



**ESTUDO DE PARÂMETROS ASSOCIADOS A SINAIS DE FORÇA
VARIÁVEL DURANTE A REALIZAÇÃO DE CONTRAÇÕES
ISOMÉTRICAS CONDUZINDO A FADIGA MUSCULAR**

José Augusto Ferraz

Orientador: Cristiano Jacques Miosso

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Departamento de Engenharia Elétrica
Faculdade de Tecnologia
Universidade de Brasília

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**ESTUDO DE PARÂMETROS ASSOCIADOS A SINAIS DE
FORÇA VARIÁVEL DURANTE A REALIZAÇÃO DE
CONTRAÇÕES ISOMÉTRICAS CONDUZINDO A
FADIGA MUSCULAR**

JOSÉ AUGUSTO FERRAZ

ORIENTADOR: CRISTIANO JACQUES MIOSSO

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

BRASÍLIA: JUNHO DE 2012

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

**ESTUDO DE PARÂMETROS ASSOCIADOS A SINAIS DE FORÇA
VARIÁVEL DURANTE A REALIZAÇÃO DE CONTRAÇÕES
ISOMÉTRICAS CONDUZINDO A FADIGA MUSCULAR**

JOSÉ AUGUSTO FERRAZ

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO ACADÊMICO SUBMETIDA AO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA DA FACULDADE
DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU
DE MESTRE.**

APROVADA POR:

Prof. Cristiano Jacques Miosso, Doutor (FGA/UnB)
(Orientador)

Prof. Adson Ferreira da Rocha, Doutor (ENE/UnB)
(Examinador Interno)

Profa. Suélio Rodrigues Fleury Rosa, Doutora (FGA/UnB)
(Examinador Externo)

BRASÍLIA/DF, 1º DE JUNHO DE 2012

FICHA CATALOGRÁFICA

FERRAZ, JOSÉ AUGUSTO

Estudo de parâmetros associados a sinais de força variável durante a realização de contrações isométricas conduzindo a fadiga muscular, [Distrito Federal], 2012.

(ENE/FT/UnB, Mestre, Engenharia Elétrica, 2012).

Dissertação de Mestrado – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.
Departamento de Engenharia Elétrica.

1. Força variável

2. Célula de carga

3. Fadiga muscular

4. Contração isométrica

I. ENE/FT/UnB

II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

FERRAZ, JOSÉ. A. (2012). Estudo de parâmetros associados a sinais de força variável durante a realização de contrações isométricas conduzindo a fadiga muscular. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica. Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: José Augusto Ferraz

Titulo: Estudo de parâmetros associados a sinais de força variável durante a realização de contrações isométricas conduzindo a fadiga muscular.

GRAU: Mestre

ANO: 2012

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

José Augusto Ferraz,

Rua Cáceres quadra 21 lote 19
Jardim Paula II CEP 78135-060
Várzea Grande – MT – Brasil.

Dedicatória

A todos aquele que acreditaram na minha capacidade, especialmente à minha esposa Zair e aos meus filhos, Laura Guto e Marcelo.

Em memória, ao meu irmão, Rômulo José Ferraz, que me inspirou pelo seu exemplo de perseverança na busca do conhecimento até os últimos dias de sua vida.

"Tudo posso naquele que me fortalece!" (Fl 4,13).

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, que me deu força, vontade, alegria e prazer de participar deste mestrado.

Agradeço também a todos os professores do Minter que estiveram em Cuiabá e em especial o professor Adson Ferreira da Rocha, pela sua dedicação, paciência, amizade, especialmente por ter acreditado em mim.

Agradeço ao meu orientador, Professor Cristiano Jacques Miosso, que colaborou muito e foi fundamental no desenvolvimento deste trabalho.

Também meus agradecimentos ao aluno de doutorado da UnB Raphael Matsunaga, que ajudou muito no desenvolvimento do programa de aquisição dos sinais de força.

Meus agradecimentos à fisioterapeuta Luciana Peixoto, aluna de doutorado da UnB, que me orientou e colaborou nas experiências necessárias à coleta de dados dos voluntários.

Agradeço aos meus familiares, meus colegas do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Mato Grosso (IFMT) e meus amigos que me incentivaram a fazer o mestrado.

Agradeço especialmente ao técnico de laboratório de eletrônica do IFMT, Edvaldo Amaral Gonçalves, que foi de fundamental auxílio à confecção do circuito eletrônico de aquisição de sinais de força.

Por fim, agradeço à CAPES pelo apoio financeiro e à UnB pela realização do Mestrado Interinstitucional.

RESUMO

ESTUDO DE PARÂMETROS ASSOCIADOS A SINAIS DE FORÇA VARIÁVEL DURANTE A REALIZAÇÃO DE CONTRAÇÕES ISOMÉTRICAS CONDUZINDO A FADIGA MUSCULAR

Autor: José Augusto Ferraz

Orientador: Cristiano Jacques Miosso

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica – Minter – UnB/IFMT

Brasília, Janeiro de 2012.

Vários estudos já foram realizados para detectar uma situação de fadiga utilizando sinais de eletromiografia (EMG). Este trabalho propõe o desenvolvimento e a avaliação de uma metodologia baseada na aquisição de dados provenientes de uma célula de carga, com as vantagens associadas à maior facilidade de aquisição de sinais de força, em comparação aos sinais de EMG. O principal objetivo é avaliar, a partir dos sinais de força, parâmetros que possam indicar uma situação de fadiga quando o indivíduo é submetido a um nível de força variável entre 30 e 60 por cento da contração voluntária máxima (CVM).

Quinze voluntários foram selecionados, dentre estudantes e professores da Universidade de Brasília. Todos seguiram o mesmo procedimento de coleta de sinais de força durante uma atividade física específica, usando uma célula de carga para aquisição do sinal, conforme especificado no protocolo experimental. A CVM de cada voluntário foi medida a partir do valor máximo de contração obtido em três tentativas (três contrações máximas de 5 segundos, separadas por 3 minutos de descanso). Os dados da CVM foram registrados e serviram como referência para a segunda fase de coleta de dados. Na segunda fase, cada voluntário foi submetido ao exercício de força variável isométrica, com carga variando entre 30% e 60% da CVM e até a fadiga muscular.

Durante o procedimento, coube aos voluntários a tarefa de acompanhar uma força-alvo mostrada na tela do computador, em forma triangular com o mínimo em 30% e o máximo em 60% da CVM medida anteriormente. Os dados foram registrados e posteriormente processados e analisados com auxílio da ferramenta computacional MATLAB 2010 (Mathworks®, Natick, EUA). Para os sinais de força, foram calculados o valor eficaz (RMS) do erro e o do erro médio retificado (ARV), com respeito ao sinal triangular de referência. Também foram calculadas a frequência mediana (MDF) e a frequência média (MNF), em função do tempo de atividade decorrido.

As análises dos parâmetros indicam que, com a fadiga, o erro médio retificado e o erro eficaz tendem a aumentar, enquanto que a frequência mediana e frequência média tendem a diminuir de forma estatisticamente significativa para a maior parte dos participantes analisados.

Estes resultados são compatíveis com os observados na literatura para sinais de EMG, o que sugere que em certas aplicações as células de carga possam futuramente ser utilizadas em substituição a eles, para caracterização ou detecção de fadiga muscular, com vantagens em termos de custo e praticidade.

Palavras-chaves: Célula de carga, força variável, fadiga muscular, contração voluntária.

ABSTRACT

INVESTIGATION OF PARAMETERS EXTRACTED FROM VARIABLE FORCE SIGNALS DURING ISOMETRIC CONTRACTIONS RESULTING IN MUSCLE FATIGUE

Author: José Augusto Ferraz

Advisor: Cristiano Jacques Miosso

Graduate Program in Electrical Engineering – Minter – UnB/IFMT

Brasilia, January 2012.

Several studies focus on the detection of muscle fatigue using electromyographic (EMG) signals. This thesis proposes the development and evaluation of a methodology based on the acquisition of force signals using a load cell, which is a more practical procedure when compared to EMG signals acquisition. The main objective is to evaluate, from the force signals, parameters that may indicate a fatigue condition, when the subjects perform variable force between 30 and 60 percent of the maximum voluntary contraction (MVC).

Fifteen voluntary participants were selected, amongst students and professors at the University of Brasilia. All participants followed the same procedure for signal acquisition during a pre-specified physical activity. We used a load cell to acquire the force signals, according to the experimental protocol; we then determined each participant's MVC by measuring the maximum contraction value in three trials (three 5-second maximum contractions, separated by 3-minute rest periods). The MVC data were registered and served as references for the second stage of data acquisition, when each participant performed the isometric variable forces, with the load varying from 30 % to 60 % of the MVC until muscle fatigue occurred.

During the procedures, each participant had to follow a triangular-shaped target force signal shown at a computer screen, with a minimum at 30 % and a maximum at 60 % of the previously measured MVC. The data were registered and later processed and analyzed using the computational tool MatLab 2010 (Mathworks®, Natick, USA). For the signal forces, we then computed the root mean square (RMS) errors and the average rectified value (ARV) errors, with respect to the triangular signal reference. We also computed the median frequencies (MDFs) and the mean frequencies (MNFs), as functions of the time.

The analyzes of the measured parameters suggest that, with fatigue, the ARV and RMS errors tend to increase, whereas the MDFs and MNFs tend to decrease, with statistical significance for most part of the considered participants.

These results are similar to those observed in the literature for EMG signals, which suggests that the load cells may be used in the future instead of them, in certain applications, for the characterization or detection of muscle fatigue, with advantages in terms of cost and practicality.

Keywords: load cell, variable force, muscle fatigue, maximum voluntary contraction.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.1.1. Fadiga.....	1
1.1.2. Força muscular.....	2
1.2. OBJETIVOS	3
1.3. JUSTIFICATIVA	4
1.4. ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	5
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA E DESCRIÇÃO DO HARDWARE DE AQUISIÇÃO.....	6
2.1. CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA MÁXIMA E FORÇA VARIÁVEL.....	7
2.2. O <i>HARDWARE</i> DE AQUISIÇÃO.....	8
2.2.1. Célula de Carga.....	10
2.2.2. Amplificador de diferenças.....	11
2.2.3. Placa conversora analógico-digital - <i>DLP-IO8-G Fabricante</i> - DLP Design, Inc.	12
2.3. <i>SOFTWARE</i> DE AQUISIÇÃO.....	13
2.4. FERRAMENTAS MATEMÁTICAS UTILIZADAS PARA A ANÁLISE DO SINAL DE FORÇA.....	14
2.4.2 Transformada Discreta de Fourier (DFT)	16
2.4.3. transformada discreta de Fourier janelada (STFT)	18
2.4.4. Frequência Mediana (MDF) e Frequência Média (MNF)	19
3. MÉTODOS E PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS	21
3.1. PREPARAÇÃO.....	21
3.2. MATERIAIS UTILIZADOS NA EXECUÇÃO DA PESQUISA	22
3.3. MEDIÇÃO DA CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA MÁXIMA.....	22
3.4. AQUISIÇÃO E REGISTRO DO SINAL DE FORÇA VARIÁVEL.....	23
4. RESULTADOS EXPERIMENTAIS, ANÁLISES E VALIDAÇÃO DOS TESTES	26
4.1. APRESENTAÇÃO DE RESULTADOS TÍPICOS	27
4.1.1. Força medida e sinal sintético em forma triangular.....	27
4.1.2. Erro em valor retificado médio (ARV) e reta de regressão	28
4.1.3. Erro em valor eficaz (RMS) e reta de regressão	28
4.1.4. Frequência mediana (MDF) e reta de regressão	29
4.1.5. Frequência média (MNF) e reta de regressão	30

4.2. DADOS DAS RETAS DE REGRESSÃO E DA CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA MÁXIMA (CVM)	31
4.3 - ANÁLISE DOS RESULTADOS ANTES E DURANTE O PROCESSO FATIGANTE	33
4.4. VALIDAÇÃO DOS TESTES	36
5. DISCUSSÃO	40
5.1. DISCUSSÃO DOS MÉTODOS	40
5.2. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	41
5.2.2. Análise do erro entre o sinal medido e o sinal de referência	42
6. CONCLUSÕES	44
APÊNDICES	52
APÊNDICE A – AUTORIZAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA	53
APÊNDICE B - QUESTIONÁRIO PARA AVALIAÇÃO CLÍNICA.	54
APÊNDICE C - CÓDIGO DE AQUISIÇÃO – VISUAL STUDIO DA MICROSOFT	55
APÊNDICE D – PROGRAMA PARA PROCESSAR OS DADOS ADQUIRIDOS NA PESQUISA.....	66
APÊNDICE E- FORÇA MEDIDA DURANTE OS TESTES.....	73
APÊNDICE F– RETA DE REGRESSÃO E ERRO MÉDIO ENTRE FORÇA MEDIDA E FORÇA ALVO	79
APÊNDICE G– RETA DE REGRESSÃO E ERRO EM RMS ENTRE FORÇA MEDIDA E FORÇA ALVO	85
APÊNDICE H – FREQUÊNCIA MEDIANA E RETA DE REGRESSÃO	91
APÊNDICE I – FREQUÊNCIA MÉDIA E RETA DE REGRESSÃO.....	91

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Sistema de aquisição de sinais de força desenvolvido.	8
Figura 2 - Placa de aquisição dos sinais de força, utilizando duas baterias de 9 volts.....	9
Figura 3 - Conjunto de <i>hardware</i> para aquisição de sinais de força.	9
Figura 4 - Célula de carga utilizada. Fabricante: AEPH do BRASIL Ind. e Com Ltda.	10
Figura 5 - Esquema simplificado do circuito integrado INA 118. Fonte: folha de dados do INA118, da Texas Instruments, 2005.	12
Figura 6 – Placa DLP-IO8-G, da DLP Design Inc., para aquisição de dados com 8 canais....	13
Figura 7 – Sinal de força de referência (força-alvo) a ser seguido por um voluntário (onda triangular, em verde). Os limites inferior e superior correspondem, respectivamente, a 30 % e a 60 % da CVM para aquele voluntário. O sinal em branco ilustra um sinal proveniente da célula de carga, gerado para teste do sistema de aquisição.	14
Figura 8 – Diagrama esquemático da transformada de Fourier.	17
Figura 9 – Transformada discreta de Fourier Janelada	19
Figura 10 – Posicionamento do voluntário durante a medição da contração máxima voluntária (CVM) e durante a aquisição dos sinais de força variável.	23
Figura 11- (a) Exemplo de um sinal de referência (força-alvo), em forma triangular, e do sinal de força correspondente gerado por um dos participantes; (b) transformada discreta de Fourier janelada de um sinal de força analisado, para um dos intervalos de tempo considerados.	25
Figura 12 – Sinal de força variável gerado por um dos participantes medida e sinal de referência em forma triangular (força-alvo).	27
Figura 13 – Valores dos erros médios retificados (ARV) entre a força exercida e a força-alvo, para um dos participantes, juntamente com a reta de regressão correspondente.	28
Figura 14 - Valores eficazes (RMS) dos erros entre força exercida e força-alvo, para um dos participantes, juntamente com a reta de regressão correspondente.	29
Figura 15 – Valores da frequência mediana (MDF) do espectro do erro instantâneo, para um dos participantes, juntamente com a reta de regressão.	30
Figura 16 - Valores da frequência média (MNF) do espectro do erro instantâneo, para um dos participantes, juntamente com a reta de regressão.	31
Figura 17 – Comparação entre as retas de regressão para os erros ARV, no segmento inicial (sem fadiga completa) e no exercício completo, para um dos participantes.	34
Figura 18 - Comparação entre as retas de regressão para os erros RMS, no segmento inicial (sem fadiga completa) e no exercício completo, para um dos participantes.	34

