o controle ou registro de uma ou mais variáveis de um processo qualquer sendo em geral controlado por um microcomputador (VIERA, 2004).

Tais sistemas incorporam sinais de sensores, atuadores, condicionadores, e software de aplicação (NI, 2008a).

A aquisição de dados pode ser realizada por meio de placas de aquisição DAQ, opção mais comum, que junto com uma interface dedicada permite uma comunicação adequada entre o equipamento de controle e o processador principal (DEPECA, 2008).

A utilização de placas de aquisição de dados é habitual como parte da instrumentação virtual ou como parte dos sistemas de controle. Quando se trabalha em sistemas de controle a placa será um recurso adicional do computador (QUILES et al., 2009).

O hardware de DAQ (Aquisição de dados) atua como uma interface e funciona principalmente, como um dispositivo que digitaliza sinais analógicos de entrada para que o computador possa interpretá-los (NI, 2006a).

O propósito da aquisição de dados é medir um fenômeno elétrico e físico, como por exemplo, medidas de voltagem, corrente, temperatura, pressão ou som. Deste modo, uma esquematização dos SAD (Sistema de Aquisição de Dados) de uso mais comum na

atualidade é mostrada na Fig. 5.6, na qual pode observar como o PC pode ser acoplado para a aquisição e controle do processo analisado.

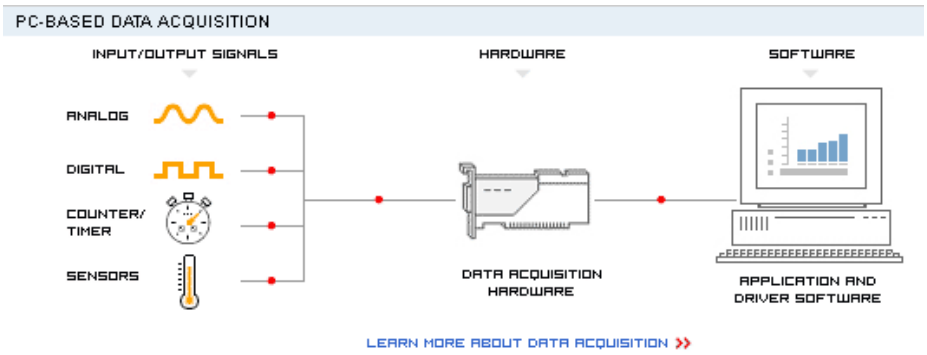


Figura 5.6 – Esquema da aquisição de Dados Baseada em PC (NI, 2008a)

Neste trabalho a aquisição de dados foi feita utilizando uma placa da National Instruments de conectividade USB (NI, 2008b). Interligada a um notebook. Desta forma, busca-se reduzir o tempo de configuração da placa. Através do aplicativo desenvolvido em LabVIEW, foi possível gerar uma interface com o usuário que permite visualizar os sinais adquiridos e fazer o controle e análise do teste.

O módulo de aquisição de dados da National Instruments possui, pequenas dimensões sendo versátil e possibilita a entrada e saída de sinais analógicos/digitais. O módulo, mostrado na Fig. 5.7, possui como principal vantagem a compatibilidade com o Software LabVIEW.

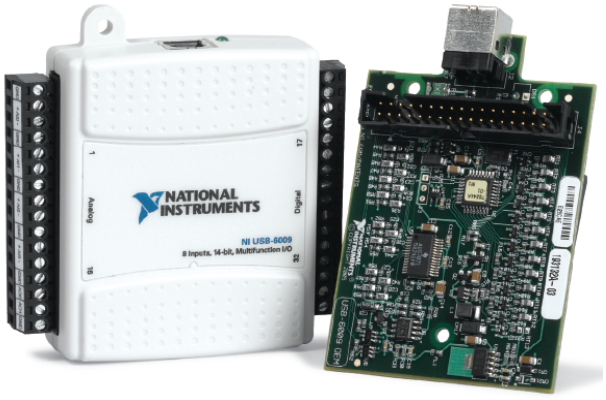


Figura 5.7 – NI USB-6009 Disponível em: <http://www.ni.com/pdf/products/us/20043762301101dlr.pdf>. Acesso em: 23 abr. 2008

O NI USB-6009 possui oito canais de entradas analógicas (AI), dois canais de saída analógica (AO), 12 canais de entradas/saídas digitais (DIO), e um contador de 32-bits com

uma interface USB de alta velocidade (NI, 2008b). A Fig. 5.8 mostra a distribuição de sinais da placa.

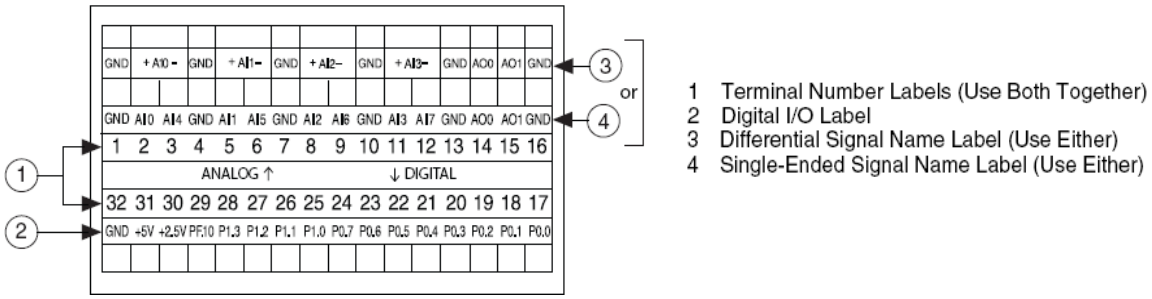


Figura 5.8 – Etiquetas dos sinais na placa NI USB-6009. (NI, 2008b)

A placa de aquisição de dados NI USB-6009, foi utilizada para adquirir os sinais de rotação gerados pelo encoder construído, neste caso um sinal digital como se vê na Fig. 5.9, lido pelo terminal P1.0 da placa. Cada vez que o sinal digital for 1, ou seja, que um imã está na frente do sensor indutivo, o aplicativo desenvolvido em LabVIEW salvará o tempo decorrido na memória até esperar um novo pulso e fazer a subtração do tempo anterior para encontrar Δt. Utilizando o valor de Δt calculado é possível determinar a velocidade angular.

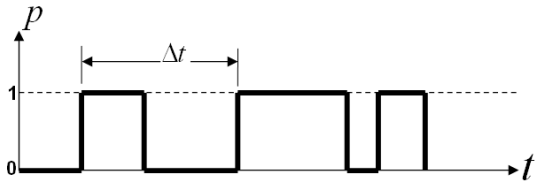


Figura 5.9 – Sinal digital do encoder

O sinal que define a intensidade da força de frenagem é um sinal binário que é dado pela porta P0 como mostrado na Tab. 5.1,

Tabela 5.1 – Sinal Binário de entrada no circuito de controle da força de frenagem

Número binário	Nível de carga correspondente
0000	Nível 1
0001	Nível 2
0010	Nível 3
0011	Nível 4
0100	Nível 5

0101	Nível 6
0110	Nível 7
0111	Nível 8

5.5. Aplicativo LabVIEW

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

Este teste consiste em avaliar um indivíduo pedalando por 30 segundos na máxima velocidade e contra uma resistência constante, seja com cicloergômetro de pernas ou de braços (FRANCHINI, 2002). As variáveis retiradas do teste são: Potência máxima, média, mínima e o índice de fadiga. A potência máxima é a maior potência gerada nos primeiros 5 segundos do teste. A potência média é a média da potência durante os 30 segundos do teste e a mínima é aquela detectada no transcorrer do teste e que acontece geralmente nos 5 segundos finais do teste. O índice de fadiga indica a queda de desempenho durante o teste sendo dada por,

$$\text{Índice de Fadiga}\,(\%) = \frac{(Pot_{máx}\text{-}Pot_{mín})}{Pot_{máx}} \cdot 100 \tag{5.5}$$

Para comparar as pessoas de diferentes massas corporais, calcula-se a potência relativa que corresponde a potência dividida pela massa corporal expressa em (Watts/kgf) de cada indivíduo.

No trabalho optou-se pela elaboração de um programa computacional como parte integrante do protótipo do ergômetro para cadeirantes ERG-CR09. O programa foi desenvolvido para avaliar o condicionamento físico de cadeirantes e foi implementado em ambiente LabVIEW. Esta opção foi feita devido aos grandes recursos gráficos desta plataforma aliado à possibilidade de aquisição de dados em tempo real e compatibilidade com a placa de aquisição NI USB-6009.

O aplicativo desenvolvido oferece uma interface amigável, a fim de auxiliar nos testes aeróbios e anaeróbios a serem executados pelos deficientes físicos, utiliza módulos específicos e explora amplamente os recursos gráficos do programa LabVIEW. A interface permite ao usuário realizar aquisições automáticas por meio do controle de tempo do teste ate de 180 s. Além disso, o programa permite o ingresso de dados pessoais do usuário que vai realizar o teste. As informações são utilizadas para criar um registro e se for necessário, estes podem ser utilizados como parte das variáveis a processar.

A Figura 5.10 mostra um fluxograma indicando todos os processamentos implementados no aplicativo desenvolvido.

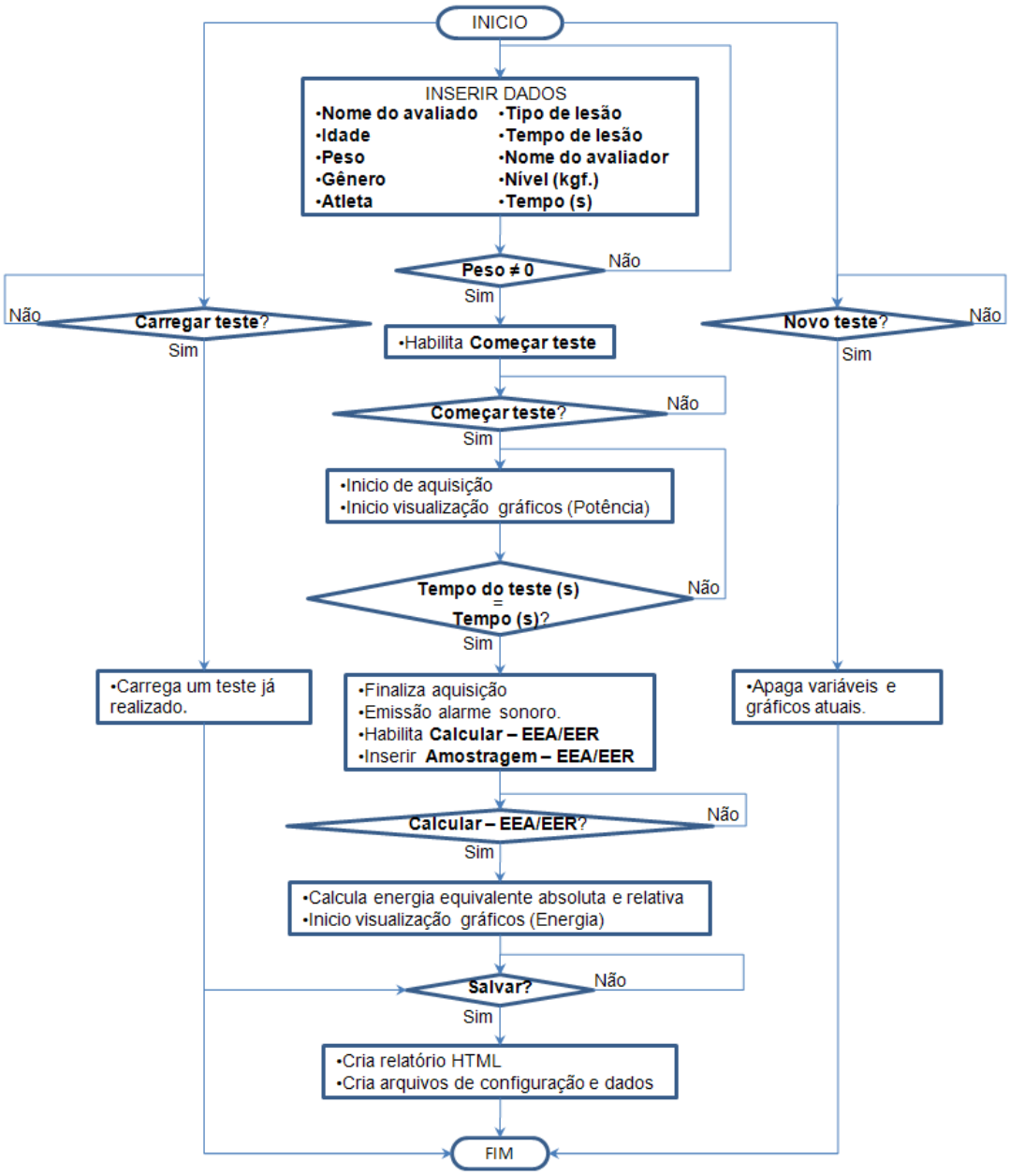


Figura 5.10 – Fluxograma do aplicativo

A Figura 5.11 mostra a interface gráfica desenvolvida e organizada de acordo com necessidades especificas do protótipo do ergômetro para cadeirantes construído. Observe que as tabelas e gráficos são mostrados em tempo real, ajudando ao avaliador do teste visualizar os resultados no mesmo instante em que são realizados. A interface possui diferentes campos que são detalhados na Tab. 5.2.

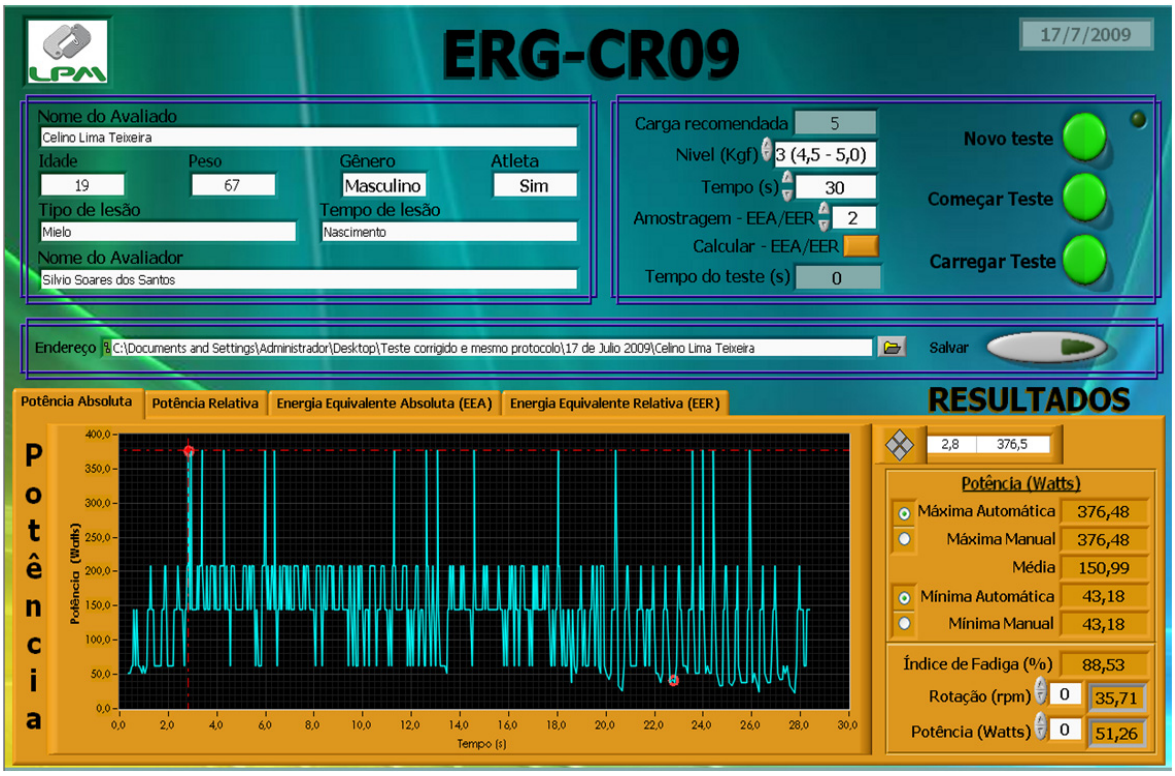


Figura 5.11 – Interface gráfica desenvolvida para o ergômetro ERG-CR09

Os campos de número 1 a 8 são úteis para a geração do relatório final do teste. O campo **peso** é um campo obrigatório, se ele não for inserido, o botão **"começar teste"** ficará desabilitado. Esta medida é necessária para encontrar a **"potência relativa"**. A **"carga recomendada"** para o teste segundo o protocolo adotado neste trabalho foi o 75% do peso (P) (BAR-OR, 1987) assim,

$$\text{Carga recomendada} = P \cdot 0{,}075 \tag{5.6}$$

O campo 10 possibilita selecionar 8 níveis de carga, quando selecionado um nível específico, a força de frenagem no ergômetro é modificada de acordo com a Tab. 5.3. Estes níveis foram determinados através de calibrações do sistema e são mostrados em detalhes no Capítulo VI.

Tabela 5.2 – Descrição dos campos do aplicativo desenvolvido em ambiente LabVIEW

N°	Descrição	Função	Tipo
1	Nome do avaliado	Permite escrever o nome da pessoa a ser avaliada.	Entrada de caracteres.
2	Idade	Permite inserir a idade do avaliado.	Entrada numérico inteiro de (0-150).
3	Peso (kgf)	Permite inserir o peso do avaliado.	Entrada numérico decimal de (0-500).
4	Gênero	Permite a seleção do gênero do avaliado.	Seleção (Feminino/Masculino)
5	Atleta	Permite seleção para indicar se o avaliado é atleta ou não.	Seleção (Sim/Não)
6	Tipo de lesão	Permite escrever o tipo de lesão do avaliado.	Entrada de caracteres.
7	Tempo de lesão	Permite escrever o tempo de lesão do avaliado.	Entrada de caracteres.
8	Nome do avaliador	Permite escrever o nome do avaliador do teste.	Entrada de caracteres.
9	Carga recomendada	Mostra o nível de carga segundo o peso da pessoa.	Saída indicador.
10	Nível (kgf.)	Permite escolher o nível de carga resistiva da cadeira de rodas para a execução do teste.	Entrada seleção múltipla (8 níveis).
11	Tempo (s)	Permite escolher a duração do teste em segundos.	Entrada numérica inteiro de (0-180).
12	Amostragem - EEA/EER (s)	Permite escolher o tempo de amostragem para o calculo da energia equivalente.	Entrada numérica inteiro de (1-10).
13	Calcular - EEA/EER	Permite fazer o cálculo da energia equivalente depois da realização do teste.	Entrada botão digital
14	Tempo do teste (s)	Permite a visualização do tempo percorrido do teste.	Saída indicador.

15	Novo teste	Limpa os gráficos e variáveis de resultados.	Entrada botão digital
16	Começar teste	Inicia o cronometro e a aquisição de dados do teste.	Entrada botão digital
17	Carregar teste	Carrega os dados de um teste já realizado.	Entrada botão digital
18	Endereço	Permite escolher o local onde se quer guardar os arquivos.	Entrada botão
19	Guardar	Cria os arquivos dos dados e relatório correspondente ao teste.	Entrada botão digital
20	Potência (W) ☑Máxima automática	Mostra o valor máximo da potência.	Saída indicador.
21	Potência (W) ☑ Máxima manual	Permite inserir o valor máximo da potência manualmente ajudado pelo cursor.	Entrada numérico decimal positivo
22	Potência (W) Média	Mostra o valor médio da potência.	Saída indicador.
23	Potência (W) ☑ Mínima automática	Mostra o valor mínimo da potência.	Saída indicador.
24	Potência (W) ☑ Mínima manual	Permite inserir o valor mínimo da potência manualmente ajudado pelo cursor.	Entrada numérico decimal positivo
25	Índice de fadiga (%)	Calcula o índice de fadiga segundo os resultados.	Saída indicador.
26	Rotação (rpm)	Mostra os dados de rotação.	Saída arranjo indicador.
27	Potência (W)	Mostra os dados de potência.	Saída arranjo indicador.
28	Torque (N·m)	Mostra os dados de torque.	Saída arranjo indicador.
29	Energia equivalente máxima	Mostra o valor da energia equivalente máxima.	Saída indicador.
30	Energia equivalente mínima	Mostra o valor da energia equivalente mínima.	Saída indicador.
31	Energia equivalente média	Mostra o valor da energia equivalente média.	Saída indicador.

Tabela 5.3 – Níveis de carga do ergômetro

Nível	Carga recomendada (kgf)
Nível 1	3,5 – 4,0
Nível 2	4,0 - 4,5
Nível 3	4,5 -5,0
Nível 4	5,0 - 5,5
Nível 5	5,5 -6,0
Nível 6	6,0 - 6,5
Nível 7	6,5 -7,0
Nível 8	7,0 - 7,5

Cada nível define um torque sobre o protótipo do ergômetro que contribui para encontrar a potência muscular com a Eq. 5.4, assim, os dados de rotação são adquiridos em tempo real que permitirão visualizar a curva de potência absoluta e relativa segundo o peso corporal do avaliado, como mostrado na Fig. 5.12.

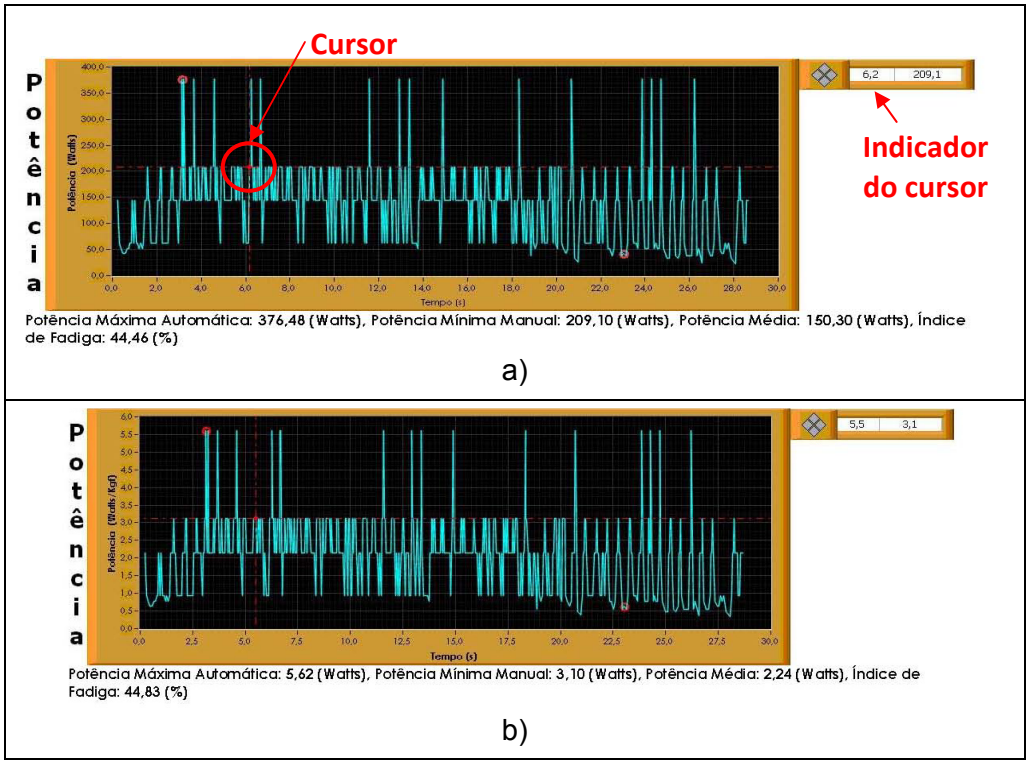


Figura 5.12 – Potência: a) Absoluta; b) Relativa

O campo de **"amostragem - EEA/EER (s)"** permite inserir o intervalo de tempo no qual é calculada à energia equivalente (EE). O valor recomendado é de 2 s quando se utiliza

o protocolo padrão de Wingate. Quando terminar o teste habilita-se o botão **"calcular - EEA/EER"**, que realizará uma varredura dos dados obtidos determinando o gráfico da energia. A energia equivalente é calculada pela área embaixo da curva em um determinado instante de tempo. A energia pode ser estimada utilizando a regra do trapézio (KREYSZIG, 1993), ou seja,

$$\mathrm{EE} = \int_a^b f(x)dx \approx h\left[\frac{1}{2}f(a) + f(x_1) + f(x_2) + \ldots + f(x_{n-1}) + \frac{1}{2}f(b)\right] \tag{5.7}$$

Onde,

$$h = \frac{(a-b)}{n_i} \tag{5.8}$$

Esta energia equivalente será a área embaixo tanto da curva de potência absoluta quanto da potência relativa, como visto na Fig. 5.13. A faixa (a, b) de amostragem para o cálculo pode variar o visual do gráfico, mas a tendência da curva será a mesma.

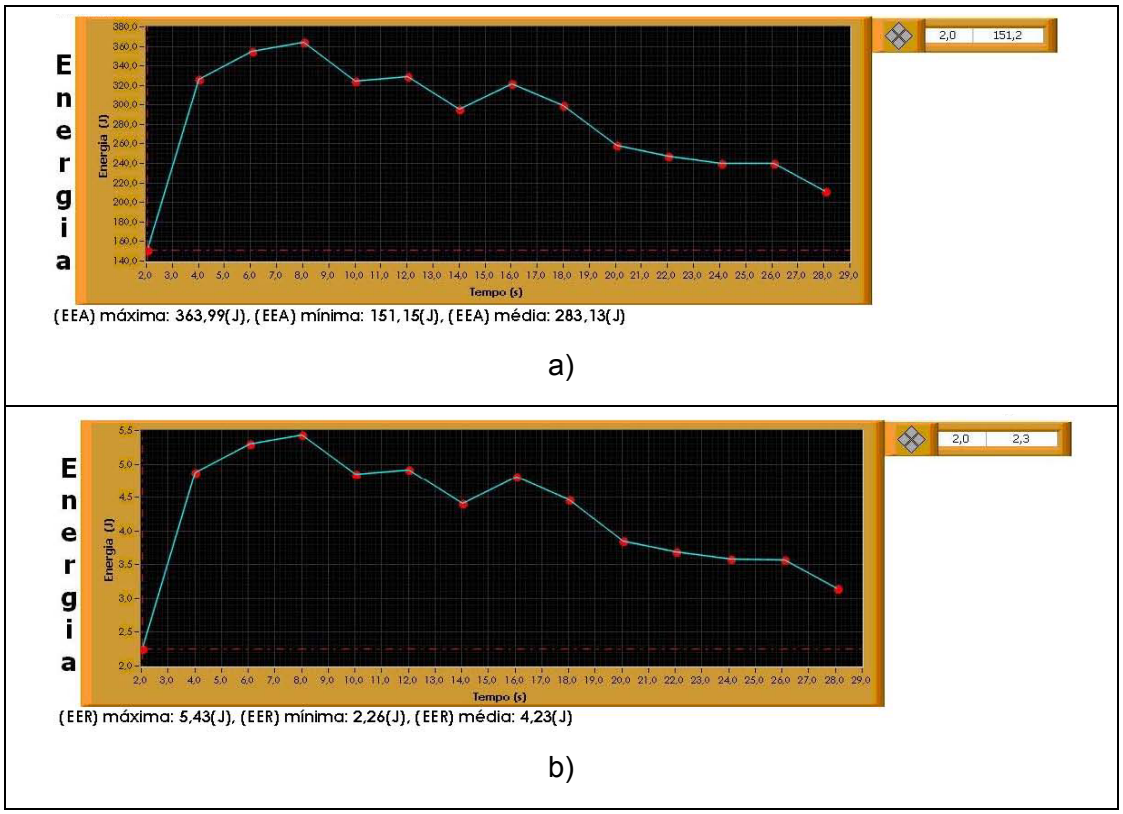


Figura 5.13 – Energia equivalente: a) Absoluta; b) Relativa

O botão **“novo teste”** apagará as variáveis de resultados, gráficos e ficará em um estado para iniciar um novo teste, sem apagar os dados do avaliado e avaliador. Neste caso, com esta opção, se o teste for realizado novamente ou em um outro momento pelo mesmo voluntario ou sujeito não é preciso inserir os dados novamente.

No campo **“tempo”** define-se o tempo de duração do teste, e começa-se a avaliação ao clicar no botão **“começar teste”**. Com esta ação reinicia-se automaticamente as variáveis e a aquisição de dados. O tempo percorrido será mostrado no campo **“tempo do teste”**. Ao finalizar o **“tempo de duração”,** o ensaio è finalizado automaticamente emitindo-se um sinal sonoro.

O botão **“carregar teste”** serve para visualizar os dados, gráficos de um teste já realizado, permitindo fazer modificações para encontrar o índice de fadiga, encontrar novamente a energia equivalente, e realizar um procedimento de salvar os dados.

No campo **“endereço”** escolhe-se o local onde serão armazenados os arquivos gerados ao realizar o teste. Para salvar os resultados é preciso clicar em **“guardar”** o qual criará um arquivo de **“dados.txt”** que permitirá o acesso às variáveis resultantes do teste. Em um outro arquivo **“config.lvm”** serão armazenadas as informações completas do teste e tem o objetivo de servir como arquivo base quando for preciso recarregar o teste. Foi também implementado um arquivo em formato HTML que contém o relatório do teste realizado.

Os campos de números 20 até 29 são indicadores dos resultados do teste. Como a aquisição de dados é feita em tempo real, o gráfico e a maioria das variáveis são atualizadas no decorrer do teste e as variáveis correspondentes e a energia equivalente são obtidas depois de realizado o teste. Os campos de potência mínima e máxima manual permitem inserir um valor de potência segundo o desejado pelo avaliador com ajuda do cursor do gráfico que permite visualizar qualquer valor do sinal adquirido, observe a Fig. 5.12 (a). Este procedimento foi inserido para permitir uma flexibilidade ao avaliador para analisar pontos específicos ou de interesse, possibilitando avaliações especificas a um certo tipo de treinamento.

Os dados mais significativos do resultado do teste e os diferentes gráficos serão parte de um relatório que pode ser impresso e ou visualizado posteriormente em um pós-teste. O modelo deste relatório emitido é mostrado na Fig. 5.14. Quando houver alguma modificação no caso de carregar um teste anterior e houver alguma modificação, o relatório mostrará a data de realização e a data da última modificação do mesmo. A geração do relatório será útil ao avaliador, segundo sua área de atuação, para facilitar a interpretação do teste. Para o avaliado este servirá como um “feedback” de seu condicionamento físico avaliado pelo ergômetro.

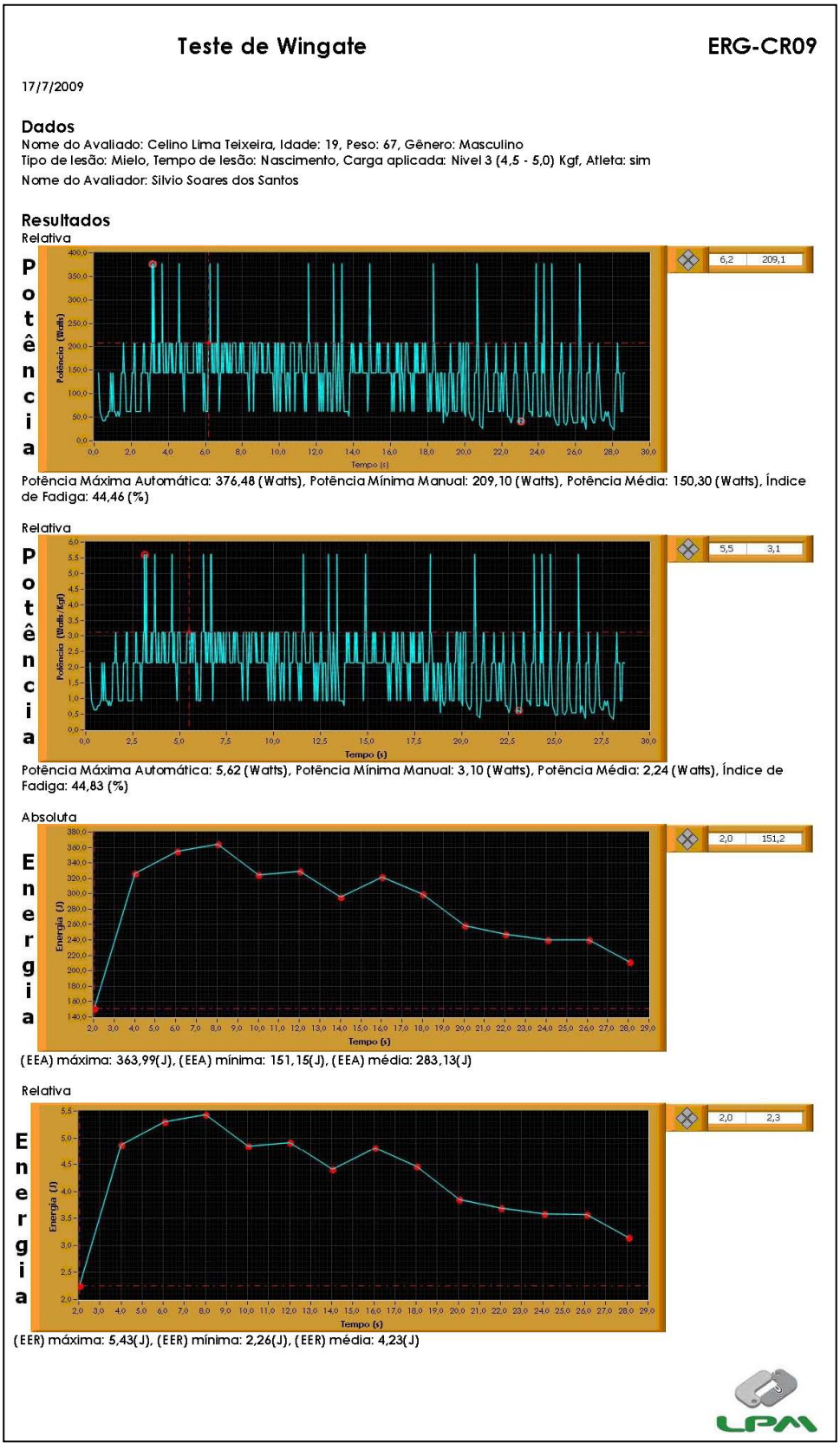


Figura 5.14 – Modelo de relatório que é emitido após a realização de um teste no ergômetro ERG-CR09

O relatório gerado pelo programa, tem flexibilidade para a adequação de outros tipos de testes, isto fazendo modificações de parâmetros de controle de tempo do teste e incremento gradativo automático da força, o qual permitira realizar testes com cadeirantes de tipo aeróbio e anaeróbio sendo realizados no ERG-CR09.

CAPÍTULO VI

MONITORAMENTO DA ROTAÇÃO NO ERGÔMETRO ERG-CR09

Variáveis como o torque e a rotação instantâneas devem ser adquiridas para a realização do Teste de Wingate. Para que estes sinais representem valores com boa precisão estes devem ser calibrados (INMETRO, 2000). Para o processo de calibração foram analisados diferentes possibilidades para encontrar a curva de calibração mais adequada tanto para rotação quanto para torque.

Este Capítulo mostra as diferentes soluções para a calibração de torque e rotação implementadas no ergômetro ERG-CR09.

O torque como visto no Capítulo IV foi medido por um torquímetro desenvolvido por extensômetros num circuito de ponte completa colados no eixo de saída do ERG-CR09, e o sinal foi adquirido pelo sistema da Lynx AC2122. Observando a complexidade da medição para a calibração do sinal de torque foi implementada uma calibração estática e uma calibração dinâmica para a avaliação do sistema de resistência.

Para a medição da rotação projeta-se um encoder montado numa das polias de transmissão do sistema de frenagem que foi descrito em detalhes no Capítulo V. Neste caso, o aplicativo desenvolvido adquire os dados do sensor indutivo que faz a leitura discreta dos pulsos do encoder. Esta calibração utilizou um tacômetro por contato Instrutherm TD-713, para a aferição de rotação.

6.1. Medida do nível de potência

A movimentação do usuário de cadeira de rodas é caracterizada pela aplicação de uma força aos aros de propulsão. Em geral, esta força é aplicada durante um intervalo de tempo podendo ser iniciada em diferentes pontos do aro e a direção da força aplicada não é

necessariamente tangente ao aro, mas possui uma pequena componente na direção radial. Estas configurações caracterizam diferentes padrões de movimentos especificados por vários autores para explicar a biomecânica da propulsão de uma cadeira de rodas (BONINGER et al., 2002; SHIMADA et al., 1998)

A força aplicada aos aros é feita através da ação de diferentes grupos musculares através das articulações do ombro, cotovelo e punho (DRONGELEN et al., 2005; KHELIA, 2003)

Esta avaliação do condicionamento físico dos cadeirantes possibilita analisar a condição cardiorrespiratória destes indivíduos e o nível de potência final efetiva dos grupos musculares envolvidos na propulsão da cadeira. A análise destes parâmetros pode ser feita, por exemplo, por meio da medida do índice de fadiga extraído do teste de Wingate (FRANCHINI, 2002).

Na Figura 6.1 pode-se observar um cadeirante movimentando uma cadeira de rodas. Observa-se que a aplicação de forças é feita diretamente nos aros que são independentes, ou seja, não existe um eixo de transmissão comum que interliga os aros. Neste caso é possível aplicar forças diferentes de tal forma que sejam facilitadas eventuais manobras na cadeira de rodas. Os níveis de força a serem aplicados dependem das condições do ambiente, tipo de solo, velocidade do vento, inclinação da cadeira e do peso transportado.



Figura 6.1 – Cadeirante movimentando uma cadeira de rodas. Disponível em: < http://www.fotosearch.com.br/bigcomp.asp?path=CSK/CSK003/ks76127.jpg>. Acesso em: 1 out. 2008

O protótipo do ergômetro para cadeirantes ERG-CR09 foi projetado de tal forma que possa ser utilizado para avaliar o condicionamento físico para vencer uma resistência pré-determinada. Devido às condições de estacionaridade, os aros de propulsão foram unidos

por um eixo comum visando utilizar um único elemento de resistência, como mostrado na Fig. 6.2.