Figura 19 – Comparação entre as retas de regressão para as frequências medianas, no segmento inicial (sem fadiga completa) e no exercício completo, para um dos participantes.	35
Figura 20 - Comparação entre as retas de regressão para as frequências médias, no segmento inicial (sem fadiga completa) e no exercício completo, para um dos participantes.....	35
Figura 21 - sinal da força medido - voluntário 1	73
Figura 22 - sinal da força medido voluntário 2	73
Figura 23 - sinal da força medido – voluntário 3	74
Figura 24 - sinal da força medido – voluntário 4	74
Figura 25 - sinal da força medido – voluntário 5	74
Figura 26.- sinal da força medido – voluntário 6	75
Figura 27 - sinal da força medido – voluntário 7	75
Figura 28 - sinal da força medido – voluntário 8	75
Figura 29 sinal da força medido – voluntário 9	76
Figura 30 - sinal da força medido – voluntário 10	76
Figura 31 - sinal da força medido – voluntário 11	76
Figura 32 - sinal da força medido – voluntário 12	77
Figura 33 - sinal da força medido – voluntário 13	77
Figura 34 - sinal da força medido – voluntário 14	77
Figura 35 - sinal da força medido – voluntário15	78
Figura 36 – reta de regressão (erro ARV) – voluntário 1.....	79
Figura 37– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 2.....	79
Figura 38 – reta de regressão (erro ARV) – voluntário 3.....	80
Figura 39 – reta de regressão (erro ARV) – voluntário 4.....	80
Figura 40– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 5.....	80
Figura 41– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 6.....	81
Figura 42– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 7.....	81
Figura 43– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 8.....	81
Figura 44– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 9.....	82
Figura 45– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 10.....	82
Figura 46– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 11.....	82
Figura 47– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 12.....	83
Figura 48– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 13.....	83
Figura 49– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 14.....	83
Figura 50– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 15.....	84

Figura 52– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 2.....	85
Figura 53– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 3.....	86
Figura 54– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 4.....	86
Figura 55– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 5.....	86
Figura 56– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 6.....	87
Figura 57– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 7.....	87
Figura 58– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 8.....	87
Figura 59 – reta de regressão (erro RMS) – voluntário 9.....	88
Figura 60– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 10.....	88
Figura 61 – reta de regressão (erro RMS) – voluntário 11.....	88
Figura 62 – reta de regressão (erro RMS) – voluntário 12.....	89
Figura 63 – reta de regressão (erro RMS) – voluntário 13.....	89
Figura 64– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 14.....	89
Figura 65 – reta de regressão (erro RMS) – voluntário 15.....	90
Figura 66– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 1.....	91
Figura 67– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 2.....	91
Figura 68– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 3.....	92
Figura 69– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 4.....	92
Figura 70– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 5.....	92
Figura 71– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 6.....	93
Figura 72– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 7.....	93
Figura 73– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 8.....	93
Figura 74 – reta de regressão (erro RMS) – voluntário 9.....	94
Figura 75– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 10.....	94
Figura 76 – reta de regressão (erro RMS) – voluntário 11.....	94
Figura 77 – reta de regressão (erro RMS) – voluntário 12.....	95
Figura 78 – reta de regressão (erro RMS) – voluntário 13.....	95
Figura 79– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 14.....	95
Figura 80 – reta de regressão (erro RMS) – voluntário 15.....	96
Figura 81– reta de regressão e (MF) – voluntário 1.....	97
Figura 82– reta de regressão e (MF) – voluntário 2.....	97
Figura 83– reta de regressão e (MF) – voluntário 3.....	98
Figura 84– reta de regressão e (MF) – voluntário 4.....	98
Figura 85– reta de regressão e (MF) – voluntário 5.....	98

Figura 86– reta de regressão e (MF) – voluntário 6.....	99
Figura 87– reta de regressão e (MF) – voluntário 7.....	99
Figura 88– reta de regressão e (MF) – voluntário 8.....	99
Figura 89– reta de regressão e (MF) – voluntário 9.....	100
Figura 90– reta de regressão e (MF) – voluntário 10.....	100
Figura 91– reta de regressão e (MF) – voluntário 11.....	100
Figura 92– reta de regressão e (MF) – voluntário 12.....	101
Figura 93– reta de regressão e (MF) – voluntário 13.....	101
Figura 94– reta de regressão e (MF) – voluntário 14.....	101
Figura 95 – reta de regressão e (MF) – voluntário 15.....	102

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1- Especificações da Célula de carga usada.	11
Tabela 2 – Inclinações das retas de regressão dos erros em ARV, dos erros em RMS, das frequências médias (MF) e das frequências medianas (MDF), para os 15 participantes da pesquisa, juntamente com os dados antropométricos levantados.	32
Tabela 3 - Resultados dos testes estatísticos para o exercício (com fadiga), considerando os sinais de força completo.	38
Tabela 4 – Resultados dos testes estatísticos para as hipóteses correspondentes às diferenças de inclinações das retas de regressão (inclinações nos segmentos iniciais dos exercícios menos inclinações nos segmentos completos).	39

LISTA DE ABREVIACÕES, SIGLAS E SÍMBOLOS

A/D: analógico-digital

ARV: *Average rectified value* (valor retificado médio)

CV: *Conduction velocity* (velocidade de condução)

CVM: Contração voluntária máxima

EMG: Eletromiografia/eletromiograma

Hz: Hertz

CI: Circuito integrado

Kg: Quilogramas

MDF: *Median frequency* (frequência mediana)

MNF: *Mean frequency* (frequência média)

MUAP: Motor unit action potential (potencial de ação de unidade motora)

RMS: *Root Mean Square* (valor quadrático médio)

UnB: Universidade de Brasília

Ω : ohms

μA : microamperes

mV: milivolts

1. INTRODUÇÃO

Este trabalho investigou sinais de força variável durante a realização de uma atividade física específica conduzindo o membro superior dominante à fadiga muscular. Foram avaliadas quatro propriedades dos sinais de força, correspondentes ao erro médio retificado (ARV) e ao erro em valor eficaz (RMS) entre a força exercida e a força-alvo, e à frequência mediana (MDF) e à frequência média (MNF) do erro instantâneo em janelas de comprimento fixo.

Este capítulo apresenta, na seção 1.1, a motivação deste estudo, associada à possibilidade de detecção de fadiga utilizando células de carga, em uma abordagem de menor custo e de maior praticidade quando comparada a métodos tradicionais baseados em sinais eletromiográficos. Apresenta ainda a conceituação de fadiga muscular e de sinais de força muscular.

São apresentados em seguida os objetivos específicos do trabalho e sua justificativa em termos de impacto na pesquisa e nas áreas que dependem da análise da fadiga ou da medição de força muscular.

1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO

1.1.1. Fadiga

Fadiga é a incapacidade de manutenção de produção de potência ou força durante contrações musculares repetitivas (POWERS & HOWLEY, 2000). A contração repetitiva e prolongada de um músculo leva ao estado da fadiga muscular e, assim, à perda de coordenação motora (GUIMARÃES, 2001). Isto deriva da inoperância dos processos metabólicos, mecânicos e eletrofisiológicos das fibras musculares para continuarem produzindo trabalho.

Há fundamentalmente dois tipos de fadiga muscular. A fadiga central reflete os neurônios que enviam o comando para os músculos, sobretudo neurônios localizados no cérebro; a fadiga periférica, abordada neste trabalho, é relacionada à diminuição do potencial de ação nas próprias unidades motoras (GANDEVIA, 2001).

O tempo que se leva para se chegar à condição de fadiga, durante uma atividade física, é comumente utilizado como um parâmetro de resistência muscular (MAISETTI et al., 2002). A fadiga é alcançada quando o músculo não é capaz de manter a força necessária. Observa-se que a força aplicada durante um exercício fatigante é inversamente relacionada com o tempo de fadiga (EBENBICHLER et al., 1998). Um dos fatores para explicar o processo de fadiga é o comportamento do recrutamento de unidades motoras adicionais de maior diâmetro e maior velocidade de condução de cargas mais elevadas (MASUDA, DELUCA, 1991).

A fadiga pode ser ainda definida como uma sensação de incapacidade de continuar ou reiniciar uma atividade física, sensação esta que pode ser associada à dor muscular, e que é difícil de quantificar ou medir (MERLETTI et al., 2004). Pode ser interpretada também como uma diminuição do desempenho muscular, ou seja, como a condição em que o músculo não é capaz de resistir à força necessária (MORITANI, YOSHITAKE, 1998).

Alguns índices relacionados com a fadiga podem ser medidos por alterações no metabolismo, tais como concentração de lactato intramuscular (MACHADO, CAMERON, 2004). Outro método atualmente usado para medir quantitativamente a fadiga muscular é a eletromiografia (EMG), em que as manifestações mioelétricas da fadiga são definidas em termos da evolução temporal das características do sinal de EMG durante a contração do músculo (MERLETTI et al., 2004).

O estudo completo da fadiga consiste de duas fases. A primeira, resistência à fadiga, é aquela que começa com o músculo não fatigado ao iniciar um treino intenso e termina assim que o músculo não pode mais executar o exercício adequadamente. Nesta fase, pode-se ver as mudanças que alteram a eficácia da força contrátil a interferem no controle cortical do movimento (CHABRAN 2002). Na segunda fase, recuperação da fadiga muscular, há o retorno para o estado não fatigado (ELFVING et al., 2002).

Vários estudos já foram feitos para detectar uma situação de fadiga utilizando sinais de eletromiografia, a exemplo de DeVRIES (1968) e MASUDA et al (1999).

O presente trabalho propôs o uso da força muscular, para verificar parâmetros característicos semelhantes aos usados em eletromiografia para análise da fadiga muscular. Utilizou-se uma célula de carga para conversão da força em sinal elétrico, tornando o processo mais simples e de menor custo em relação a outros métodos. O conjunto de hardware, formado pela célula de carga, amplificador de diferença e placa conversora, não passa de 150 dolar.

1.1.2. Força muscular

A força muscular é definida como uma força que um músculo ou grupo muscular exerce contra a resistência em um esforço físico. Testes de força muscular são amplamente utilizados nas práticas esportivas, reabilitação física, ergonomia e na prática clínica (MORSE et al, 2006; Madeleine et al, 2006; De Groot et al, 2004). A avaliação da força muscular pode ser feita de várias maneiras, uma delas é a utilização de células de carga que medem tanto a força muscular máxima isométrica como a força muscular variável (HAMILL, KNUTZEN, 1999. - NORRIN, 2001). No estudo da fadiga, os sinais de força são comumente utilizados para determinar, por exemplo, a contração voluntária máxima, que é geralmente necessária para o

desenvolvimento de protocolos de pesquisa baseados em EMG (McANIFF, CM, 2002). No entanto, não foram encontradas na literatura pesquisas utilizando células de carga para identificar sinais dos parâmetros da resistência variável associada com o aparecimento de fadiga.

O presente trabalho sugere, neste contexto, a utilização de uma célula de carga para a avaliação da força muscular do membro dominante quando sujeito a uma força variável isométrica. A utilização de uma célula de carga no estudo da fadiga tem vantagens significativas sobre a eletromiografia, especialmente no que diz respeito à praticidade e à economia. De fato, a EMG invasiva sempre requer a presença de um médico para controlar a investigação, e é inconveniente e dolorosa. Por outro lado, a utilização de eletrodos de superfície, na chamada EMG de superfície, em contrapartida às técnicas invasivas, apresenta limitações técnicas quanto à capacidade de capturar a atividade elétrica dos músculos (DE LUCA, 1997); esta limitação é particularmente importante no caso de pacientes obesos, por exemplo.

1.2. OBJETIVOS

Este trabalho propôs o desenvolvimento e a avaliação de uma metodologia simples e de baixo custo (em torno de 150 dolar) para estudo da fadiga dos músculos do membro superior dominante, com base na coleta de dados provenientes de uma célula de carga. A ideia foi avaliar parâmetros associados aos sinais de força e seu comportamento durante as atividades que resultam em fadiga muscular.

Para tanto, foi proposto um *hardware* de aquisição que combina uma célula de carga, um amplificador de instrumentação e um sistema de conversão analógico-digital com interface para um computador pessoal. Desenvolveu-se ainda um *software* para a aquisição, processamento dos sinais de força e análise estatística dos parâmetros avaliados.

Propôs-se, com a utilização do sistema de aquisição implementado, adquirir os sinais de força de diversos participantes voluntários durante a realização de um protocolo experimental a ser detalhado no capítulo 3. Neste protocolo, cada participante deveria realizar uma força muscular seguindo um sinal de referência (força-alvo), em uma faixa entre 30 % e 60 % da CVM, previamente medida. O objetivo foi então analisar índices comumente utilizados em estudos de fadiga baseados em EMG (MERLETTI ET AL., 1991). Estes parâmetros incluíram a frequência média e a frequência mediana, avaliadas em janelas de comprimento fixo. Além disso, propôs-se ainda avaliar o comportamento do erro entre os sinais de referência, ou força-

alvo, e a força efetivamente realizada ao longo do tempo. Os erros foram avaliados tanto em termos de valores médios retificados (ARVs) como em termos de valores eficazes (RMS).

Os dados coletados foram transmitidos para um sistema de aquisição e projetados, em tempo real, na tela de um computador, e comparados com o sinal de referência. Este método permitiu ao voluntário acompanhar através bio *feedback* todo o processo de coleta do sinal de força. Este mecanismo possibilita ao participante o controle sobre a quantidade de força produzida pelo membro superior dominante

Da avaliação dos parâmetros citados, pretendeu-se assim determinar se o comportamento diante da fadiga muscular foi consistente, e se havia diferença estatisticamente significativa em relação aos mesmos parâmetros medidos no segmento inicial de cada sinal de força, antes do estabelecimento da fadiga.

Em síntese, foram objetivos específicos deste trabalho:

1. Implementar um *hardware* de aquisição de sinais de força que permite adquirir e armazenar em um computador pessoal os sinais provenientes de uma célula de carga acionada pela força biomecânica.
2. Implementar um *software* de aquisição que mostra ao participante um sinal de força de referência, estabelecido no protocolo experimental, e a força por ele efetuada durante o experimento.
3. Adquirir os sinais de força dos diferentes usuários, e extrair os parâmetros propostos para o estudo da fadiga muscular.
4. Analisar estatisticamente o comportamento dos parâmetros propostos, e determinar se são consistentes diante da fadiga muscular.
5. Comparar o comportamento dos parâmetros propostos, em toda a atividade resultante em fadiga e no início da atividade, antes da fadiga.