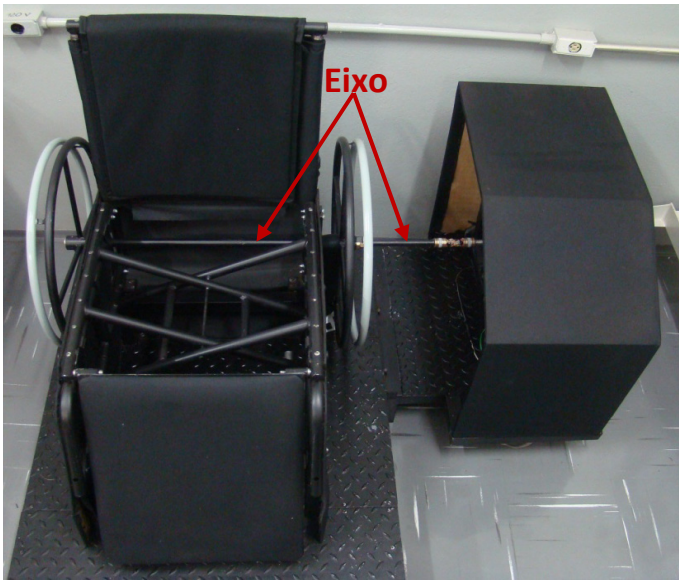


Figura 6.2 – Ergômetro ERG-CR09 eixo comum que liga os aros de propulsão ao módulo de resistência eletromagnético

Conforme descrito anteriormente o módulo de resistência é composto de elementos de transmissão de potência (polias), um freio eletromagnético e um sensor indutivo para medir a rotação. A intensidade da força eletromagnética depende do nível de voltagem selecionada e da rotação do elemento de frenagem (disco de cobre imerso em um campo magnético constante). Neste sistema é possível selecionar oito níveis de voltagem. Portanto, para medir o nível de potência final além do sinal de rotação adquirido pelo sistema de aquisição é necessário estimar o torque instantâneo aplicado ao eixo comum.

Neste trabalho, visando reduzir custos, o torque final foi obtido pela combinação de calibração estática e dinâmica considerando os níveis de voltagem selecionados e a medida do sinal de rotação. Isto pode ser feito porque a resistência passiva é constante para um nível de voltagem, mas pode sofrer pequenas variações nas faixas visuais de movimentação dos aros. Para a calibração das faixas de resistência foi projetado e construído um torquímetro diretamente no eixo comum descrito em detalhes no Capítulo IV.

A rotação foi monitorada por um sensor indutivo que envia um sinal digital processado pela interface desenvolvida em ambiente LabVIEW. O sinal da rotação foi medido também indiretamente por um tacômetro acoplado na polia de entrada.

6.2. Calibração da rotação

A calibração é um conjunto de operações que estabelecem, sobre condições especificadas, a relação entre os valores indicados por um instrumento de medição ou sistema de medição, e os valores correspondentes das grandezas estabelecidas por padrões (INMETRO. VIM - 2. ed. Brasília, SENAI/DN, 2000 75p).

Para fazer uma calibração segundo Estalrich (2006) é preciso aplicar uma série de valores conhecidos da magnitude de entrada e coletar os valores de saída devolvidos pelo sensor. O mesmo autor diz que a comparação dos valores obtidos permite obter uma curva de calibração, que diante de uma entrada de saída diferente permitirá o ajuste do sistema.

Neste estudo inicialmente foi utilizado um motor elétrico de tal forma que a rotação pudesse ser adequadamente controlada. Porém, devido à limitações de potência do motor esta solução de calibração foi descartada tendo que considerar outra forma de avaliação do sistema de resistência.

6.2.1. Utilização de um motor elétrico

A primeira tentativa para calcular o torque geral dado pelo sistema de transmissão de potência e freio eletromagnético foi através de um motor elétrico que foi montado em oposição ao eixo, ou seja, acoplado no eixo comum dos aros de propulsão.

A utilização deste motor elétrico tinha o objetivo de controlar a rotação. Para validar este procedimento o motor foi montado invertido no ergômetro, ou seja, ele foi acoplado do outro lado do módulo de resistência no mesmo eixo de propulsão, como mostra a Fig. 6.3. Neste caso, o sistema de redução por polias do módulo de resistência foi eliminado e o freio de Foucault e gerador foram montados diretamente no eixo de propulsão.

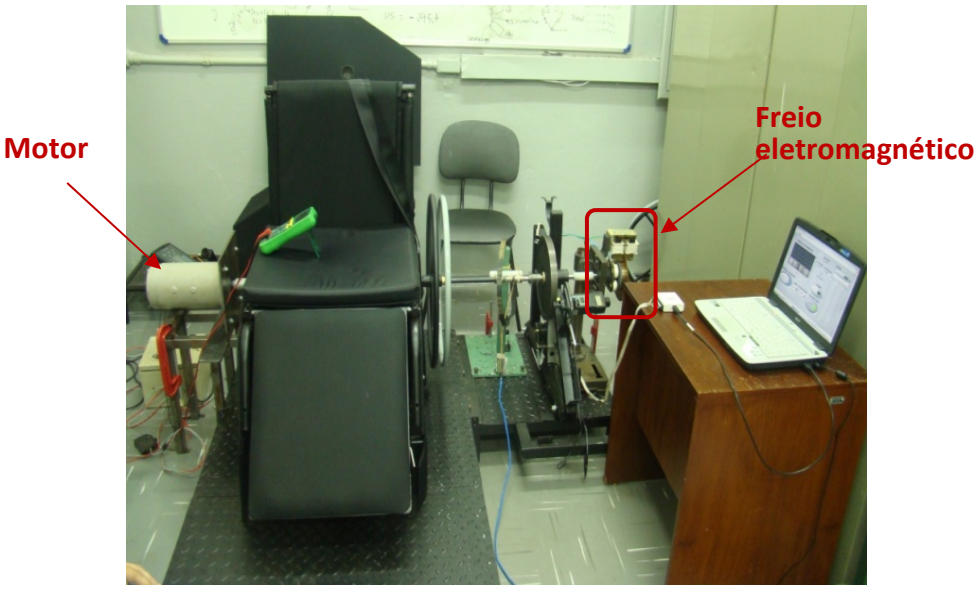


Figura 6.3 – Motor elétrico montado no eixo de propulsão do ergômetro ERG-CR09

Adicionalmente, o valor da rotação foi monitorado através de um tacômetro por contato (Instrutherm TD-713), como mostra a Fig. 6.4.

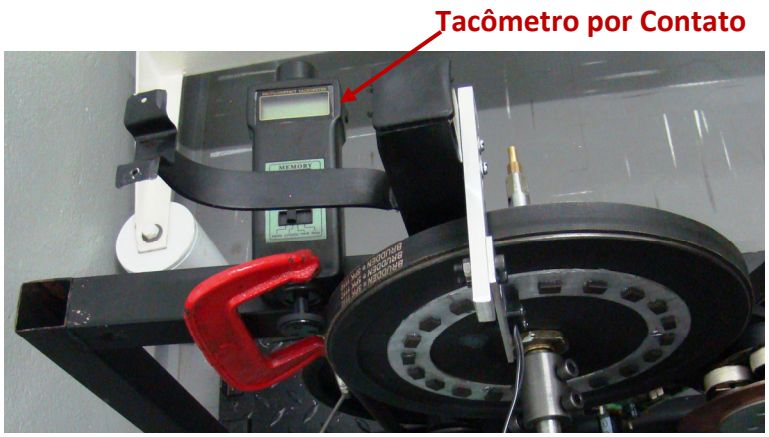


Figura 6.4 – Tacômetro Instrutherm TD-713 para verificação da velocidade

No procedimento adotado, inicialmente seleciona-se um nível de voltagem para o freio eletromagnético e aumenta-se gradualmente a corrente até o torque do motor vencer a resistência imposta. Neste caso, os sinais de voltagem e corrente são adquiridos através de dois multímetros digitais ET-2076 (Minipa) auxiliados por software comercial do fabricante. Os multímetros são fixados na entrada serial de dois microcomputadores independentes.

O sinal da rotação e o nível do torque são adquiridos pelo módulo de aquisição da Lynx. Neste procedimento o objetivo era avaliar o nível de rotação e aproveitar o ensaio para tentar avaliar o nível de torque resistente através da medida dos níveis de voltagem e corrente do motor.

No entanto, o processo foi um pouco complexo devido a não possibilidade de sincronizar os sinais de voltagem e corrente diretamente no módulo da Lynx, uma vez que, a variação da voltagem máxima dos sinais adquiridos no equipamento era de ±10 V, enquanto no motor a voltagem é regulável ate 220 V. Com isso, o cruzamento dos dados de torque resistente com os sinais medidos no módulo da Lynx era muito trabalhoso, correndo o risco de obter resultados incoerentes. A Fig. 6.5 mostra os sinais adquiridos dos multímetros e do módulo de aquisição, respectivamente.

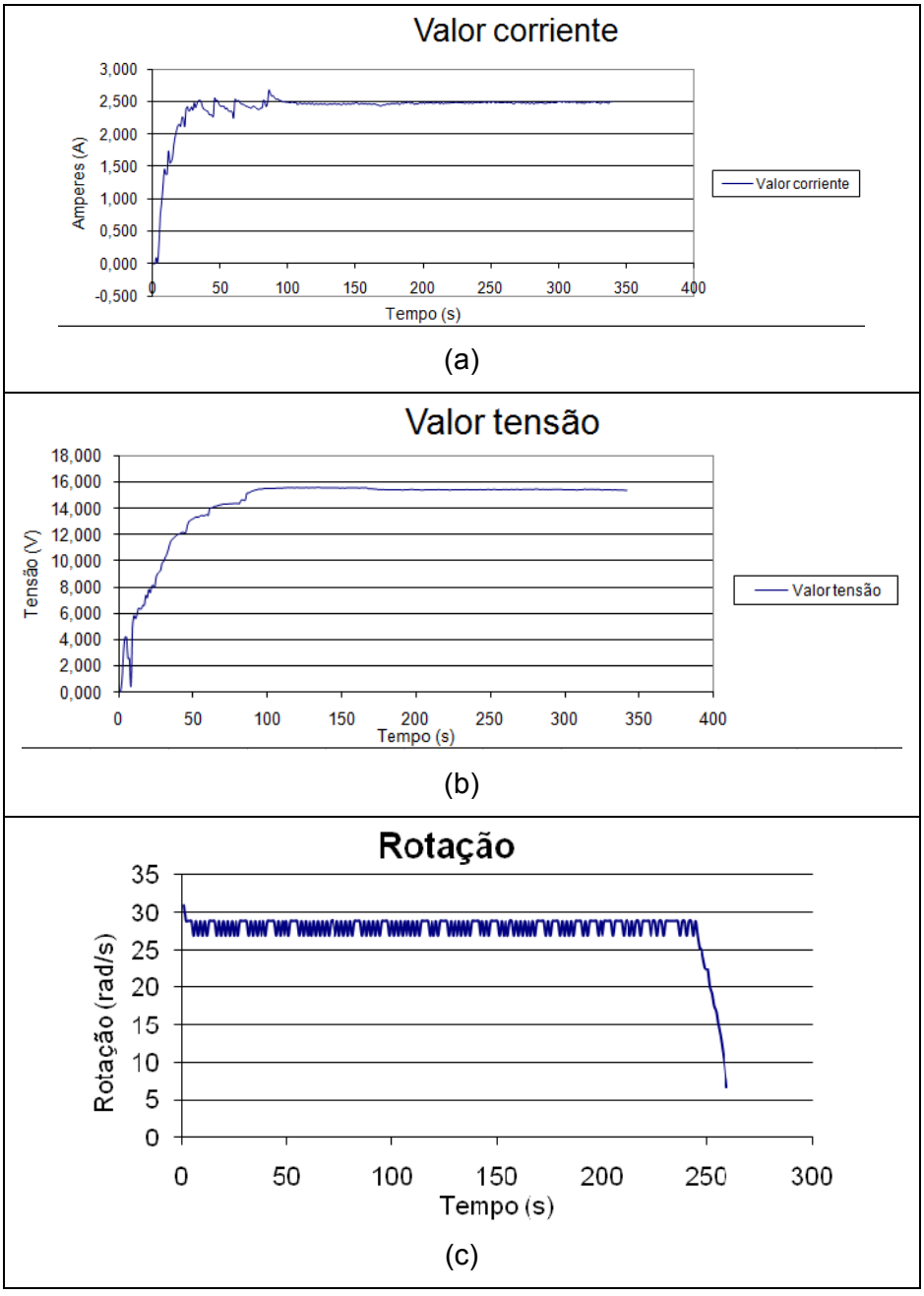


Figura 6.5 – Sinais adquiridos; a) Sinal corrente do multímetro; b) Sinal voltagem do multímetro; c) Sinal rotação sistema de aquisição ambiente LabVIEW

Com o motor adaptado diretamente ao eixo, o nível de potência elétrica do motor de apenas 800 W não era suficiente para movimentar o torque de partida e os elementos de transmissão. Conforme descrito, devido às resistências impostas pelo freio eletromagnético e o sistema de transmissão não foi possível utilizar este procedimento, ou seja, a utilização do motor elétrico como uma referência para a calibração foi descartada e um novo

procedimento utilizando propulsão manual dos aros foi implementado visando à calibração dos níveis de rotação e torque.

6.2.2. Calibração manual

O procedimento adotado no processo de calibração manual foi similar a um teste convencional para avaliação do condicionamento físico utilizando o protótipo do ergômetro. A diferença principal foi o uso de um metrônomo virtual que produz um bip pelo próprio microcomputador e controlado por um software livre (http://www.metronomeonline.com) para auxiliar e orientar a propulsão dos aros segundo uma freqüência controlada. Neste caso, após a seleção do nível de resistência, procurava-se aplicar uma propulsão aos aros seguindo um ritmo sonoro previamente definido. A Fig. 6.6 mostra a estrutura do sistema adotado para a avaliação da rotação utilizando o procedimento de calibração manual.

O sinal de rotação foi adquirido através do aplicativo LabVIEW, placa de aquisição da National Instruments e encoder. Paralelamente, o sinal de rotação também era avaliado através de um tacômetro Instrutherm TD-173 montado de acordo com a Fig. 6.4.

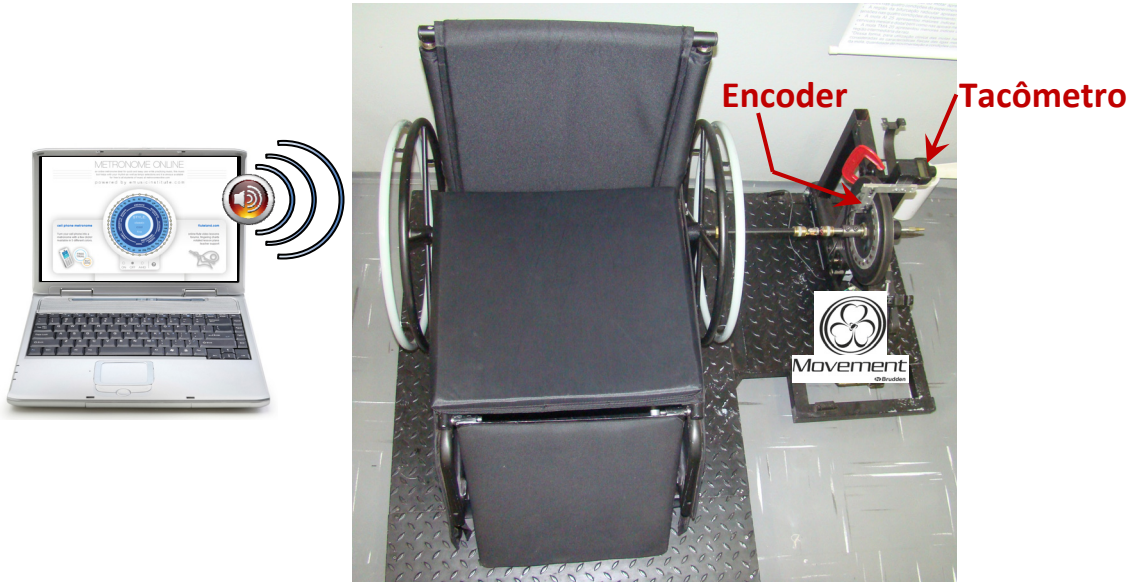


Figura 6.6 – Estrutura do sistema adotado para a avaliação da rotação no ergômetro

Os ensaios foram repetidos duas vezes para cada ritmo sonoro e nível de voltagem previamente selecionado.

Considerando a relação entre os diâmetros do tacômetro e da polia, ver Fig. 6.7, tem-se que, é possível estimar a rotação na polia medindo-se a rotação no tacômetro (n_T), ou seja,

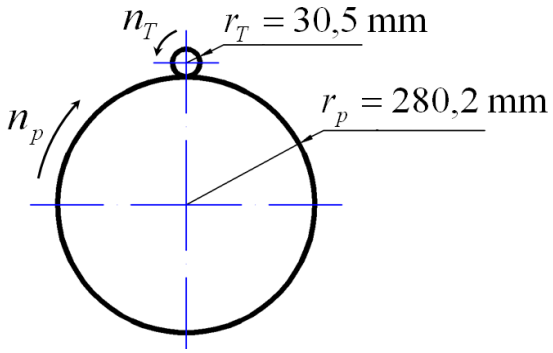


Figura 6.7 – Relação de diâmetros entre o tacômetro e a polia acoplada ao eixo comum

$$\frac{n_P}{n_T} = \frac{r_T}{r_P} \tag{6.1}$$

$$n_P = n_T \cdot \frac{r_T}{r_P} = n_T \cdot 0{,}10885 \tag{6.2}$$

Para a calibração da rotação tomou-se como referência duas freqüências de som para impulsionar os aros. Estas freqüências indicam valores extremos com aproximadamente 0,67 toques por segundo e 1,53 toques por segundo nos aros de propulsão, respectivamente.

A Tabela 6.1 mostra os resultados obtidos para a calibração manual da rotação. A Fig. 6.8 mostra o procedimento de aplicação da força nos aros visando uma propulsão no ergômetro.

Tabela 6.1 – Dados da calibração de rotação experimental (Tacômetro) e pelo aplicativo LabVIEW

Freqüência (bpm)	Rotação Experimental $n_{média}$ (rad/s)	Rotação LabVIEW $n_{média}$ (rad/s)	Erro relativo (%)
40	3,38	3,69	9,2
92	4,79	5,03	5,0



Figura 6.8 – Aplicação da força de propulsão nos aros do ergômetro ERG-CR09

Notou-se em varias testes realizados e conforme dados da Tab. 6.1 que existe um leve aumento da rotação no aplicativo LabVIEW quando comparado com a rotação medida no tacômetro. Considerando os erros relativos mostrados na Tab. 6.1, definiu-se um erro relativo médio da seguinte forma,

$$erro_{méd} = \frac{9{,}2 + 5}{2} \approx 7\% \tag{6.3}$$

Após diversos ensaios experimentais observou-se que este erro era sempre recorrente indicando que provavelmente seria gerado pelas inércias e erros discretizados na leitura dos sinais dos sensores indutivos. Este erro gerado devido ao sinal do sensor e do emissor não correspondem a um pulso ideal, ou seja, sendo o pulso discreto aparecem variações entre a emissão e recepção do sinal no aplicativo LabVIEW.

Para expressar de forma adequada o sinal de rotação medido através do aplicativo LabVIEW levando em consideração o erro sistemático observado, a rotação foi então reduzida em 7 %, ou seja, a Eq. (5.3) já reescrita da seguinte forma,

$$n = \frac{2{,}8}{\Delta t} \quad (rpm) \tag{6.4}$$

6.3. Calibração do nível de torque

De forma similar ao caso de calibração de rotação, inicialmente foi utilizado um motor elétrico para avaliar o sinal do torque no eixo. Neste caso, os sinais elétricos do motor seriam adquiridos e os torques, conseqüentemente seriam obtidos diretamente destes sinais elétricos. Sendo assim, não seria necessário a utilização de um torquímetro. No entanto, novamente devido a dificuldades já citadas foi utilizado um procedimento manual considerando o torquímetro projetado.

6.3.1. Calibração estática utilizando o motor elétrico

Nesta etapa, conforme já descrito, o objetivo foi avaliar o nível de torque resistente em função da rotação. Inicialmente, visando efetuar uma calibração indireta, optou-se pela utilização de um motor elétrico acoplado diretamente ao eixo comum, como mostra a Fig. 6.9.

O motor elétrico possui alimentação DC de 220 V e corrente máxima de 5 A, gerando portanto uma potência máxima de 800 W. Devido a grande inércia do conjunto, o torque de saída foi amplificado utilizando uma transmissão por correias em V com redução 5:1. O objetivo era avaliar a performance do módulo de resistência eletromagnético em todos os níveis de voltagem.

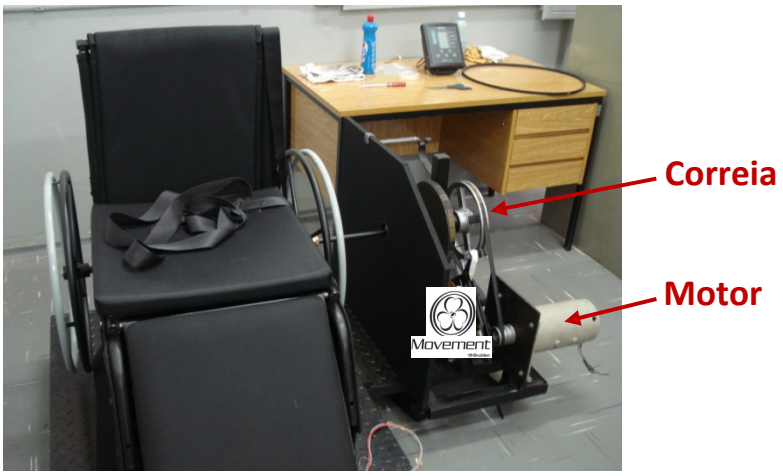


Figura 6.9 – Sistema de transmissão montado no eixo comum do ergômetro ERG-CR09

O procedimento de calibração utilizando o motor elétrico foi descartado talvez porque a potência instalada do motor não foi suficiente para avaliar os torques resistentes em diferentes faixas de rotação nas condições de torque máximo.

6.3.2. Calibração estática manual

Este procedimento foi desenvolvido a partir do projeto do torquímetro mostrado no Capítulo V. Utilizando os sinais de rotação medidos através do sistema de aquisição e aplicativo da Lynx, os torques resistentes no eixo de propulsão foram obtidos para diferentes resistências impostas pelo freio eletromagnético. Esta análise, de certa forma, é complicada de ser realizada com precisão porque existe uma inércia inicial do conjunto de polias acrescida pela atuação do freio eletromagnético. Paralelamente, o torque gerado pelas correntes induzidas varia com a rotação. Então a proposta visava também responder as seguintes perguntas:

- Qual é a influência da rotação no torque resistente?
- Como, efetivamente, calibrar os torques resistentes considerando a rotação imposta?

Para tentar solucionar o problema e melhorar a precisão do nível de potência medido nos testes, um procedimento manual foi implementado, similar ao realizado na calibração manual da rotação.

Por causa da resistência imposta pelo freio eletromagnético os sinais de rotação e torque possuem uma característica pulsante. Inicialmente, foi feita uma calibração estática do torquímetro e na seqüência foi feita à calibração dinâmica utilizando sinais sonoros (metrônomo digital) de forma similar a calibração da rotação.

A Figura 6.10 mostra um desenho esquemático mostrando a instrumentação que foi utilizada no processo de calibração estática. A Fig. 4.15 apresentada no Capítulo IV mostra um montagem experimental similar ao utilizado na calibração manual do torque. A Fig. 6.11 mostra a configuração utilizada para a aplicação dos pesos nos aros de propulsão do ergômetro.

A polia de saída foi fixada através de parafuso ao eixo de propulsão, como pode ser visto na Fig. 6.12.

Conforme descrito no Capítulo V, o torquímetro foi projetado com extensômetros montados em ponte completa. O sinal de saída desta ponte foi adquirido pelo módulo de aquisição da Lynx. No módulo foi ajustado um ganho de 200 visando amplificar os sinais medidos pelos extensômetros.

Para comprovar e avaliar o sinal de saída de voltagem da ponte utilizou-se um peso de 5,06 kgf como referência. Neste caso o torque seria de,

$$T = F \cdot R_a = 49{,}64 \cdot 0{,}27 = 13{,}4 \quad N \cdot m \tag{6.5}$$

De acordo com a Eq. (4.24), a diferença de voltagem teórica foi estimada como,

$$\Delta E = 6{,}36 \cdot 10^{-5} \cdot T = 6{,}36 \cdot 10^{-5} \cdot 13{,}4 = 0{,}85 \ \ \mathrm{mV} \tag{6.6}$$

Com ajuda de um multímetro digital ET-2076 da Minipa que possui uma resolução de 0,1 mV e uma precisão de $\pm(0{,}5\% + 4)$, tomou-se uma medição direta na saída da ponte de Wheatstone. Neste caso, o valor medido foi 0,8 mV comprovando que a Eq. (4.24) correspondia à saída equivalente da ponte de Wheatstone configurada no eixo de transmissão.

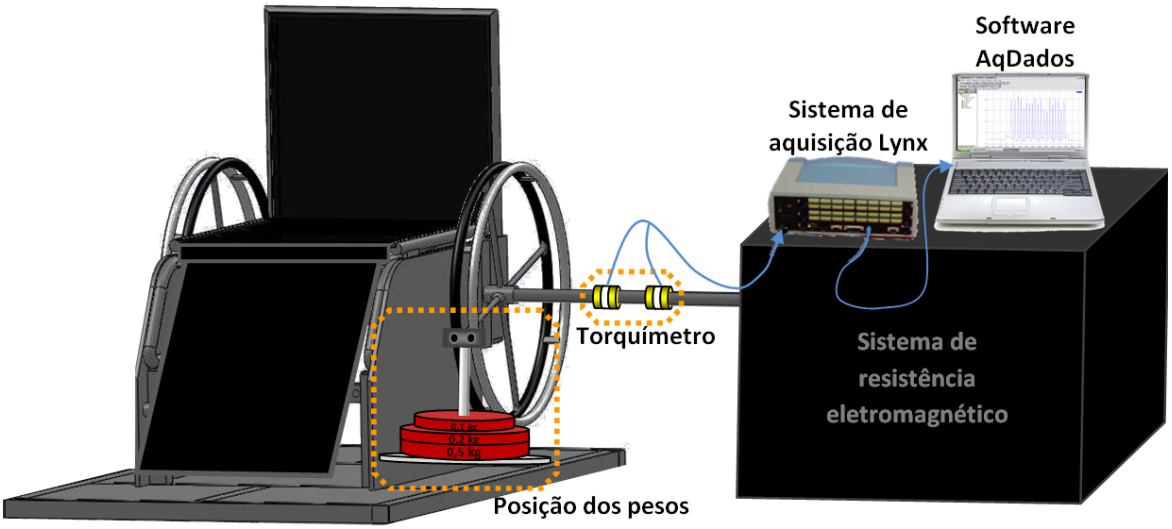


Figura 6.10 – Desenho esquemático do processo mostrando a instrumentação utilizada para a calibração estática

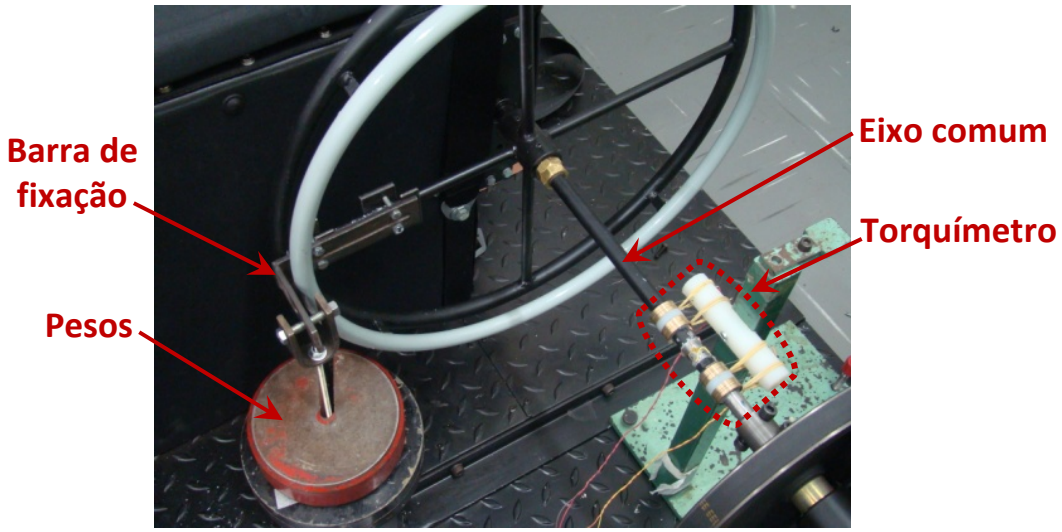


Figura 6.11 – Posição dos pesos para calibração estática



Figura 6.12 – Polia fixada através de parafuso

A Tabela 6.2 mostra os diferentes valores de pesos que foram utilizados para encontrar a curva de calibração e os respectivos torques. Para cada peso indica-se o nível de voltagem adquirido pelo módulo da Lynx.

Tabela 6.2 – Dados para a calibração estática

Nº	P **(N)**	T **(N·m)**	**Voltagem de saída (V)**
1	0	0	0,0003
2	15,12	4,17	0,0507
3	64,76	17,87	0,2158
4	114,49	31,6	0,3827
5	133,95	36,97	0,4474
6	233,05	64,32	0,7767

Os sinais de voltagem de saída mostrados na Tab. 6.2 foram adquiridos com ganho de 200, utilizando dados da Tab. 6.2 é possível obter a reta de calibração estática para o torque em função da voltagem de saída medida pelo torquímetro, Fig. 6.13.

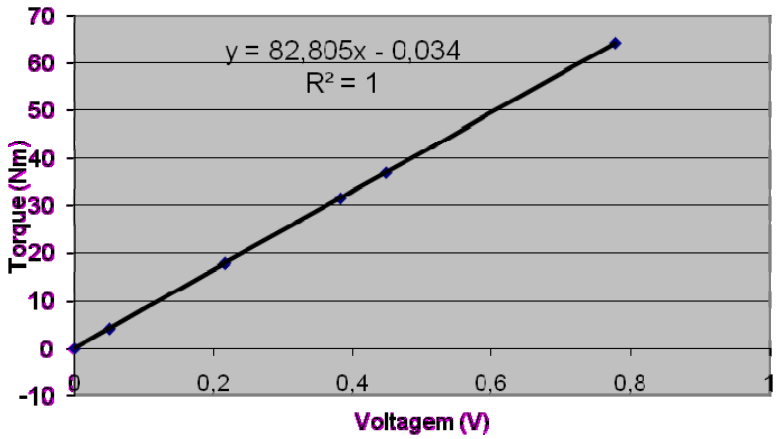


Figura 6.13 – Curva de calibração estática do torquímetro

Conforme observado na Fig. 6.13 a correlação entre os dados foram excelentes. Finalmente, a relação entre o torque aplicado nos aros de propulsão avaliados pelo torquímetro projetado não levando em consideração o efeito da rotação é dada por,

$$T = 82{,}805 \cdot V - 0{,}034 \quad (N \cdot m) \tag{6.7}$$

6.3.3. Calibração dinâmica

O objetivo desta calibração foi correlacionar o torque resistente com a rotação. O procedimento utilizado foi similar ao utilizado para calibrar a rotação utilizando sinais sonoros visando controlar aproximadamente a propulsão aplicada aos aros, ou seja, neste caso a rotação imposta nos aros.

O sinal de torque foi adquirido através do software AqDados com o módulo de aquisição da Lynx e os sinais posteriormente foram observados ao software AqDAnalysis da Lynx. A rotação foi adquirida através do conjunto encoder, placa de aquisição da National Instruments e aplicativo LabVIEW. A Fig. 6.14 mostra o aparato experimental utilizado para efetuar a calibração dinâmica.

Foram realizadas três repetições nos diferentes níveis sonoros. A Tab. 6.3 mostra os valores máximos, mínimos e médios das rotações para um nível sonoro selecionado. A Fig. 6.15 mostra os valores médios das rotações para os níveis sonoros analisados.

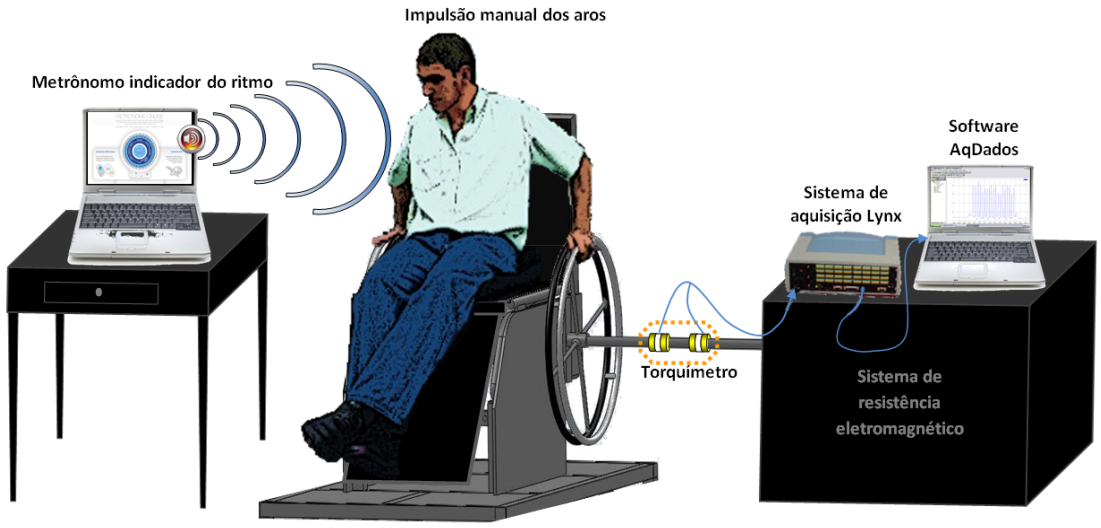


Figura 6.14 – Aparato experimental para efetuar a calibração dinâmica

Tabela 6.3 – Variação da rotação em função do ritmo sonoro

Ritmo (bpm)	$n_{mín}$ **(rad/s)**	$n_{máx}$ **(rad/s)**	$n_{média}$ **(rad/s)**	$n_{média\_final}$ **(rad/s)**
40	1,27	3,44	2,35	2,85
	1,22	3,94	2,58	
	2,60	4,63	3,61	
69	3,43	4,97	4,20	4,30
	3,79	5,34	4,56	
	3,44	4,81	4,13	
92	3,96	5,67	4,81	4,71
	4,27	5,03	4,65	
	3,88	5,46	4,67	
116	2,89	5,52	4,20	4,85
	4,86	5,43	5,15	
	4,16	6,24	5,20	
184	4,98	5,73	5,35	5,16
	4,62	5,54	5,08	
	4,57	5,55	5,06	

Observa-se na Fig. 6.15 que com o incremento do ritmo ocorre um aumento da rotação. Nota-se que a rotação máxima que se consegue no ergômetro depende dos níveis de inércia, da carga aplicada, posição de impulsão e força de impulsão. Nos valores indicados foi considerada a redução de 7 %, conforme mostrado no processo de calibração da rotação.

Partindo desta informação, obteve-se a curva de calibração dinâmica para o torque em função da rotação. Para isto foram feitas medições de torque e rotação em quatro

diferentes ritmos (A=40, B=69, C=92, D=116) medidos em (bpm), cada um com três repetições para os 8 níveis de carga selecionados no freio eletromagnético.

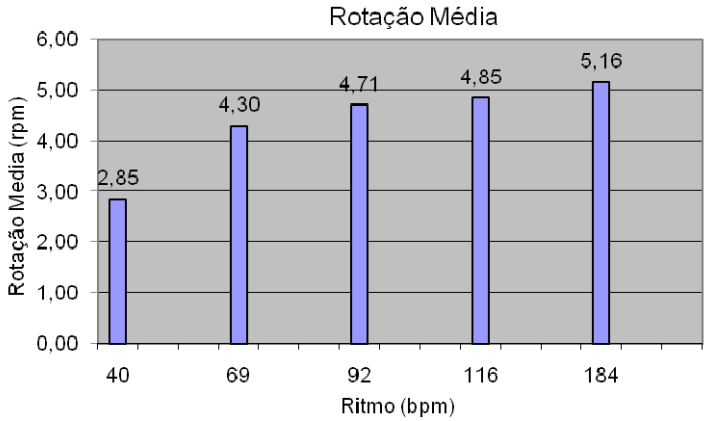


Figura 6.15 – Valores médios da rotação para os cinco níveis sonoros utilizado no processo de calibração

O nível sonoro 184 não foi utilizado pois excedia uma condição limite de aplicação de carga na posição de máxima resistência, ou seja, devido à inércia do conjunto não era possível manter um adequado controle de rotação.

Conforme descrito, para um teste específico, enquanto o sinal de torque era adquirido pelo módulo da Lynx, o sinal de rotação era adquirido pelo conjunto encoder, placa de aquisição da National Instruments e aplicativo LabVIEW. Não foi possível adquirir os sinais simultaneamente no módulo da Lynx devido a sua limitação no processo de aquisição e amostragem de sinais digitais. A Fig. 6.16 mostra um teste realizado em 15s para o primeiro nível de resistência (0 V) e os quatro níveis de torque e rotação. Estes sinais foram tratados e condicionados em um programa desenvolvido em ambiente MATLAB.

Observam-se na Fig. 6.16 que os sinais de torque e rotação são pulsantes devido à ação contínua da resistência imposta pelo freio eletromagnético. Esta característica permitiu sincronizar adequadamente os sinais de torque com os sinais de rotação medidos no aplicativo LabVIEW. Por isso, optou-se por organizar e condicionar todos os arquivos no aplicativo desenvolvido em ambiente MATLAB.

Observando o sinal de potência mostrado na Fig.6.16 percebe-se que os valores flutuam entre picos por causa do efeito pulsante. Portanto, a análise dos sinais foi feita inicialmente através da determinação de valores médios para as repetições dos testes nas diferentes configurações de sinais sonoros. Foi também calculada a média geral no intervalo de tempo analisado, como mostra a Fig. 6.17.

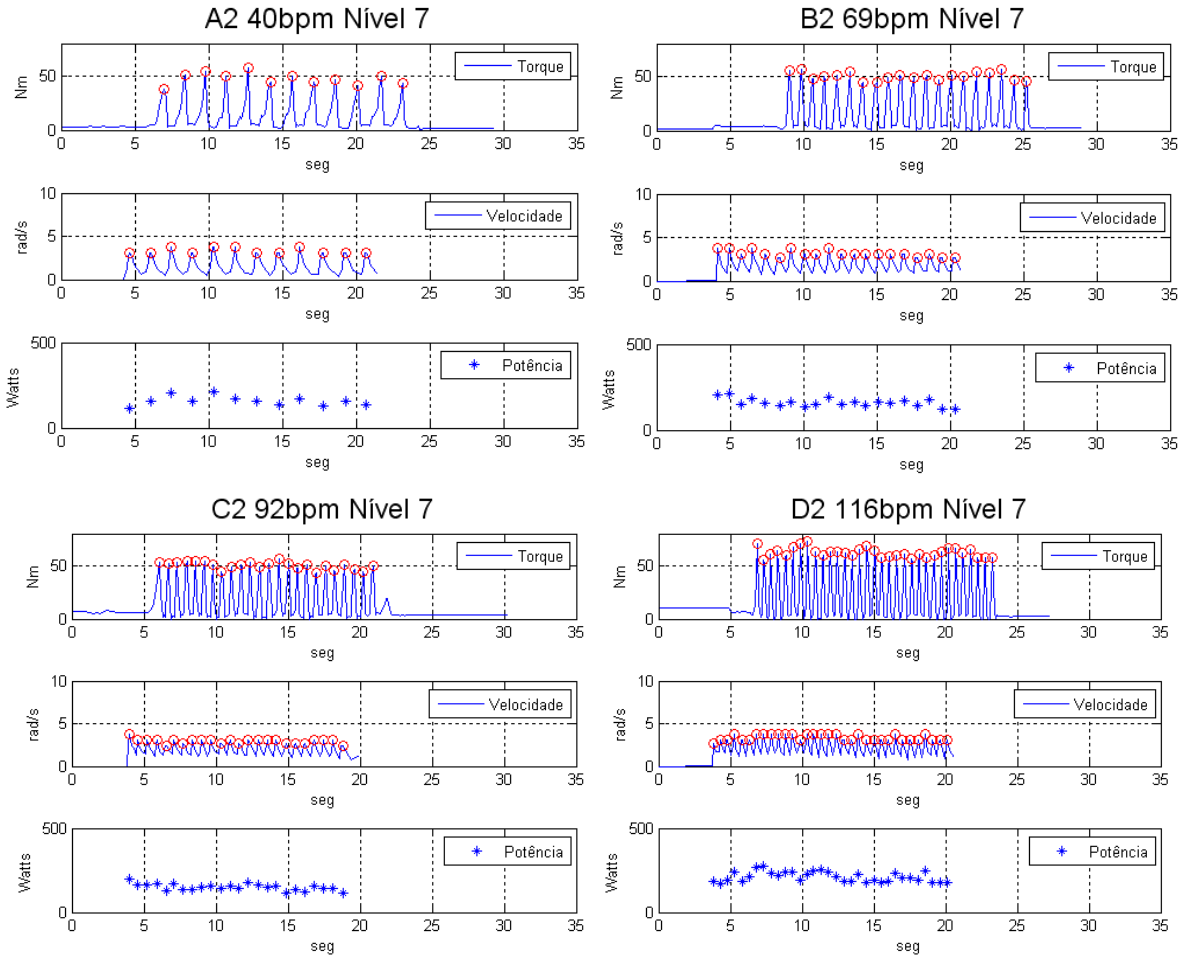


Figura 6.16 – Sinais de torque, rotação e potência para o nível 7 de resistência e os quatro níveis sonoros

Observando os sinais, devido à grande diferença dos valores de pico, conclui-se que os valores médios não representam a realidade do esforço físico aplicado para vencer a resistência imposta pela ação eletromagnética e a inércia gerada pelo sistema. Este efeito foi observado porque a condição de pico representa o momento de impulso aos aros de propulsão, ou seja, representa o tempo efetivo de aplicação do torque e na seqüência o torque diminui representando o momento em que nenhuma ação é aplicada aos aros. Por isso, escolheu-se a opção dos picos de torques para efetivamente estimar a potência.

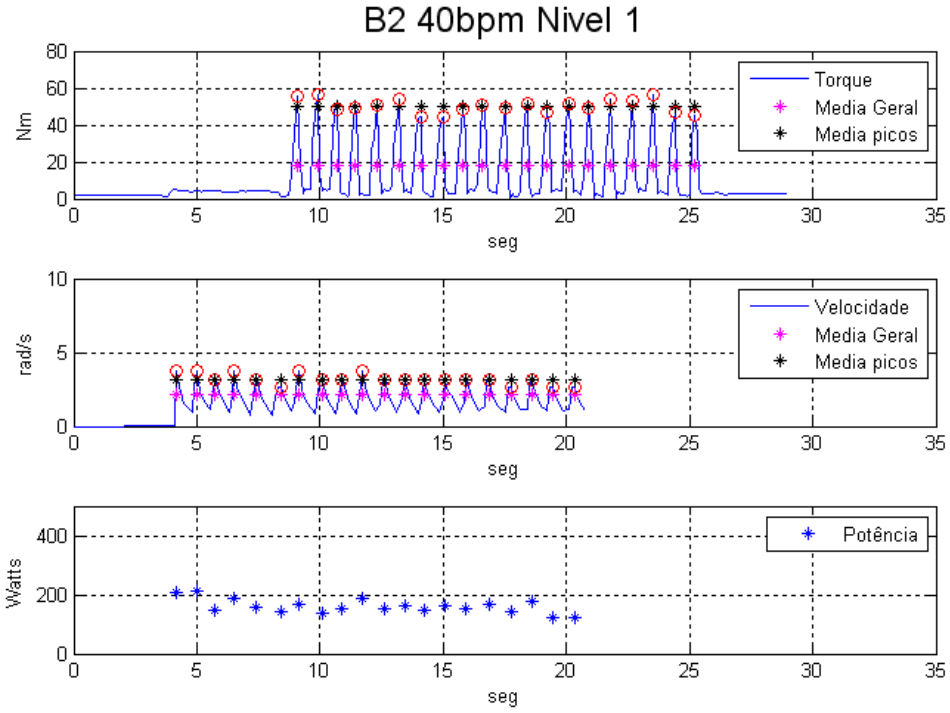


Figura 6.17 – Valores médios para os picos e média geral para um teste no nível 1 e sinal sonoro de 40 bpm

O torque no eixo da cadeira e o torque magnético dependem da relação de transmissão total como mostrado na Eq. (3.32). Portanto, a resistência máxima é sempre imposta nos picos dos sinais, tanto no torque quanto na rotação, indicando aquela condição como a mais critica a ser vencida pelo cadeirante diante de uma resistência imposta.

A Figura 6.18 mostra as relações entre o valor de pico médio para o torque em função da rotação para os oito níveis de resistência. A Tab. 6.4 mostra estes valores de picos médios de torque e rotação.

Figura 6.18 mostrou como seria a variação do torque, que nas faixas de rotação analisadas. Neste caso, percebe-se que para um menor nível de resistência a variação não é muito grande, mas para um maior nível percebe-se um significativo aumento no valor do torque. Observa-se também que com o aumento da resistência imposta a faixa de rotação torna-se cada vez mais estreita. Este efeito ocorre por causa do aumento da ação de frenagem com o aumento da rotação.

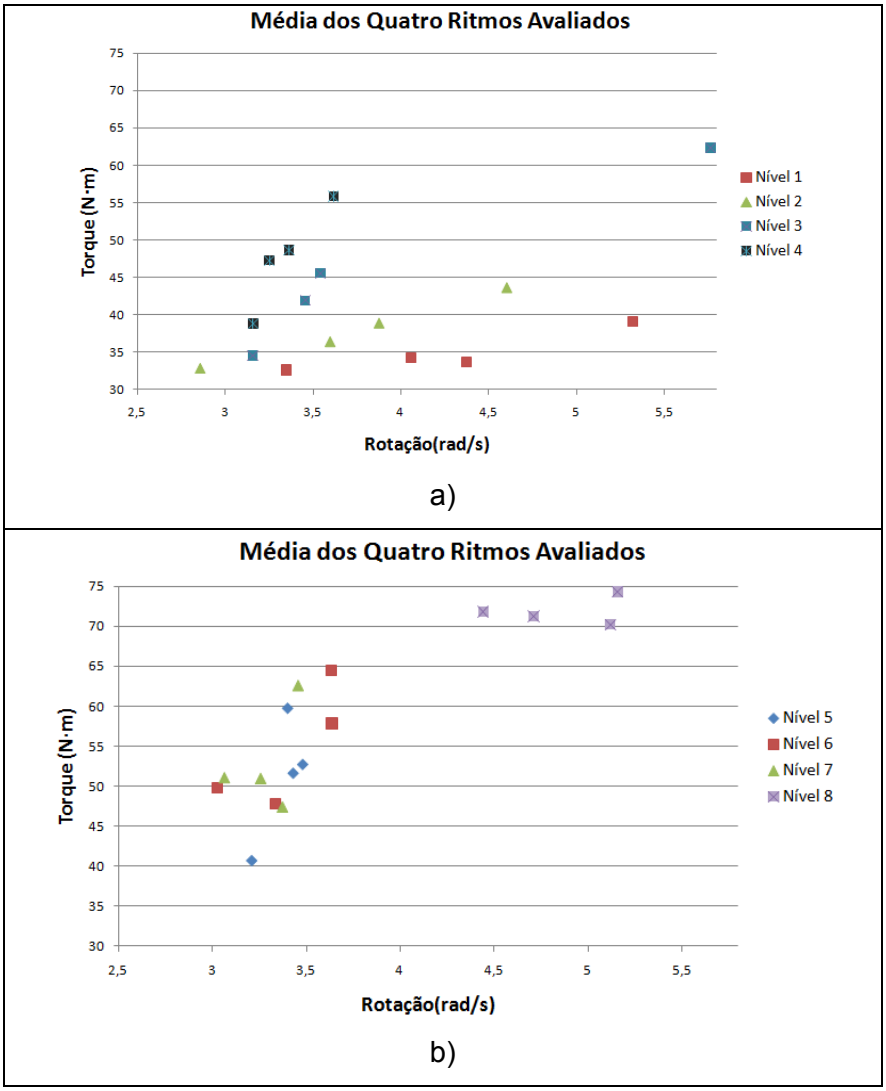


Figura 6.18 – Relação entre o valor de pico médio para o torque em função da rotação para os oito níveis: a) Níveis 1 até 4; b) Níveis 5 até 8

Portanto, considerando os sinais mostrados na Fig.6.18 seria possível ajustar curvas de interpolação aos dados e obter, para cada nível de resistência, o comportamento do torque com a rotação. No entanto, tais curvas não seriam gerais e valeriam apenas dentro do intervalo analisado.

Além disso, a correlação entre os dados medidos e ajustados não é satisfatória para todos os níveis de resistência analisados. Por isso, optou-se por fazer uma estimativa do torque por faixas de rotação para cada nível de resistência selecionado.

Para fazer estas estimativas, os sinais de rotação e torque foram analisados em cada nível de resistência específico. Foi considerado um limite superior e inferior de 30 % nos valores dos sinais de torque e rotação visando ampliar as faixas de análises. Este procedimento é mostrado na Tab. 6.5.

Tabela 6.4 – Medidas dos sinais de Torque e Rotação médias para cada ritmo sonoro

Nível	RITMO (BPM)	$T_{médio}$ (N·m)	$n_{média}$ (rad/s)
1	40	32,61	3,35
	69	34,23	4,06
	92	33,67	4,37
	116	39,15	5,32
2	40	32,81	2,86
	69	36,39	3,60
	92	38,88	3,88
	116	43,65	4,61
3	40	34,54	3,16
	69	45,55	3,54
	92	41,92	3,46
	116	62,36	5,76
4	40	38,80	3,16
	69	48,64	3,36
	92	47,27	3,25
	116	55,83	3,62
5	40	40,68	3,21
	69	51,62	3,43
	92	52,71	3,48
	116	59,74	3,40
6	40	47,79	3,34
	69	57,83	3,64
	92	49,80	3,02
	116	64,49	3,63
7	40	47,40	3,37
	69	50,98	3,25
	92	51,08	3,06
	116	62,60	3,46
8	40	70,20	5,12
	69	74,31	5,16
	92	71,23	4,71
	116	71,79	4,44

Os dados mostrados na Tab. 6.5 devem ser interpretados da seguinte maneira: Considerando o nível 1, se a rotação for menor ou igual a 2,3 o valor do torque será de 22,8 N·m. Se a rotação for maior do que 2,3 e menor do que 6,9 o torque será de 34,9 N·m. Finalmente, se a rotação for maior ou igual a 6,9 o torque estimado é de 50,9 N·m. Para o

nível 2 até o nível 8 basta observar os respectivos valores de rotação e torques pertinentes mostrados nas respectivas linhas da Tab. 6.5.

As médias obtidas permitiram observar que a rotação tem uma influência sobre o torque gerado pelo freio eletromagnético, por isto se determinaram faixas de torque dependendo da rotação.

Tabela 6.5 – Faixas de resistência estimadas para os sinais de torque e rotação

Nível	Variável	Valor mínimo	Valor máximo	Valor mínimo aplicado	Valores médios	Valor máximo aplicado
1	n (rad/s)	3,3	5,3	2,3	4,3	6,9
	T (N·m)	32,6	39,1	22,8	34,9	50,9
2	n (rad/s)	2,9	4,6	2,0	3,7	6,0
	T (N·m)	32,8	43,6	23,0	37,9	56,7
3	n (rad/s)	3,2	5,8	2,2	4,0	7,5
	T (N·m)	34,5	62,4	24,2	46,1	81,1
4	n (rad/s)	3,2	3,6	2,2	3,3	4,7
	T (N·m)	38,8	55,8	27,2	47,6	72,6
5	n (rad/s)	3,2	3,4	2,2	3,4	4,4
	T (N·m)	40,7	59,7	28,5	51,2	77,7
6	n (rad/s)	3,3	3,6	2,3	3,4	4,7
	T (N·m)	47,8	64,5	33,5	55,0	83,8
7	n (rad/s)	3,4	3,5	2,4	3,3	4,5
	T (N·m)	47,4	62,6	33,2	53,0	81,4
8	n (rad/s)	5,1	4,4	3,6	4,9	5,8
	T (N·m)	70,2	71,8	49,1	71,9	93,3

Os valores dos torques mostrados na Tab. 6.5 foram determinados utilizando a curva de calibração estática do torquímetro, Eq. (6.7). Nesta calibração todo o conjunto de polias foi fixado e pesos foram aplicados aos aros de propulsão. No entanto, o sistema de polias não é fixo, mas possui um movimento de rotação a partir do momento em que é iniciado o movimento do conjunto. Além disso, a resistência ou efeito de frenagem é influenciado pela rotação. Portanto, o torque medido não leva em consideração estes efeitos dinâmicos. Para levar em consideração os efeitos dinâmicos foi definido um procedimento baseado em

valores de referência do torque resistente fornecido pelo fabricante, na rotação medida, no nível de resistência selecionado e no torque de partida ou torque de impulso.

O fabricante utiliza valores constantes para os níveis de torque resistente independentes da rotação. De acordo com o fabricante, estes valores são medidos em teste padronizado a uma rotação de 60 rpm (6,28 rad/s). Estes valores são mostrados na Tab. 6.6.

Tabela 6.6 – Torque resistente fornecido pelo fabricante (Brudden Equipamentos) para cada nível selecionado

Nível	T (N·m)
1	5
2	10
3	15
4	20
5	25
6	30
7	35
8	40

Conforme descrito anteriormente, no início do teste com o ergômetro seleciona-se um nível de resistência diretamente no aplicativo desenvolvido em ambiente LabVIEW e dependendo deste valor selecionado define-se a ação do freio eletromagnético. Portanto, o torque resistente inicial deve ser vencido pela ação de propulsão nos aros para iniciar o movimento de rotação. Para avaliar o valor deste torque resistente foi ajustado a um dos aros de propulsão um sistema de pesos gradual através do incremento de bolinhas de chumbo. Neste caso, os sinais de torque também eram monitorados pelo módulo de aquisição da Lynx.

Todo o conjunto era deixado livre, após a seleção de um nível de resistência, o peso era acrescido gradualmente até o deslocamento do aro. Quando isto ocorria o valor do peso era anotado e com o braço de momento determinava-se o torque de impulso. Para cada nível de voltagem ajustado fez-se um total de 3 repetições. A Fig. 6.19 mostra o procedimento de aplicação gradual da força peso. A Fig. 6.20 mostra o sinal de torque com a elevação da força peso obtido no módulo de aquisição da Lynx. Finalmente, a Tab. 6.7 mostra os resultados para o torque de impulso para todos os níveis de resistência.

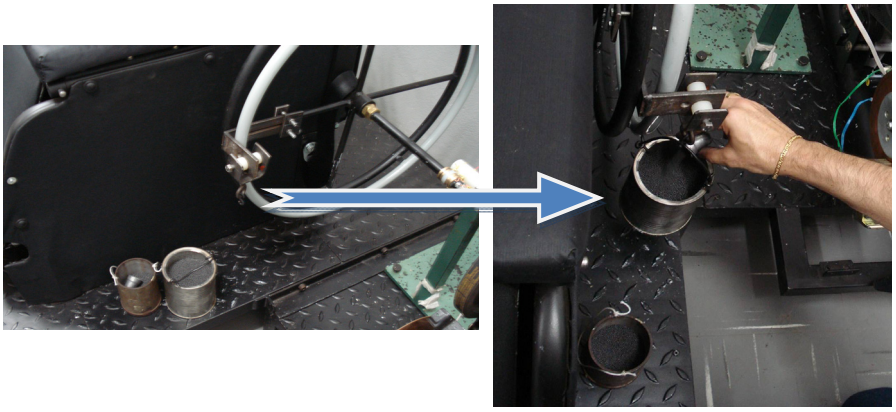


Figura 6.19 – Calibração dinâmica colocando bolinhas de chumbo gradativamente

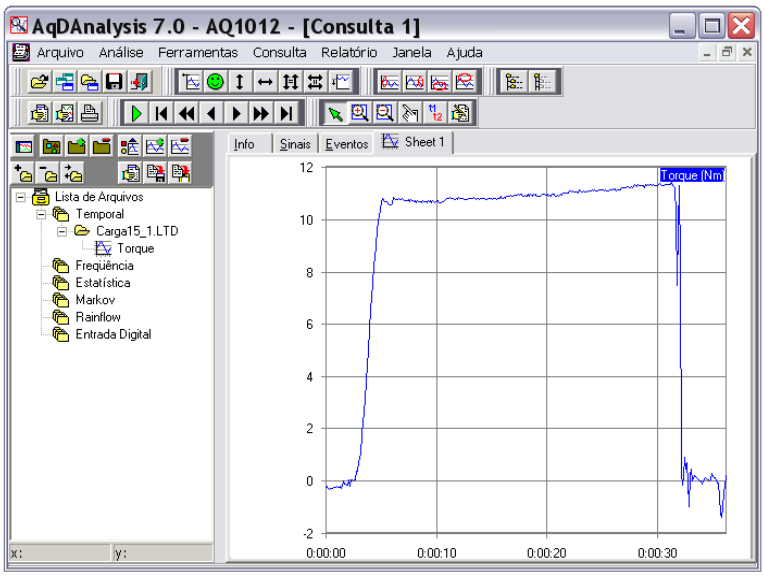


Figura 6.20 – Sinal de torque com a elevação da força peso obtido no módulo de aquisição da Lynx

A Tabela 6.7 mostra que a força de impulso necessária para movimentar o sistema não tem uma diferença significativa para os diferentes níveis de voltagem.

Isto ocorre porque na partida não existe a influência da rotação na ação do freio eletromagnético. Basicamente, apenas o efeito da inércia do conjunto deve ser vencido. Este fato é bem característico, pois não existe um aumento do torque de impulso com o aumento da resistência eletromagnética. A máxima diferença entre os torques foi de 0,06 N.m entre os vários níveis e isto corresponde a cerca de 5% entre os valores, máximo e mínimo.

Portanto, através deste procedimento definiu-se o torque de impulso ($T_{impulso}$) como sendo de 11 N·m. Este torque indica um valor médio de partida ou giro do eixo.

Tabela 6.7 – Valores do impulso inicial

Nível	P (kgf)	$P_{médio}$ (kgf)	T (kpm)	$T_{médio}$ (kpm)	$T_{médio}$ (N·m)
1	4,48	4,39	1,21	1,18	11,84
	4,44		1,20		
	4,23		1,14		
2	4,37	4,38	1,18	1,18	11,82
	4,46		1,20		
	4,30		1,16		
3	4,41	4,29	1,19	1,16	11,58
	4,26		1,15		
	4,20		1,13		
4	4,09	4,31	1,10	1,16	11,63
	4,34		1,17		
	4,49		1,21		
5	4,27	4,22	1,15	1,14	11,38
	4,25		1,15		
	4,12		1,11		
6	4,46	4,43	1,20	1,20	11,95
	4,48		1,21		
	4,34		1,17		
7	4,04	4,21	1,09	1,14	11,36
	4,18		1,13		
	4,39		1,18		
8	4,26	4,31	1,15	1,16	11,64
	4,46		1,20		
	4,22		1,14		

Por influência da rotação o torque (T_n) foi definido através de uma correlação linear entre o valor fornecido pelo fabricante e a rotação instantaneamente medida pelo enconder, em todas as faixas de resistência, ou seja,

$$T_n = \frac{n \cdot x}{6{,}28} \tag{6.8}$$

Onde n é a rotação lida pelo encoder em rad/s, x é o nível de torque ajustado pelo fabricante dado pela Tab. 6.6 e que foi calibrado para uma rotação constante de 6,28 rad/s (60 rpm).

O torque estimado com a rotação nula (Calibração estática) é maior do que com o sistema em movimento. Neste caso, a distorção angular é reduzida pelo movimento do eixo no lado oposto à aplicação do torque. No entanto, a resistência dada pelo freio eletromagnético varia com a rotação. Este efeito é complexo e de difícil modelagem.

Para obter um torque efetivo ($T_{efetivo}$) foi levado em consideração os torques de pico estimados (T_{est}), a parcela de inércia do conjunto e a faixa de torque resistente calibrado pelo fabricante (T_n), ou seja,

$$T_{efetivo} = T_{est} - \left[T_{impulso} + T_n\right] \tag{6.9}$$

O valor de T_{est} foi obtido por calibração estática, Eq. (6.7). $T_{impulso}$

Das considerações anteriores, a Eq. 6.9 pode ser escrita da seguinte forma,

$$T_{efetivo} = 82{,}805 \cdot V - 0{,}034 - \left[1 + \frac{n \cdot x}{6{,}28}\right] \tag{6.10}$$

Na Equação (6.10), T_{est} é o torque estimado para diferentes níveis de rotação e foi definido na Tab. 6.5.

A Equação (6.10) e os procedimentos definidos anteriormente foram implementados no aplicativo desenvolvido em ambiente LabVIEW.

Finalmente, a partir de um sinal de rotação medido pelo encoder é possível estimar um torque efetivo e a potência instantânea durante o tempo de realização do teste de avaliação do condicionamento físico realizado pelo ergômetro ERG-CR09

CAPÍTULO VII

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste Capítulo o protótipo do ergômetro para cadeirante foi avaliado levando em consideração o projeto do módulo de resistência eletromagnético.

Para efetivar esta análise, um grupo de voluntários foi testado utilizando o protótipo do ergômetro. Neste trabalho são apresentados os parâmetros de análise do condicionamento físico, apenas com intuito de avaliar a performance do sistema de resistência eletromagnético. Neste caso, o objetivo não é avaliar especificamente a condição física do voluntario comparativamente às suas atividades e ou deficiência física. Esta avaliação foi descrita em detalhes no trabalho de Novais (2009).

Paralelamente, utilizando o modelo analítico que estima a força de propulsão nos aros estimou-se a intensidade do campo magnético considerando os oito níveis de resistência do módulo eletromagnético.

7.1. Avaliação do condicionamento físico

A performance do sistema de resistência eletromagnético utilizado no protótipo do ergômetro ERG-CR09 foi determinada por meio da análise dos níveis de potência absoluta, potência relativa e índice de fadiga de 12 voluntários cadeirantes e 4 voluntários sem deficiência. A Tab. 7.1 mostra o grupo de voluntários avaliados e as características mensuradas antes da realização dos testes no ergômetro.

Para todos os voluntários foram coletadas informações sobre a idade, massa corporal, gênero e natureza da deficiência.

Tabela 7.1 – Características dos voluntários avaliados no protótipo de ergômetro ERG-CR09

Voluntario	Idade (anos)	Massa corporal (Kg)	Gênero	Natureza da Deficiência
C. A. A.	46	68	M	Nenhuma
S. S. S.	50	78	M	Nenhuma
G. L. A. C. S.	25	66	F	Nenhuma
D. V. N.	26	62	F	Nenhuma
C. A. T.	42	58	M	Amputação MII direito
E. R. A.	23	88	F	LM L4 L5
R. R. C. M.	23	77	M	LM T8
L. L.	27	42	F	LM 10
L. P.	50	57	F	LM T5
M. S. S.	19	61	M	LM T11
P. P. M.	27	52	M	LM T3 T4
C. B. M.	41	110	M	Poliomielite
C. L. T.	19	67	M	Mielomeningocele
J. P. A.	17	58	M	Malformação Congênita MII esquerda
V. A. N.	15	56	M	Amputação MII esquerda
M. M. M.	32	103	M	Epifisiólise MII esquerdo

Levando em consideração o protocolo do teste de Wingate, os voluntários devem impulsionar os aros do ergômetro por um tempo de 30 s na condição de máxima velocidade de acordo com a sua capacidade física. Neste caso, uma resistência especifica deve ser imposta pelo sistema de resistência eletromagnética. De acordo com o Capítulo V, definiram-se os parâmetros para a seleção do nível de carga comparativamente à massa corporal. A Tab. 7.2 mostra os níveis de carga selecionados para os voluntários avaliados.

Tabela 7.2 – Níveis de carga selecionados nos testes

Voluntário	Níveis de carga
C. A. A.	4 (5,0-5,5)
S. S. S.	5(5,5-6,0)
G. L. A. C. S.	3(4,5-5,0)
D. V. N.	3(4,5-5,0)
C. A. T.	2 (4,0-4,5)
E. R. A.	2 (4,0-4,5)
R. R. C. M.	4 (5,0-5,5)
L. L.	1(3,5-4,0)
L. P.	2 (4,0-4,5)
M. S. S.	3(4,5-5,0)
P. P. M.	2 (4,0-4,5)
C. B. M.	4 (5,0-5,5)
C. L. T.	3(4,5-5,0)
J. P. A.	3(4,5-5,0)
V. A. N.	3(4,5-5,0)
M. M. M.	7(6,5-7,0)

No aplicativo desenvolvido em ambiente LabVIEW a seleção do nível de carga para um voluntário específico fica a critério do avaliador. Porém, em um campo específico do aplicativo (**"Carga recomendada**") aparece o valor recomendado de acordo com a massa corporal do voluntario, como mostrado no Capítulo V.

A Figura 7.1 mostra um dos voluntários realizando o teste de Wingate no protótipo do ergômetro ERG-CR09.



Figura 7.1 – Cadeirante realizando teste de Wingate no protótipo de ergômetro ERG-CR09

A Figura 7.2 mostra os níveis de torque e rotação em função do tempo para um dos voluntários avaliados. Como mostrado no Capítulo VI, os níveis de rotação são adquiridos em tempo real utilizando o encoder projetado a placa de aquisição National Instruments NI USB-6009. Paralelamente, utilizando a Eq. (6.10) estima-se o torque a partir dos níveis de rotação e nível de carga selecionado.

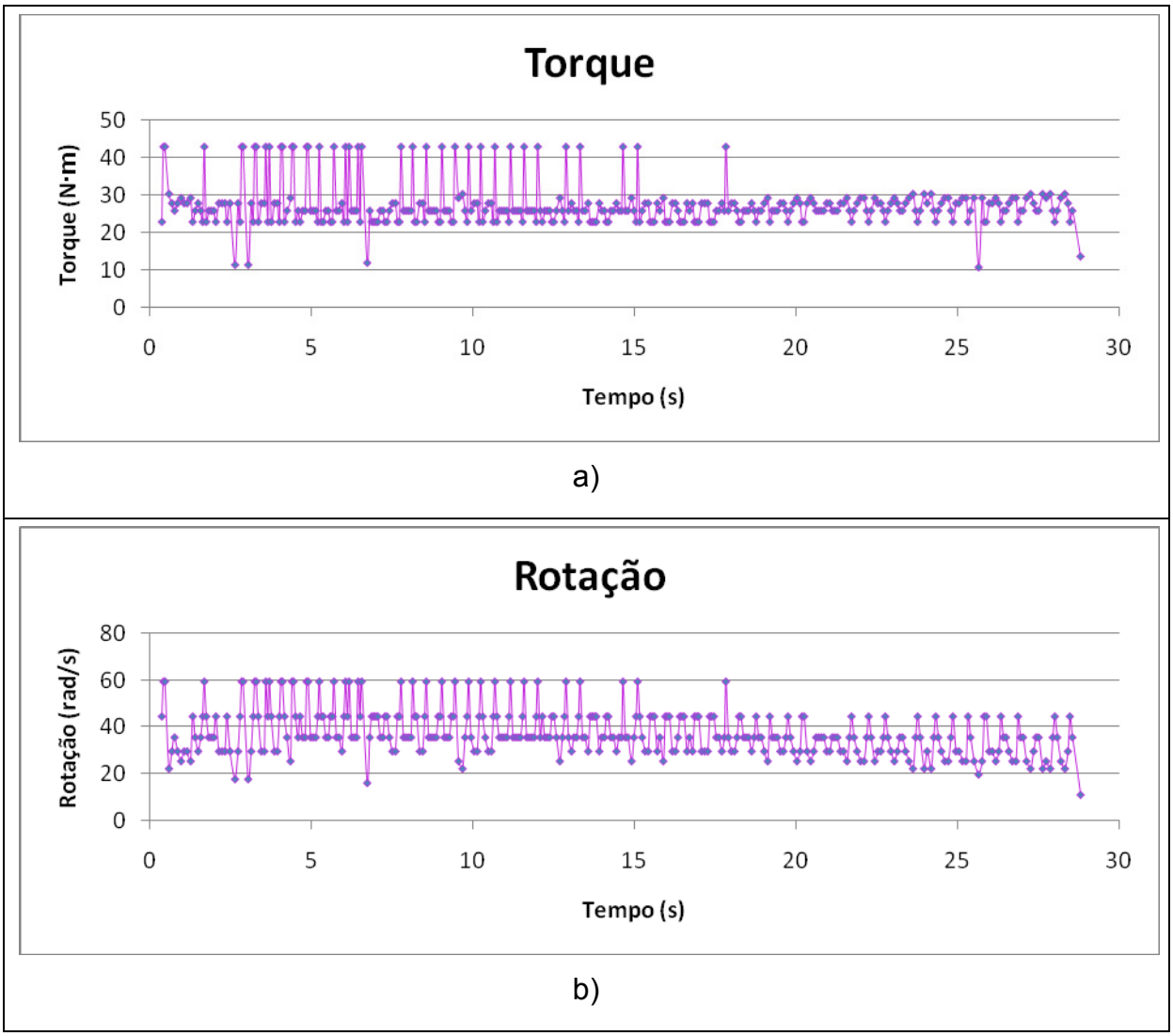


Figura 7.2 – Sinais adquiridos no ergômetro ERG-CR09 para o voluntário C. A. A.: a) Sinal de torque; b) Sinal de rotação

Observou-se na Figura 7.2 que os sinais de torque e rotação são pulsantes. Esta característica é intrínseca ao ergômetro projetado e representa uma condição real e fiel dos sinais de potência. Utilizando os níveis de torque e rotação mostrados na Fig. 7.2 é possível determinar a potência absoluta desenvolvida durante o teste. A Fig. 7.3 mostra os sinais de potência absoluta do mesmo voluntário (C. A. A.) avaliado na Fig. 7.2.

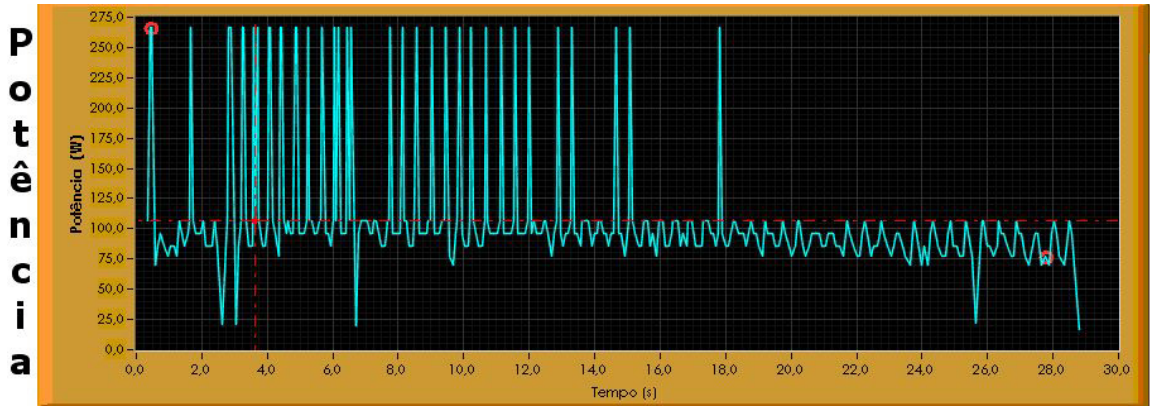


Figura 7.3 – Potência absoluta do voluntário C. A. A.

Observa-se, neste teste que aproximadamente após 18 s houve uma redução significativa no sinal da potência absoluta.

Outro parâmetro implementado no aplicativo foi a determinação da potência relativa, ou seja, a potência absoluta por unidade de massa corporal. Este parâmetro de normalização foi utilizado para fins de comparação e análise do condicionamento físico dos voluntários.

A Figura 7.4 mostra os sinais de potência relativa para o voluntario C. A. A.

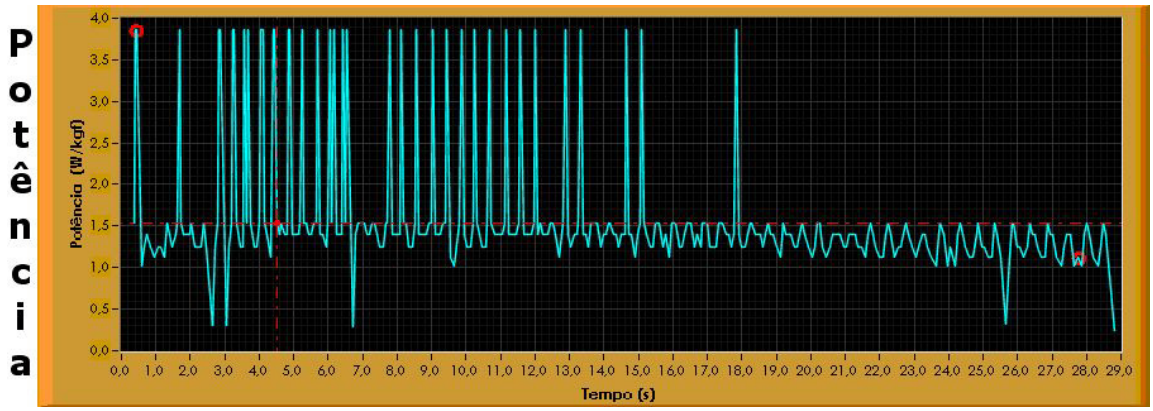


Figura 7.4 – Potência relativa do voluntário C. A. A.

Devido às dificuldades de comparação dos níveis de potência entre os diferentes voluntários, por causa do efeito pulsante dos níveis de potência, foi desenvolvido um novo procedimento de análise pela determinação de duas variáveis denominadas aqui como energia equivalente absoluta e energia equivalente relativa. Os detalhes desta formulação foram mostrados no Capítulo V. A Fig. 7.5 mostra os sinais da energia equivalente absoluta e energia equivalente relativa para o voluntário C. A. A.

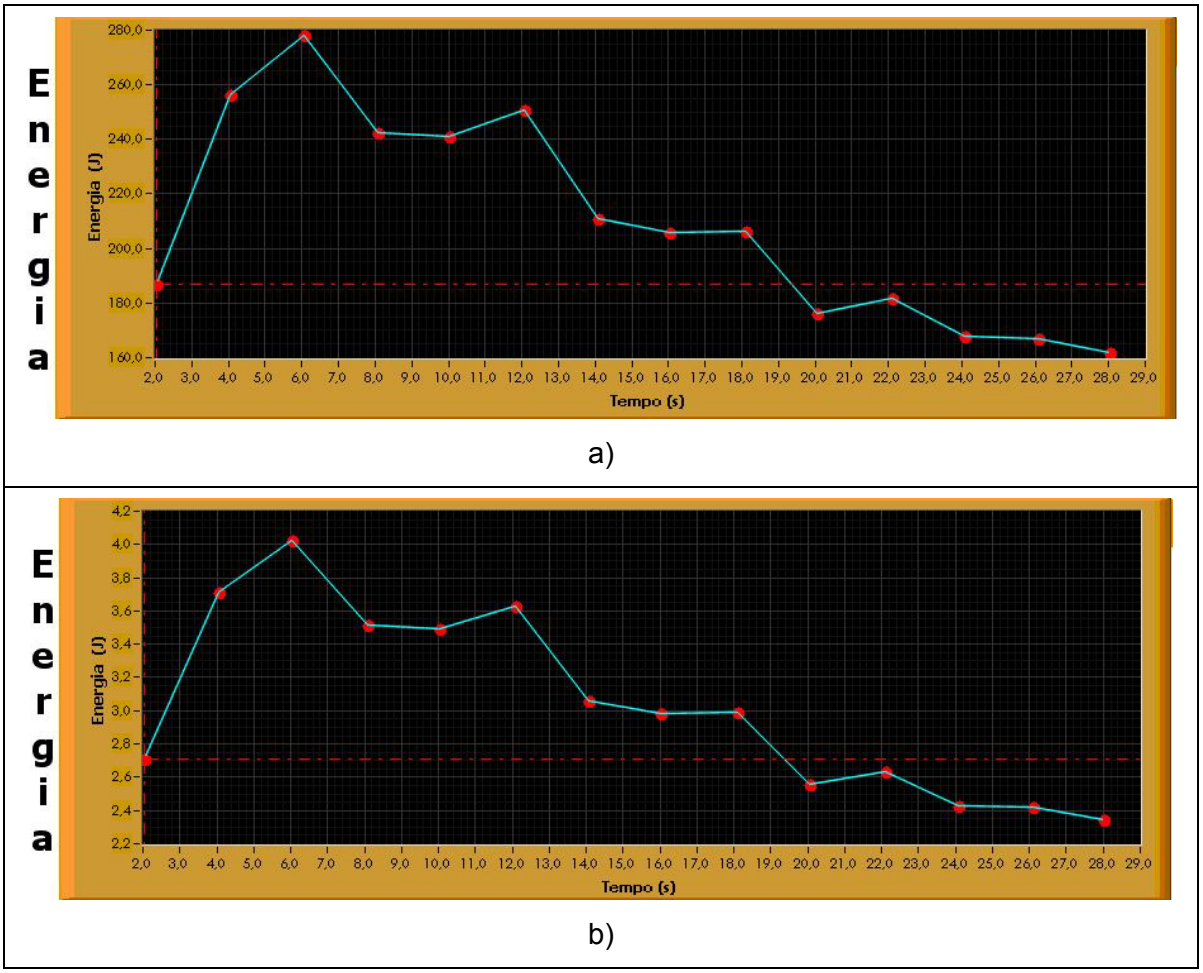


Figura 7.5 – Energia equivalente: a) Absoluta; b) Relativa

Observa-se nos resultamos mostrados na Fig. 7.5 que o nível máximo de energia ocorre aproximadamente após 6 s do inicio do teste e cai abaixo dos níveis iniciais a partir dos 18 s.