1.3. JUSTIFICATIVA

Desenvolver um método de baixo custo (aproximadamente 150 dolar) e simplificado, sem o uso da eletromiografia, para caracterizar uma situação de fadiga será útil, inicialmente, para as áreas de pesquisa básica. A correta definição da fase de fadiga de um músculo auxiliará o aperfeiçoamento dos protocolos experimentais. Por exemplo, os protocolos que se baseiam em contrações musculares sucessivas, mas em que se deseja evitar o efeito acumulativo da fadiga, terão de, previamente, identificar a tempo de fadiga correto do músculo em estudo.

Além disso, haverá contribuição também na pesquisa aplicada e na clínica, em áreas tão diversas quanto a educação física e o treinamento esportivo, ou a reabilitação e a fisioterapia. Como exemplo prático pode citar: uso em academia de musculação, com o sistema proposto conectado aos aparelhos e facilitando a coordenação muscular tanto nas contrações concêntricas e excêntricas, pelo recurso de uma retroalimentação visual durante os exercícios, de forma a evitar lesões mioarticulares devido a movimentos bruscos.

Cabe-se observar que, nestes cenários, a análise da fadiga com base na técnica de EMG, sobretudo a invasiva, é praticamente inviável, enquanto que o uso de uma célula de carga é comparativamente simples e barata.

1.4. ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

O trabalho foi estruturado em 5 capítulos, além desta introdução. No capítulo 2 é feita uma introdução teórica de aspectos relacionados à aquisição e análise de sinais de força. O capítulo 3 descreve os procedimentos e métodos para a medição da CVM, a aquisição e registro do sinal de força variável. A descrição, análise e validação dos resultados dos testes experimentais são apresentadas no capítulo 4. O capítulo 5 aborda a discussão dos resultados e as implicações para a pesquisa. No capítulo 6, é apresentada a conclusão desta análise. Ao final do trabalho, numa seção de apêndice, foram acrescentados os documentos complementares e dados experimentais completos a respeito dos participantes, sem identificação.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA E DESCRIÇÃO DO HARDWARE DE AQUISIÇÃO

Este capítulo apresenta alguns fundamentos teóricos a respeito da análise dos sinais de força, bem como uma descrição do *hardware* implementado para a realização do trabalho. Inicialmente, é apresentada uma breve descrição da pesquisa, para contextualizar os conceitos apresentados nas próximas seções.

O foco principal desta pesquisa foi avaliar o comportamento das variáveis erro ARV, erro RMS, MNF e MDF no processo de fadiga do membro superior dominante, quando os voluntários são submetidos ao esforço repetitivo em situação isométrica com força variável. O protocolo experimental foi realizado em duas etapas: mensuração da CVM e aquisição e registro do sinal elétrico proveniente da célula de carga a ser submetida ao esforço físico variável.

A análise matemática dos parâmetros ARV, RMS, MNF e MDF foram efetuadas a partir dos sinais de força adquiridos. Os dados coletados foram enviados a um sistema de aquisição e amplificação de sinais e projetados na tela de um computador em forma de gráficos em tempo real, juntamente com a força-alvo. Este método permitiu que o voluntário obtivesse um *bio feedback* em tempo real do seu teste, o que facilitou o acompanhamento do sinal em forma triangular deslocando na tela do computador. Este mecanismo possibilita ao participante o controle sobre a quantidade de força produzida pelo membro superior dominante. Os dados coletados foram armazenados, processados e analisados.

Nas seções seguintes, são descritos alguns conceitos teóricos e algumas ferramentas de *hardware* necessário ao desenvolvimento desta pesquisa. A seção 2.1 trata do conceito de contração voluntária máxima (CVM), comumente utilizada na definição de protocolos experimentais nos testes de eletromiografia de superfície, e que neste experimento serviu de referência para os testes de força variável. De fato, a faixa de esforço a ser realizado por cada participante é tipicamente em função de sua CVM particular. Em seguida, a seção 2.2 descreve os equipamentos básicos utilizados e o circuito de aquisição projetado para aquisição da CVM e dos sinais de força variável. O *software* necessário para esta aquisição, por sua vez, é abordado na seção 2.3. Finalmente, a seção 2.4 descreve as ferramentas matemáticas utilizadas na análise dos sinais de forças, e destaca o cálculo dos principais parâmetros utilizados nesta pesquisa, para caracterização da fadiga.

2.1. CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA MÁXIMA E FORÇA VARIÁVEL

Contração voluntária máxima é o maior valor da força isométrica dos músculos em questão (WINTER, 1990; BARTLETT, 1999); é a maior força que pode mobilizar de forma voluntária o sistema neuromuscular através de uma contração com movimento (dinâmica) ou não (estática) (WEINECK, 1999; PLATONOV BULATOVA e 1998).

A ativação das fibras musculares de uma unidade motora ocorre num processo conhecido como a lei de tudo ou nada, isto é, todas as fibras são ativadas e se contraem ao mesmo tempo, ou nenhuma fibra se contrai. No entanto, algumas unidades motoras são recrutadas no mesmo músculo, enquanto outros não se contraem. Este mecanismo possibilita o controle sobre a quantidade de força produzida por um músculo (FLECK E KRAEMER, 1999,. BRAY, et al, 2003). Assim, quanto maior for o número de unidades motoras recrutadas no mesmo músculo, maior será a força desenvolvida por ele. Quando aumenta um estímulo, a força gerada pelo músculo é aumentada pelo recrutamento de unidades motoras adicionais (POWERS E HOWLEY, 2000). Para que um músculo produza a força máxima, é necessário que todas as unidades motoras sejam recrutadas.

No entanto, algumas unidades motoras têm um limiar elevado de excitação e por isso em indivíduos não treinados podem não ser capaz de recrutar unidades motoras (SCHMIDTBLEICHER, 1992; STALBERG E FALCK, 1997). HERZOG (2000) indica que, para um determinado músculo, a força gerada em qualquer momento depende principalmente do comprimento dos músculos, da ativação neuronal e da taxa de contração. O princípio do tamanho de Henneman ou o princípio de tamanho de unidades motoras (STALBERG E FALCK, 1997), afirma que unidades motoras pequenas serão recrutadas no início do esforço e, com o aumento da força produzida, unidades progressivamente maiores serão recrutadas. De acordo com ENOKA et al (1988) e BRAY (2003), depois de serem recrutadas as unidades lentas, dois mecanismos de ativação neuronal (número de unidades motoras ativadas e sua respectiva frequência de estimulação) passam a suprir o aumento da demanda crescente de energia. Nos músculos dos membros os dois mecanismos são ativados em contrações voluntárias isométricas entre 50% e 80% da CVM.

Cabe observar que, para o estudo de fadiga muscular, é comum o uso de protocolos de exercícios físicos isotônicos em faixa de força variando de cerca de 25% a 30% da CVM até cerca de 55% a 60% da CVM (Peixoto, LRT 2008). De fato, níveis inferiores a 25% dificilmente levam ao estado de fadiga em curto tempo (DEVRIES,1968 e MATON, 1981), enquanto que valores superiores a 60% podem resultar em fadiga após um período muito curto para uma aquisição apropriada dos sinais, já que em torno destes valores a maioria das

unidades motoras já foi recrutada (DELUCA et al. 1982 e MORITANI e MURO 1987). O presente trabalho utilizou a faixa de força variável oscilando entre 30% a 60% da CVM, conforme é abordado no capítulo 3.

2.2. O HARDWARE DE AQUISIÇÃO

A Figura 1 ilustra o diagrama em blocos do sistema de aquisição dos sinais de força. O sinal elétrico, proveniente da célula de carga (conjunto formado por extensômetros e a ponte de Wheatstone), é transmitido para o amplificador de diferenças. O circuito limitador, através do diodo zener, ceifa os picos de tensão superiores a 5 volts. Posteriormente, o sinal é digitalizado na placa conversora DLP IO8 e enviado ao computador, que processa o sinal e projeta na tela permitindo aos voluntários a realimentação visual dos testes. As Figuras 2 e 3 mostram as fotos do protótipo utilizado nos testes. Nas seções seguintes, cada bloco é descrito com mais detalhes.

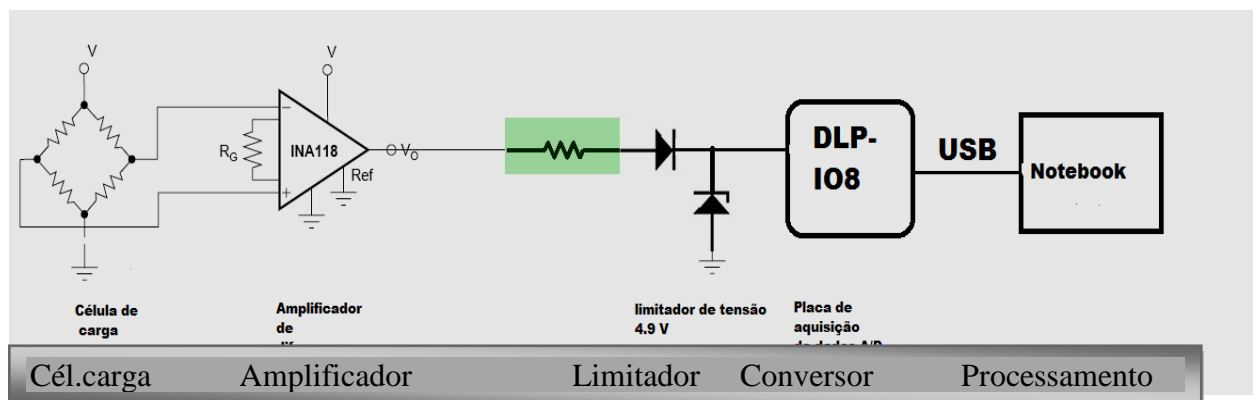


Figura 1 - Sistema de aquisição de sinais de força desenvolvido.

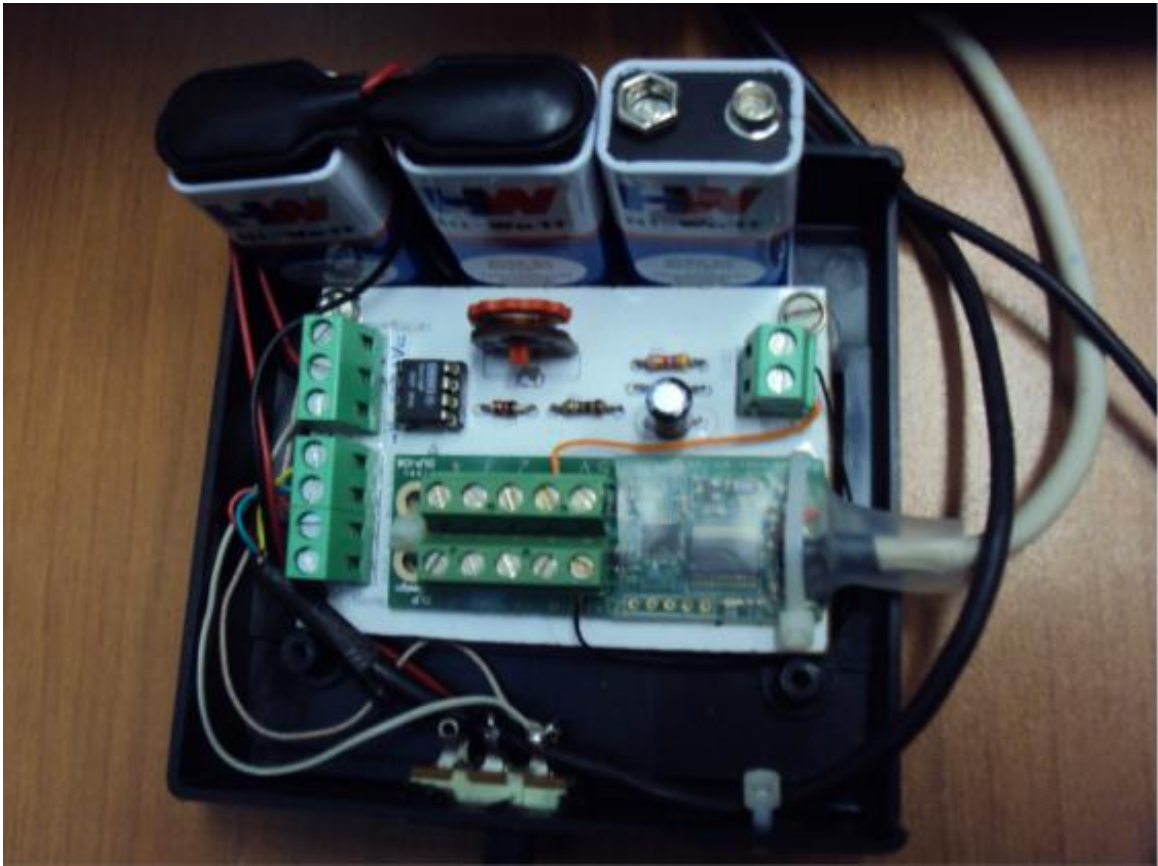


Figura 2 - Placa de aquisição dos sinais de força, utilizando duas baterias de 9 volts.



Figura 3 - Conjunto de *hardware* para aquisição de sinais de força.

2.2.1. Célula de Carga

De acordo com CARER E CARRARO (2007), o dispositivo utilizado para medir certa grandeza física, e transformá-lo em outro tipo de grandeza, por exemplo para aquisição por um computador digital, é chamado de sensor. A célula de carga utilizada nesta pesquisa é um exemplo de sensor, já que permite converter sinais de força em sinais elétricos. A Figura 4 ilustra o sensor de carga utilizado nesta pesquisa; suas características elétricas, por sua vez, são mostradas na Tabela 1.

A célula de carga utilizada neste trabalho é um componente eletro mecânico cujo preço varia em torno de 12 dolar. Elas são compostas de um ou mais sensores de tensão conhecidos como extensômetros, que medem a deflexão ou flexão de um corpo e a convertem em uma saída de tensão elétrica. O sinal elétrico em microvolts muda de acordo com a intensidade da carga aplicada em sua estrutura física. A célula consiste em um ou mais aferidores de tensão (*strain gauges*), conectados a um circuito chamado ponte de Wheatstone, que permite medir o desequilíbrio entre os resistores (um deles o *strain gauge*) e, assim, a tensão elétrica associada à deformação da estrutura. Posteriormente, o sinal de baixa intensidade gerado pela deformação é amplificado e digitalizado.

Existem vários tipos de configurações de ponte. A melhor configuração é a configuração conhecida como a ponte inteira (CARER E CARRARO, 2007) que pode alcançar melhores resultados, devido à sua alta sensibilidade.



Figura 4 - Célula de carga utilizada. Fabricante: AEPH do BRASIL Ind. e Com Ltda.

Tabela 1- Especificações da Célula de carga usada.

Fonte: AEPH do BRASIL Ind. e Com Ltda.