O Apêndice I mostra os gráficos de torque, rotação, potência absoluta, potência relativa, energia equivalente absoluta e energia equivalente relativa dos voluntários restantes avaliados através do protótipo do ergômetro ERG-CR09.

A Tabela 7.3 mostra os valores de máxima e mínima potência absoluta e potência relativa, assim como, os valores máximos e mínimos da energia equivalente absoluta e energia equivalente relativa para todos os voluntários avaliados.

Utilizando as informações das potências máximas e mínimas é possível estimar o índice de fadiga, como mostrado no Capítulo V. O índice de fadiga representa a queda do desempenho durante o teste. A tabela 7.4 mostra os respectivos índices de fadiga dos voluntários avaliados.

Tabela 7.3 – Resultados do teste para os voluntários avaliados no protótipo do ergômetro ERG-CR09

Voluntario	Potência Absoluta (W)		Potência Relativa (W/kgf)		Energia Absoluta (J)		Energia Relativa (J/kgf)	
	Máxima	Mínima	Máxima	Mínima	Máxima	Mínima	Máxima	Mínima
C. A. A.	266,46	106,2	3,92	1,56	277,93	162,03	4,09	2,38
S. S. S.	284,98	229,5	3,65	2,9	378,06	249,47	4,85	3,20
G. L. A. C. S.	132,22	101,6	2,00	1,54	199,92	56,17	3,03	0,85
D. V. N.	182,22	89,31	2,94	1,44	194,92	106,45	3,14	1,72
C. A. T.	316,48	229,2	5,46	4,0	577,56	351,31	9,96	6,06
E. R. A.	316,48	229,21	3,60	2,6	541,89	429,12	6,16	4,88
R. R. C. M.	306,89	266,5	3,99	3,5	476,95	317,91	6,19	4,13
L. L.	312,79	99,0	7,45	2,4	241,09	141,89	5,74	3,38
L. P.	229,21	82,1	4,02	1,4	170,11	104,55	2,98	1,83
M. S. S.	455,96	116,6	7,47	1,9	369,15	150,48	6,05	2,47
P. P. M.	316,48	229,2	6,09	4,4	402,96	194,15	7,75	3,73
C. B. M.	306,89	106,2	2,79	1,0	501,63	217,04	4,56	1,97
C. L. T.	494,35	132,2	7,38	2,0	624,62	249,12	9,32	3,72
J. P. A.	494,35	132,2	8,52	2,3	454,99	259,68	7,84	4,48
V. A. N.	494,35	132,2	8,83	2,4	663,85	364,12	11,85	6,50
M. M. M.	228,51	79,9	2,22	0,8	300,99	155,71	2,92	1,51

Tabela 7.4 – Índice de fadiga dos avaliados no protótipo do ergômetro ERG-CR09

Voluntario	Índice de fadiga (%)
C. A. A.	60,14
S. S. S.	19,47
G. L. A. C. S.	11,81
D. V. N.	23,16
C. A. T.	6,03
E. R. A.	6,03
R. R. C. M.	13,16
L. L.	60,26
L. P.	58,29
M. S. S.	71,01
P. P. M.	27,58
C. B. M.	13,16
C. L. T.	7,76
J. P. A.	7,76
V. A. N.	7,76
M. M. M.	7,23

Os índices de fadiga mostrados na Tab.7.4 foram determinados por meio de um procedimento entre a seleção automática de picos efetuada pelo aplicativo e a seleção manual de picos. Este procedimento foi realizado por causa da característica pulsante do sinal. Examinando o sinal de potência mostrado na Fig. 7.3 observa-se que existem picos intermitentes entre duas forças consecutivas de impulsão. Este fenômeno é mostrado em detalhes na Fig. 7.6 este efeito é suavizado pela ação do armazenamento de energia fornecido pela ação de volante dado por uma das polias da correia.

Este efeito não significa uma perda no desempenho de potência aplicada, uma vez que, neste momento o cadeirante não está efetivamente impulsionando os aros. Portanto, a sensibilidade de determinação dos picos de mínimo utilizando a seleção automática pode levar a erros na análise.

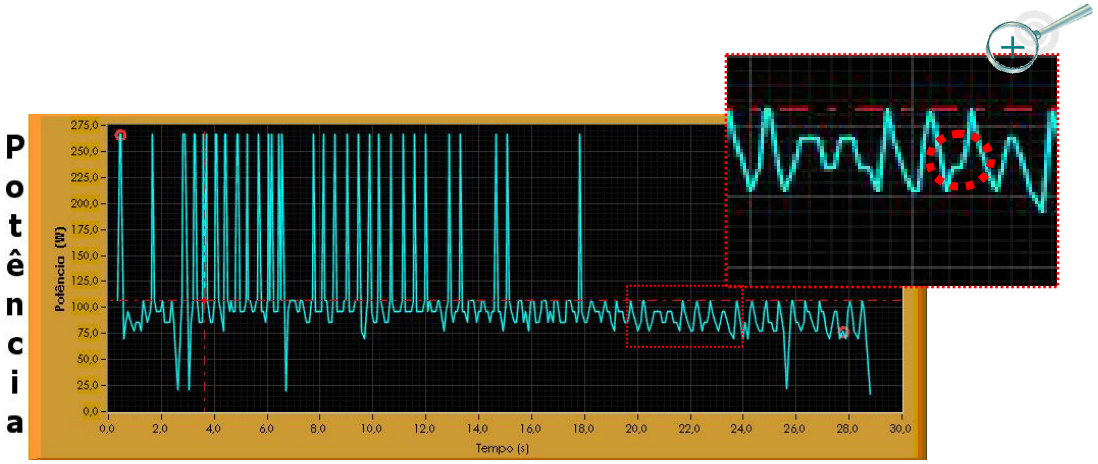


Figura 7.6 – Picos na potência absoluta

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

Após a avaliação dos sinais de potência de todos os voluntários e visando padronizar de forma mais efetiva o índice de fadiga foi proposto neste trabalho a modificação da equação do índice de fadiga através de um procedimento de normalização, ou seja,

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

A Tabela 7.5 mostra os índices de fadiga normalizados obtidos através das Eq. (7.1) para todos os voluntários.

Tabela 7.5 – Índice de fadiga normalizado dos avaliados no protótipo do ergômetro ERG-CR09

Voluntario	Índice de fadiga normalizado (%)
C. A. A.	41,70
S. S. S.	34,01
G. L. A. C. S.	71,90
D. V. N.	45,39
C. A. T.	39,17
E. R. A.	20,81
R. R. C. M.	33,35
L. L.	41,15
L. P.	38,54
M. S. S.	59,24
P. P. M.	51,82
C. B. M.	56,73
C. L. T.	60,12
J. P. A.	42,93
V. A. N.	45,15
M. M. M.	48,27

Alguns autores observaram que os índices de fadiga de deficientes físicos não tem uma faixa de oscilação especifica, mas comentaram que para valores na faixa de 20 % ou menos este índice ocorria em pessoas que possuem alto-rendimento (FRANCHINI, 2002; BENEKE et al., 2002; MELLO, 2004).

Bar-Or (1987) descreve em seu trabalho que a potência anaeróbia reflete a habilidade ou capacidade muscular do deficiente.

Utilizando o protótipo ERG-CR09 observou-se que as oito faixas de resistência eletromagnéticas que podem ser selecionadas no módulo conseguiram avaliar todo o grupo de voluntários. As faixas usadas variaram de um até sete. Em nenhum teste realizado utilizou-se o ultimo nível que seria aplicado para faixas de peso da ordem de 100 kgf.

7.2. Avaliação do campo magnético

No Capítulo III foram desenvolvidos os modelos analíticos para a determinação do torque e de forças de propulsão considerando a resistência eletromagnética gerada pelo freio e sistema de transmissão. Mostrou-se que a força de propulsão pode ser calculada por,

$$F_p = 102{,}98\left[G\,B^2 + A\cos 4\omega t\right]\omega \tag{7.2}$$

Onde,

$$G = \frac{\rho(h_i \cdot a_d \cdot b_d)\, r_d}{1 + \dfrac{R_m}{r_i}} \tag{7.3}$$

Utilizando os dados do freio eletromagnético e supondo que a resistência elétrica da parcela do disco de cobre seja da ordem de $(10r_i)$ é possível determinar o valor de G, ou seja, $G = 0{,}25$.

A Equação (7.2) representa a variação no tempo da força de propulsão considerando um tempo fixo inicial, t=0, F_p é dada por,

$$F_p = 102.98G\omega B^2 + 102.98A\omega \tag{7.4}$$

No Capítulo V foi estimado um torque efetivo utilizando valores obtidos por calibração para diferentes níveis de resistência e rotação Eq. (6.10). Os torques obtidos por calibração estática baseados nas faixas operacionais de rotação testadas são mostradas na Tab. 6.5. Os níveis de resistência são mostrados na Tab. 6.6. Considerando as faixas máximas e mínimas de rotação dados pela Tab. 6.5 é possível estimar faixas extremas de força de propulsão nos aros considerando o raio dos aros e o torque efetivo, mostrado na Tab. 7.6.

Na Eq. (7.2) o valor de (A) é calculado por,

$$A = 16B\,N\,a_d\,b_d\,r_d\,\omega \tag{7.5}$$

Considerando os dados do freio eletromagnético testado é possível estimar o valor de (A) como,

$$A \approx 2{,}4\,B \tag{7.6}$$

Finalmente, utilizando os valores das forças de propulsão máximas e mínimas mostradas na Tab. 7.6 é possível estimar o valor médio do campo magnético (B) para cada nível de resistência. Neste caso, o valor de B representa do nível do campo magnético estimado através do modelo analítico baseado nas medidas de calibração do torque. A Tab. 7.7 mostra os resultados para o campo magnético estimado.

Tabela 7.6 – Forças de propulsão calculadas

Níveis	$n_{mín}$ (rad/s)	$n_{máx}$ (rad/s)	$T_{mín}$ (N·m)	$T_{máx}$ (N·m)	$F_{p\_mín}$ (N)	$F_{p\_mín}$ (N)
1	2,3	4,3	22,8	34,9	84,44	129,26
2	2	3,7	23	37,9	85,19	140,37
3	2,2	4	24,2	46,1	89,63	170,74
4	2,2	3,3	27,2	47,6	100,74	176,30
5	2,2	3,4	28,5	51,2	105,56	189,63
6	2,3	3,4	33,5	55	124,07	203,70
7	2,4	3,3	33,2	53	122,96	196,30
8	3,6	4,9	49,1	71,9	181,85	266,30

Tabela 7.7 – Campos magnéticos estimados utilizando o modelo analítico

Níveis	$B_{mín}$ (A/m)	$B_{máx}$ (A/m)	$B_{méd}$ (A/m)
1	0,15	0,12	0,13
2	0,17	0,15	0,16
3	0,16	0,17	0,17
4	0,18	0,21	0,20
5	0,19	0,22	0,21
6	0,21	0,24	0,23
7	0,20	0,24	0,22
8	0,20	0,22	0,21

Em uma análise inversa, utilizando os valores dos campos magnéticos mostrados na Tab. 7.7 seria possível obter matematicamente os valores das forças de propulsão. Assim, efetuando-se medidas experimentais dos campos magnéticos do freio será possível ajustar o modelo analítico visando melhorar os resultados que estimam a força de propulsão. Neste trabalho não foi efetuada a avaliação e correção do modelo analítico utilizando medições experimentais do campo magnético.

CAPÍTULO VIII

CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

O protótipo do ergômetro para cadeirantes ERG-CR09 utiliza dois módulos Interligados. Um módulo que simula o ambiente de propulsão de uma cadeira de rodas e outro módulo de resistência eletromagnética que gera uma frenagem no sistema.

A avaliação do condicionamento físico dos cadeirantes foi feita utilizando o Teste de Wingate. Portanto, era fundamental que o módulo de resistência eletromagnética possibilitasse que esta avaliação pudesse ser feita de forma efetiva em uma ampla faixa operacional.

A principal contribuição do trabalho foi a análise e avaliação de um sistema de resistência eletromagnética incorporado ao protótipo do ergômetro ERG-CR09. Diante disto, as principais conclusões do trabalho são:

- O equipamento permite a avaliação de um grande grupo de pessoas usuárias de cadeira de rodas com pesos entre 40 até 100 kgf. As faixas operacionais do módulo de resistência eletromagnético permitem avaliar os grupos em oito faixas de seleção;
- O protótipo do ergômetro ERG-CR09 com o sistema de resistência eletromagnético permitiu avaliar o condicionamento físico considerando o efetivo gesto motor dos cadeirantes;
- O aplicativo desenvolvido em ambiente LabVIEW possui uma interface amigável ao avaliador que permite que o teste seja de fácil realização, os gráficos ajudam a interpretação dos resultados e o relatório emitido depois de efetuar o teste permite que tanto o avaliador quanto o avaliado possa ter maior

acesso aos dados da avaliação. Além disso, o aplicativo gera dois arquivos de dados que facilitam a leitura dos testes já realizados e o armazenamento para análises futuras;

- A calibração do ergômetro é imprescindível para o bom funcionamento do equipamento e conseqüentemente para a qualidade do equipamento, já que um dos objetivos é levar o protótipo ao mercado. A calibração realizada neste trabalho permitiu ajustar os valores de rotação e de torque úteis para a realização do Teste de Wingate;
- As informações e modelos gerados neste trabalho serão utilizados como base para o desenvolvimento de um novo dispositivo de resistência eletromagnético adaptado para cadeirantes e ao equipamento definitivo que será construído.

Como sugestões para trabalhos futuros podem-se enumerar:

- Nos resultados dos testes obtidos foram observados alguns ruídos nos sinais adquiridos que podem causar erros na análise dos mesmos, deste modo aconselha-se fazer um condicionamento nos sinais de saída de potência para filtrar e assim reduzir as interferências encontradas;
- Para contribuir com a minimização de picos indesejados no sinal de potência é proposto projetar um volante visando reduzir picos no sinal e suavizar a transferência de potência;
- Para o cálculo do índice de fadiga que é encontrado a partir das potências máximas e mínimas é sugerido calcular o índice de fadiga utilizando energias equivalentes máximas e mínimas;
- Algumas medidas de variáveis como o campo magnético foram calculadas teoricamente sendo recomendado fazer um ajuste no modelo analítico utilizando medidas experimentais.
- Desenvolver um módulo eletromagnético específico eliminando o sistema de aquisição externo.
- Aumentar a faixa de atuação para pessoas com mais de 100kgf de peso assim como dos níveis de resistência eletromagnética.

CAPÍTULO IX

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

3BSCIENTIFIC. Ergômetro ERGOS, France 3B Scientific. Disponível em: <www.3bscientific.fr >, acesso em: 10 jul. 2008

ADOLFATO, R. P.; CAMACHO J. S.; BRITO G. A. Extensometria Básica. Núcleo de ensino e pesquisa da alvenaria estrutural, UNESP. Ilha Solteira, n. 45. 2004

ALMEIDA, F. J. Elementos de Máquinas (I e II), CORREIAS. Ago 2005. Disponível em: < http://pinga.eep.br/~fjalmeid/elemaq.html>, acesso em: 17 set. 2008

ÁLVAREZ, C. A.; MARÍN, J. P; GONZÁLEZ, J. C. Caracterización Mecánica de un Motor Eléctrico de Corriente Alterna Utilizando un Freno de Foucault. Scientia et Technica Año XIII. Pereira, n 37, dec. 2007.

ANDREW; HARRELSON. WILK Reabilitação Física das Lesões Desportivas. 2 ed. Ed. Guanabara Koogan S.A., 504p. 1998.

ARAUJO, C. G. A ergoespirometria oferece algo a mais do que a ergometria? Boletim de Ergometria. v. 02, n 4 p6-8. DERC/SPC, 1996.

ASTRAND, P. O., RHYMING I. Um nomograma para cálculo da capacidade aeróbica (boa forma física) da velocidade do pulso durante trabalho submaximal. Journal Applied Physiology, 7, p. 218-221, 1954.

BAR-OR, O. The Wingate anaerobic test: an update on methodology, reliability and validity. Sports Medicine, v. 04, p. 381-394, 1987.

BENEKE, R.; POLLMANN, C.; BLEIF, I.; LEITHÄUSER, R. M.; HÜTLER, M. How anaerobic is the Wingate Anaerobic Test for humans?. Eur J Appl Physiol. Springer-Verlag. may. 2002.

BONINGER, M. L. et al. Propulsion Patterns and Pushrim Biomechanics in Manual Wheelchair Propulsion. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. v. 83, n.5, p.718-723, May.2002.

BOSKIS, B.; LERMAN, J.; PEROSIO, A. Manual de Ergometria e Reabilitação em Cardiologia. 1ª edição. Rio de Janeiro:MSD Merck Sharp & Dohme, 1977. 167 p.

CIOLAC, E. G.; GUIMARÃES, G. V. Exercício físico e síndrome metabólica. Revista Brasileira de Medicina do Esporte, São Paulo Vol. 10, n 4, p. 319-324. jul. 2004.

CONTROLE & INSTRUMENTAÇÃO. Busca por calibração é crescente, Controle & Instrumentação. São Paulo, Ed. 113, feb. 2006. Disponível em: <ww.editoravalete.com.br/site_controleinstrumentacao/arquivo/ed_113/cv2.html > Acesso em: 16 sep. 2008.

COWELL, L. L ; SQUIRES, W.G.; RAVEN, P.B. Benefits of aerobic exercise for the paraplegic: A brief review. Med. Sci. Sports Exerc, v. 18, p.501-08, 1986.

DALLY, J. W.; RILEY, W. F. Experimental Stress Analysis. 4.ed. College House Enterprises, LLC, Knoxville Tennessee, 671p. , 2005.

DAWSON, C.D. An Intensive Exercise Program for use in Knee Surgery and Phatology. Archives Phys. Med.,v.34, p.730-755,1953.

DEPECA. Adquisición de datos. Universidad de Alcalá - Departamento de Electrónica.Disponívelem:<http://193.146.57.132/depeca/repositorio/asignaturas/30387/Tema3.pdf> Acesso em 30 set. 2008.

DEVILLARD, X. et al. Validation of a New Ergometer Adapted to all Types of Manual Wheelchair. European Journal of Applied Physiology. v. 85, n.5, p.479-485, Sep.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, n. 7, pp. 1104-1107, jul. 1983.

DICARLO, S. E. Effect of arm ergometry training on wheelchair propulsion endurance of individuals with quadriplegia. . Physical Therapy, v.68, p.40-4, 1988.

DRONGELEN, S. V., et al. Glenohumeral Contact Forces and Muscle Forces Evaluated in Wheelchair-Related Activities of Daily Living in Able-Bodied Subjects Versus Subjects With Paraplegia and Tetraplegia.Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v. 86, p. 1434 - 1440. July 2005

ESTALRICH, F. J. B. SAPS: Sistemas de Adquisición y Procesamiento de Señales. Disponivel em: <http://www.gii.upv.es/personal/gbenet/tim/treballs/treballs%202005-06/treball%20j.buhigues/SAPS%20(Treball%20TIM).pdf> 2006

FIELD, C.; BEAMS, D. M. Introduction to Strain Gages. Project GUISE, University of Texas at Tyler: Department of Electrical Engineering, 2005

FMH. Biologia Qualidades Físicas, Importância do Protocolo de Teste. oct. 2003. Disponível em: <http://www.fmh.utl.pt/disciplinas/BiologiaQualidades/aulas/Jr/Texto_de_apoio_1.PDF>

FRANCHINI, E. Teste anaeróbio de Wingate: Conceitos e Aplicação. Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte, São Paulo, v. 1, n. 1, p. 11-27, jan. 2002.

GARCÍA, A. F. Electromagnetísmo. Dec. 2005. Disponível em: <(http://www.sc.ehu.es/sbweb/fisica/elecmagnet/induccion/foucault/foucault.htm)> Acesso em: 15 mar. 2008.

GASS, G. C.; CAMP E. M. Physiological characteristics of trained Australian paraplegic subjects. Med. Sci. Sports, Vol. 11, p.256-259. 1979.

GLASER, R. M.; et al. Energy cost and cardiopulmonary responses for wheelchair locomotion and walking on tile and on carpet, Paraplegia, v. 19, n. 4, pp.220-226, 1981.

GUIMARÃES, J. I.; et al. Normatização de técnicas e equipamentos para realização de exames em ergometria e ergoespirometria. Arquivos Brasileiros de Cardiologia, São Paulo, v. 80, n. 4, p. 457-464, abr. 2003

HARMAN, E.; KNUTTGEM, H. G.; FRYKMAN, P. Automated data collection and processing for a cycle ergometer, J. Appl. Physiol., Vol.62, n.2, pp.831-836. 1987.

HIBBELER, R. C. Resistência dos Materiais. Rio de Janeiro: LTC, 701p., 2000.

HOUTZ, S. J.; FISCHER, J. F. An Analysis of Muscle Action and Joint Excursion During Exercise on a Stationary Bicycle. The J. of Bone and Joint Surgery, v. 41-A, n.1, Jan., p. 123-31,1959.

INMETRO. VIM - 2. ed. Brasília, SENAI/DN, 75p, 2000.

JUNCOR. Transmissões Mecânicas. Disponível em: <www.juncor.com> Acesso em: 13 ago. 2008.

KEYSER, R. E.; RODGERS, M. M.; RASXH, E. R. Reliability of cardiorespiratory measurements during wheelchair ergometry. Journal of Rehabilitation Research and Development, Baltimore, v. 38 n. 4, jul 2001

KHELIA, I. Étude biomécanique de la propulsion du fauteuil roulant manuel par les personnes âgées souffrant ou non de douleurs d'épaules. Thèse de doctorat, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Centre de Châlons, Champagne. 237p. 2003.

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

KREYSZIG, E. Advanced Engineering Mathematics. 7 ed. John Wiley & Sons, INC. 1993. 1271p

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. I., p. 49-58, mar. 1993

LYNX. Lynx AqDados: Ajuda do Módulo AI-2161. Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, Version 7.02.14, 2004.

LYNX. Produtos Sistema ADS2000, Disponível em: <http://www.bdt.org>. Acesso em 25 out. 2008

MARINHEIRO, C. A. Desenvolvimento de Máquina de Movimentos Cíclicos para testes

Biomecânicos. São Carlos. Dissertação (mestrado) - Interunidades Bioengenharia - EESC/FMRP/IQSC - Universidade de São Paulo, 51p., 2003.

MAXWELL, B. F. et al. Dynamic calibration of mechanically, air- and electromagnetically braked cycle ergometers. European Journal of Applied Physiology, Springer Berlin. v. 78, n4, p. 346-352, ago.1998.

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

MELLO, T. M. Avaliação clínica e da aptidão física dos atletas paraolímpicos brasileiros: conceitos, métodos e resultados. 1.ed. São Paulo: Atheneu, 2004. 407p

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

MSPC. Correias e polias l-10. 2008. Disponível em: <www.mspc.eng.br> Acesso em: 12 mar. 2008.

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

NI, Low-Cost Multifunction DAQ for USB, National Instruments. <http://www.ni.com/pdf/products/us/20043762301101dlr.pdf> 2006b

NI, NI CompactDAQ, National Instruments. Disponível em: <http://www.ni.com/dataacquisition> Acesso em:25 set. 2008c

NI. Produtos e servicios, National Instruments. Disponível em: <http://www.ni.com/dataacquisition/esa/whatis.htm> Acesso em:25 set. 2008a.

NI. Tutorials, Introduction to Data Acquisition, National Instruments. 10p. 2006a

NI. User guide and specifications NI USB-6008/6009. National Instruments. 32p. Maio. 2008b.

NILSSON, S.; STAFF, P. H.; PRUETT, E. D. R. Physical work capacity and the effect of training on subjects with long standing paraplegia. Scan. J. Rehabil. Med., v.7, p.51-6,1975.

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

OLIVEIRA, M. A. Sensores, Instituto Federal de Educação Tecnológica de Mato Grosso, n. 156, Cuiabá, fev. de 2009

OSCAI, L. B. The role of exercise in weight control. Exercise and Sport Sciences Reviews. v.1, p. 103-23, 1973.

PAFFENBARGER, R. S. Jr.; LAUGHLIN, M. E.; GIMA, A. S., BLACK, R. A. Work activity in longshoremen as related to death from coronary heart disease and stroke. The New England Journal of Medicine, v. 282, n. 20, p.1109-1114, 1970.

PAFFENBARGER, R. S.; HALE, W. E. Work Activity and Coronary Heart Mortality. The New England Journal of Medicine, v. 292, n. 11, p. 545-550, mar 1975.

POLLOCK, M. L.; et al. Arm pedalling as an endurance training regimen for the disabled. Arch. Phys. Med. Rehabil., v.55, p.418-24, 1974.

POPOV, E. P. Resistência dos materiais, Prentice Hall, 2ª ed., 1978. 507p.

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

QUILES, F. J., et al. ADQPCI: Placa de Adquisición de Datos con Fines Docentes. Revista Formación. La Serena - Chile, v. 2, n. 3., p. 25-30, 2009. Disponível em: <http://www.citchile.cl/revista-formacion/v2n3fu/fu-vol2(3).htm>. Acesso em: 2 jul 2009.

RESSL, J.; CHRASTEK, J.; JANDOVA, R. Haemodynamic Effects of Physical Training in Essential Hypertension, Acta Cardiologica, v. 32, n. 2, p. 121-133. 1977,

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

SOUSA, M. S. C. Ergometria e Ergoespirometria: abordagem ao teste de banco. Laboratório de Atividades Físicas Profª. Socorro Cirilo LTDA. out 2007. Disponível em: <http://www.laafisc.com.br/artigos/art06.pdf>. Acesso em: 22 ago. 2008.

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 pf sports medicine. New York, v.17, p564-571, nov. 1996.

TORRES, J. M. Medida y valoración de parámetros biomecánicos en un sistema ergométrico para aplicaciones en discapacitados usuarios de sillas de ruedas. 2003. 157 f. Tese de Doutorado - Universidad de Valencia, Valencia.

VIERA, I. C. Los Sistemas de Adquisición de Datos, n.21, feb. 2005. Disponível em: <http://www.sappiens.com/sappiens/comunidades/elecarti.nsf/webtitulos!openform>. Acesso em: 25 sep. 2008.

VIM. Vocabulário internacional de termos básicos e gerais de metrologia. 2.ed. Brasília, 75p. (SENAI/DN/INMETRO), 2000.

VIÑAS, J. L. G. Mecanismos de Transmisión de Movimiento, 2002. Disponível em: <http://almez.pntic.mec.es/jgonza86/Sistemas%20de%20poleas%20y%20correas.htm>. Acesso em: 19 feb. 2008.

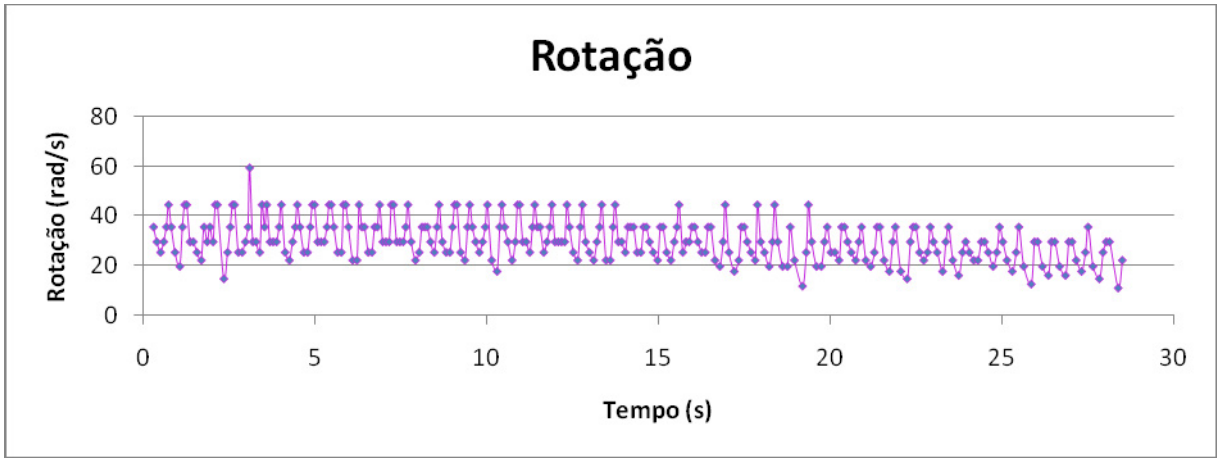
APÊNDICE

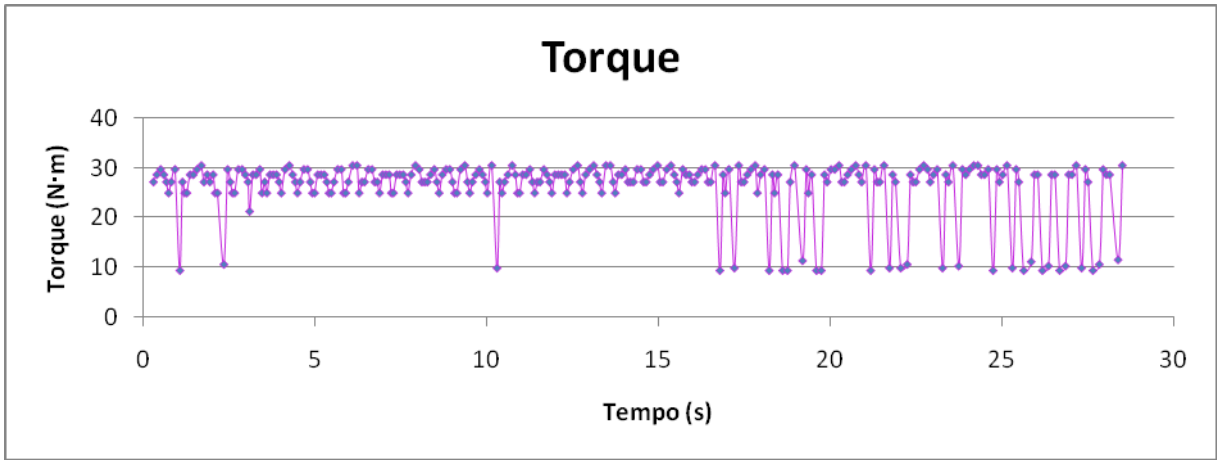
Apêndice I: Resultados dos testes no ERG-CR09

Na seqüência são mostrados os dados complementares de cada teste realizado em cadeirantes e não cadeirantes, com os respectivos gráficos de torque, rotação, potência absoluta, potência relativa, energia absoluta e energia relativa os quais foram obtidos dos relatórios gerados do ERG-CR09 e que foram explicados no Capítulo VII.

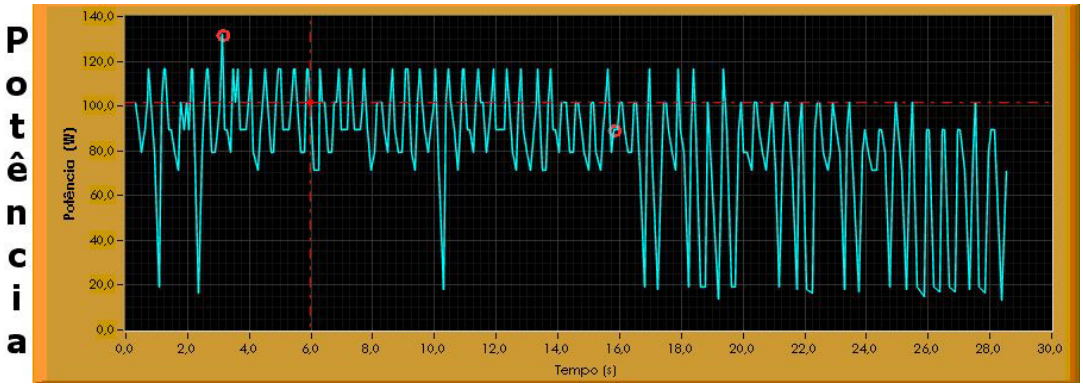
Voluntario	Idade (anos)	Massa corporal (Kg)	Gênero	Natureza da Deficiência	Níveis de carga
C. A. A.	46	68	M	Nenhuma	4 (5,0-5,5)
S. S. S.	50	78	M	Nenhuma	5(5,5-6,0)
G. L. A. C. S.	25	66	F	Nenhuma	3(4,5-5,0)
D. V. N.	26	62	F	Nenhuma	3(4,5-5,0)
C. A. T.	42	58	M	Amputação MII direito	2 (4,0-4,5)
E. R. A.	23	88	F	LM L4 L5	2 (4,0-4,5)
R. R. C. M.	23	77	M	LM T8	4 (5,0-5,5)
L. L.	27	42	F	LM 10	1(3,5-4,0)
L. P.	50	57	F	LM T5	2 (4,0-4,5)
M. S. S.	19	61	M	LM T11	3(4,5-5,0)
P. P. M.	27	52	M	LM T3 T4	2 (4,0-4,5)
C. B. M.	41	110	M	Poliomielite	4 (5,0-5,5)
C. L. T.	19	67	M	Mielomeningocele	3(4,5-5,0)
J. P. A.	17	58	M	Malformação Congênita MII esquerda	3(4,5-5,0)
V. A. N.	15	56	M	Amputação MII esquerda	3(4,5-5,0)
M. M. M.	32	103	M	Epifisiólise MII esquerdo	7(6,5-7,0)

Voluntário: D. V. N.