Material	Alumínio Anodizado
Sensibilidade	2 mV/V +/- 10%
Massa	120 g
Histerese	<0,003%
Faixa de temperatura operacional	- 20 °C A 50 °C
Tensão recomendada	10 V
Tensão máxima de excitação	15 V
Resistência elétrica de entrada	410 Ω +/- 30 Ω
Resistência elétrica de saída	350 Ω +/- 3 Ω
Resistência de isolamento (50 V)	>2 G Ω
Grau de proteção	IP-67

2.2.2. Amplificador de diferenças

A necessidade de utilização de amplificadores diferenciais surge frequentemente no projeto de sistemas eletrônicos, especialmente em instrumentação. Um exemplo comum é na utilização de uma célula de carga que tem nos seus terminais de saída uma pequena diferença de potencial, por exemplo, na ordem de 1 mV, e que pode sofrer a interferência de um sinal muito mais elevado, por exemplo na ordem de 1 V. Os sinais provenientes da célula de carga deverão portanto ser amplificados utilizando um amplificador de diferenças de alto ganho e alta taxa de rejeição de modo comum (CMRR), de modo a reduzir o efeito da interferência.

A eficácia do amplificador de diferenças é medida pela sua capacidade de rejeição de sinais de modo comum relativamente aos sinais diferenciais. Nesta pesquisa, a etapa de amplificação dos sinais é realizada com amplificadores de instrumentação de precisão INA118. Seu esquema simplificado está mostrado na Figura 5. Este circuito integrado (CI) é utilizado em aplicações que envolvem aquisição de dados e instrumentação médica. É um amplificador apropriado para uso em sistemas operados a bateria, pois sua corrente quiescente é bem pequena, na ordem de 350 μ A. Seu *slew-rate* foi eficaz no sistema, realizando a aquisição de dados rapidamente, apresentando o resultado em tempo real. Sua alta taxa de rejeição de modo comum visa bloquear a tensão de modo comum dos sinais de 60 Hz que porventura possam existir devido às ligações de equipamentos à rede elétrica.

Suas principais características são:

- I. Alta taxa de rejeição de modo comum
- II. Baixo nível de ruído ($0,28 \mu\text{Vp-p}$);
- III. Ganho ajustável (1 a 10.000);
- IV. Baixo valor de corrente quiescente ($350 \mu\text{A}$).

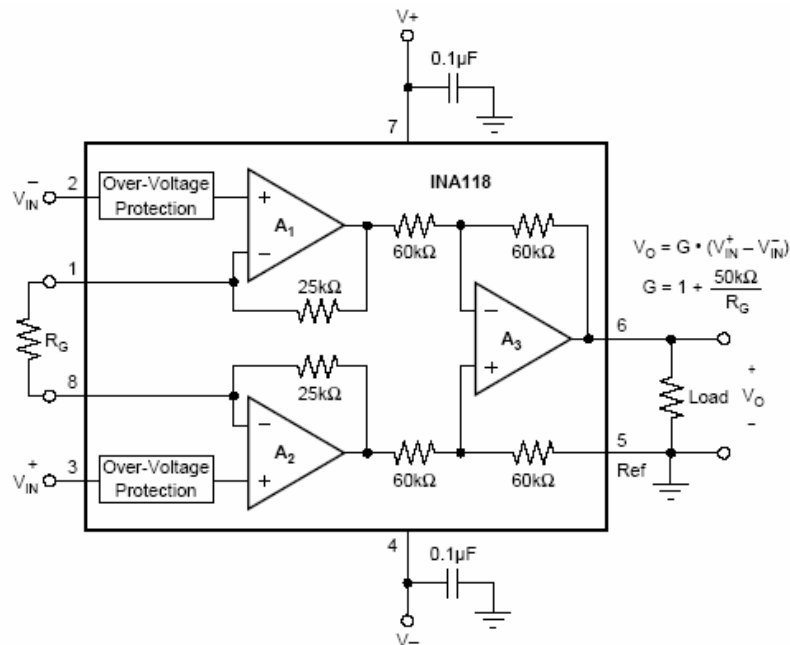


Figura 5 - Esquema simplificado do circuito integrado INA 118. Fonte: folha de dados do INA118, da Texas Instruments, 2005.

2.2.3. Placa conversora analógico-digital - *DLP-IO8-G Fabricante - DLP Design, Inc.*

O Módulo de Aquisição de Dados DLP- IO8 (Figura 6) é uma placa de baixo custo (aproximadamente 30 dolares), fácil de usar em sistema de aquisição de dados para medir tensões, para controle e monitoramento de processos e aquisição de dados. Cada um dos canais disponíveis pode ser configurado para qualquer um dos modos analógico, digital, ou de temperatura, por meio de um único byte de comando. Os dados são enviados via porta USB ao PC, onde são lidos e processados.

Dentre as importantes características técnicas da placa conversora, cabe destacar que ela é alimentada pela porta USB, e cada um de seus canais opera, quando em modo digital, com nível de tensão determinado pela alimentação do sistema. Quando em modo de entrada analógica, por outro lado, cada canal converte a tensão elétrica aplicada, suposta entre 0 V e 5 V, em representação digital, com resolução de 10 bits.



Figura 6 – Placa DLP-IO8-G, da DLP Design Inc., para aquisição de dados com 8 canais.

2.3. SOFTWARE DE AQUISIÇÃO

O programa para aquisição dos sinais de força foi desenvolvido em Visual Studio (Microsoft ®). O código fonte é fornecido no Apêndice J.

Os dados coletados foram convertidos em código digital pela placa DLPIO8 e enviados a uma porta USB, onde foram lidos, processados e mostrados em gráfico na tela do computador. Conforme ilustrado na Figura 7, os sinais de força assim adquiridos foram comparados em tempo real à força-alvo, de forma a permitir que os voluntários, durante os testes, acompanhassem o seu desempenho e buscassem aproximar ao máximo a força realizada da força-alvo.

Os dados experimentais assim adquiridos foram gravados e catalogados em arquivos textos, para posterior análise gráfica e extração dos parâmetros de interesse. Os sinais adquiridos possibilitam diversos tratamentos matemáticos, tais como: cálculo do valor retificado médio, transformada rápida de Fourier janelada, frequência mediana, frequência média, etc. Para este tratamento matemático foi utilizado o aplicativo *MATLAB 2010* (Mathworks®, Natick, EUA).

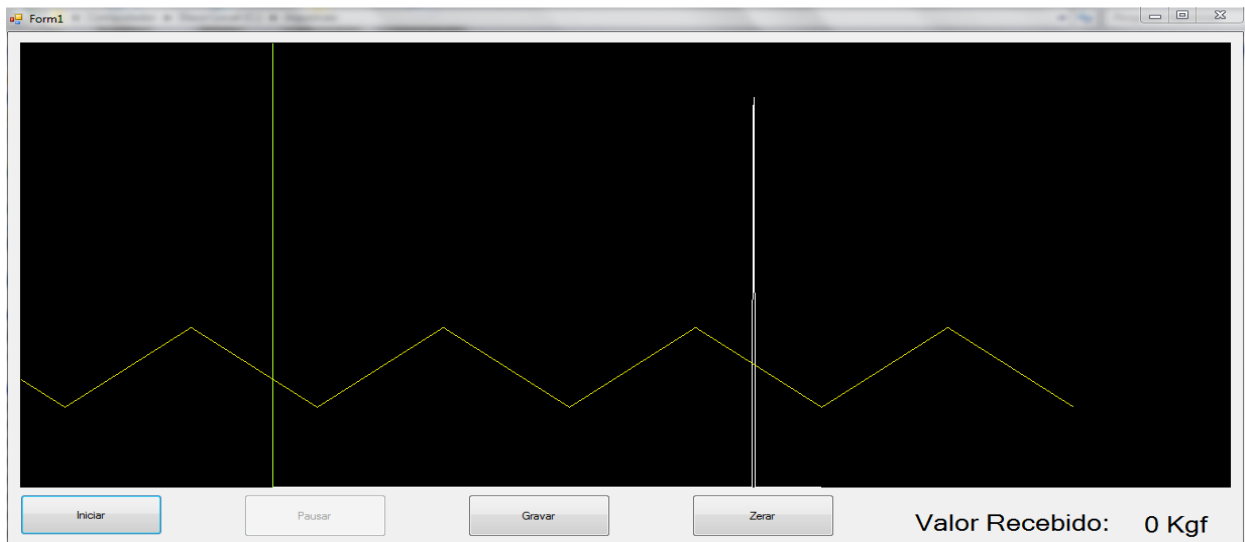


Figura 7 – Sinal de força de referência (força-alvo) a ser seguido por um voluntário (onda triangular, em verde). Os limites inferior e superior correspondem, respectivamente, a 30 % e a 60 % da CVM para aquele voluntário. O sinal em branco ilustra um sinal proveniente da célula de carga, gerado para teste do sistema de aquisição.

2.4. FERRAMENTAS MATEMÁTICAS UTILIZADAS PARA A ANÁLISE DO SINAL DE FORÇA

Em estudos de fadiga baseados em sinais de EMG, é comum a avaliação da frequência mediana e da frequência média associadas ao conteúdo espectral destes sinais, ao longo de janelas de comprimento fixo. Outros parâmetros utilizados são o valor do nível de tensão do sinal de EMG em valor eficaz (RMS) e valor médio retificado (ARV).

Com o intuito de avaliar se os sinais de força também apresentam um comportamento característico durante a fadiga, este trabalho avalia a frequência mediana e a frequência média correspondente a estes sinais, durante a realização de força variável resultante em fadiga.

Por outro lado, a utilização da célula de carga fornece uma medida direta do sinal de força gerada por cada participante em resposta à força alvo traçada na tela. Assim, é possível avaliar ainda o erro instantâneo entre o sinal gerado e o sinal de referência. Busca-se avaliar se este erro também apresenta, na média e em valor eficaz, um comportamento característico diante da fadiga.

A seção 2.4.1 aborda o cálculo do valor médio retificado (ARV) e do valor RMS associado ao erro instantâneo entre a força realizada e a força-alvo. Em seguida, as seções 2.4.2 e 2.4.3 apresentam uma breve síntese acerca da transformada direta de Fourier e da transformada discreta de Fourier janelada, respectivamente. Esta transformada é utilizada no cálculo da

frequência mediana e da frequência média dos sinais de força, conforme indicado na seção 2.4.4.

2.4.1. Valor retificado médio (ARV) do erro e valor eficaz (RMS) do erro

A amplitude do erro do sinal adquirido foi estimada por meio dos parâmetros ARV (Average Rectified Value – Valor Retificado Médio) e RMS (Root Mean Square – Raiz quadrática Média), para o estudo do crescimento ou decaimento destes indicadores ao longo do tempo. A finalidade foi averiguar como esses parâmetros se comportam durante o surgimento da fadiga. Esses indicadores são os mais comumente utilizados para analisar a amplitude dos sinais EMG superficiais (FARINA; MERLETTI, 2000).

Para sinais com distribuição Gaussiana, a RMS é um estimador melhor se comparado ao ARV, este é mais indicado para sinais com distribuição Laplaciana (FARINA; MERLETTI, 2000).

ARV - Dado o sinal de referência, s_r , e o sinal de força efetivamente realizado pelo participante, s , o valor médio retificado (ARV) do erro observado em uma janela destes sinais é dado por

$$E_{ARV} = \frac{1}{N_j} \sum_{n=i}^{N_j+i-1} |e[n]|, \quad (2.1)$$

onde N_j é o número de amostras na janela considerada, i é o índice de tempo do início da janela e $e[n]$ é o erro entre o sinal de força realizado e a força-alvo, dado por

$$e[n] = s[n] - s_r[n], \quad (2.2)$$

Observe que o ARV do erro é a média aritmética de seu valor absoluto, para cada janela considerada. É, portanto, um valor sempre não negativo. Valores altos de E_{ARV} indicam que, durante um período, o participante não conseguiu realizar uma força próxima da referência.

A outra medida de erro médio aqui utilizada é o valor eficaz, ou *root mean square* (RMS). O valor eficaz é definido como a raiz quadrada do erro quadrático médio, ao longo de cada janela considerada. Este valor corresponde ao nível constante que apresenta a mesma energia média que o sinal analisado (no caso, o sinal correspondente ao erro instantâneo da força realizada pelo participante).

Assim, para a janela de N_j amostras definida a partir da amostra i , o valor eficaz do erro associado à força realizada é dado por

$$E_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N_j} \sum_{n=i}^{N_j+i-1} e^2[n]}, \quad (2.3)$$

onde $e[n]$ é o erro instantâneo entre o sinal de força realizado e a força-alvo, definido em (2.2).

2.4.2 Transformada Discreta de Fourier (DFT)

A transformada de Fourier, que teve origem com os trabalhos do matemático francês Jean Baptiste Joseph Fourier (1768 - 1830), é uma transformada integral que permite realizar a transformação de funções não periódicas do domínio do tempo para funções representadas no domínio da frequência, conforme ilustrado na Figura 8.

Matematicamente, o objetivo desta transformada é permitir representar um sinal não periódico $x_c(t)$ (suposto inicialmente em domínio contínuo) como uma integral de exponenciais complexas do tipo $\exp(j2\pi ft)$, onde t representa o tempo e f representa a frequência. A integração que gera $x_c(t)$ a partir das exponenciais é então realizada com respeito à variável f , segundo (OPPENHEIM, 1997)

$$x_c(t) = \int_{-\infty}^{\infty} X_c(f) \exp(j2\pi ft) df, \quad (2.4)$$

e o peso de cada exponencial, nesta integral, corresponde à transformada $X_c(f)$ de $x_c(t)$, dada por (OPPENHEIM, 1997)

$$X_c(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x_c(t) \exp(-j2\pi ft) dt. \quad (2.5)$$

A transformada de Fourier tem importantes aplicações em diversas áreas, para análise, síntese e simulação de sistemas lineares, tendo em vista que funções exponenciais complexas representam autofunções deste tipo de sistema (OPPENHEIM, 1999). Destacam-se, nestas aplicações, as áreas de processamento de sinais digitais, projetos de filtros para instrumentação, projeto de espectrômetros, comunicações analógicas e digitais, análise de circuitos, entre outras (ALEXANDER, 2003).

A dedução da equação da transformada de Fourier é realizada a partir da identidade de Euler e da generalização da série de Fourier, utilizada para representar sinais periódicos como somas de funções senoidais ou de exponenciais complexas (OPPENHEIM, 1997).



Figura 8 – Diagrama esquemático da transformada de Fourier.

Fonte: *Wavelet Toolbox™ User's Guide*. COPYRIGHT 1997–2010 by The MathWorks, Inc.

Para aplicar a transformada de Fourier a sinais amostrados, como é o caso dos sinais de força aqui analisados, é necessário realizar algumas modificações para discretizar a equação, pois a transformada original se aplica apenas a sinais em domínio contínuo. Considerando-se um sinal $x[n] = x_c(nT_s)$, obtido pela amostragem de x_c a intervalos de amostragem constantes T_s , é possível, a partir de N amostras de x , calcular N amostras da transformada de Fourier X_c de x_c . De fato, a transformada discreta de Fourier (DFT) de x é definida para diferentes índices de frequência $k \in \{0, 1, 2, \dots, N-1\}$ e é dada por

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-j2\pi \frac{n}{N} k}, \quad (2.6)$$

onde cada valor $X[k]$ equivale a uma amostra de $X_c(f)$.