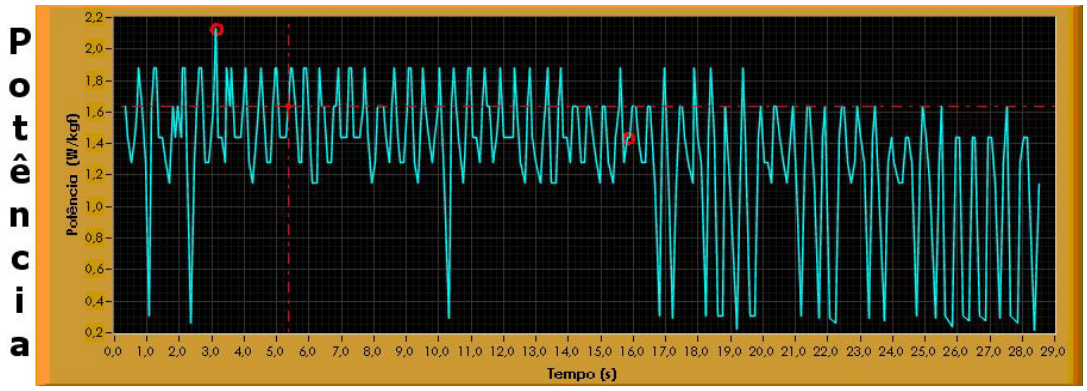




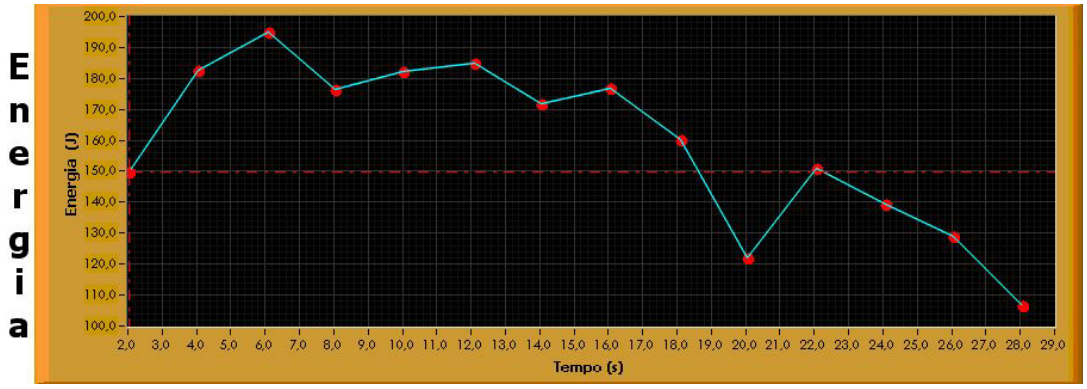
POTÊNCIA ABSOLUTA



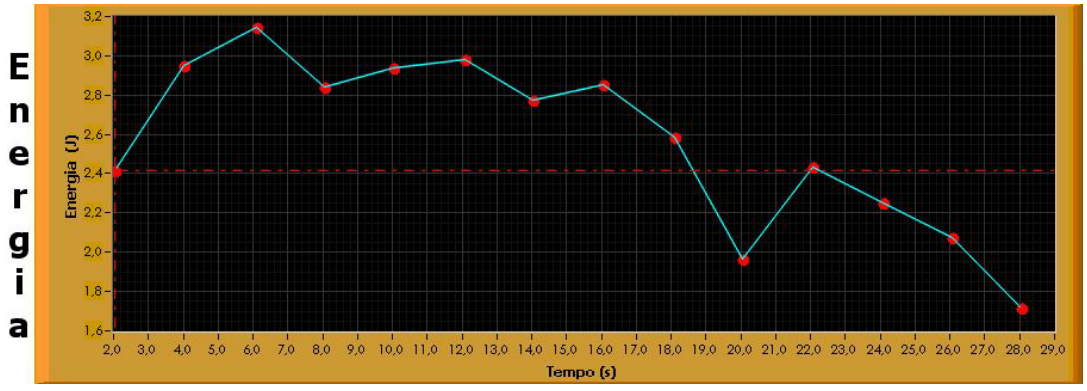
POTÊNCIA RELATIVA



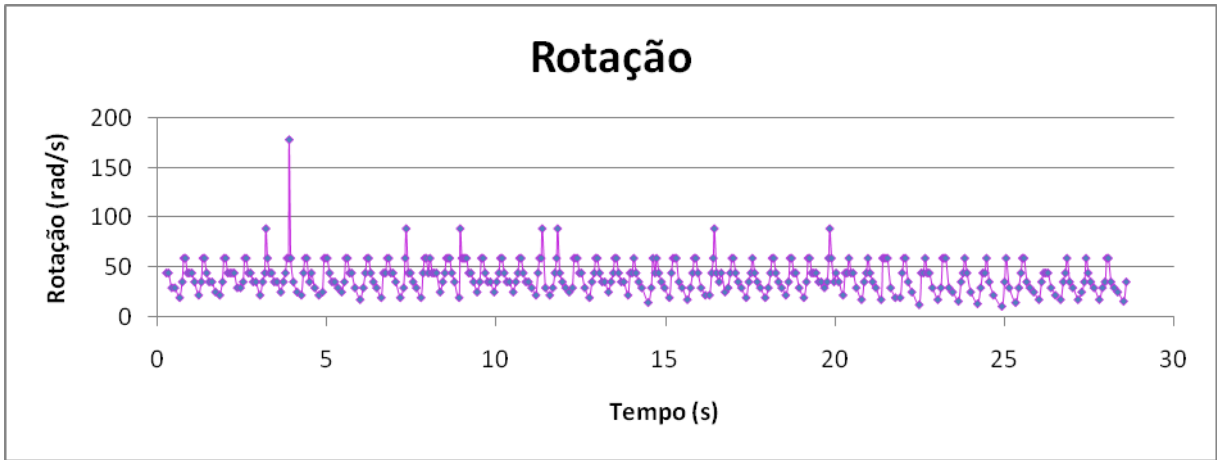
ENERGIA ABSOLUTA

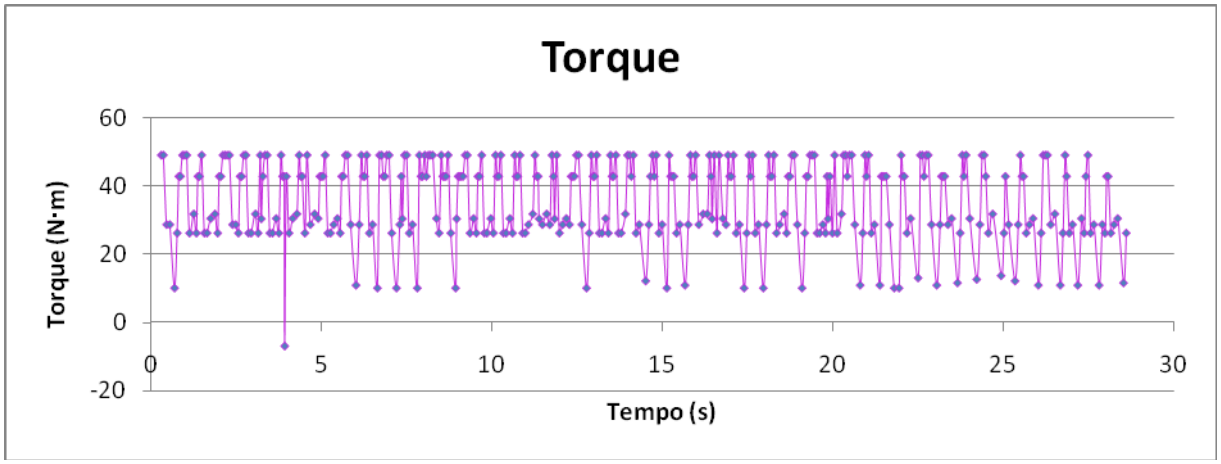


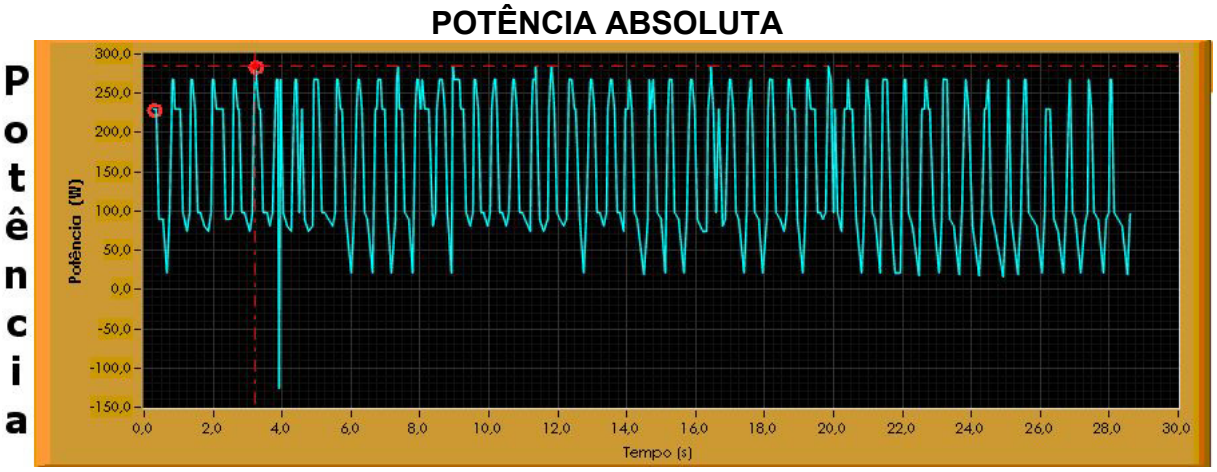
ENERGIA RELATIVA



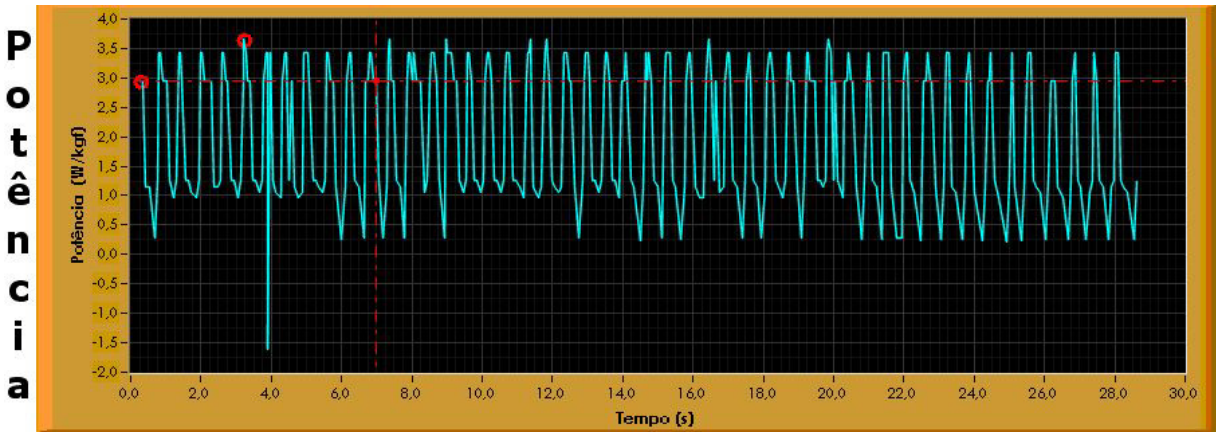
Voluntário: S. S. S.



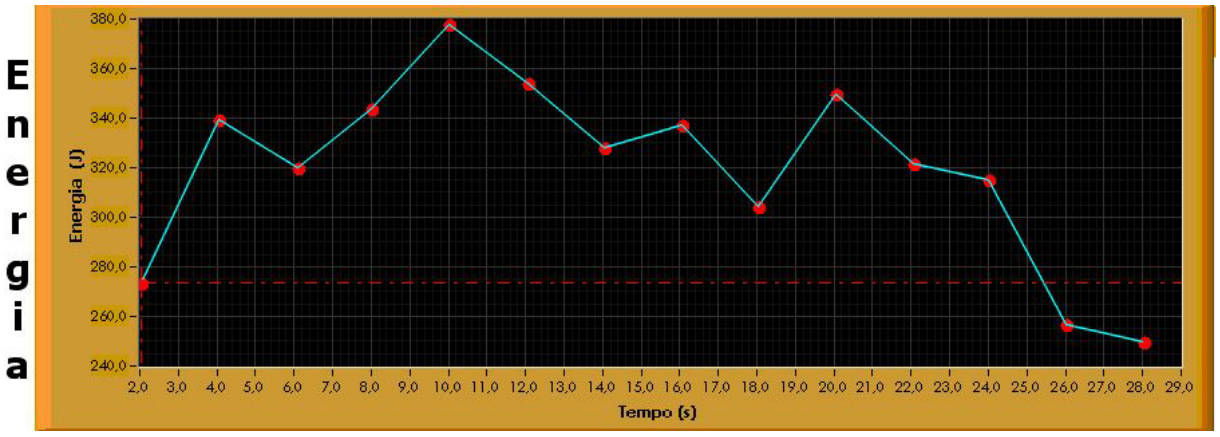




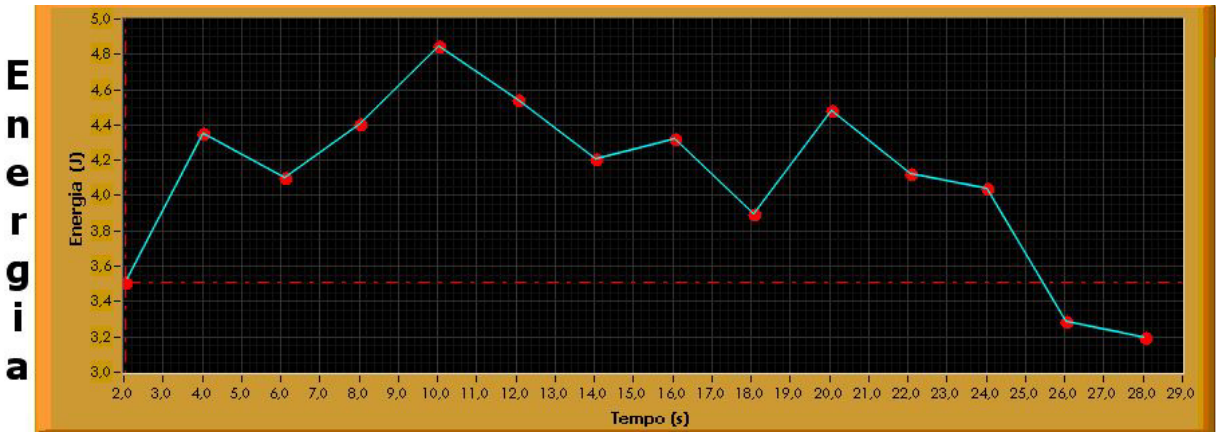
POTÊNCIA RELATIVA



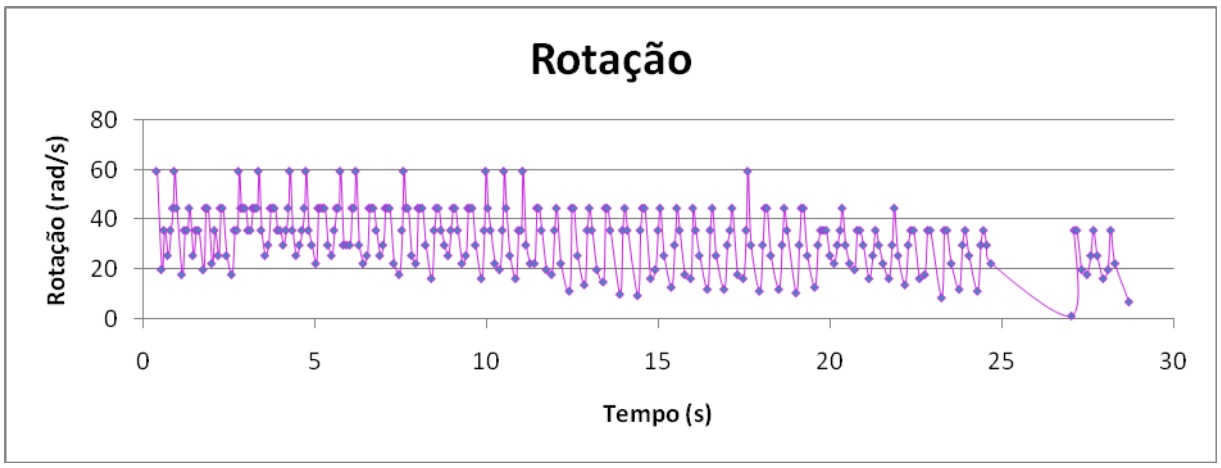
ENERGIA ABSOLUTA

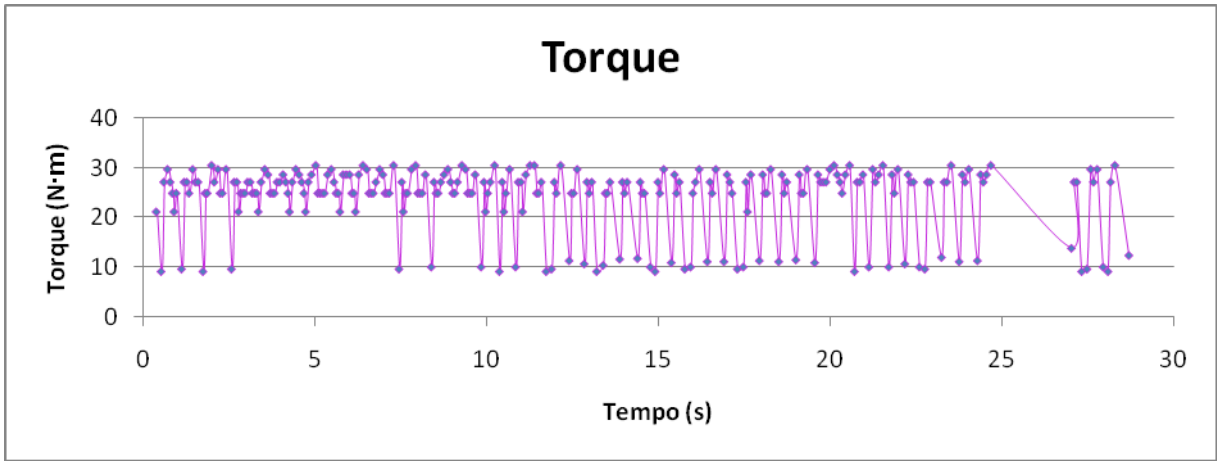


ENERGIA RELATIVA



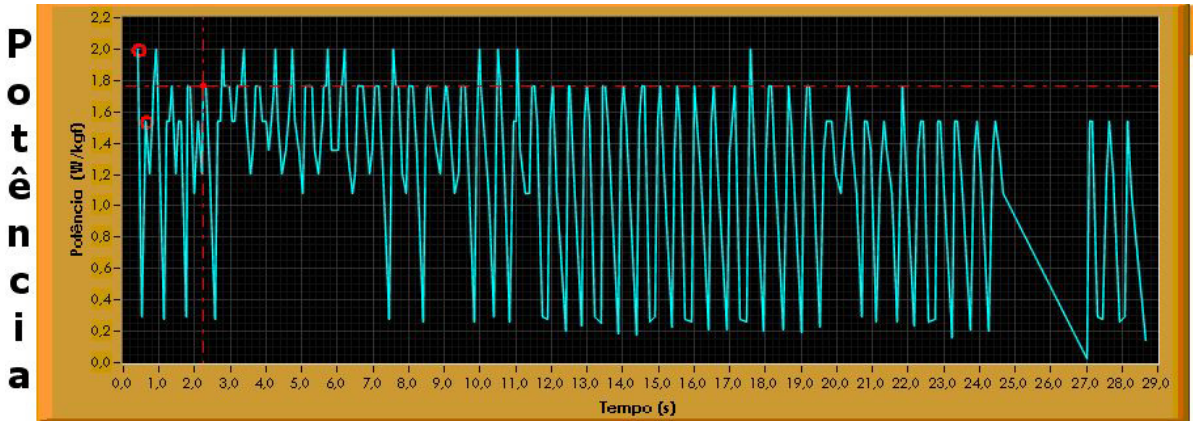
Voluntário: G. L. A. S. C.



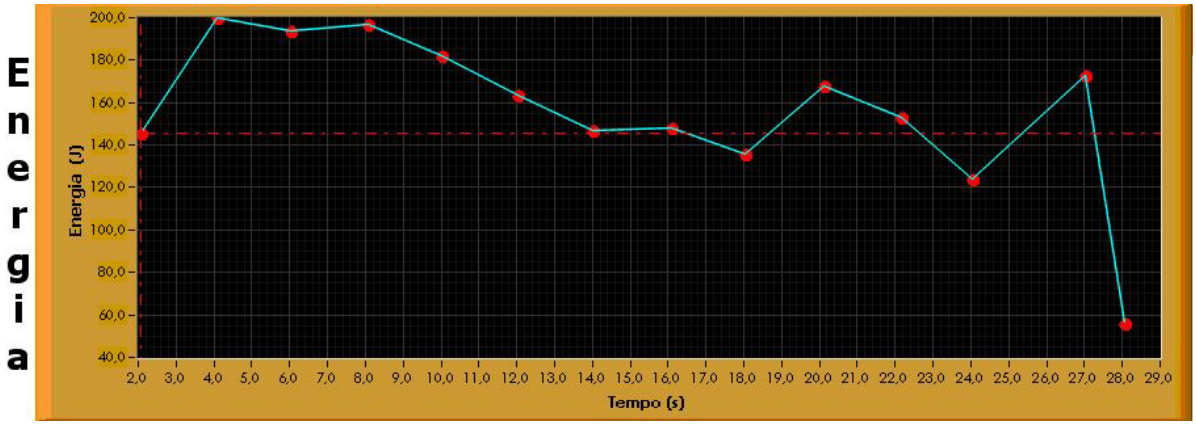




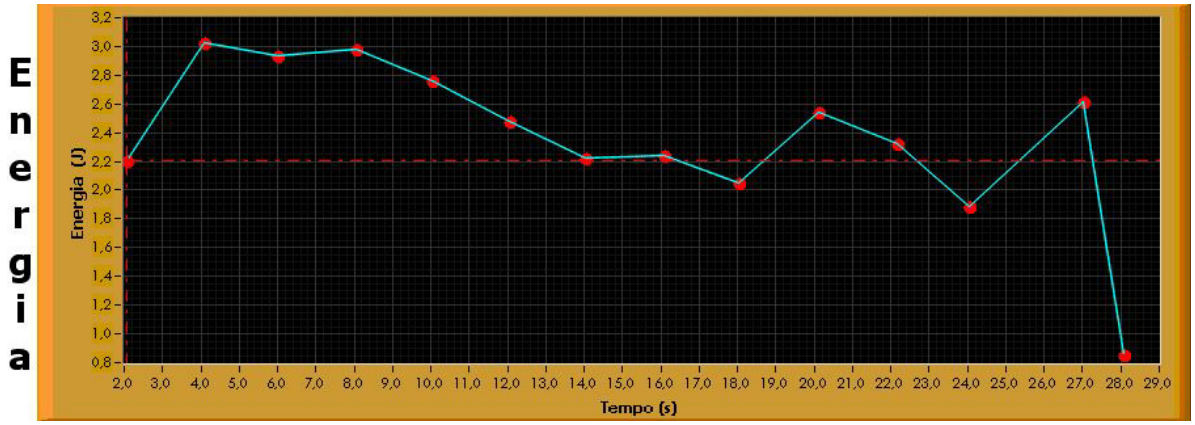
POTÊNCIA RELATIVA



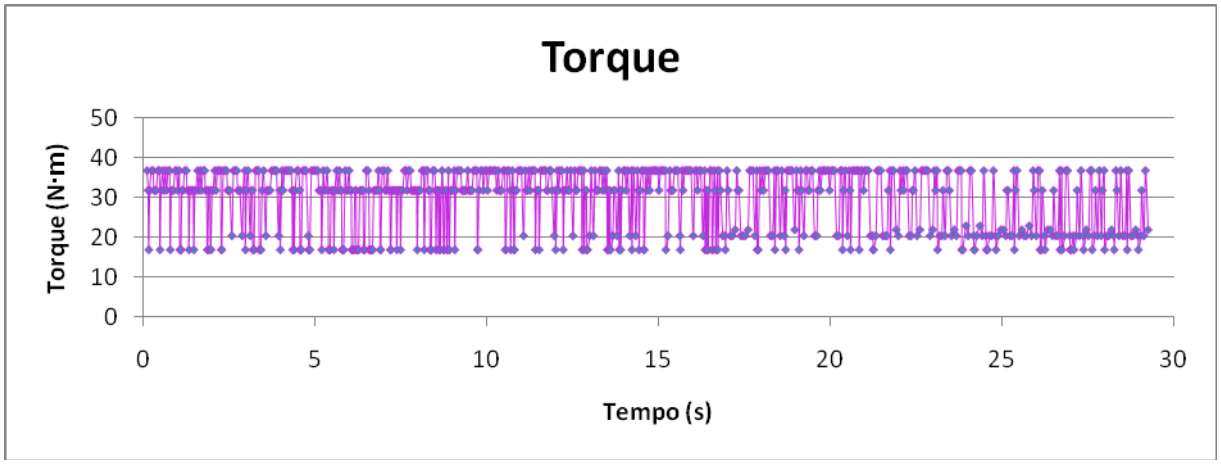
ENERGIA ABSOLUTA

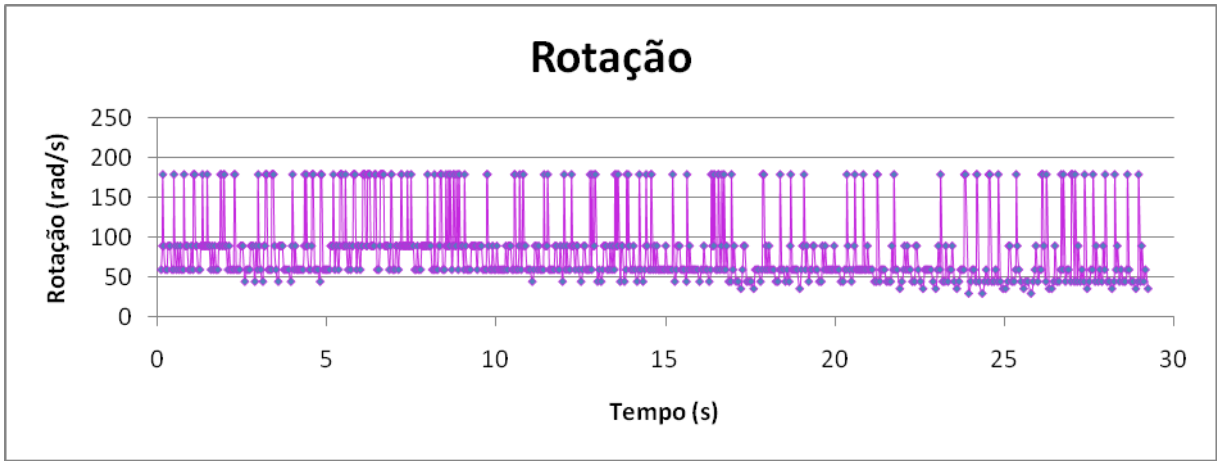


ENERGIA RELATIVA

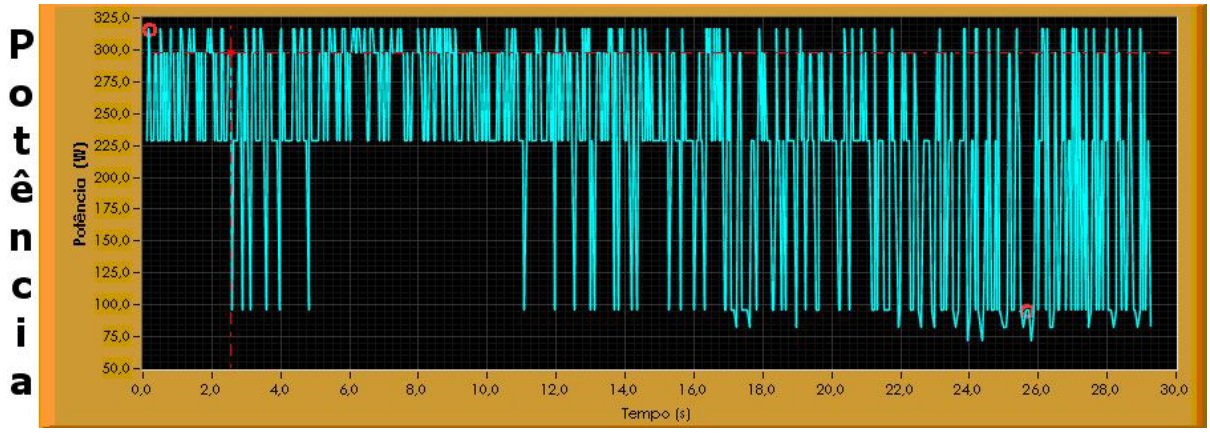


Voluntário: C. A. T.

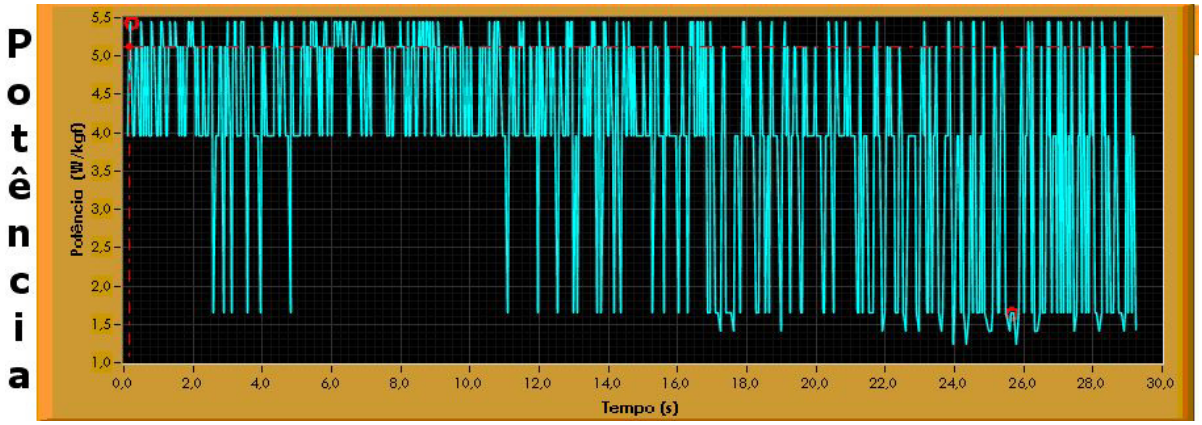




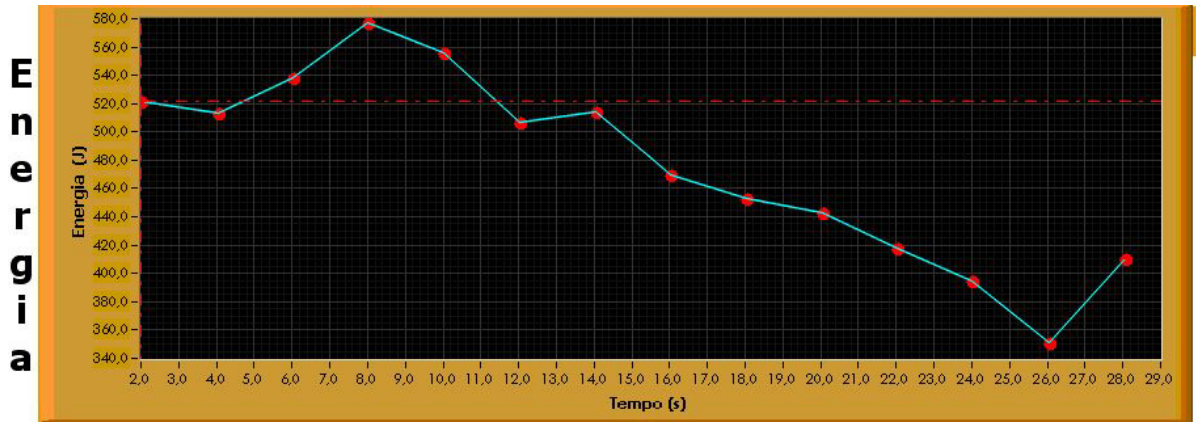
POTÊNCIA ABSOLUTA



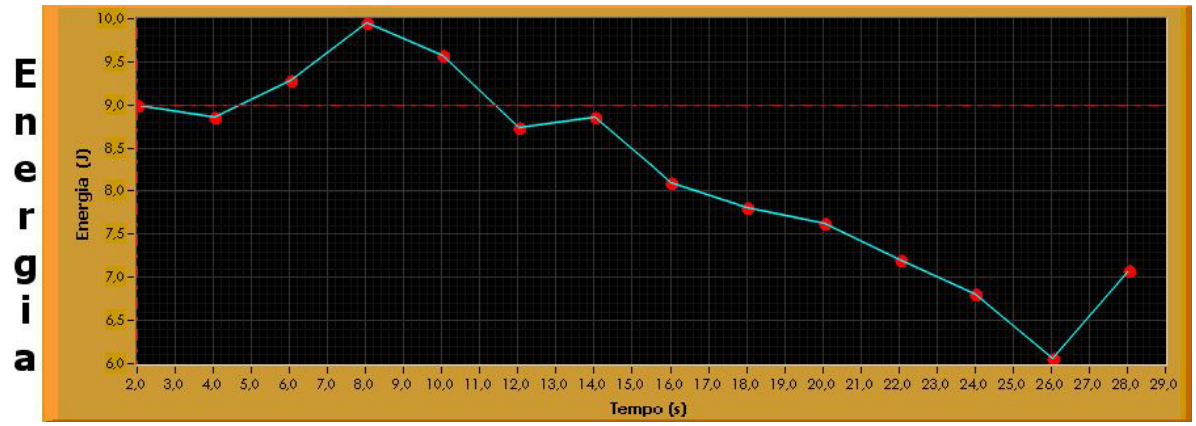
POTÊNCIA RELATIVA



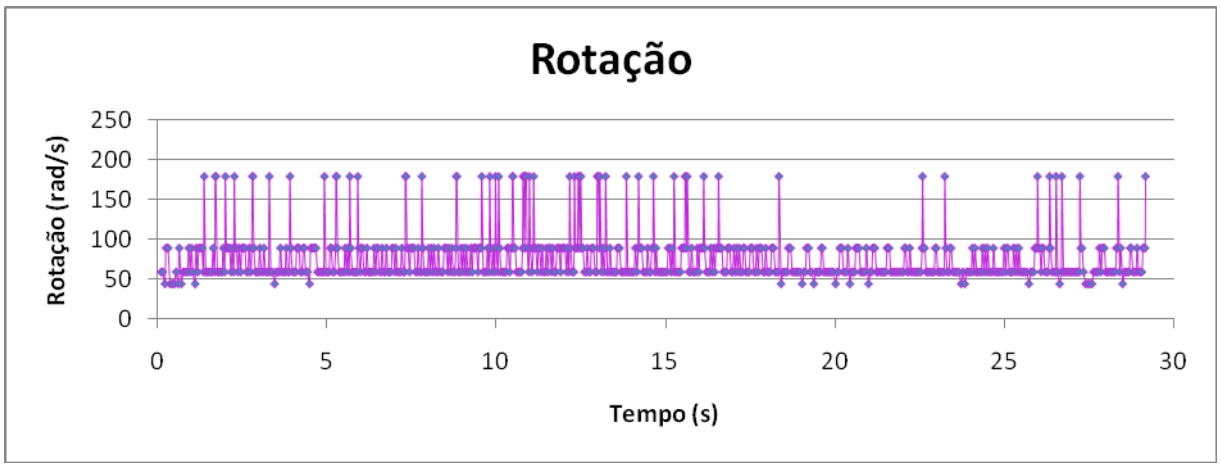
ENERGIA ABSOLUTA

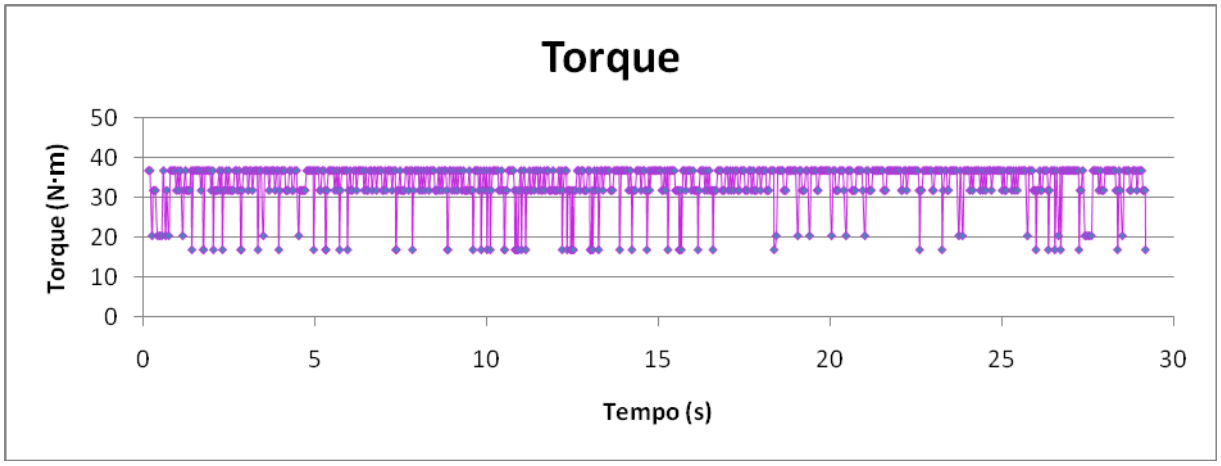


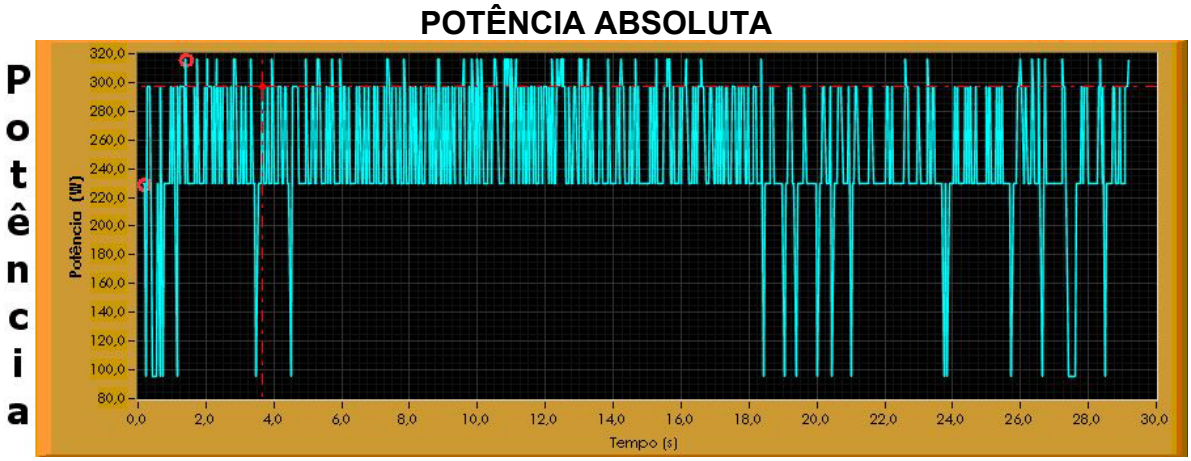
ENERGIA RELATIVA



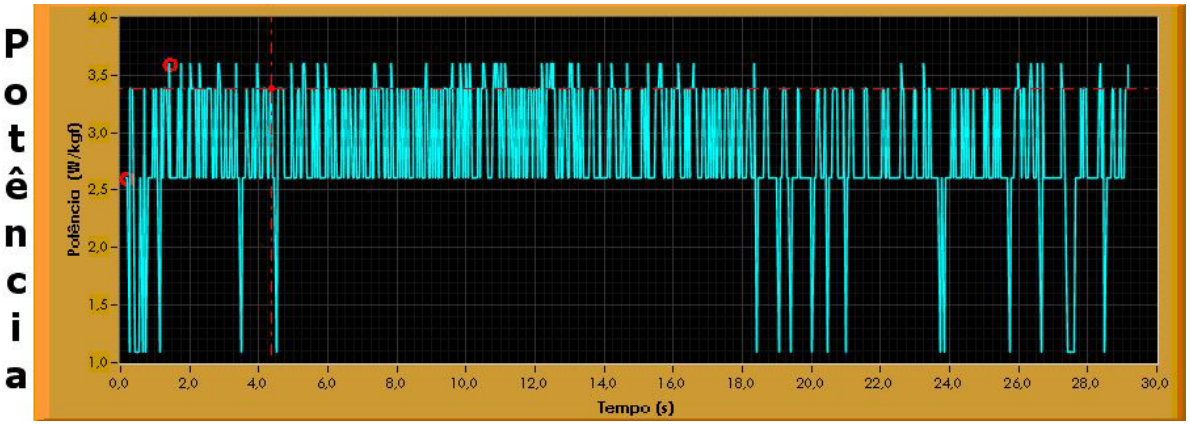
Voluntário: E. R. A.