Embora a transformada discreta realize o trabalho de transformação através de um fórmula relativamente simples, sua complexidade computacional, proporcional a N^2 (já que se efetuam N produtos para o cálculo de cada um dos N termos $X[k]$), torna sua aplicação direta lenta para sequências longas de amostras e para processamento em tempo real. O tempo de processamento necessário se torna longo demais. O algoritmo da transformada rápida de Fourier (FFT) obtém os mesmos resultados da transformada discreta, mas reduz a complexidade através da fatoração da sequência de valores que deve ser transformada (SMITH, 1995; OPPENHEIM, 1999). A fatoração consiste na subdivisão sucessiva da sequência de amostras que deve ser transformada, e causa a alteração na posição dos

resultados forçando sua reordenação. A reordenação das amostras pode ser realizada antes da transformação (fatoração no tempo) ou depois da transformação (fatoração na frequência) e os resultados obtidos das duas formas são os mesmos. Para fazer estas análises foi utilizado um programa desenvolvido em linguagem *MATLAB 2010* (*Mathworks*®, *Natick*, EUA), que já apresenta uma implementação eficiente da FFT baseada na fatoração no tempo.

2.4.3. transformada discreta de Fourier janelada (STFT)

A análise de Fourier tem uma importante desvantagem, no que diz respeito à evidenciação de eventos muito localizados no tempo. Ao transformar o sinal para o domínio da frequência, não ficam mais evidenciados os intervalos de tempo em que ocorreram determinados eventos (embora seja possível obter esta informação de forma mais indireta, calculando-se a transformada inversa de Fourier).

Se as propriedades dos sinais não mudarem ao longo do tempo, isto é, se o sinal for estacionário, esta desvantagem não é importante; afinal, nesta situação não é necessário diferenciar eventos ao longo do tempo. Entretanto, para a maioria dos sinais não estacionários, verificar a dinâmica do sinal é interessante. Por exemplo, pode ser de interesse do pesquisador determinar diferentes tendências ao longo do tempo, mudanças abruptas, começos e fins de eventos, etc. e a análise de Fourier não é adequada para evidenciar estes aspectos; é o caso desta pesquisa, em que se pretende avaliar o comportamento dos parâmetros de interesse ao longo do exercício físico especificado, à medida que se aproxima da fadiga.

Como alternativa, (Dennis Gabor, 1946) adaptou a transformada de Fourier para analisar apenas uma pequena parcela do sinal de cada vez, uma técnica chamada janelamento do sinal, ilustrada na Figura 9. A essa adaptação Gabor chamou de *short-time Fourier transform* (STFT), ou transformada discreta de Fourier janelada. Note que esta transformada mapeia um sinal para uma função bidimensional de tempo e frequência, onde o tempo especifica a janela do sinal considerada e a frequência representa cada componente em exponencial complexa do sinal. Em outras palavras, a transformada de Fourier é calculada para cada segmento do sinal, gerando diferentes valores para cada frequência (como na transformada de Fourier) e para cada valor de tempo, associado a uma janela específica.

A STFT é, portanto, uma ferramenta de análise de sinais não estacionários, por meio de uma representação tempo-frequência, na qual um dado sinal $x_c(t)$ é submetido a um janelamento por meio da função $w(t)$, que possui suporte finito no eixo dos reais e encontra-se centrada em t_0 (Andrade. M. M, 2006).



Figura 9 – Transformada discreta de Fourier Janelada

Fonte: *Wavelet Toolbox™ User's Guide*. COPYRIGHT 1997–2010 by The Math Works, Inc.

Assim sendo, dado um sinal em tempo discreto x , a STFT de x , avaliada no índice de frequência k , é dada por

$$X_i[k] = \sum_{n=i}^{N_j+i-1} x[n-i]w[n]e^{-j2\pi\frac{n-i}{N}k}, \quad (2.7)$$

onde N_j é o número de amostras na janela w considerada e i é o índice de tempo do início da janela.

2.4.4. Frequência Mediana (MDF) e Frequência Média (MNF)

Os parâmetros usados para avaliar o desvio espectral dos sinais de força foram a frequência média (MNF) e a frequência mediana (MDF). A finalidade desta análise é verificar como se comportam estes indicadores para os sinais de força com o surgimento da fadiga, já que eles são universalmente utilizados em análises baseadas em sinais de EMG (FARINA; MERLETTI, 2000).

Cada um destes indicadores tem suas vantagens e desvantagens, nos sistemas baseados em sinais de EMG. A frequência mediana é muito usada para a detecção de fadiga muscular fisiológica (McHugh, MP et al 2001). Ela é mais indicada do que a frequência média para analisar a fadiga muscular, por ter menor sensibilidade às interferências e ser mais sensível aos processos bioquímicos e fisiológicos que ocorrem dentro dos músculos (STULEN; De LUCA, 1981). Já os valores da frequência média possuem desvios padrões menores do que a MDF (FARINA; MERLETTI, 2000). A MDF representa o centro geométrico do espectro, ou seja, a frequência na qual a densidade do espectro encontra-se dividida em duas regiões de áreas iguais (FARINA; MERLETTI, 2000; Stulen, DeLuca, 1981). Desta forma, dada a transformada discreta janelada do sinal considerado (no caso, o sinal de força x), a frequência mediana para a janela iniciada na i -ésima amostra é dada por

$$f_{MDF} = \frac{k_{MDF} f_s}{N_j}, \quad (2.8)$$

onde f_s é a frequência de amostragem e k_{MDF} é o índice de frequências tal que

$$\sum_{k=0}^{k_{MDF}} |X_i[k]|^2 = \sum_{k=k_{MDF}+1}^{\frac{N_j-1}{2}} |X_i[k]|^2, \quad (2.9)$$

com X_i a transformada janelada de x , dada por (2.7), e considerando-se que o número de amostras em cada janela, N_j , é par.

Já a frequência média é definida como a média de todas as frequências do sinal avaliado, ponderada pelos quadrados dos valores absolutos da transformada de Fourier. Assim, para a janela iniciada na i -ésima amostra a frequência média MNF é dada por

$$f_{mf} = \frac{k_M f_s}{N_j}, \quad (2.10)$$

onde

$$k_M = \frac{\sum_{k=0}^{\frac{N_j-1}{2}} k |X_i[k]|^2}{\sum_{k=0}^{\frac{N_j-1}{2}} |X_i[k]|^2}. \quad (2.11)$$

3. MÉTODOS E PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Este capítulo aborda os métodos e procedimentos experimentais utilizados para a coleta dos dados experimentais, desde a medição da CVM de cada voluntário até a aquisição dos sinais de força variável.

O trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Instrumentação e Processamento de Imagens e Sinais, da Faculdade de Tecnologia da Universidade de Brasília (UnB). Foram incluídos nesta pesquisa quinze voluntários jovens, entre 20 e 50 anos de idade, do sexo masculino, selecionados dentre estudantes e professores da Universidade de Brasília. Foram excluídos da pesquisa os participantes com histórico de patologias osteoarticular ou neuromuscular, ou ainda usando fármacos que possam interferir na atividade muscular ou neurológica. Para esta seleção, os potenciais participantes foram submetidos a um questionário, apresentado no Apêndice E.

Todos os participantes seguiram o mesmo procedimento de coleta de sinais provenientes de uma célula de carga com capacidade máxima de 50 kgf, da AEPH do BRASIL Ind. e Com Ltda.

As seções 3.1 e 3.2 descrevem, respectivamente, a fase de preparação para a coleta dos dados experimentais e os materiais utilizados nesta coleta. Em seguida, a seção 3.3 descreve a etapa de medida de CVM, que foi utilizada na definição dos sinais de referência (força-alvo) utilizados na etapa seguinte. Finalmente, a seção 3.4 descreve a aquisição dos sinais de força variável durante as contrações isométricas, quando cada voluntário foi orientado a seguir a força-alvo até a fadiga.

Os procedimentos aqui descritos foram apresentados ao comitê de ética em pesquisa da Faculdade de Medicina, Universidade de Brasília. O plano de trabalho correspondente, a carta de encaminhamento ao comitê, o protocolo detalhado submetido e o termo de consentimento livre e esclarecido, assinado pelos participantes, são apresentados, respectivamente, nos Apêndices A, C, D e H. Com base nesta documentação, a realização da pesquisa foi aprovada pelo comitê de ética com o número CEP FM 070/2011.

3.1. PREPARAÇÃO

Previamente à realização do protocolo experimental, os equipamentos descritos no Capítulo 2 foram conectados, ajustados e calibrados. O cabo da célula de carga foi ligado ao circuito de aquisição, e a saída deste circuito foi ligada ao computador através da porta USB.

Todos os equipamentos permaneceram isolados da rede elétrica por meio de um *no-break*, durante o período dos testes, para evitar interferências da rede elétrica nos sinais de força captados.

Durante os experimentos, solicitou-se que cada voluntário se sentasse na cadeira com os joelhos a 90° e com a mão não dominante sobre a coxa. Foi regulada a altura do suporte da cadeira para que o cotovelo ficasse posicionado em 90° e não oferecesse desconforto ao voluntário. A célula de carga foi conectada a uma empunhadura que era segurada pela mão direita do voluntário, conforme destacado na Figura 10.

3.2. MATERIAIS UTILIZADOS NA EXECUÇÃO DA PESQUISA

Foram utilizados nos experimentos os equipamentos descritos a seguir.

- I. Empunhadura ajustável conectada à célula de carga por uma corrente.
- II. Cadeira especial com apoio do braço.
- III. Microcomputador.
- IV. Célula de carga para esforço máximo de 50 kgf – Transdutor de força.
- V. Circuito impresso onde está montado o amplificador de diferenças e a placa de aquisição A/D (DLP-IO8-G, da DLP Design Inc.).
- VI. Multímetro digital.
- VII. Fonte DC simétrica para alimentação dos circuitos eletrônicos.
- VIII. Programa aplicativo Visual Studio, com o software descrito no Capítulo 2, para a captura dos sinais provenientes da placa DLP-IO8-G.

3.3. MEDIÇÃO DA CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA MÁXIMA

Antes do dia da medição da CVM, os voluntários inicialmente receberam orientações sobre o protocolo experimental, assim como informações dos requisitos: dormir entre 6 e 8 horas na noite anterior à coleta, não praticar atividade física no período anterior e durante a pesquisa. Aceitas essas condições, poderiam participar da pesquisa após a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice H).

Em seguida foram obtidos os dados individuais: os voluntários responderam ao questionário de avaliação clínica; conheceram o laboratório e os equipamentos. Cada voluntário foi colocado na posição sentada com o cotovelo em ângulo de 90° para serem registrado o sinal de força, conforme ilustrado na Figura 10. Após comando verbal, o indivíduo realizou a CVM isométrica por 5 segundos. A CVM de cada voluntário foi medida a partir do valor máximo de três tentativas de 5 segundos, separadas por 3 minutos de descanso (RAINOLDI *et al* 1999),

período suficiente para atingir o máximo da atividade e selecionar o trecho mais adequado do sinal de EMG (DE LUCA C J. 1997; 13: 135-63).

Os dados foram registrados e serviram como referência para a posterior fase de coleta dos sinais de força variável.



Figura 10 – Posicionamento do voluntário durante a medição da contração máxima voluntária (CVM) e durante a aquisição dos sinais de força variável.

3.4. AQUISIÇÃO E REGISTRO DO SINAL DE FORÇA VARIÁVEL

Na literatura sobre fadiga muscular, são poucos os estudos relacionados com força variável em situação isométrica sobre uma célula de carga. Nos estudos que existem relacionados com força variável, o que é avaliado é em geral o sinal de EMG, que varia, proporcionalmente, de acordo com o recrutamento de mais unidades motoras durante os exercícios fatigantes. Um exemplo é o artigo publicado pelo Journal of Electromyography and Kinesiology, com o título *Biceps brachii myoelectric and oxygenation changes during static and sinusoidal isometric exercises*. Este artigo compara o nível de força exercida com uma onda senoidal para avaliar parâmetros de EMG (FELICI, F e all, 2009).

No presente trabalho, o objetivo foi avaliar parâmetros de erro (RMS e ARV) e de frequência (média e mediana) associados à força variável exercida por um indivíduo sobre a célula de carga em posição isométrica. Durante a atividade, o participante foi orientado a exercer a

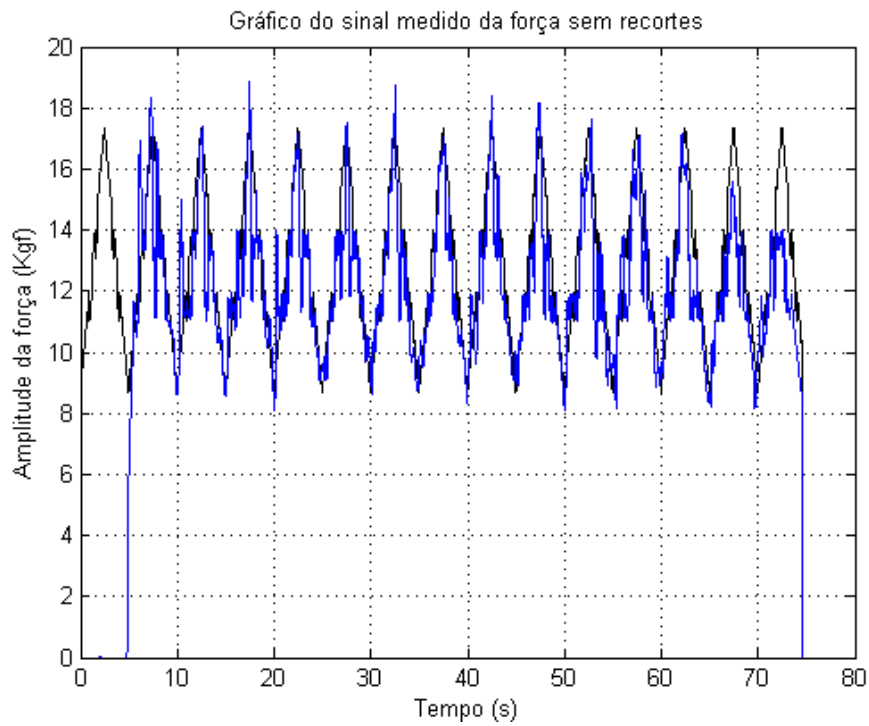
força variável de forma a aproximá-la o melhor possível da força-alvo projetada na tela do computador, que no experimento foi representada por uma onda triangular (Figura 7). O presente trabalho utilizou a faixa de força que oscilou entre 30% a 60% da CVM.

Optou-se por usar a força variável com contrações isométricas por serem mais raros, na literatura especializada, estudos sobre fadiga muscular neste tipo de contração. Outra motivação foi avaliar uma nova metodologia que posteriormente possa ser utilizada também no estudo da coordenação motora simultaneamente à fadiga muscular.

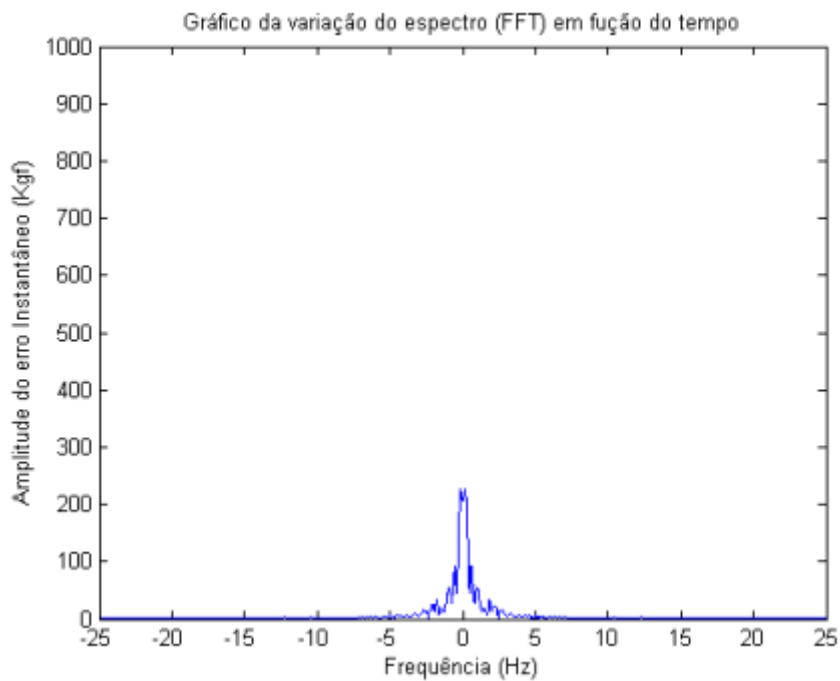
Na segunda seção, um dia após a coleta da CVM, foi feita a aquisição e registro do sinal de força variável. Durante a atividade, o participante foi orientado a exercer a força variável de forma a aproximá-la o melhor possível da força-alvo projetada na tela do computador, que no experimento foi representada por uma onda triangular (Figura 7). Optou-se por utilizar este tipo de sinal de referência por ser uma força variável de execução relativamente simples comparada a outros tipos de força variável. De fato, outros sinais de referência possíveis, como a onda quadrada, senoidal e a dente de serra foram testados, mas a que permitiu um acompanhamento com menor erro de coordenação foi a onda em formato triangular.

Para a aquisição, cada voluntário foi colocado na posição sentada com o cotovelo em ângulo de 90° (Figura 10) para ser registrado o sinal de força variável. O voluntário foi submetido ao exercício de fadiga isométrica, com carga que variava entre 30% e 60% da CVM, conforme discutido na seção 2.2. O experimento terminou no momento em que o voluntário foi incapaz de manter a carga dentro da faixa de 30% a 60% da CVM devido à fadiga muscular. Todos os sinais coletados foram gravados e processados no MATLAB 2010 (Mathworks®, Natick, EUA). Os dados obtidos são apresentados e analisados no capítulo 4.

Cabe ressaltar que, nesta análise, tentou-se avaliar de que forma se comportaram os erros e as frequências destacados, à medida que o participante se aproximava da fadiga muscular. Como exemplo dos dados a serem analisados, a Figura 11(a) e a Figura 11(b) mostram, respectivamente, o sinal de referência junto com o sinal de força gerado por um dos participantes, e o gráfico da transformada discreta de Fourier janelada do sinal de força, para uma das janelas consideradas. A análise dos sinais ilustrados na Figura 11(a) permite inferir o comportamento do erro instantâneo ao longo do tempo, enquanto que a observação da sequência das transformadas janeladas permite inferir o comportamento das frequências média e mediana ao longo do tempo (ver capítulo 2). Esta análise é descrita a seguir, no capítulo 4.



(a)



(b)

Figura 11- (a) Exemplo de um sinal de referência (força-alvo), em forma triangular, e do sinal de força correspondente gerado por um dos participantes; (b) transformada discreta de Fourier janelada de um sinal de força analisado, para um dos intervalos de tempo considerados.

4. RESULTADOS EXPERIMENTAIS, ANÁLISES E VALIDAÇÃO DOS TESTES

A análise matemática dos resultados teve como base a regressão linear, que procurou determinar a relação existente entre os parâmetros ARV, RMS, MDF, MNF e o tempo decorrido de contração, para cada participante. Os resultados foram observados a partir dos valores do coeficiente angular da reta da regressão linear, originados a partir de múltiplos janelamentos do sinal coletado ao longo do tempo.

Na regressão linear simples uma variável dependente (y) é descrita em função de outra (x), considerada independente. A relação funcional entre as duas variáveis pode ser representada em seu conjunto de dados por uma equação de 1º grau, cuja representação geométrica é uma linha reta descrita pela equação $y = m + \beta x$, que expressa o valor de y em função de x . Nesta descrição, y é a variável dependente ou de resposta, representada neste estudo pelos valores de erro RMS, MDF, MNF e erro ARV, x é a variável independente, representada, neste caso, pelo tempo (correspondendo a uma janela do sinal) e m e β são constantes, com m interceptação (valor de y correspondente ao ponto $x=0$) e β o coeficiente de regressão, coeficiente angular ou inclinação da reta de regressão.

O processamento no domínio da frequência utilizado foi baseado na transformada discreta de Fourier janelada (STFT), conforme descrito no capítulo 2. A partir da STFT obtém-se a densidade espectral de potência do sinal de força, ou seja, a distribuição de amplitude do erro para diferentes valores de frequência ao longo do espectro do sinal. Também neste capítulo foram feitas as validações dos resultados utilizando testes estáticos paramétricos e não paramétricos.

Este capítulo está organizado da seguinte forma. Inicialmente, a seção 4.1 apresenta resultados típicos observados para o sinal de força variável, seus erros em valor ARV e em valor RMS, e as frequências média e mediana associadas aos erros instantâneos. Estes resultados típicos são ilustrados também pelas retas de regressão correspondentes. Em seguida, a seção 4.2 sumariza os resultados associados às retas de regressão de todos os participantes, bem como as contrações máximas voluntárias de cada um deles. A seção 4.3 então apresenta uma primeira análise destes resultados, tendo em vista os comportamentos observados para os erros e as frequências ao longo de todo o experimento. Finalmente, a seção 4.3 apresenta a análise estatística dos resultados experimentais, usando testes paramétricos e não paramétricos.

4.1. APRESENTAÇÃO DE RESULTADOS TÍPICOS

4.1.1. Força medida e sinal sintético em forma triangular

Os principais resultados coletados nesta pesquisa se referem aos sinais de força variável realizados pelos participantes, em resposta à força-alvo a eles apresentada na tela do computador, em tempo real. Os parâmetros de interesse foram então extraídos a partir destes sinais

A Figura 12 ilustra a evolução do teste para um dos participantes, juntamente com a forma de onda triangular de referência. Cabe observar que, no início do procedimento, o participante leva um tempo até conseguir começar a acompanhar o sinal de referência. Ao final do sinal, a partir de cerca de 70 segundos decorridos do início da coleta, o participante passa a não conseguir mais acompanhar a referência, em virtude da fadiga muscular. A partir deste momento, é encerrado o procedimento.

Este comportamento é típico, dentre os observados em toda a pesquisa. Na seção de apêndice são apresentados os sinais gerados por todos os participantes.

A partir do sinal de força exercido pelo participante e do sinal de referência triangular, é possível determinar o erro instantâneo e seus valores retificado médio (ARV), eficaz (RMS) e as frequências média (MNF) e mediana (MDF) associadas aos espectros destes erros. Estes resultados são analisados adiante.

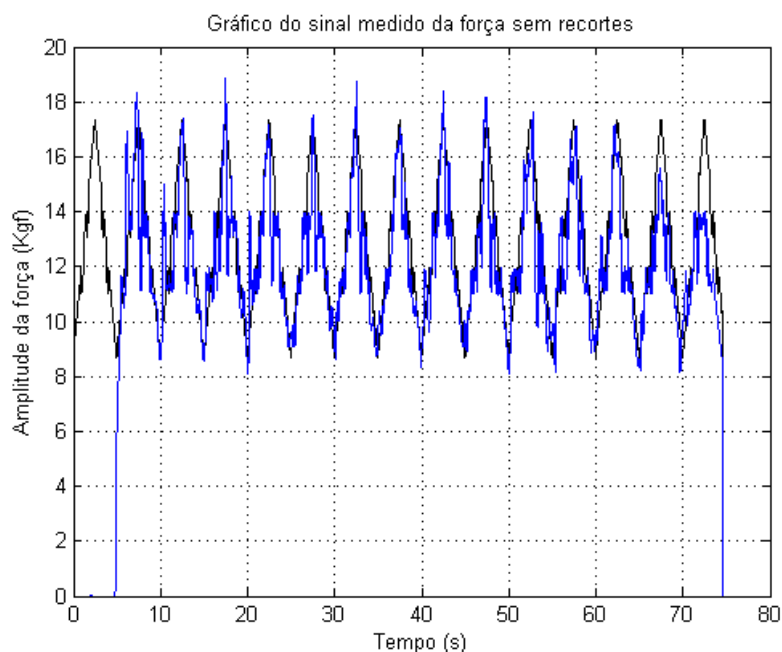


Figura 12 – Sinal de força variável gerado por um dos participantes medida e sinal de referência em forma triangular (força-alvo).

4.1.2. Erro em valor retificado médio (ARV) e reta de regressão

Uma vez coletados os sinais de força variável, o erro instantâneo, com respeito ao sinal de referência, foi determinado com base em (2.2). O valor ARV dos erros foi então calculado para janelas de 5 segundos, com deslocamento de uma amostra entre janelas consecutivas a partir de (2.1).

A Figura 13 ilustra os valores dos erros médios retificados calculados, para um dos participantes, bem como a reta de regressão correspondente, obtida por interpolação polinomial de primeira ordem. Os resultados de todos os participantes, referentes aos erros em ARV, são ainda apresentados no apêndice.

Cabe observar que houve uma tendência de aumento dos erros médios retificados, ao longo do exercício descrito (conduzindo à fadiga). Em consequência, a reta de regressão mostrou-se crescente, ou seja, com inclinação positiva. Este fato foi verificado para a maior parte dos participantes, conforme discutido adiante.

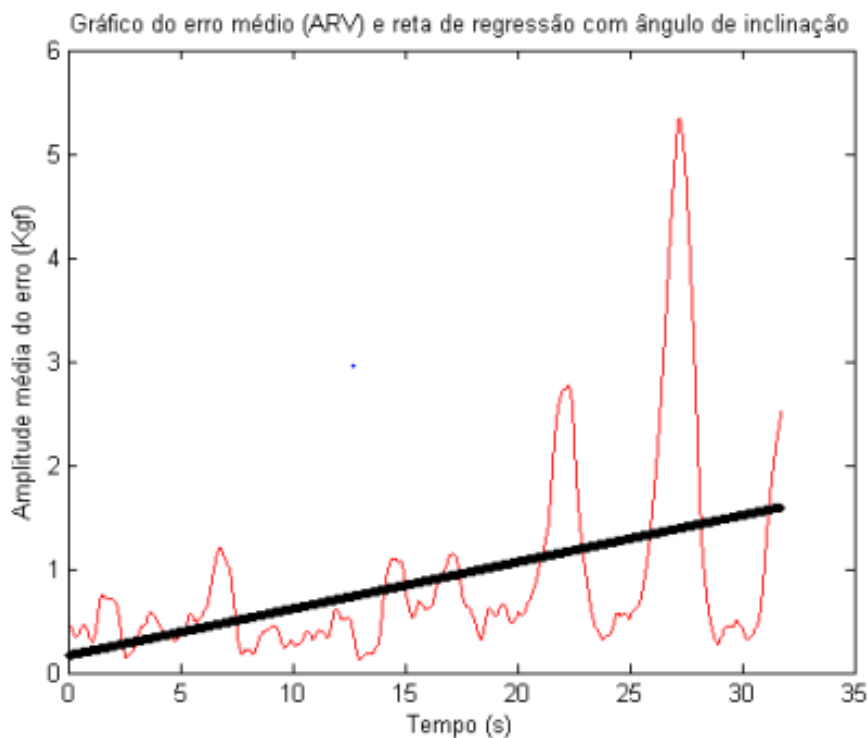


Figura 13 – Valores dos erros médios retificados (ARV) entre a força exercida e a força-alvo, para um dos participantes, juntamente com a reta de regressão correspondente.

4.1.3. Erro em valor eficaz (RMS) e reta de regressão

Dados os erros instantâneos entre a força variável exercida pelo participante e o sinal de referência triangular, também foram determinados os valores eficazes (RMS) dos erros, para

janelas consecutivas de 5 segundos com deslocamento de uma amostra entre janelas consecutivas.

A Figura 14 exemplifica uma sequência de erros medidos em valor eficaz, assim como a reta de regressão correspondente. Assim como no caso do erro ARV, observou-se uma tendência de aumento do erro ao longo do exercício fatigante, fenômeno analisado em mais detalhes adiante, com a reta de regressão correspondente apresentando inclinação positiva. A seção de apêndice contém os resultados referentes aos valores RMS dos erros para todos os participantes.

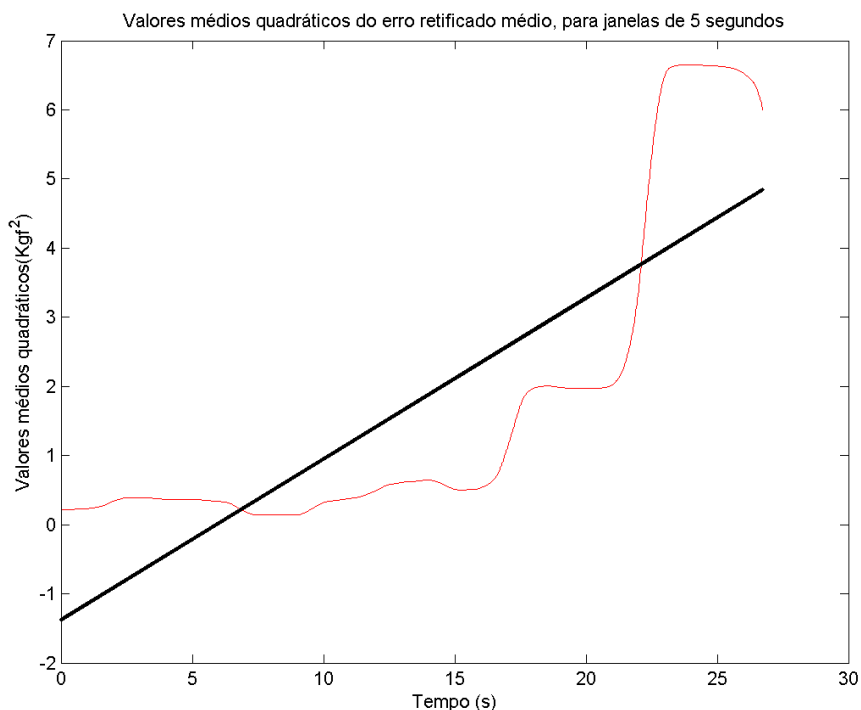


Figura 14 - Valores eficazes (RMS) dos erros entre força exercida e força-alvo, para um dos participantes, juntamente com a reta de regressão correspondente.

4.1.4. Frequência mediana (MDF) e reta de regressão

O parâmetro seguinte aqui ilustrado diz respeito à frequência mediana do espectro dos sinais de erro instantâneo. Os valores desta frequência, para as janelas consecutivas de 5 segundos, com deslocamento de uma amostra entre janelas consecutivas foram calculados com base em (2.8) e (2.9).