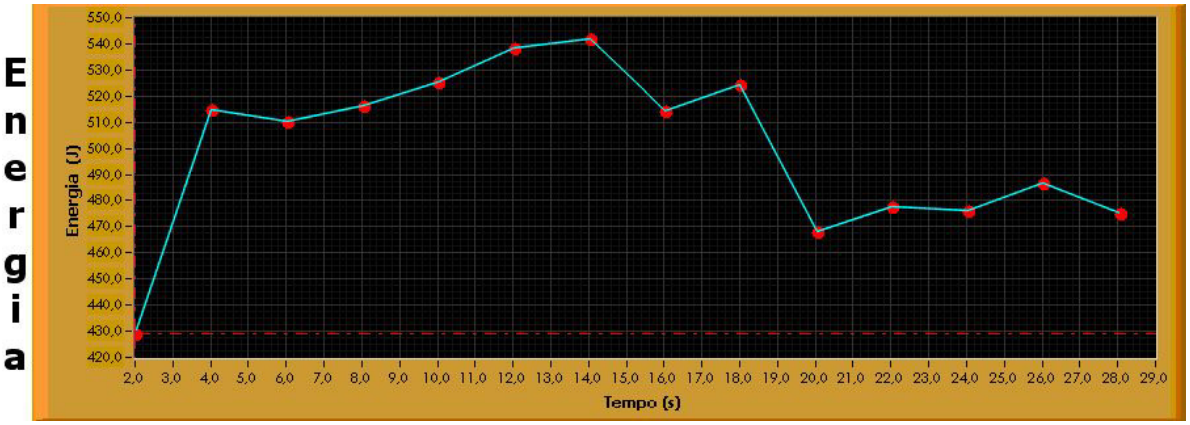




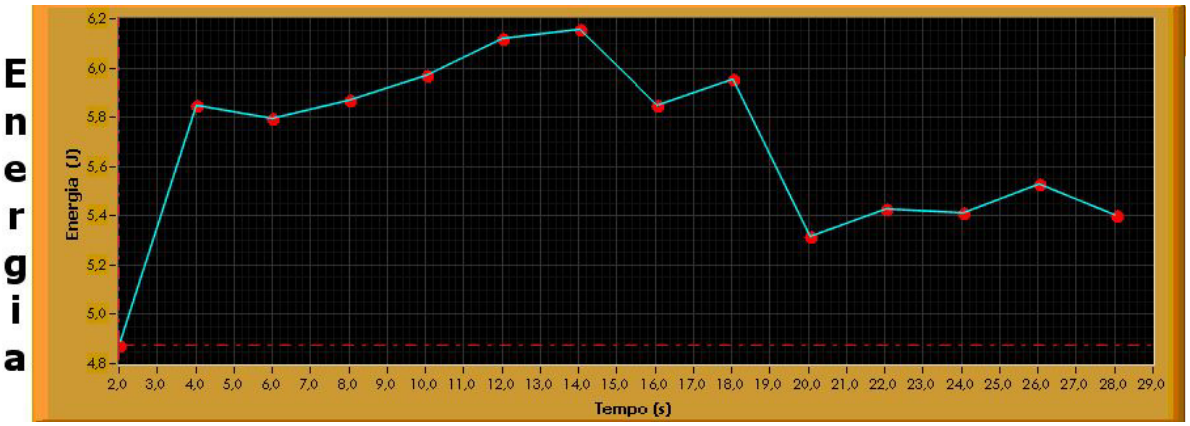
POTÊNCIA RELATIVA



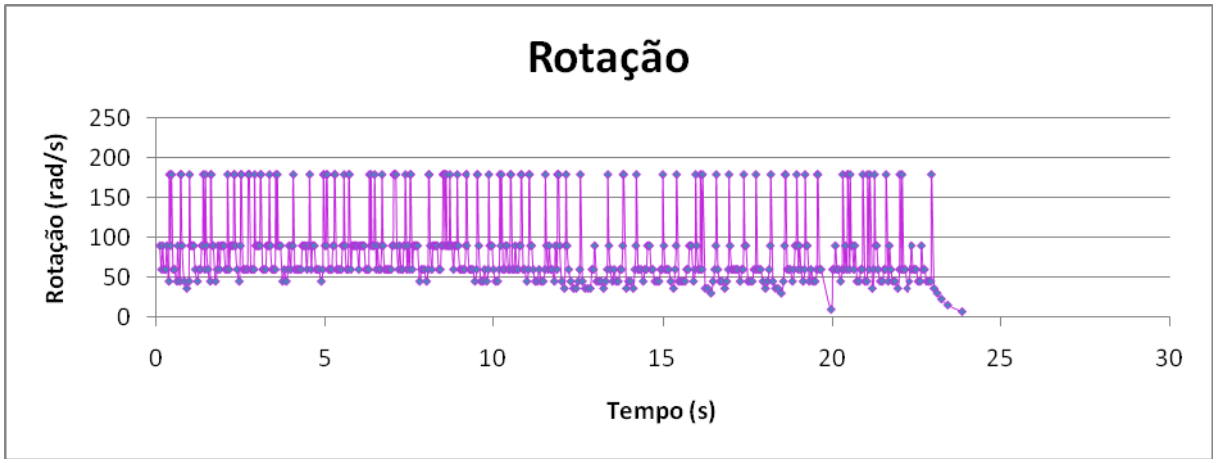
ENERGIA ABSOLUTA

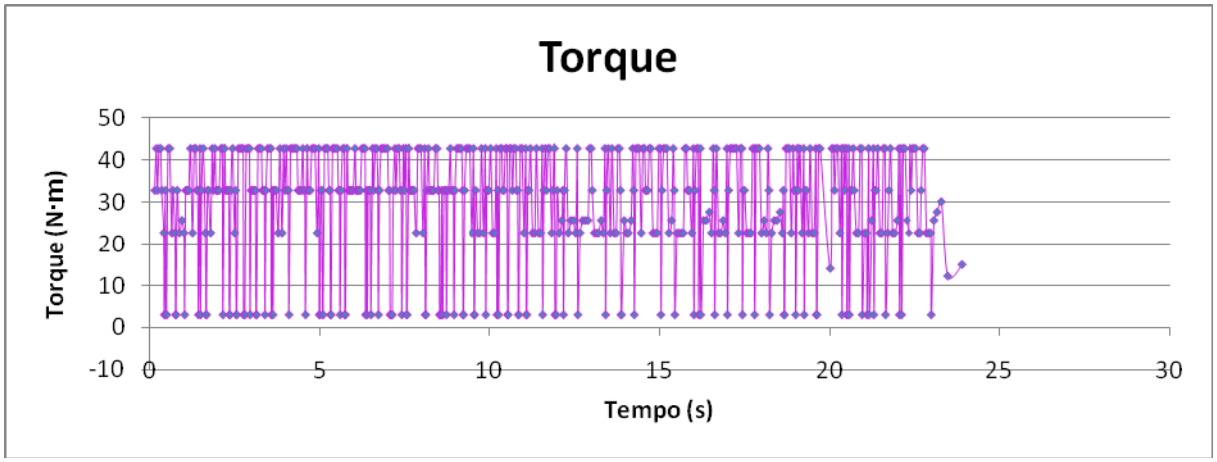


ENERGIA RELATIVA

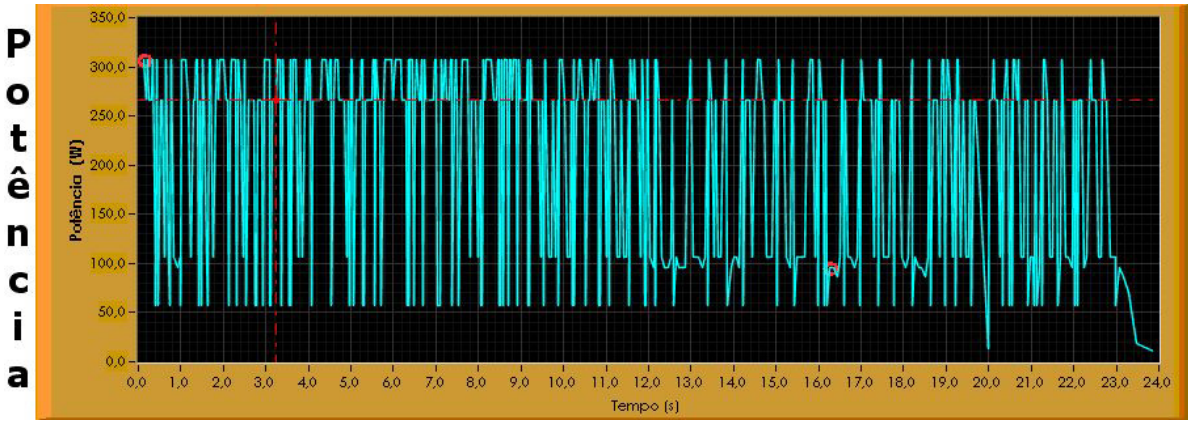


Voluntário: R. R. C. M.

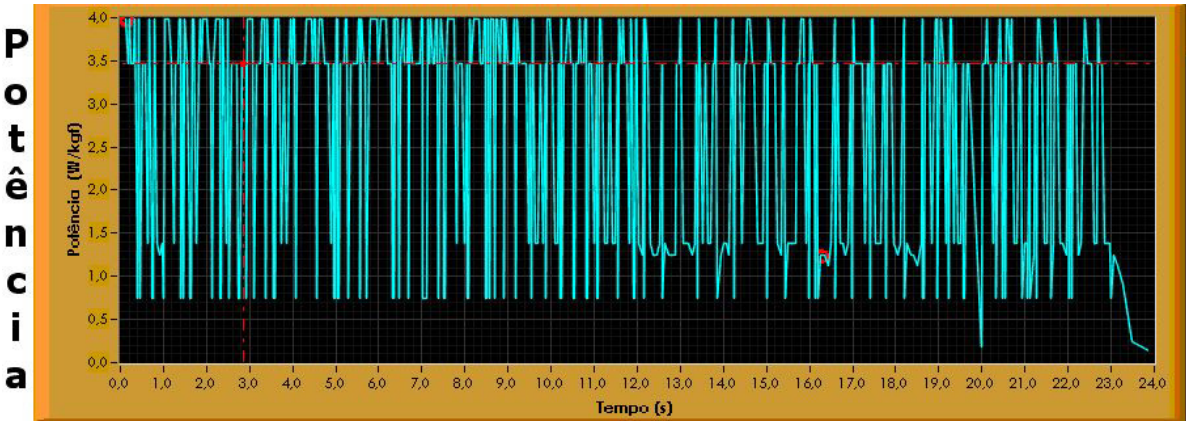




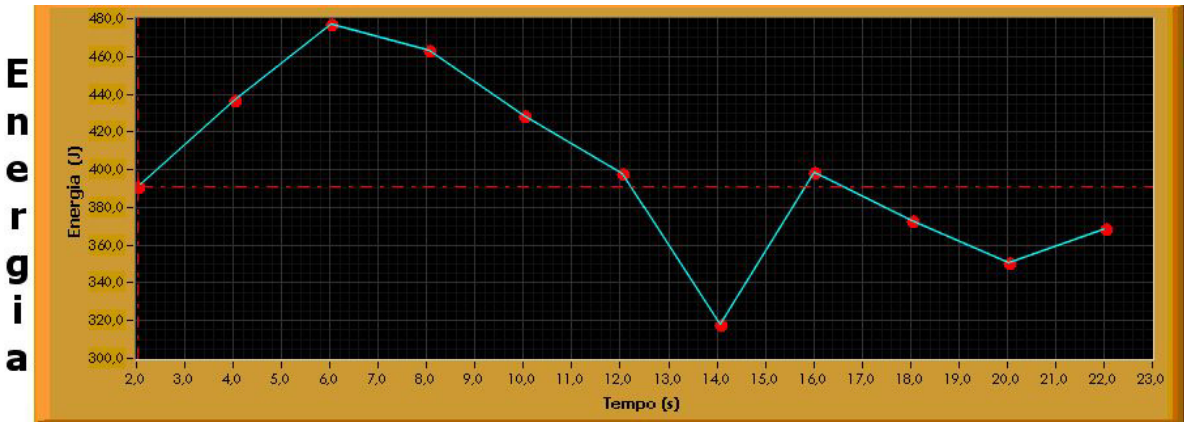
POTÊNCIA ABSOLUTA



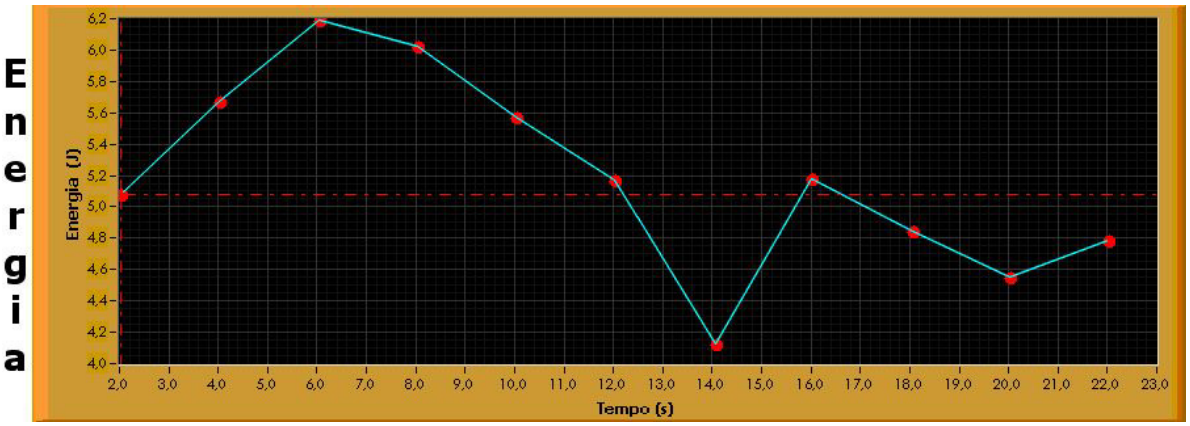
POTÊNCIA RELATIVA



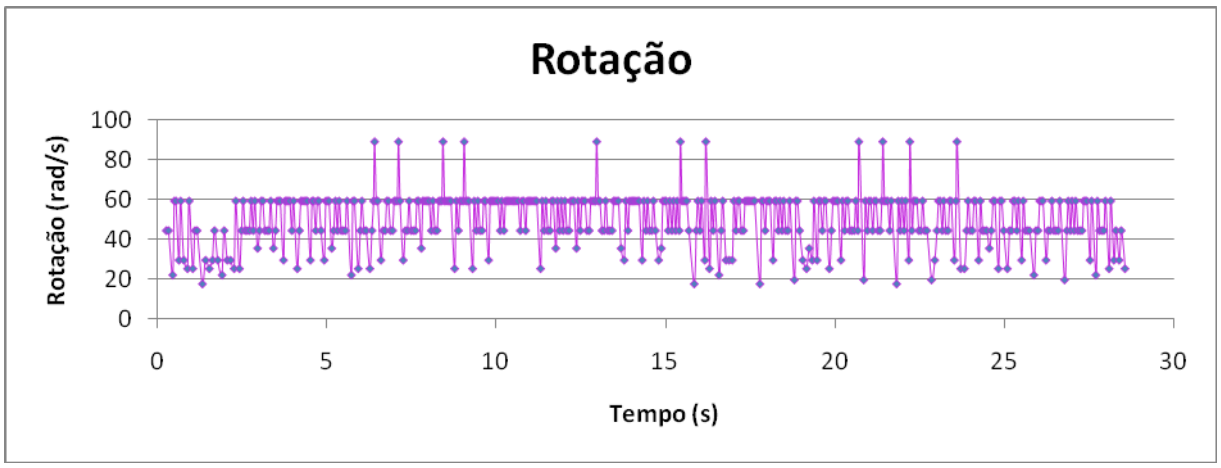
ENERGIA ABSOLUTA

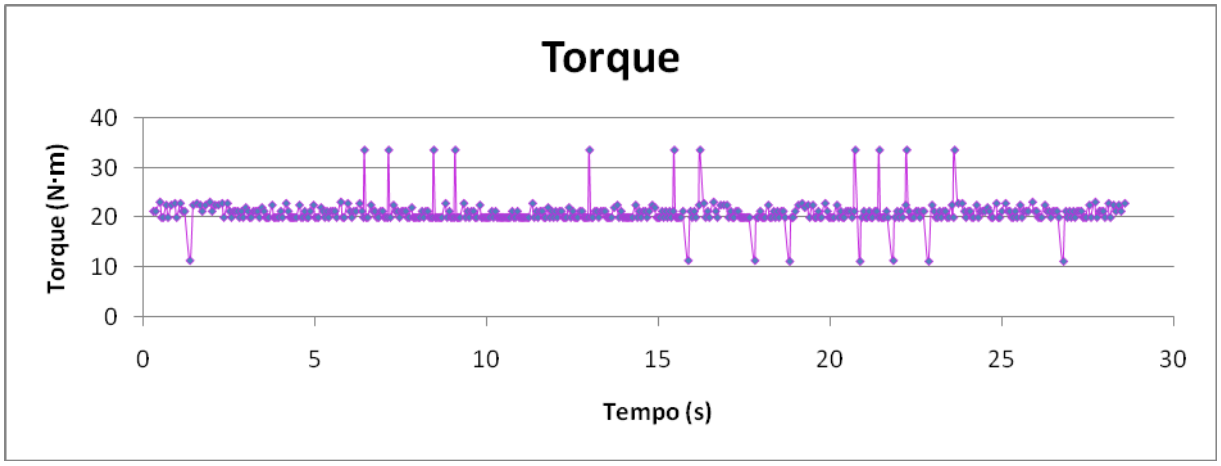


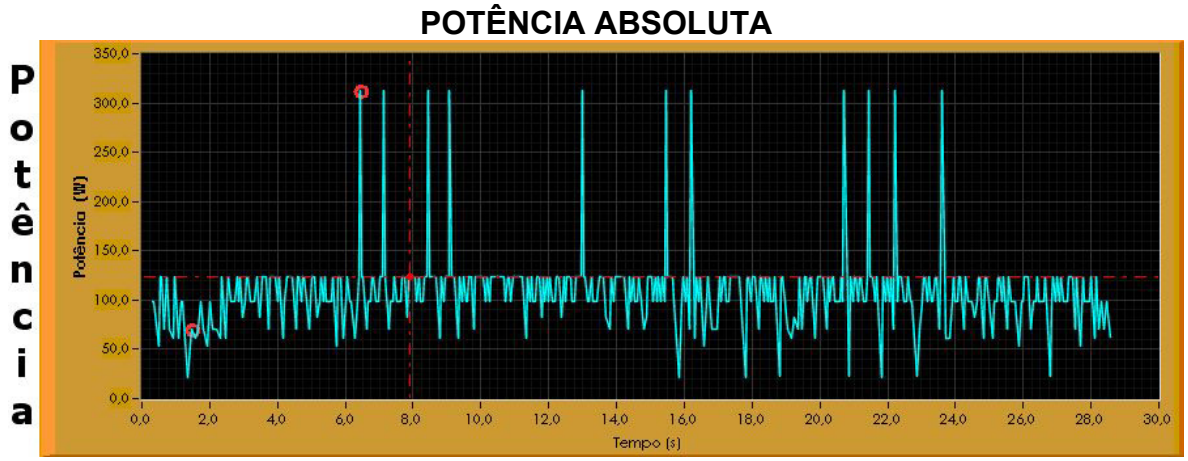
ENERGIA RELATIVA



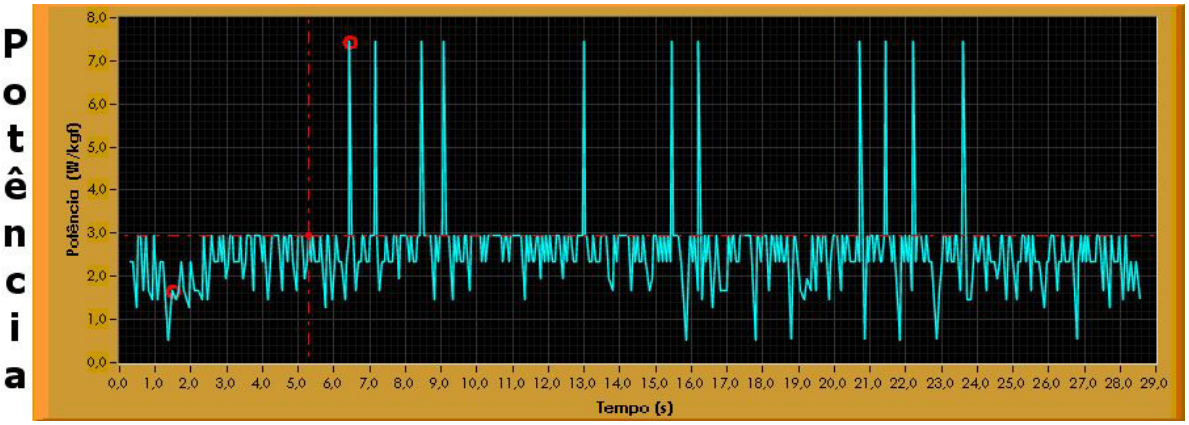
Voluntário: L. L.



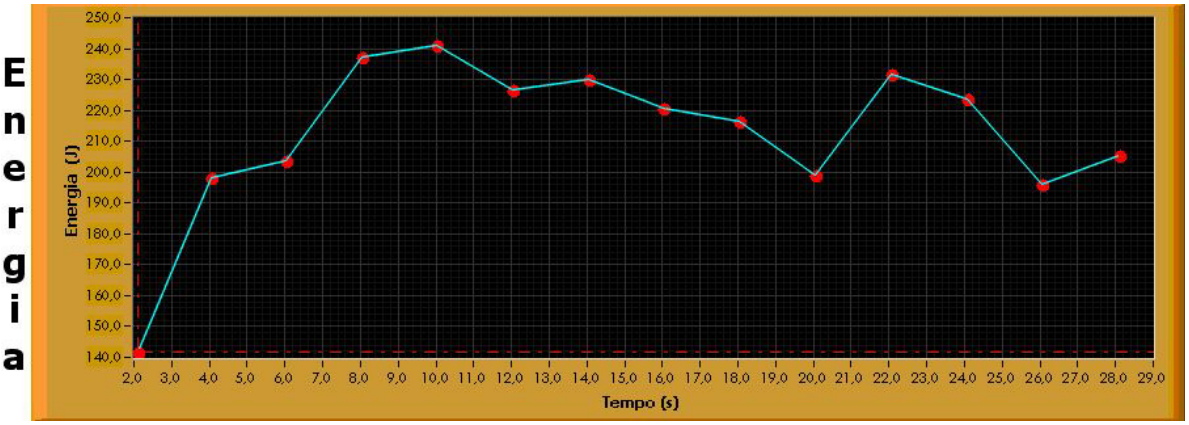




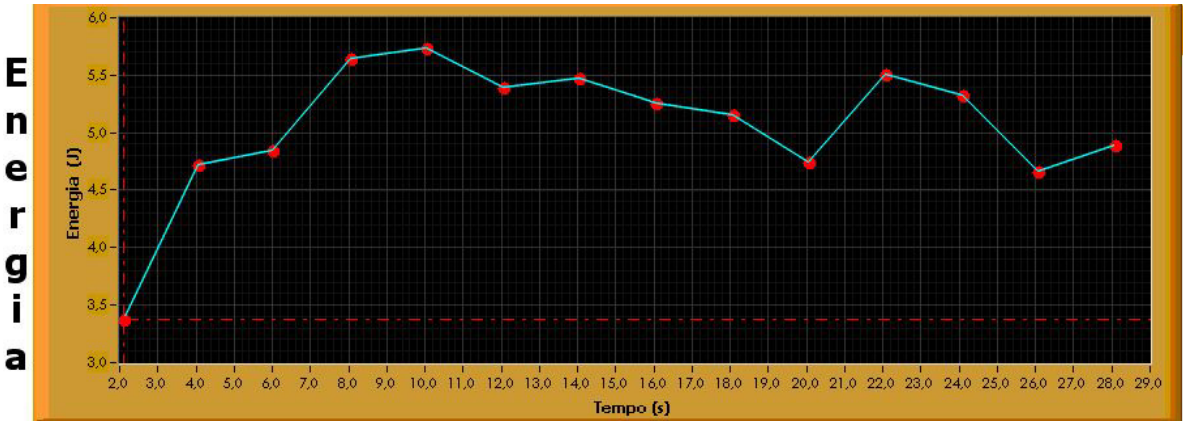
POTÊNCIA RELATIVA



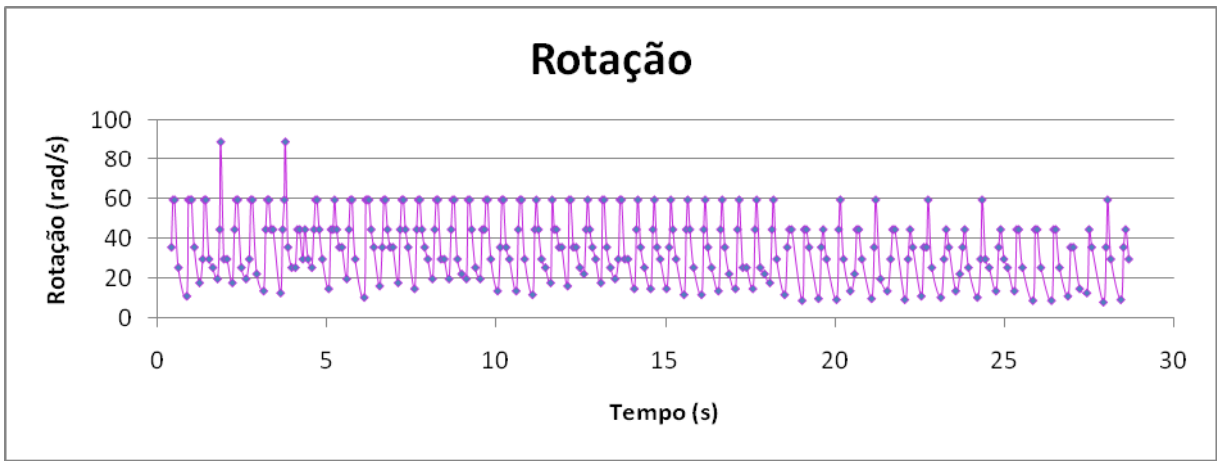
ENERGIA ABSOLUTA

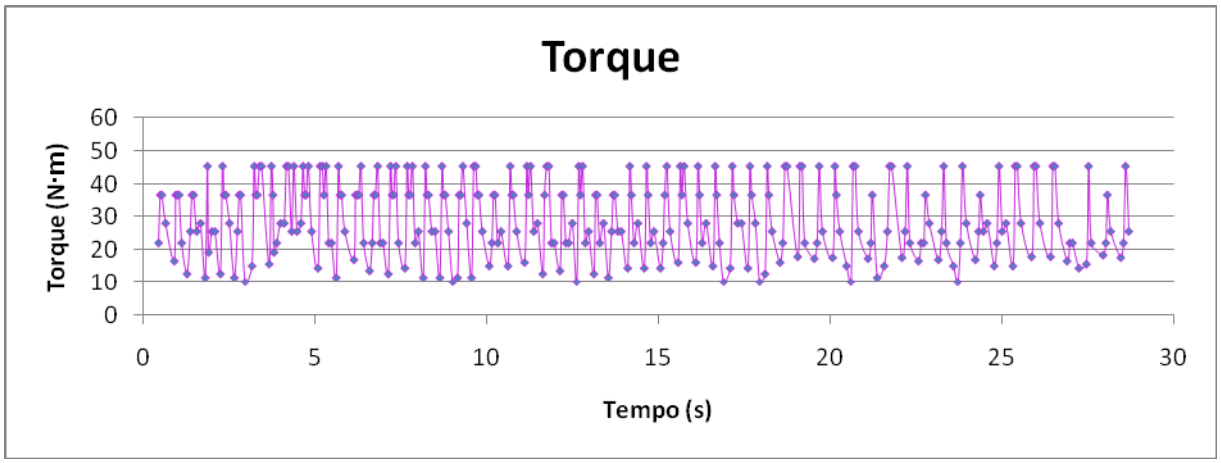


ENERGIA RELATIVA

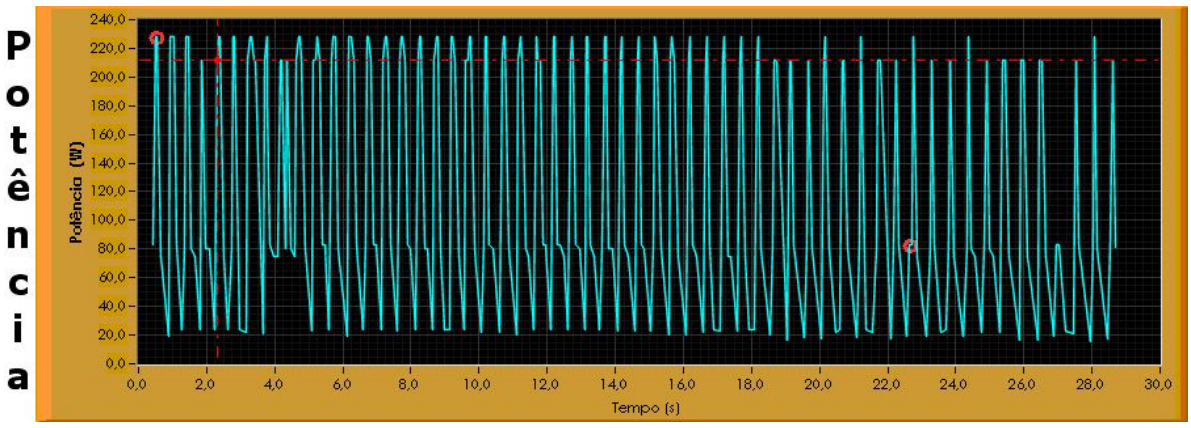


Voluntário: M. M. M.

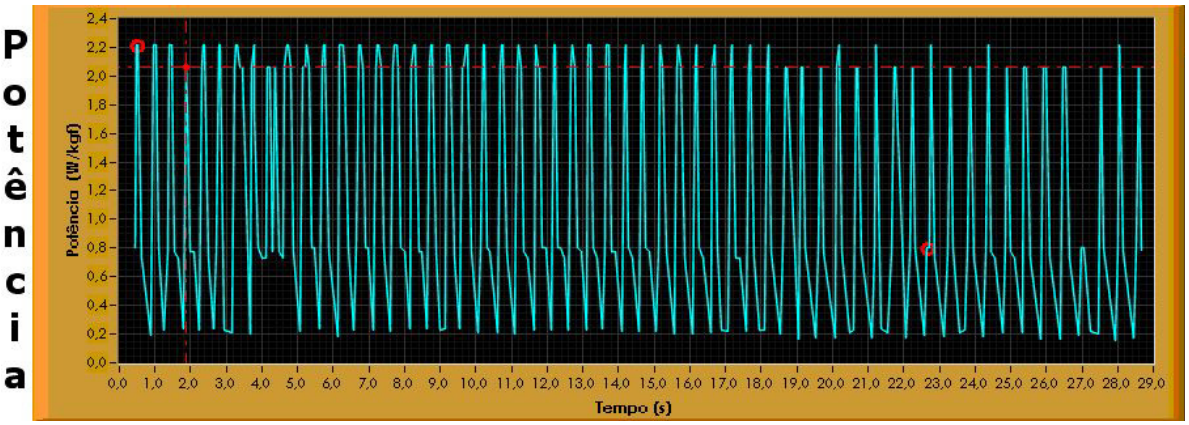




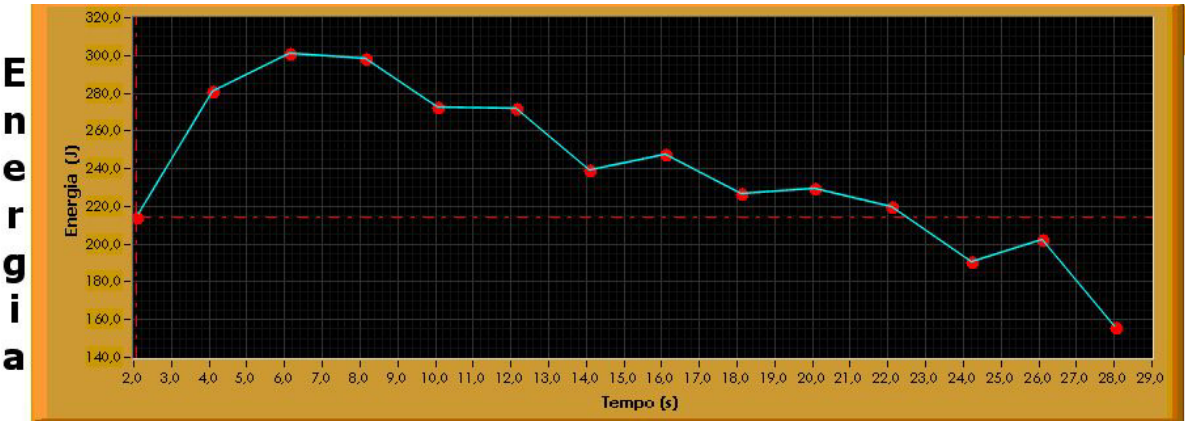
POTÊNCIA ABSOLUTA



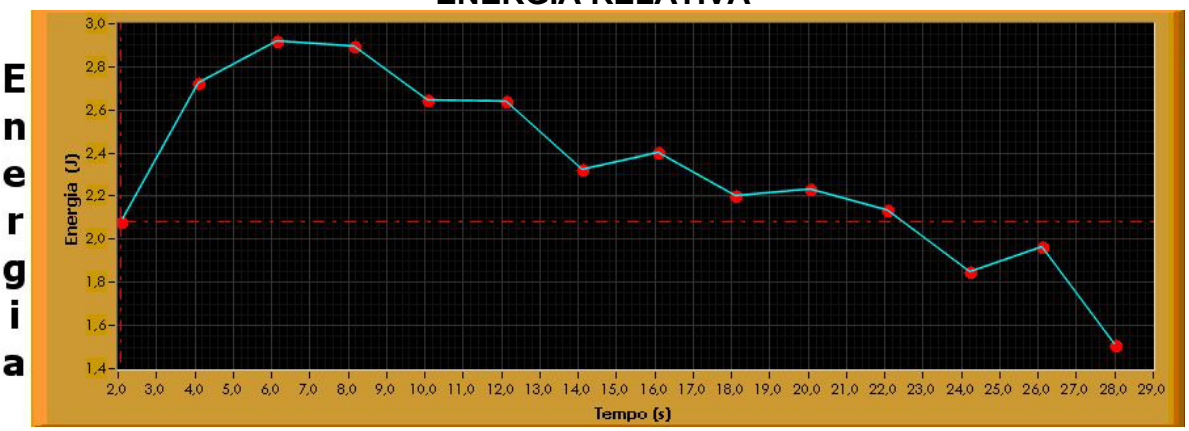
POTÊNCIA RELATIVA



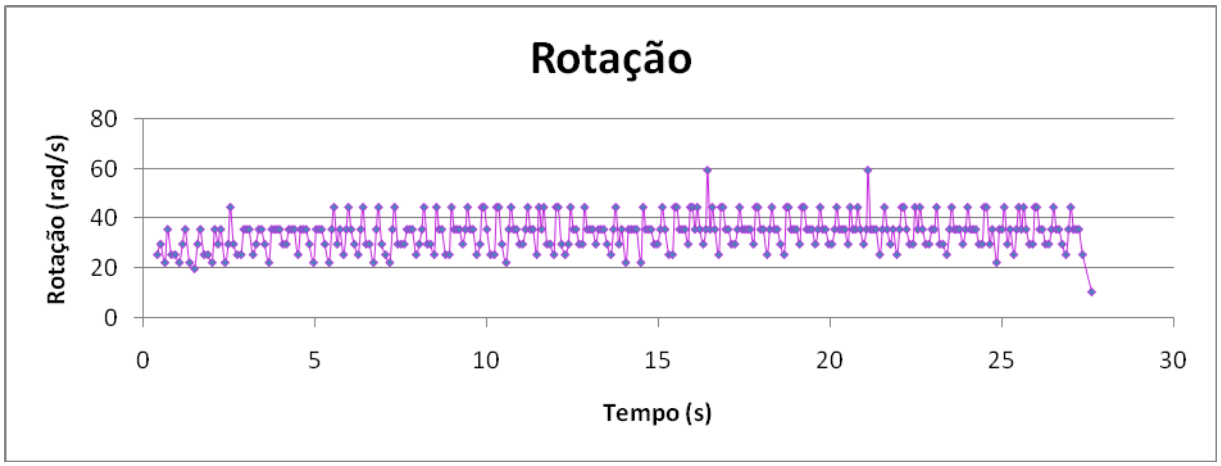
ENERGIA ABSOLUTA

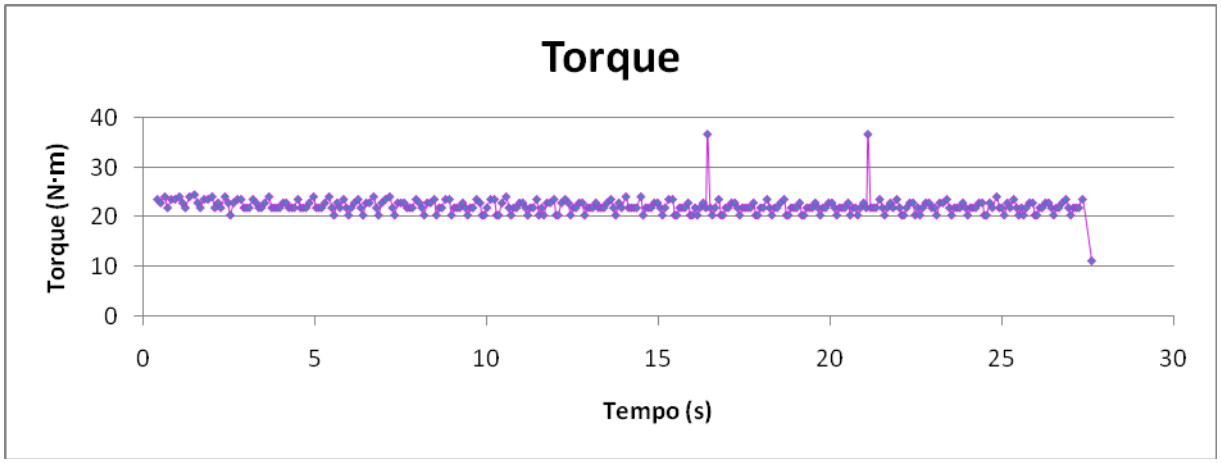


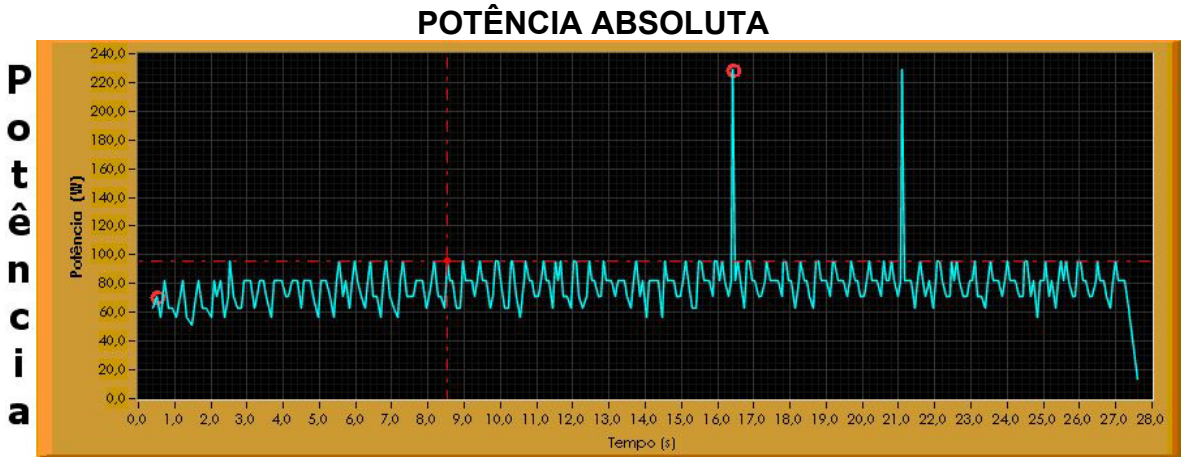
ENERGIA RELATIVA



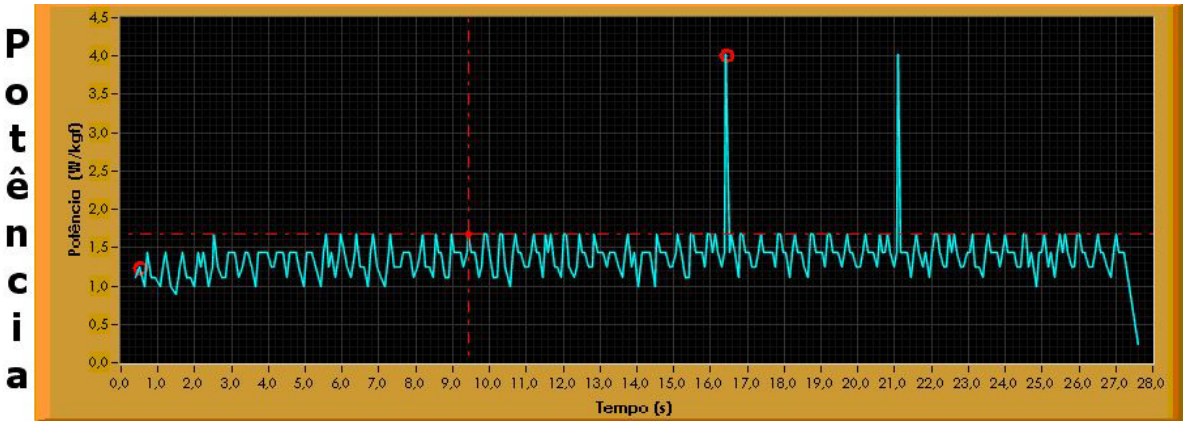
Voluntário: L. P.