A Figura 15 ilustra os resultados da MDF para um dos participantes, juntamente com a reta de regressão correspondente. Observe que, ao contrário dos erros ARV e RMS, a MDF apresenta uma tendência ao decréscimo ao longo do tempo, diante do processo de fadiga, para o participante em questão. A inclinação da reta de regressão foi, desta forma, negativa, fato que se repetiu para a maior parte dos voluntários, conforme abordado adiante. O apêndice apresenta todas as curvas de MDF e suas respectivas retas de regressão.

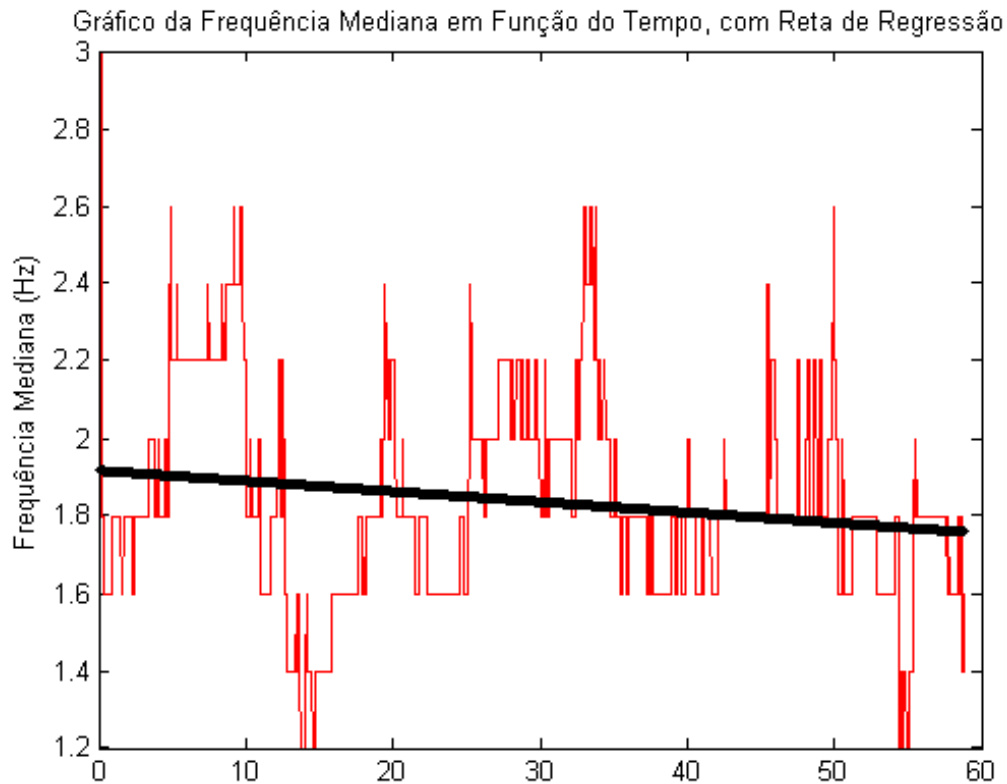


Figura 15 – Valores da frequência mediana (MDF) do espectro do erro instantâneo, para um dos participantes, juntamente com a reta de regressão.

4.1.5. Frequência média (MNF) e reta de regressão

Com base em (2.10) e (2.11), foram determinadas as frequências médias dos erros instantâneos associados aos sinais de força realizados, para janelas de 5 segundos com deslocamento de uma amostra entre janelas consecutivas. A Figura 16 ilustra os valores obtidos para um dos participantes, juntamente com a reta de regressão correspondente.

Como no caso da MDF, observou-se para este participante uma tendência de decréscimo do MNF ao longo do tempo, de forma que a inclinação da reta de regressão foi também negativa. Este fato foi constatado para a maior parte dos participantes, conforme analisado adiante.

As frequências médias para todos os participantes, e as retas de regressão correspondentes, são também apresentadas no apêndice.

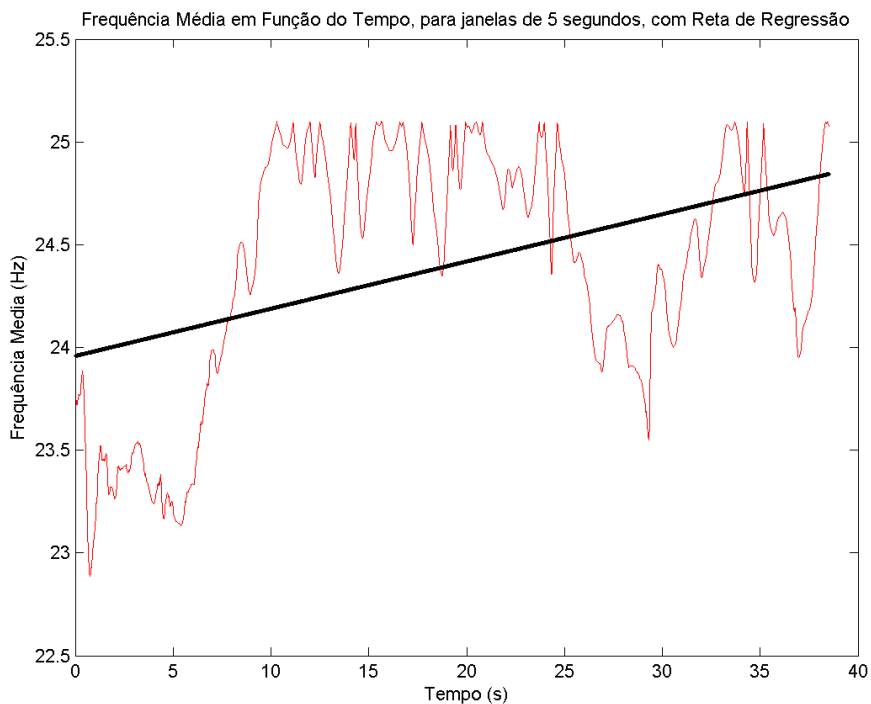


Figura 16 - Valores da frequência média (MNf) do espectro do erro instantâneo, para um dos participantes, juntamente com a reta de regressão.

4.2. DADOS DAS RETAS DE REGRESSÃO E DA CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA MÁXIMA (CVM)

Nesta seção, são apresentados os valores dos coeficientes de regressão associados aos quatro parâmetros de interesse, para todos os participantes. Estes coeficientes servem de base para os testes de hipóteses, conduzidos com o intuito de caracterizar os comportamentos destes parâmetros diante das contrações musculares isométricas conduzindo a fadiga.

Por questões éticas, não há identificação de nenhum participante, mas algumas características antropométricas são apresentadas. Estas características foram levantadas durante o questionário preliminar.

A Tabela 2 descreve, por sua vez, os coeficientes angular da reta de regressão para os quatro parâmetros de interesse de todos os participantes da pesquisa, conforme ilustrado nas seções 4.1.2, 4.1.3, 4.1.4 e 4.1.5 para cada parâmetro. Adicionalmente, foram levantados os coeficientes correspondentes aos trechos iniciais dos sinais de força. O intuito desta análise foi permitir comparar o comportamento de cada parâmetro no segmento completo dos exercícios (até a fadiga) com o comportamento no trecho inicial (antes da fadiga completa). Esta análise é apresentada nas seções 4.3 e 4.4.

Tabela 2 – Inclinações das retas de regressão dos erros em ARV, dos erros em RMS, das frequências médias (MF) e das frequências medianas (MDF), para os 15 participantes da pesquisa, juntamente com os dados antropométricos levantados.

Voluntário	Idade anos	Peso Kg	Altura m	CVM KGF	Tempo segundos	ARV β	ARV β ***	MDF β	MDF β ***	RMS β	RMS β ***	FM β	FM β ***
V1	29	129	1.86	34	30	0.00287	-0.01078	-0.0088	0.0148	0.0013	-0.0157	-0.05617	-0.040406
V2	22	76	1.75	31	32	0.005205	0.0035997	-0.002695	-0.00101	0.0028	0.0014	-0.017865	-0.0036716
V3	25	62	1.8	22	60	0.0008717	0.00028	-0.04222	0.00294	0.0471	0.0132	-0.10924	0.11636
V4	21	62	1.73	22	25	0.0002428	-0.00004	-0.00525	-0.0076	-0.0026	-0.0059	-0.048719	-0.0356
V5	45	70	1.7	18	35	0.000553	0.00007	-0.01652	-0.00167	0.0206	0.0053	-0.090724	-0.062307
V6	35	85	1.71	29	50	0.000467	0.00008	-0.01882	-0.01758	0.0228	0.0066	-0.041844	-0.032307
V7	32	69	1.69	29	45	0.00012	-0.00004	-0.00726	0.00064	0.0016	0.0008	-0.022496	0.0011
V8	30	83	1.73	27	35	0.000124	-0.00018	0.00192	0.00793	0.0152	-0.0101	-0.021519	0.019592
V9	31	70	1.78	21	50	0.000714	0.00042	-0.02249	-0.0317	0.0437	-0.0075	-0.068277	-0.072215
V10	37	80	1.74	35	30	0.000441	0.000215	0.00404	0.0077	0.0208	0.0117	-0.001898	0.10467
V11	49	75	1.75	24	60	0.000035	0.000061	-0.0143	-0.0024	0.0001	0.0002	-0.025009	-0.0026412
V12	39	61	1.7	18	25	0.000515	0.001126	-0.0265	0.038	0.0494	0.0795	-0.29385	-0.22079
V13	62	105	1.83	27	40	0.0037	0.0024	-0.02162	-0.0172	0.0093	0.00064	0.02000	0.04800
V14	31	85	1.73	27	22	0.000376	-0.00029	-0.0136	-0.0511	0.0696	0.0444	-0.30614	-0.10645
V15	27	62	1.66	25	50	0.00037	0.000094	-0.013	0.00021	0.0199	0.0053	-0.051735	0.02299

LEGENDAS

β *** - Coeficiente angular - trecho inicial

ARV - valor do erro médio retificado.

MDF - Frequência mediana

RMS - Valor eficaz

FM - Frequência média

β - coeficiente angular - Sinal completo

4.3 - ANÁLISE DOS RESULTADOS ANTES E DURANTE O PROCESSO FATIGANTE

A Tabela 2 e as retas de regressão apresentadas nas seções anteriores sugerem que, de forma geral, os erros ARV e RMS aumentaram durante os exercícios que conduziram à fadiga muscular, enquanto que as frequências médias e as frequências medianas, em geral, diminuíram (houve algumas exceções, que serão discutidas adiante).

Por outro lado, a análise dos segmentos iniciais (sem fadiga completa) sugere que, no caso dos erros ARV e eficaz, houve uma mudança nesta tendência, com as respectivas retas de regressão apresentando inclinações menores do que no trecho completo (indicando um crescimento mais lento no início do exercício), e às vezes até mesmo negativas (indicando um declínio dos erros, no início).

Para as frequências média e mediana, também houve uma mudança na tendência, quando se consideraram apenas os segmentos iniciais (sem fadiga completa). Nestes segmentos, as inclinações foram em geral menos negativas do que para os exercícios completos (com fadiga completa). Isto indica um decréscimo menos intenso (e, alguns casos, um crescimento) das frequências analisadas nos segmentos iniciais, quando comparadas aos exercícios físicos completos.

Estas comparações são evidenciadas nas Figuras 17, 18 19 e 20, que comparam as retas de regressão, para um participante, nos segmentos inicial e completo dos exercícios.

As hipóteses aqui sugeridas foram avaliadas com base em testes estatísticos paramétricos e não paramétricos, descritos na seção 4.4.

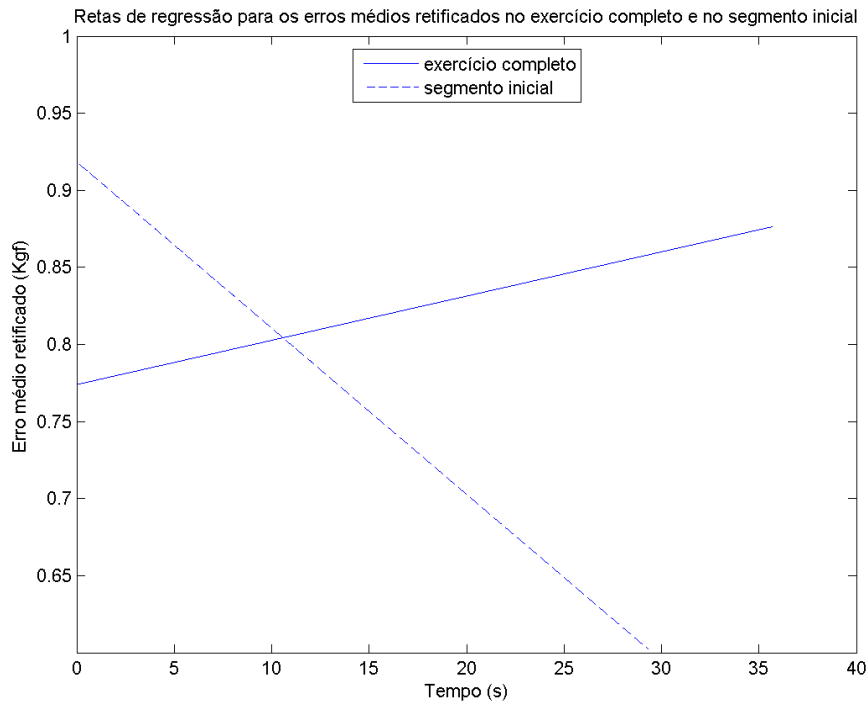


Figura 17 – Comparação entre as retas de regressão para os erros ARV, no segmento inicial (sem fadiga completa) e no exercício completo, para um dos participantes.

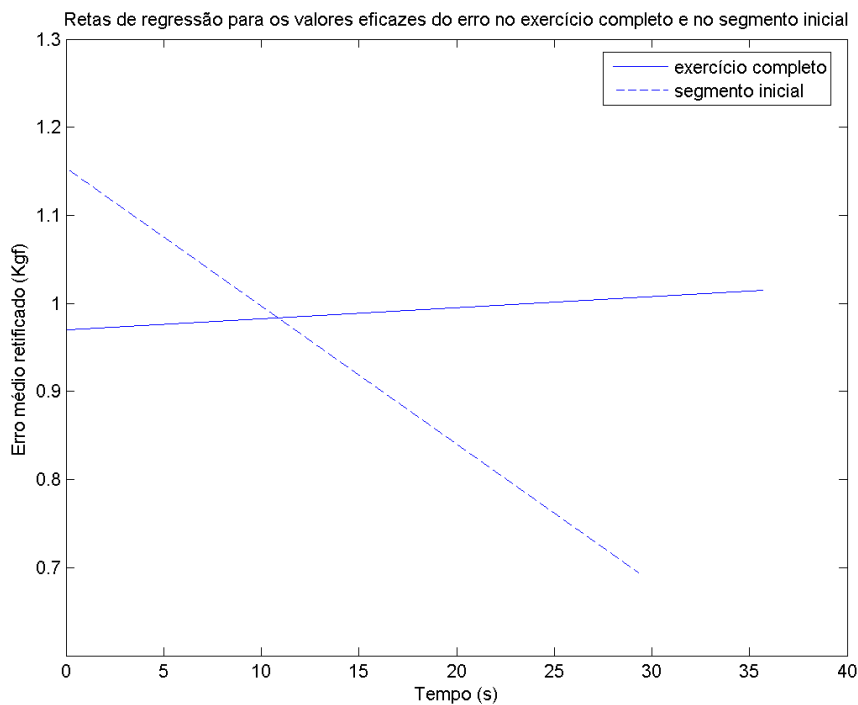


Figura 18 - Comparação entre as retas de regressão para os erros RMS, no segmento inicial (sem fadiga completa) e no exercício completo, para um dos participantes.