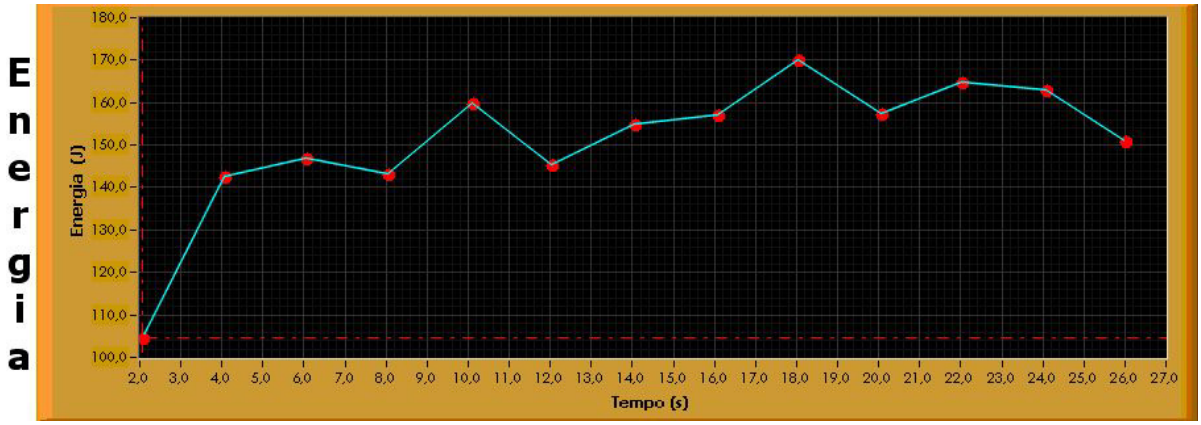




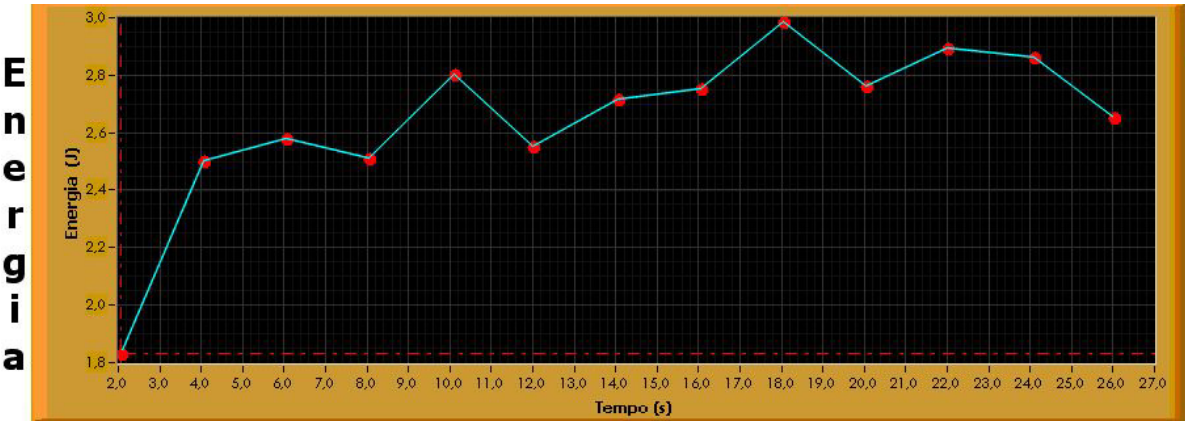
POTÊNCIA RELATIVA



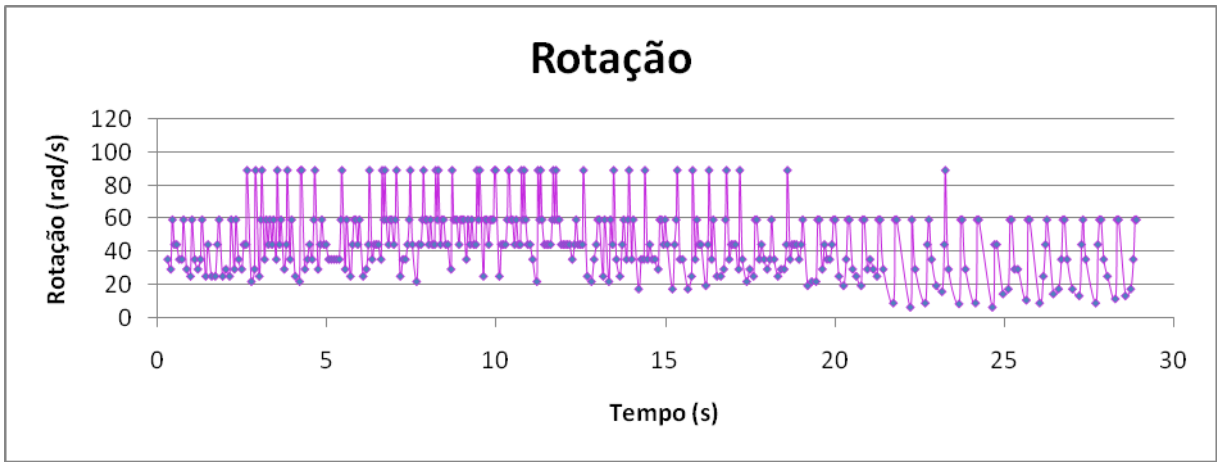
ENERGIA ABSOLUTA

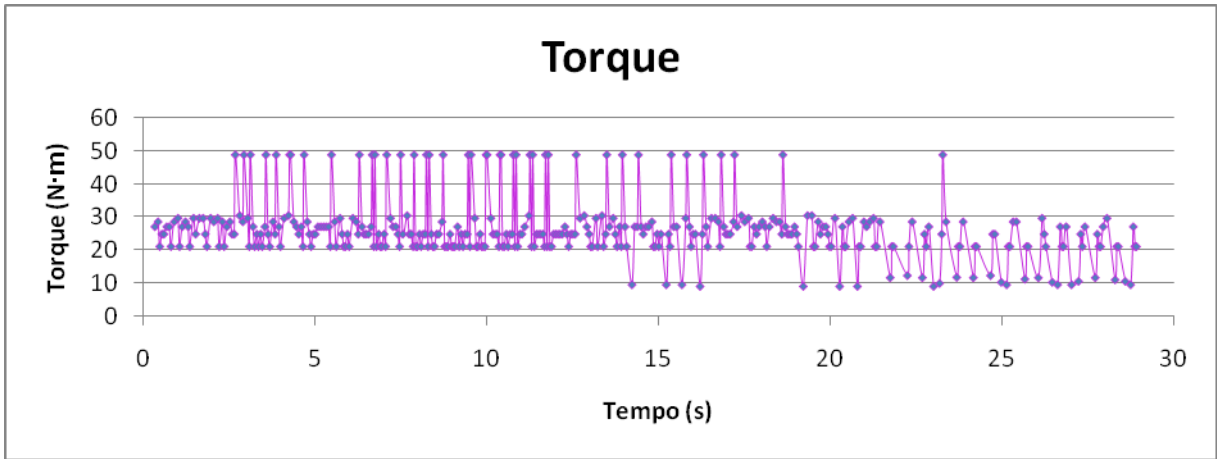


ENERGIA RELATIVA

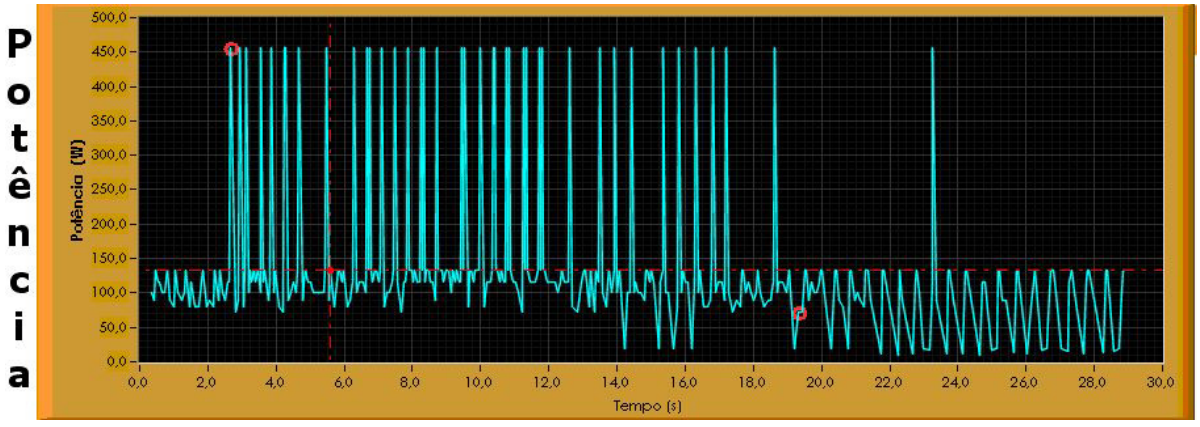


Voluntário: M. S. S.

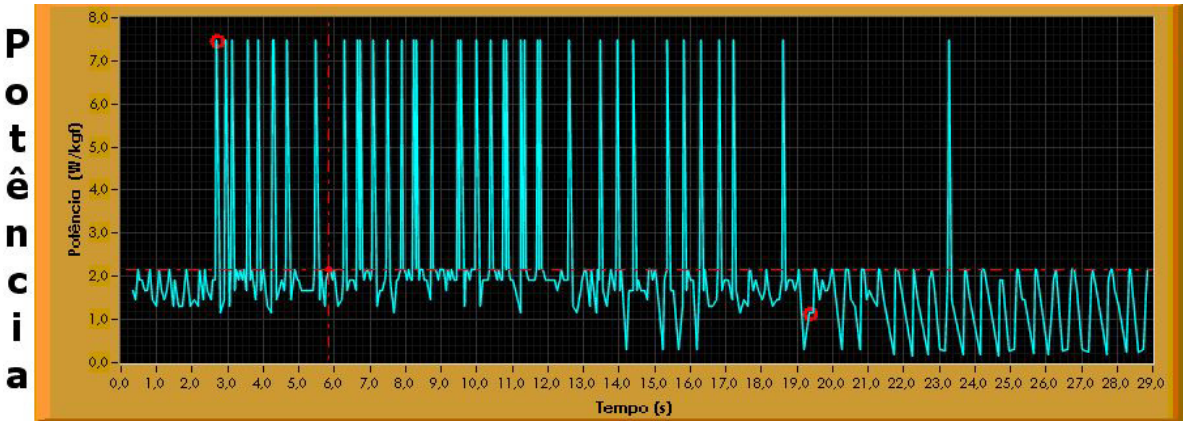




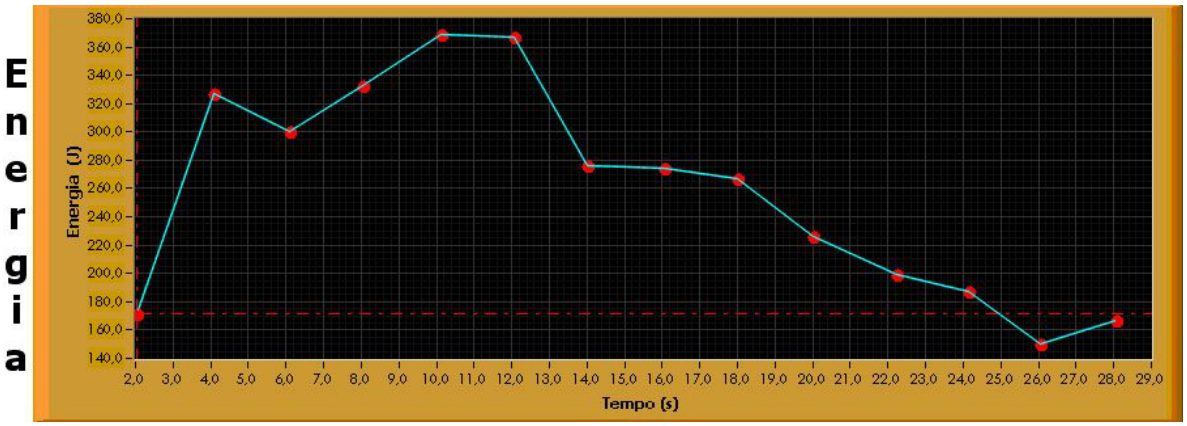
POTÊNCIA ABSOLUTA



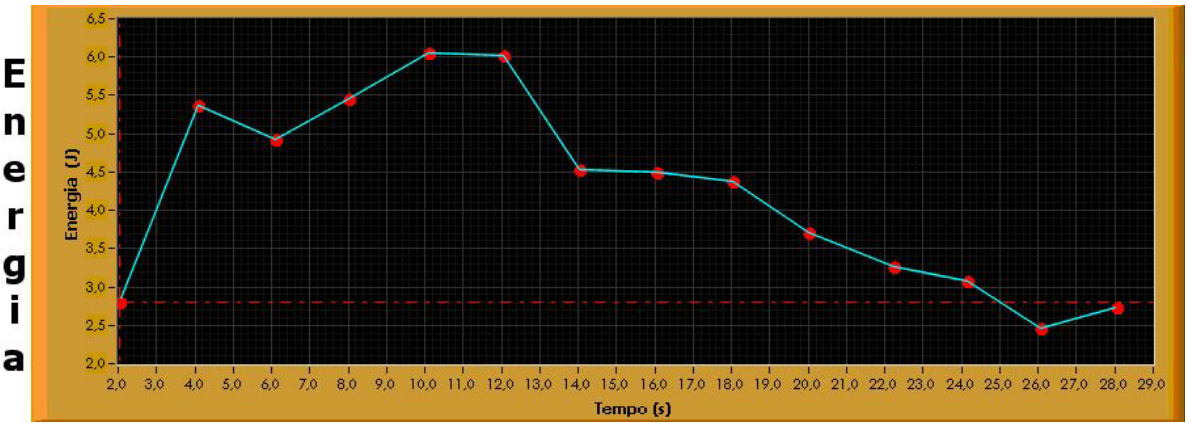
POTÊNCIA RELATIVA



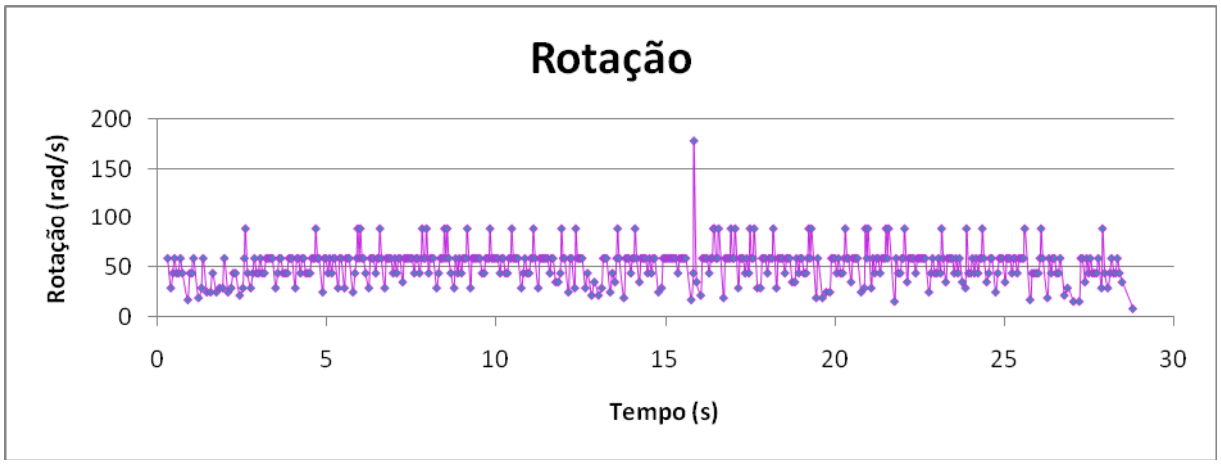
ENERGIA ABSOLUTA

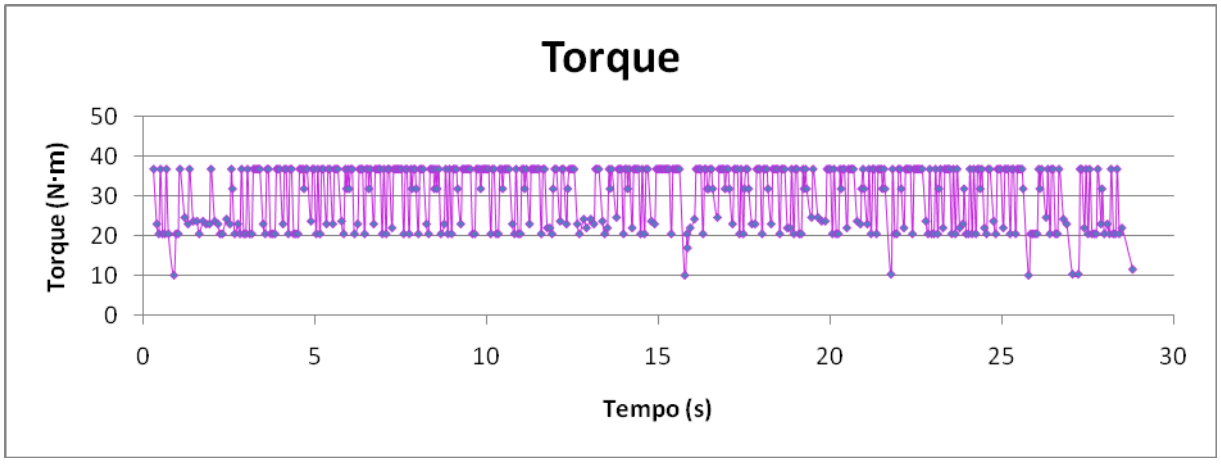


ENERGIA RELATIVA

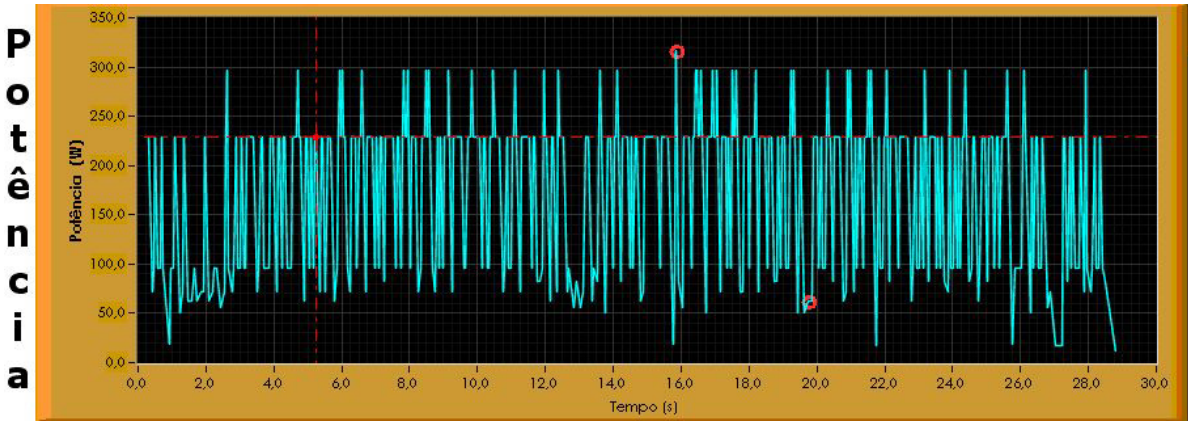


Voluntário: P. P. M.

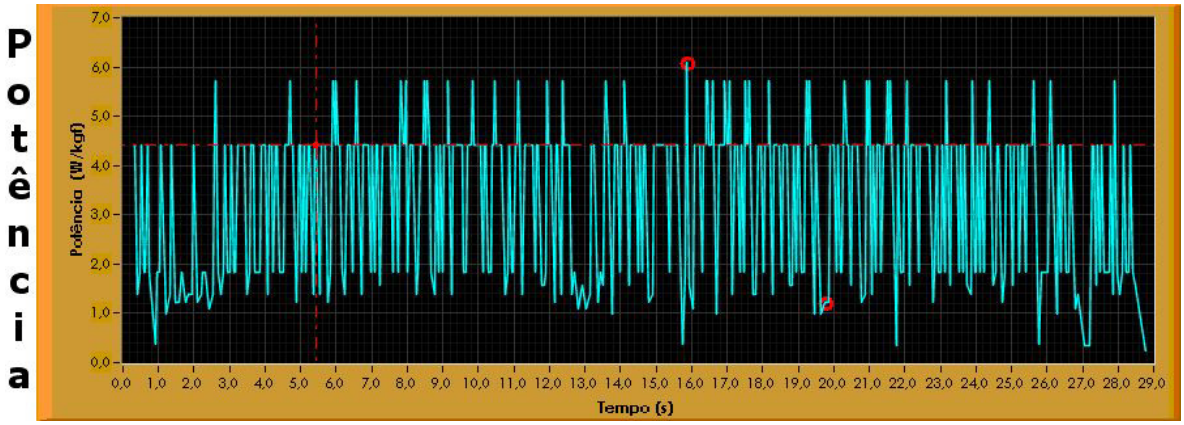




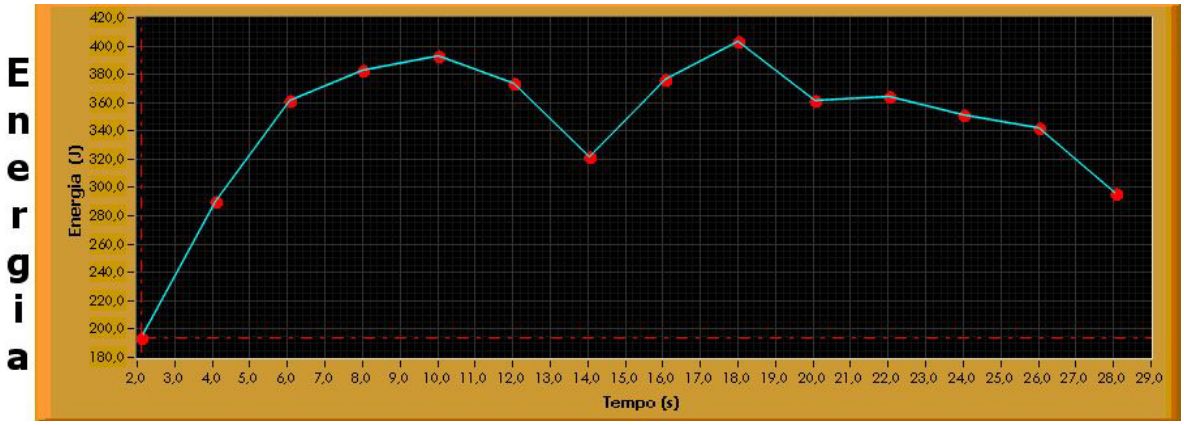
POTÊNCIA ABSOLUTA



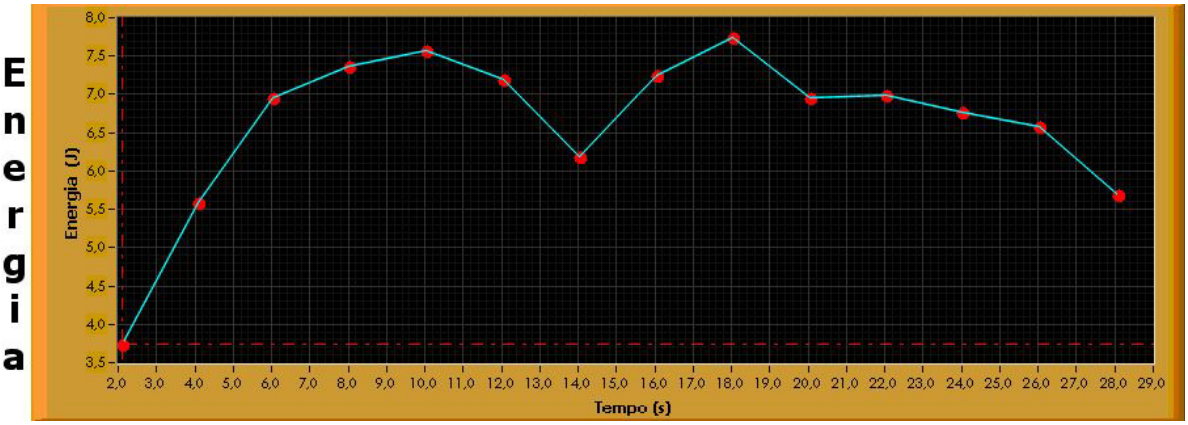
POTÊNCIA RELATIVA



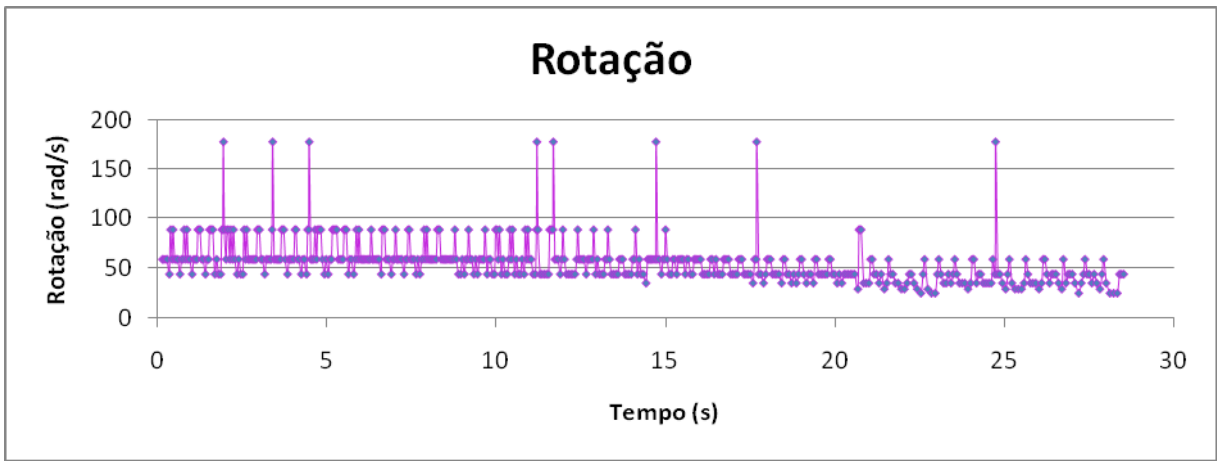
ENERGIA ABSOLUTA

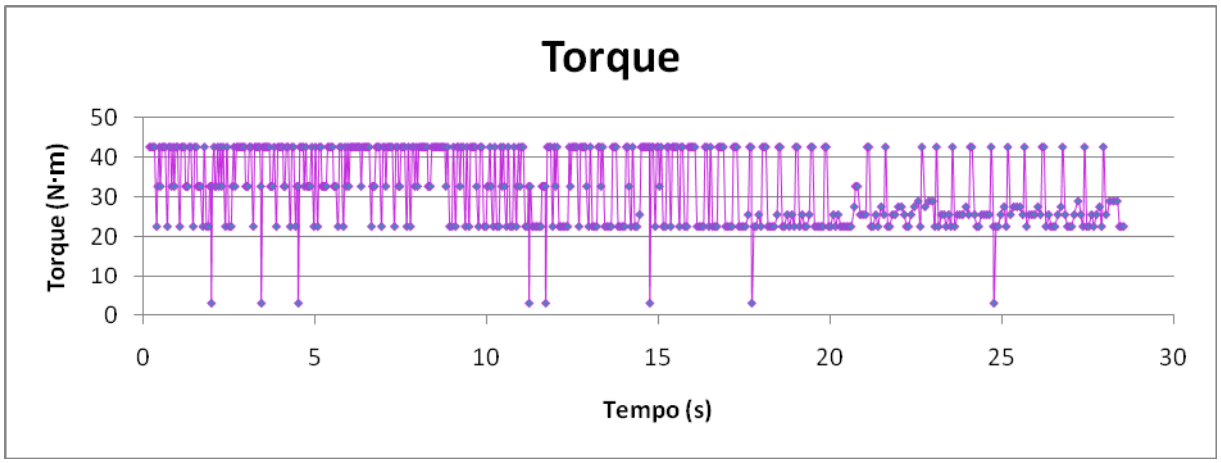


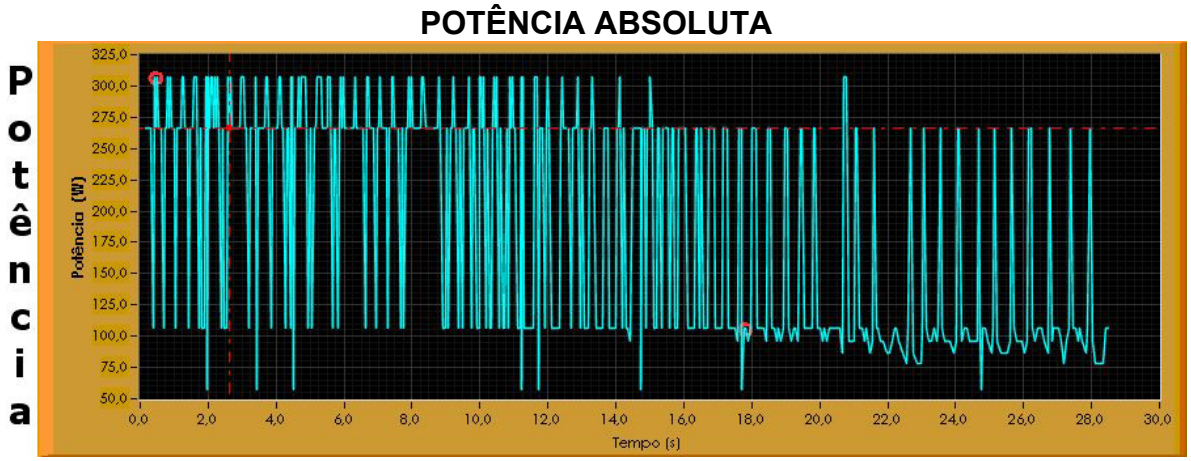
ENERGIA RELATIVA



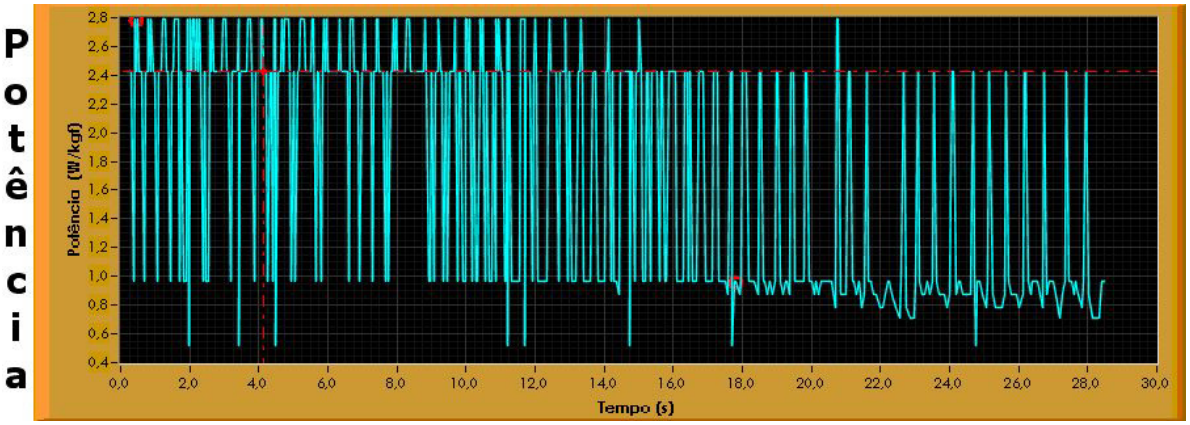
Voluntário: C. B. M.



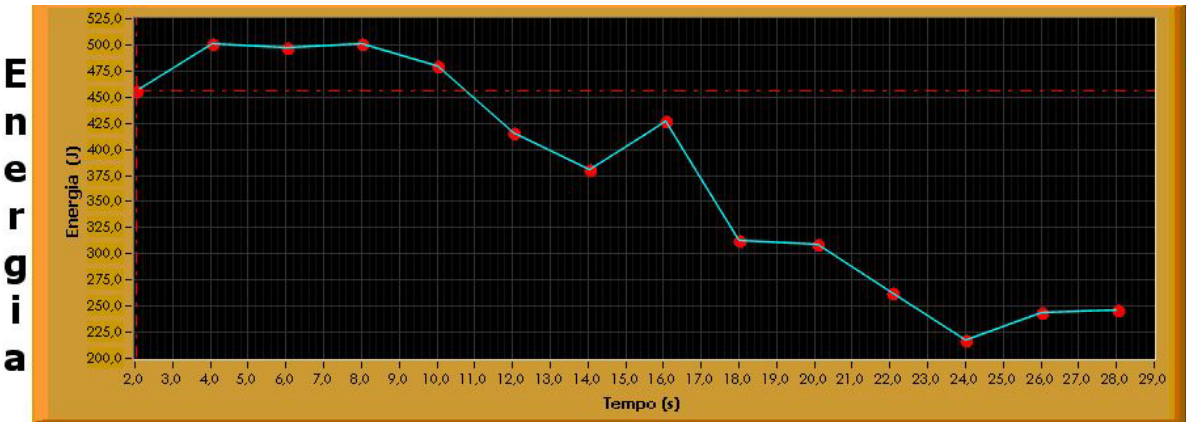




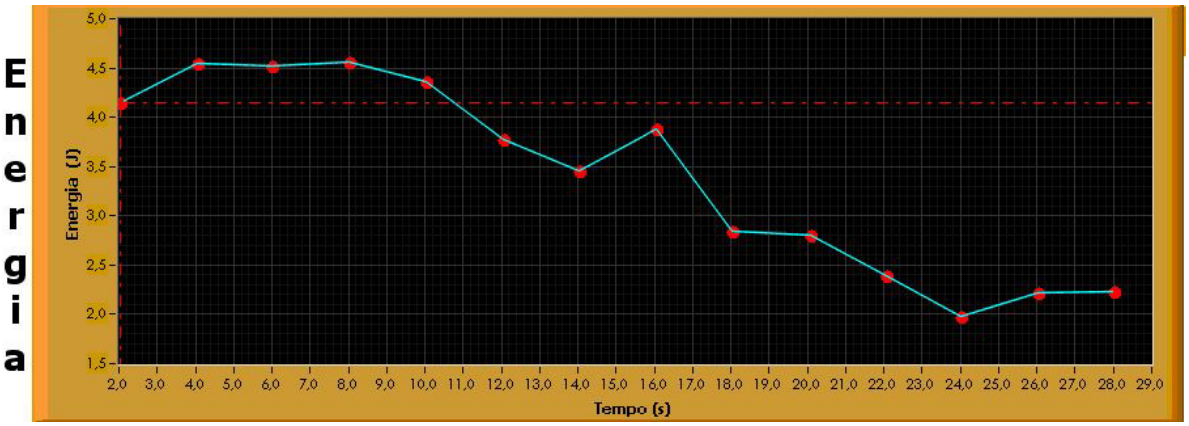
POTÊNCIA RELATIVA



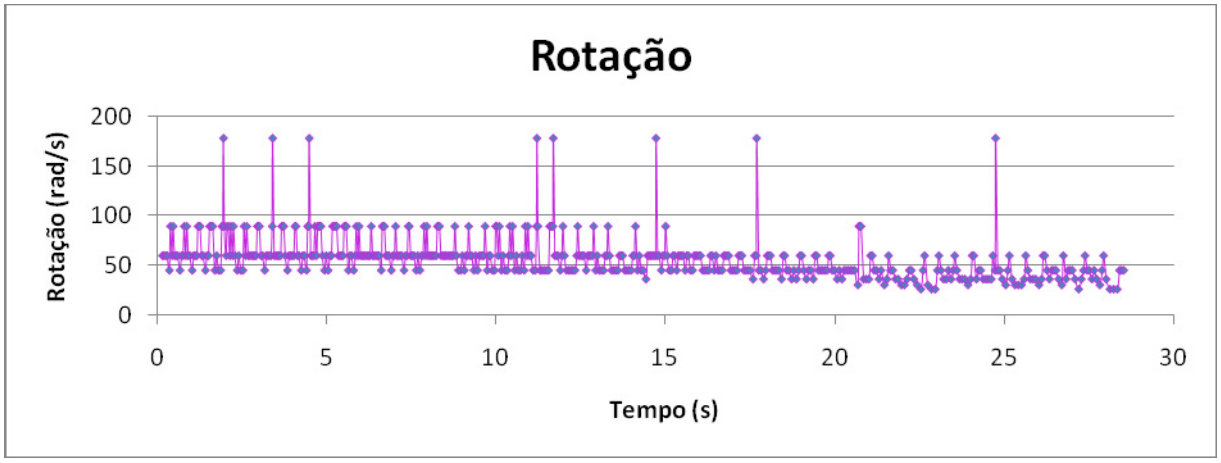
ENERGIA ABSOLUTA

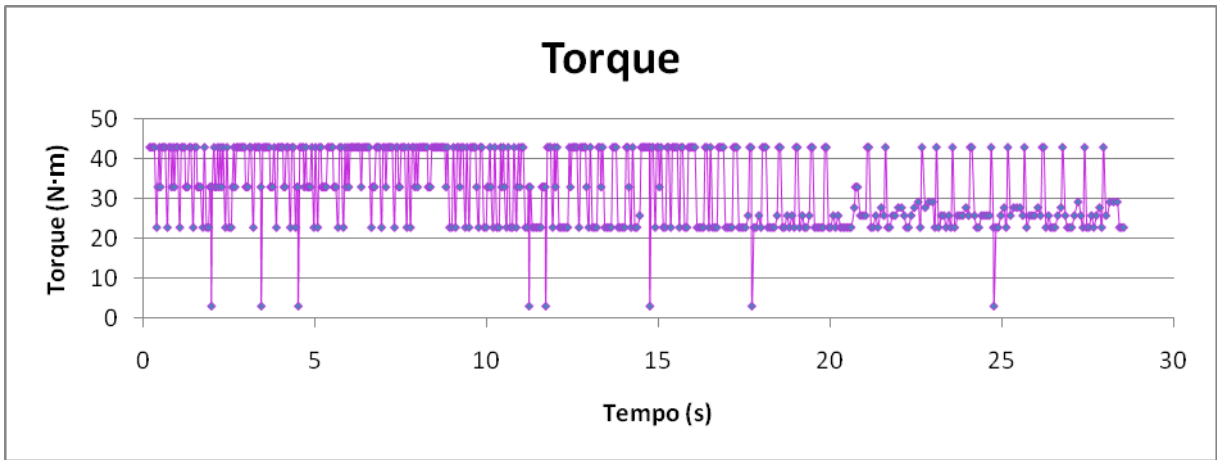


ENERGIA RELATIVA

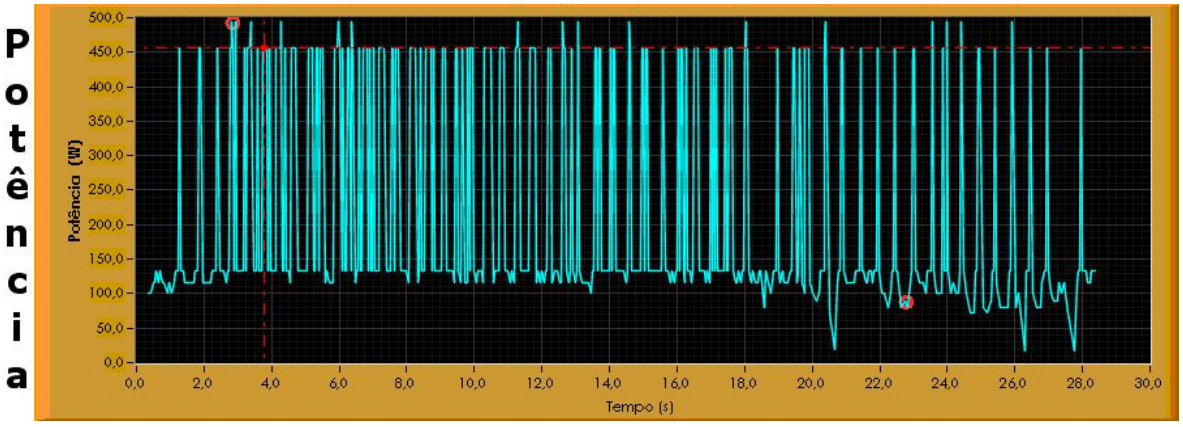


Voluntário: C. L. T.

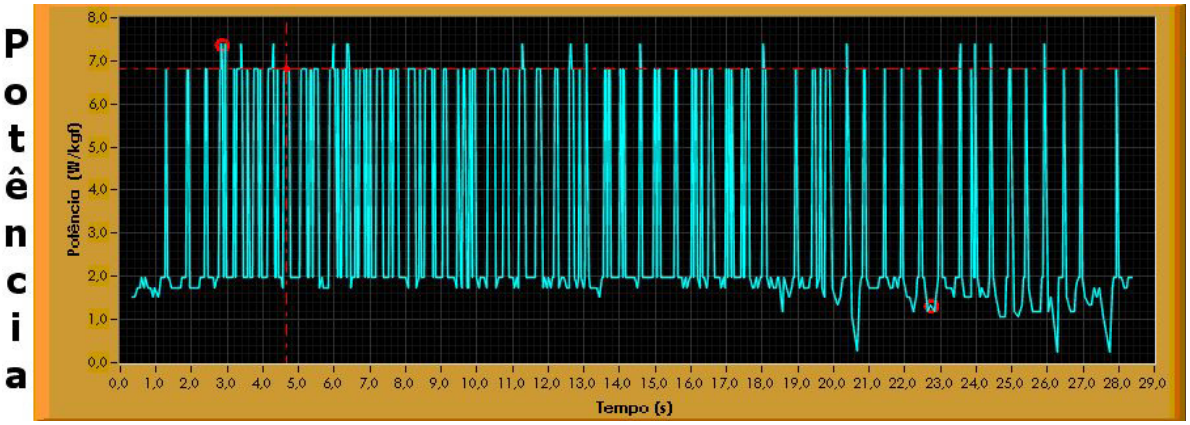




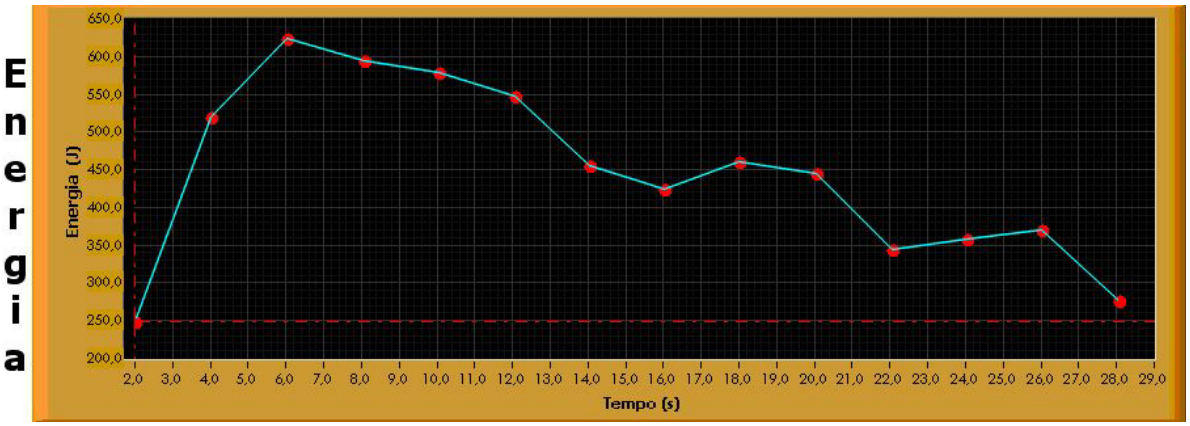
POTÊNCIA ABSOLUTA



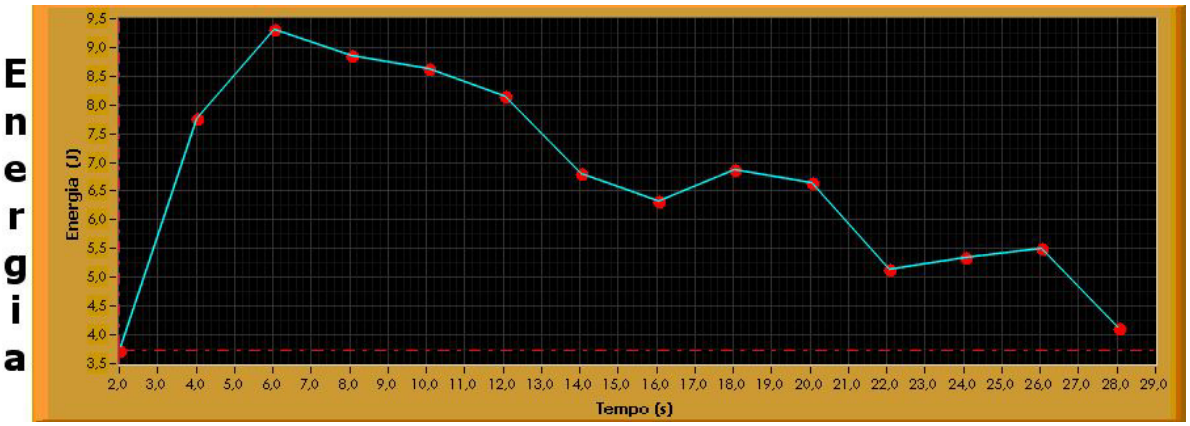
POTÊNCIA RELATIVA



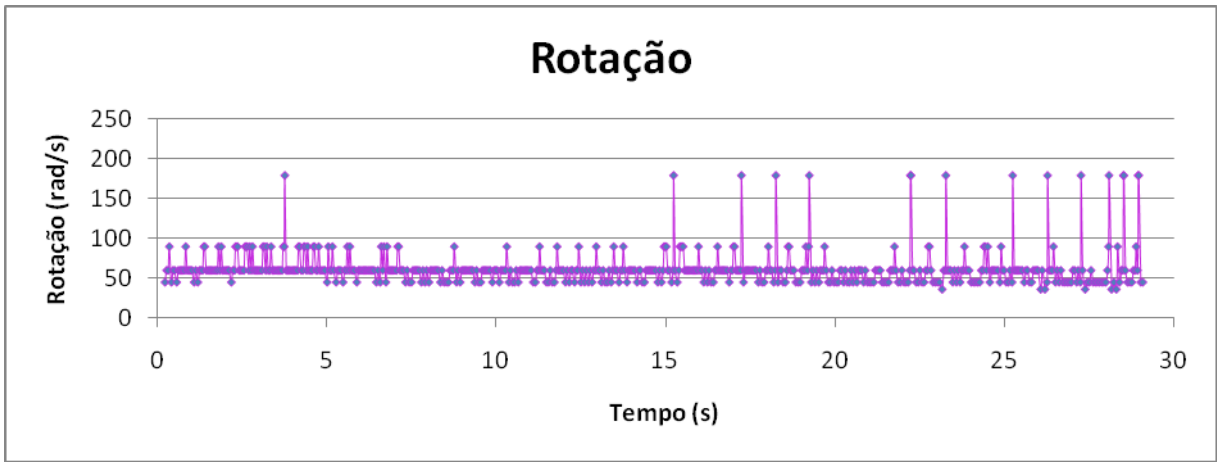
ENERGIA ABSOLUTA

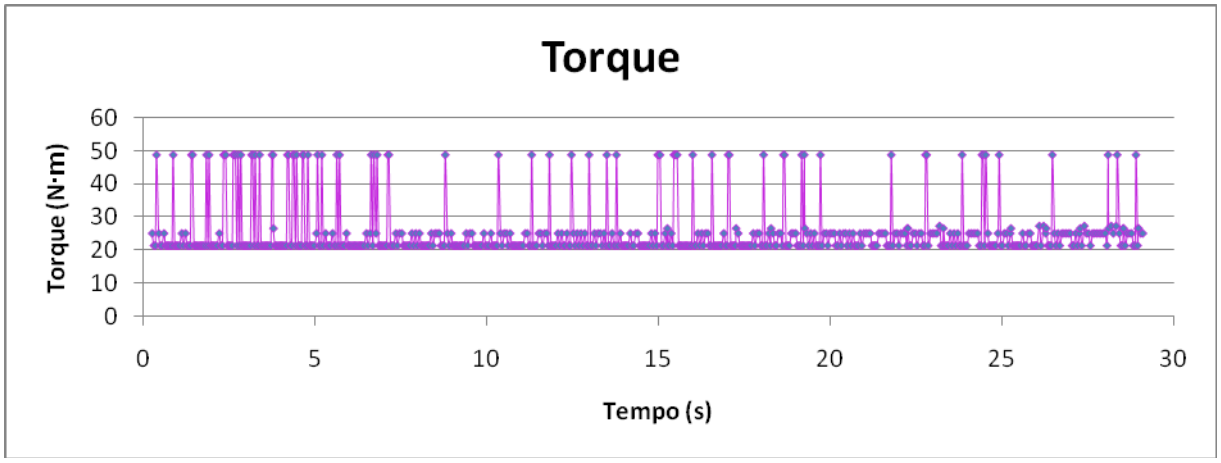


ENERGIA RELATIVA

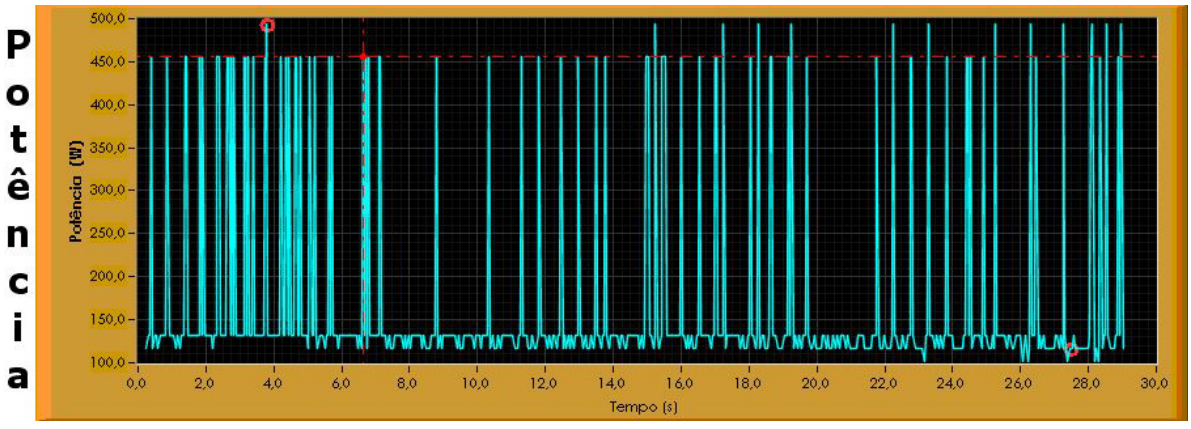


Voluntário: J. P. A.

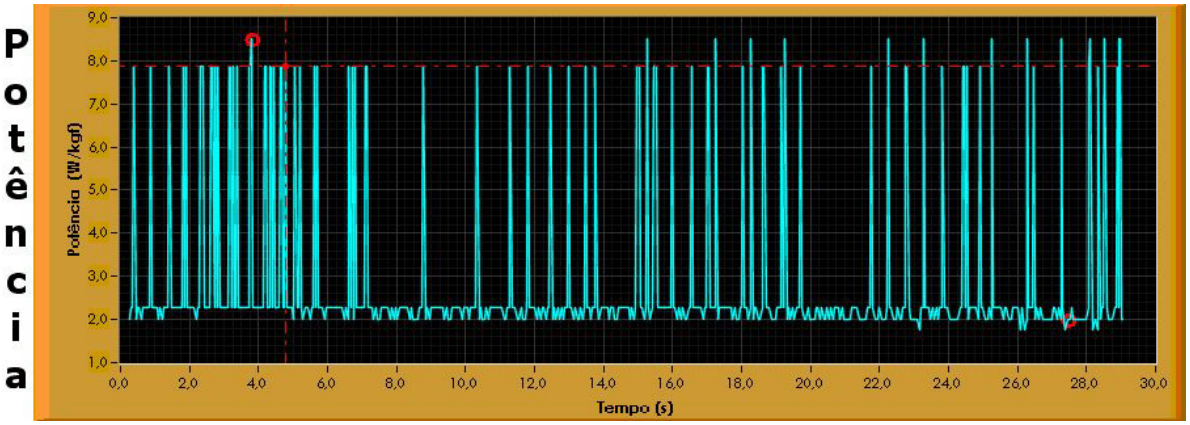




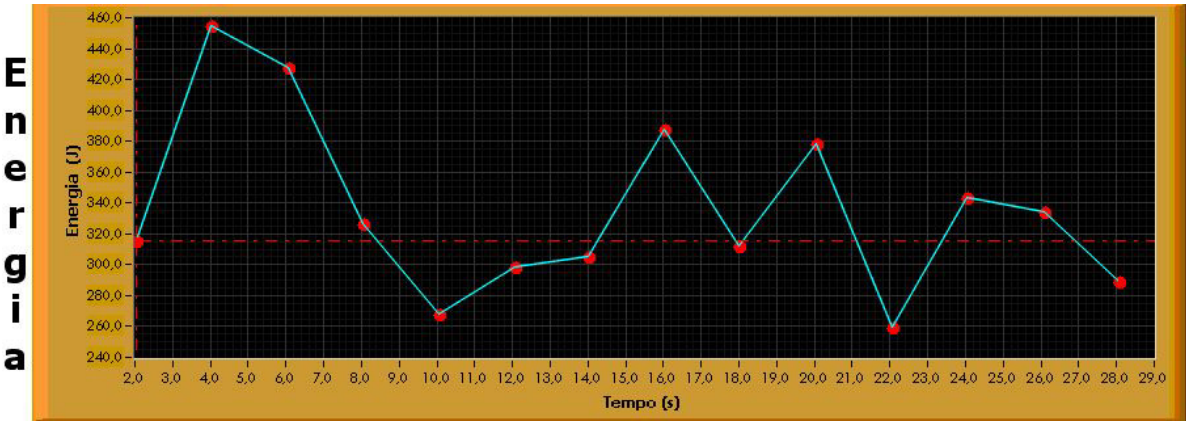
POTÊNCIA ABSOLUTA



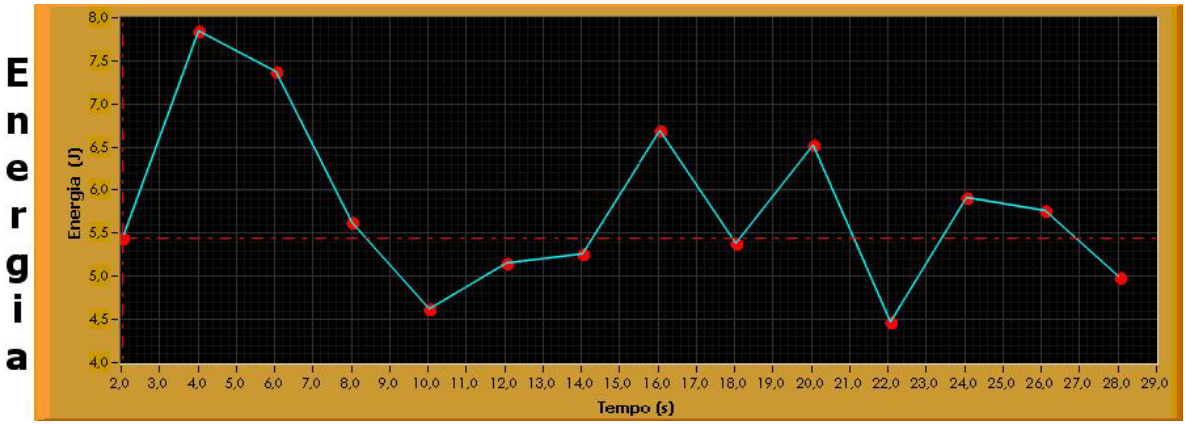
POTÊNCIA RELATIVA



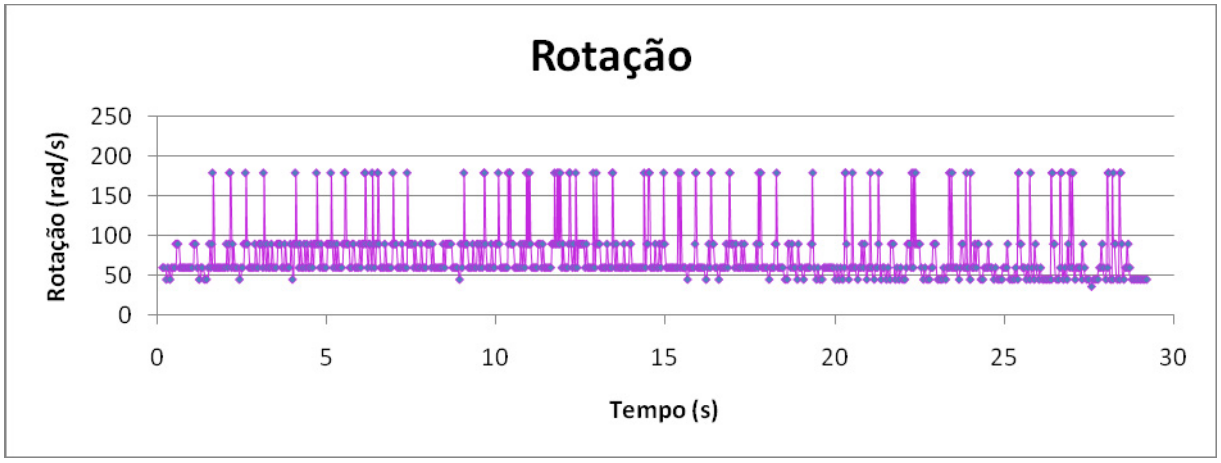
ENERGIA ABSOLUTA

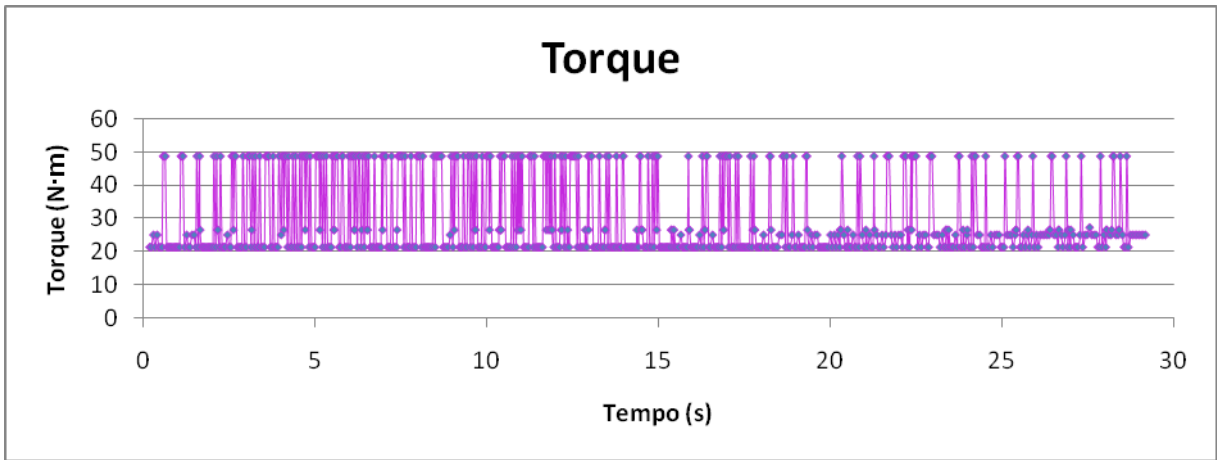


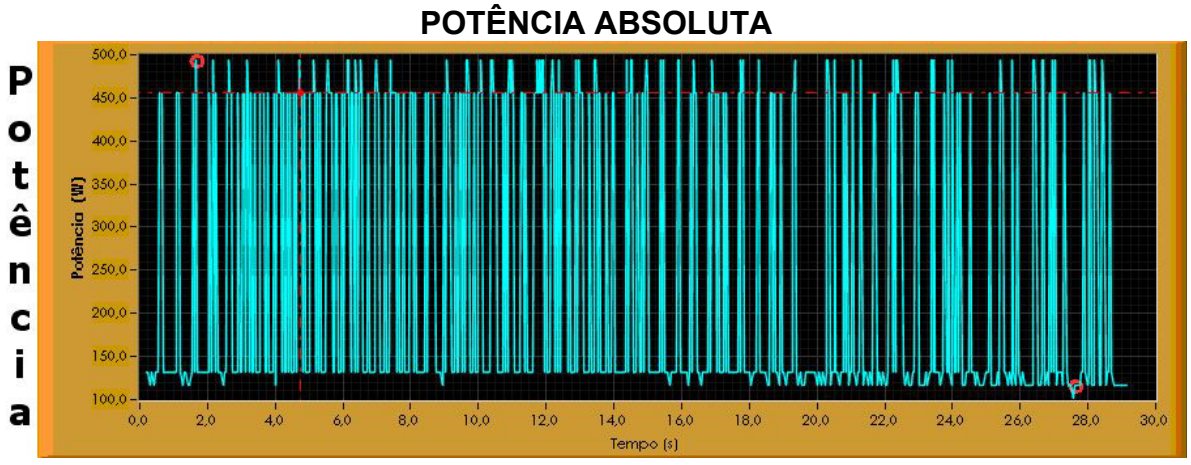
ENERGIA RELATIVA



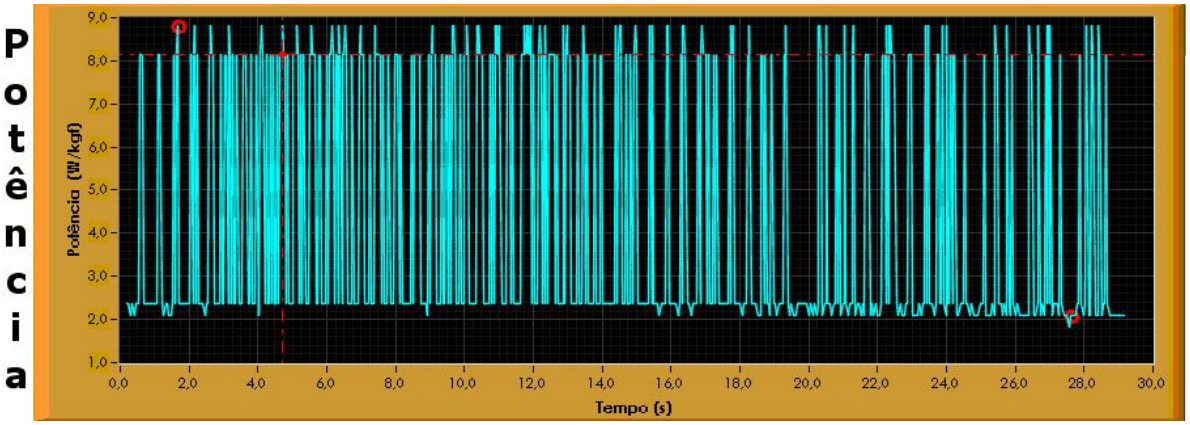
Voluntário: V. A. N.



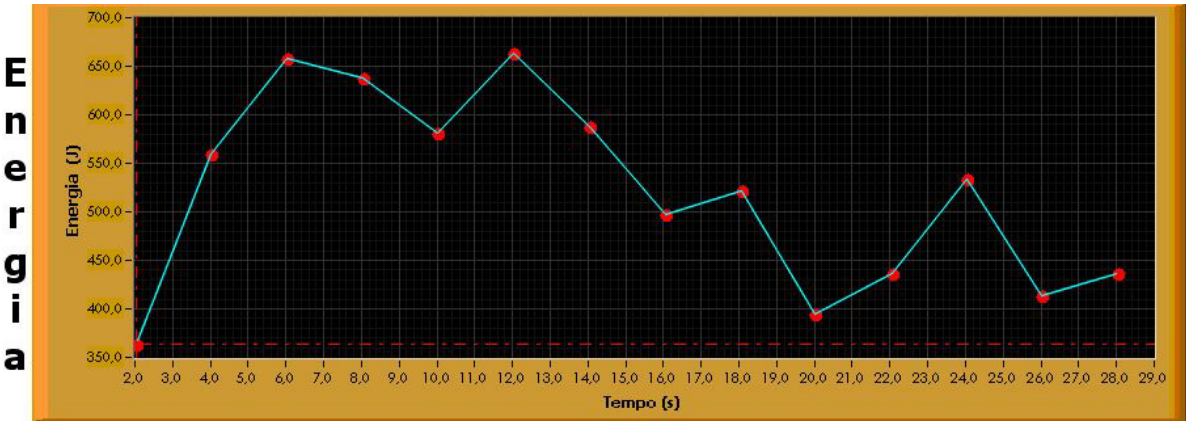




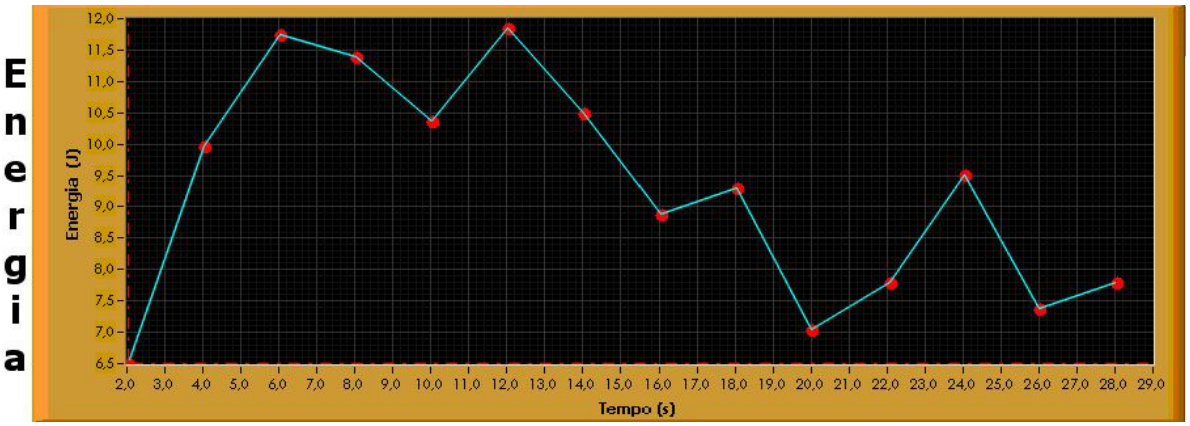
POTÊNCIA RELATIVA



ENERGIA ABSOLUTA



ENERGIA RELATIVA

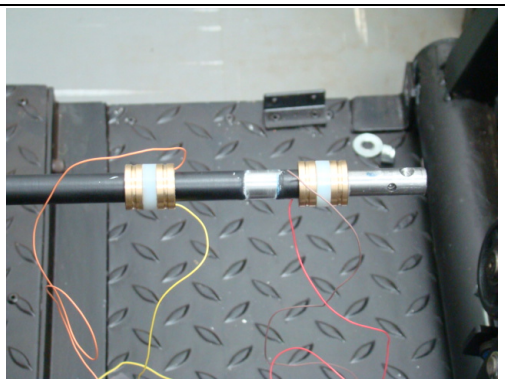


ANEXOS

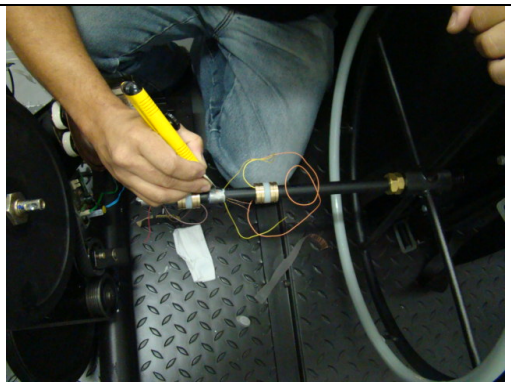
Anexo I: Fixação dos extensômetros

Inicialmente a superfície foi preparada removendo-se óxidos, tintas e rebarbas, utilizando uma lixa, como mostrado na Fig. AI.1 (a). Com a área de colagem limpa e regularizada foram traçadas as linhas de referência a 45º em relação a linha de centro do eixo, Fig. AI.1 (b). Antes de efetuar a colagem propriamente dita os excessos de graxas, óleos e gorduras foram retirados com um solvente (álcool) e algodão. Esta operação deixa a área pronta para a colagem dos extensômetros.

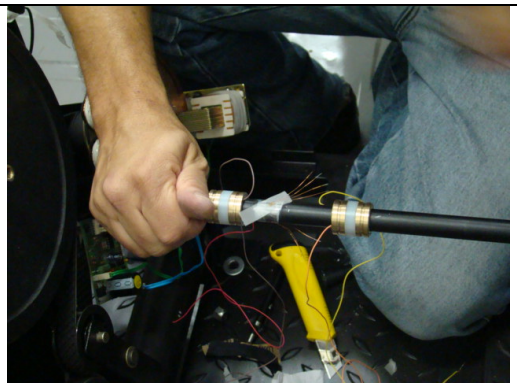
Com ajuda de uma fita adesiva posicionou-se adequadamente os extensômetros como se vê na Fig. AI.1 (c). A cola utilizada neste procedimento foi a base de cianoacrilato, Fig. AI.1 (d). A colagem espalhada em uma área maior do que a base do extensômetro. Para garantir a adesão se fez uma leve pressão sobre o extensômetro, Fig. AI.1 (e). Repetem-se os passos anteriores para os três extensômetros restantes como visto na Fig. AI.1 (f). Após a cura completa da cola, os terminais foram soldados aos fios dos extensômetros e também fiações independentes foram soldadas para fazer a montagem da ponte de Wheatstone com os extensômetros, Figs. AI.1 (g) e (h). Para finalizar a construção do torquímetro foram verificados os sinais de resistência nos terminais de cobre colocados de cada lado do torquímetro. Terminais independentes foram isolados do eixo utilizando Technyl (Nylon comercial) como mostrado na Fig. AI.1 (i). Após todas as verificações e testes foi colocada resina plástica sobre as uniões, fios e extensômetros para evitar qualquer interferência na fixação, como se observa na Fig. AI.1 (j).



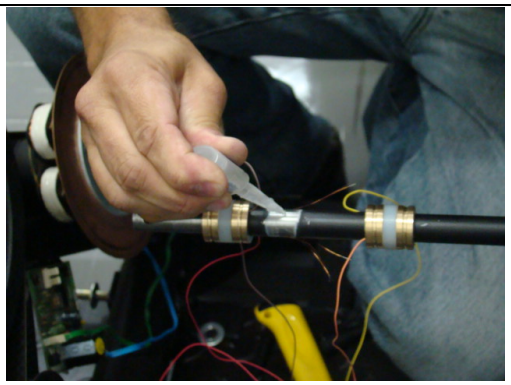
a)



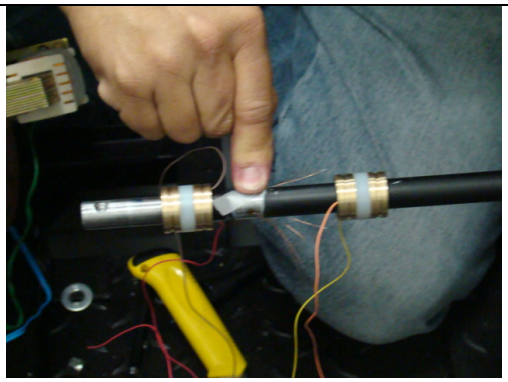
b)



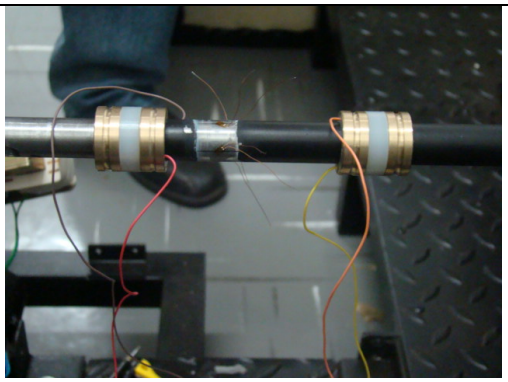
c)



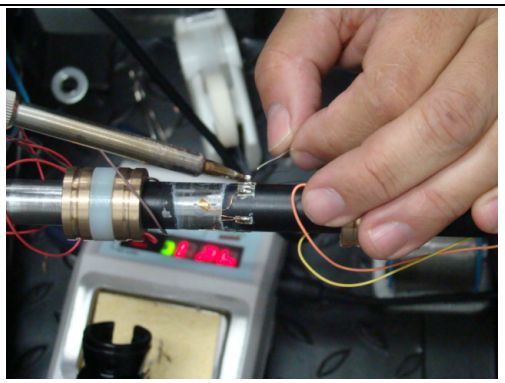
d)



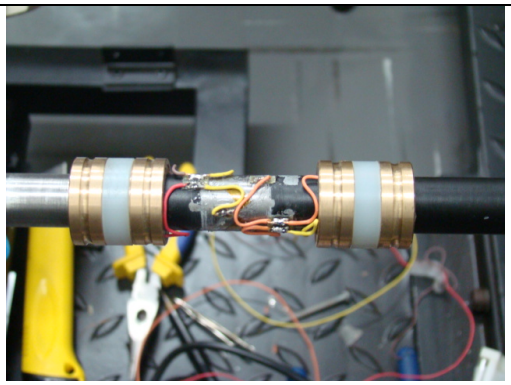
e)



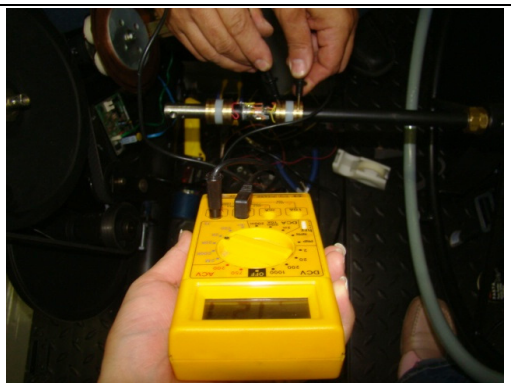
f)



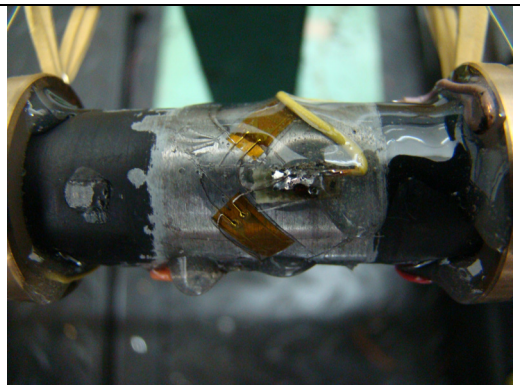
g)



h)



i)



j)

Figura AI.1 – Colagem de extensômetros: a) Preparação da superfície; b) Linhas de referência; c) Posicionamento dos extensômetros; d) Colocação da cola; e) pressão sobre o extensômetro; f) Extensômetros colados; g) Soldagem dos terminais; h) Ponte de Wheatstone armada; i) Verificação de sinais; j) Resina de proteção