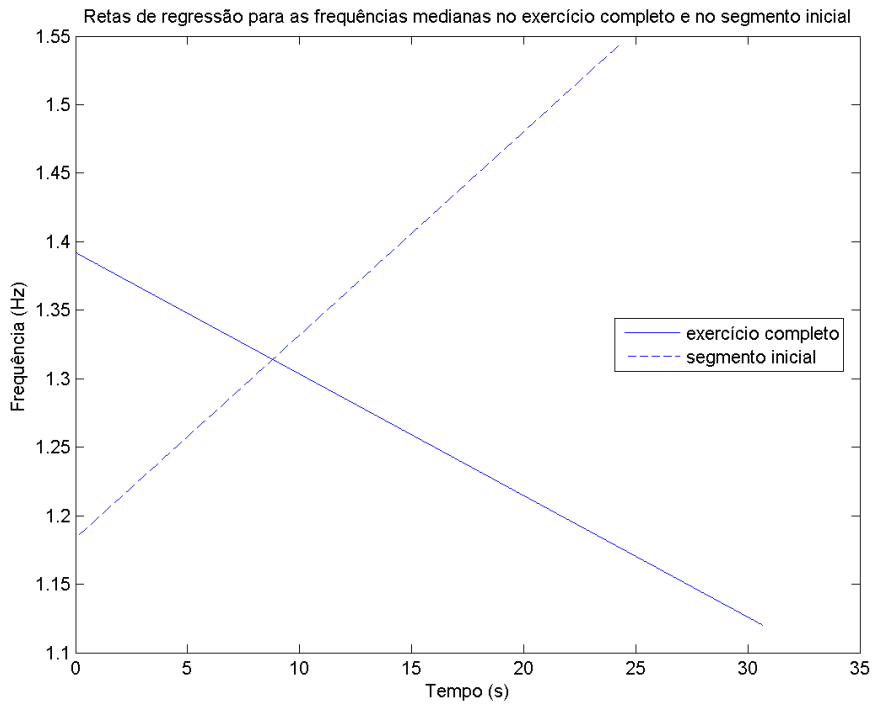


Figura 19 – Comparação entre as retas de regressão para as frequências medianas, no segmento inicial (sem fadiga completa) e no exercício completo, para um dos participantes.

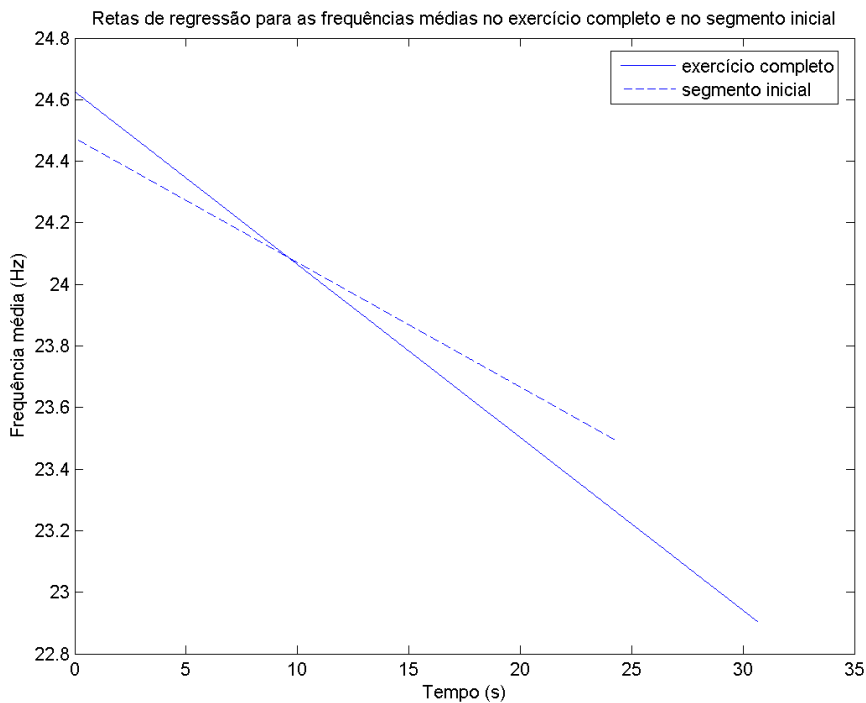


Figura 20 - Comparação entre as retas de regressão para as frequências médias, no segmento inicial (sem fadiga completa) e no exercício completo, para um dos participantes.

4.4. VALIDAÇÃO DOS TESTES

Após a primeira análise da Tabela 2 e das retas de regressão de cada voluntário, os dados sugeriram, conforme indicado na seção 4.3, as seguintes hipóteses:

1. Nos exercícios realizados (que conduzem à fadiga), os valores dos erros medidos em RMS e ARV tendem a aumentar com o tempo, ou seja, as retas de regressão para ambos os parâmetros têm inclinações em geral positivas.
2. Nos exercícios realizados (que conduzem à fadiga), a frequência média e frequência mediana tendem a diminuir com o tempo, ou seja, as retas de regressão para ambos os parâmetros têm inclinações em geral negativas.

Para verificar o índice de confiança destas hipóteses, foi necessário averiguar se o padrão observado teve consistência estatística. Para tanto, optou-se em cada caso por usar testes paramétricos ou não paramétricos. Foi feito inicialmente, para cada série de dados, um teste para verificar se as distribuições dos dados poderiam ou não ser consideradas como normais (gaussianas). O teste de normalidade aplicado foi o de Shapiro-Wilk, considerado confiável para números pequenos de amostras, em torno de dez (De Sá, 2007); cabe enfatizar que 15 voluntários participaram da pesquisa.

Na análise do parâmetro MNF, o teste de Shapiro-Wilk resultou num p-valor de $8.3409e-004$, indicando que a hipótese de normalidade da frequência média é rejeitada com confiança acima de 99 %. Assim, descartou-se a hipótese de normalidade da frequência média.

Quanto à frequência mediana, por outro lado, o teste de Shapiro-Wilk resultou num p-valor de 0,53, indicando que o teste não é capaz de rejeitar a normalidade com confiança sequer de 50 % (ou $1-0,53$). Nesta situação, a normalidade não é descartada pelo teste (observe-se que, no teste de Shapiro-Wilk, quanto maior o p-valor, menor a confiança em se rejeitar a normalidade).

Quanto aos erros ARV e RMS, o p-valor correspondente ao teste de Shapiro-Wilk foi de, respectivamente, $2.1631e-004$ e 0.0665. Estes valores, bem abaixo de 0,1, levam à rejeição da normalidade para os parâmetros em questão.

Em síntese, foram consideradas provenientes de uma distribuição normal as frequências medianas, enquanto que no caso dos demais parâmetros a distribuição normal foi rejeitada.

Para todos os parâmetros, optou-se então por utilizar um teste não paramétrico, o teste de Wilcoxon (que não assume, necessariamente, distribuição normal), além do teste de t-student,

mais indicado para séries de dados provenientes de uma distribuição normal. O uso dos dois testes permite uma comparação dos resultados, mas tem-se em vista que o teste de Wilcoxon é o mais indicado no caso das distribuições não normais. De fato, o teste de Wilcoxon é uma alternativa não paramétrica para o t-teste; ele é válido, portanto, para os dados de qualquer distribuição, seja normal ou não, e é muito menos sensível a valores extremos de duas amostras que o t-teste (BHATTACHARYYA, G. K.; JOHNSON, R. A. *Statistical concepts and methods*, 1977).

Os resultados dos testes estatísticos são sumarizados na Tabela 3. Note que, em cada caso, adotou-se como hipótese nula a hipótese contrária à indicada acima; assim, quanto mais baixo o p-valor, maior a confiança em rejeitar a hipótese contrária.

Os resultados indicaram que os percentuais de confiança nas hipóteses de que as inclinações dos parâmetros ARV e RMS são maiores que zero estão acima de 99 %. Sugerem ainda que os percentuais de confiança de que as inclinações para as frequências média e mediana são menores que zero também estão acima de 99%.

Mesmo com a indicação de que as hipóteses acima são válidas, também foi feito o t-teste, já que as séries são independentes. Para a frequência mediana e frequência média, as hipóteses alternativas são de que ambas diminuem os seus valores com o tempo (correspondendo a uma inclinação negativa da reta de regressão). Os resultados sugerem mais uma vez que as hipóteses alternativas são válidas, já que as hipóteses nulas são rejeitadas com p-valor abaixo de 0,01. Para o erro em RMS e ARV, as hipóteses alternativas são de que ambos aumentam durante os exercícios de fadiga (correspondendo a uma inclinação positiva da reta de regressão). Também nestes casos as hipóteses nulas foram rejeitadas com p-valor abaixo de 0,01.

Tabela 3 - Resultados dos testes estatísticos para o exercício (com fadiga), considerando os sinais de força completo.

Parâmetros	Shapiro Wilk p-valor	Wilcoxon p-valor	T_student p-valor	% de Confiança Wilcoxon	% de Confiança T-student
ARV	2.1631e-004	0,0001	0,0074	>99 %	>99 %
RMS	0.0665	0,0004	0,00093	>99 %	>99 %
MEDIANA	0.53 (normal)	0,0004	0,00024	>99 %	>99 %
MÉDIA	8.3409e-004	0,0003	0,0045	>99 %	>99 %

Foram feitos ainda testes estatísticos para verificar qual o comportamento do erro (em ARV e RMS) e das frequências média e mediana, comparando-se a parte inicial dos exercícios (sem fadiga) com o sinal completo (incluindo a fadiga). Após uma primeira análise visual da tabela 2 e dos gráficos de cada voluntário, os dados sugeriram duas hipóteses:

1º Nos exercícios realizados, durante o período inicial (região de amostras sem fadiga completa), a inclinação da reta de regressão do erro ARV e do erro RMS é menor do que no exercício completo. Calculou-se, então, a diferença entre as inclinações associadas aos dois segmentos (inclinação no trecho inicial menos inclinação no trecho completo) e foi testada estatisticamente a hipótese de que esta diferença é negativa.

2º Nos exercícios realizados, durante o período inicial (região de amostras sem fadiga completa), as inclinações das retas de regressão da frequência média e da frequência mediana são maiores do que no o exercício completo. Calculou-se então a diferença entre as inclinações associadas aos dois segmentos (inclinação no trecho inicial menos inclinação no trecho completo) e foi testada estatisticamente a hipótese de que esta diferença é positiva.

Foi feito, para cada série de dados, um teste para verificar se as distribuições dos dados poderiam ou não ser consideradas com uma distribuição aproximadamente normal. O teste de normalidade aplicado foi novamente o de Shapiro-Wilk. Na análise dos parâmetros, a distribuição normal foi rejeitada em todos os casos. Desta forma, optou-se mais uma vez por utilizar o teste de Wilcoxon. Os resultados indicaram que os índices de confiança ou nível de significância nas hipóteses sugeridas foram acima de 95%. Estes resultados estão apresentados na Tabela 4.

Foi também realizado, para efeito de comparação, o teste t-student, embora ele seja mais indicado para distribuições gaussianas. Os resultados deste teste mostraram índices de

confiança menores que os de Wilcoxon, o que já era esperado pelos baixos valores dos p-valores do teste Shapiro Wilk.

Tabela 4 – Resultados dos testes estatísticos para as hipóteses correspondentes às diferenças de inclinações das retas de regressão (inclinações nos segmentos iniciais dos exercícios menos inclinações nos segmentos completos).

Parâmetros	Shapiro Wilk p-valor	Wilcoxon p-valor	T_student p-valor	% de confiança Wilcoxon	% de Confiança T-student
Diferenças Erro ARV	2.3273e-006	0,0043	0,0826	>99%	>91%
Diferenças Erro RMS	0.1766	0,0067	0,0084	>99%	>99%
Diferenças Freq. Mediana	0.0416	0,0413	0,0586	>95%	>94%
Diferenças Freq. média	0.0015	0,0001	0,0029	>99%	>93%

5. DISCUSSÃO

5.1. DISCUSSÃO DOS MÉTODOS

Nesta pesquisa, foi investigado o uso exclusivo de sinais de origem mecânica, convertidos em sinais elétricos por uma célula de carga. Não foram utilizados, portanto, sinais de EMG, comumente empregados para análise de fadiga muscular. As vantagens dos sinais de força fornecidos por células de carga dizem respeito à praticidade de aquisição e ao baixo custo, quando comparados aos sinais de EMG. Assim, o propósito da metodologia adotada foi o de avaliar se os sinais de força permitem caracterizar a fadiga muscular, com base em parâmetros semelhantes aos usados em estudos baseados em EMG, mas com as vantagens de exigir um baixo investimento, aproximadamente 150 dolar e ser mais simples de implementar e executar..

Cabe ressaltar que a célula de carga é um dispositivo utilizado para avaliar a força muscular em situação de força isotônica e contrações isométricas. É uma ferramenta que contribui para o estudo da força muscular e dos fatores envolvidos. MENDONÇA, G. L. F. et al., 2001 usaram, neste estudo, uma célula de carga para avaliar a força muscular dos flexores e extensores do joelho. Os métodos que utilizam célula de carga, na sua maioria, priorizam as contrações isométricas máximas, na avaliação do momento máximo da força ou torque (DVIR Z, 2002); neste sentido, esta pesquisa avalia um emprego diferente das células de carga.

Os parâmetros avaliados nesta pesquisa foram aqueles universalmente conhecidos nos estudos baseados em EMG. São eles: o erro eficaz (RMS), o erro médio retificado (ARV), a frequência média (MNF) e a frequência mediana (MDF). O valor da raiz média quadrática (RMS) e da frequência mediana (MNF) tendem, respectivamente, a aumentar e a diminuir, para os sinais de EMG adquiridos durante contrações do tipo isométricas (CHRISTENSEN H, 1995). Os parâmetros relacionados com o erro e com a frequência apresentam resultados opostos no mesmo grupo muscular, indicando que as mudanças em cada variável em função da fadiga muscular dependem de fatores diferentes, sendo relatado que o aumento do erro ocorre pela sincronização e pelo recrutamento de novas unidades motoras (DEVRIES et al., 1982; MORITANI et al., 1993), enquanto a diminuição da frequência tem sido relacionada com a diminuição da velocidade de condução do potencial de ação (HÄGG, 1992).

Com a metodologia aqui apresentada, objetivou-se averiguar se os resultados obtidos com sinais de força são semelhantes a estes resultados observados com sinais de EMG, e, portanto,

se sinais de força representam uma alternativa viável e prática para o estudo de fadiga muscular.

Ainda quanto à metodologia empregada, observou-se que ela permitiu obter uma consistência estatística no que diz respeito aos comportamentos dos parâmetros extraídos dos sinais de força. A seguir, são discutidos estes comportamentos, com base nas análises estatísticas apresentadas na seção 4.4.

5.2. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Esta pesquisa teve como foco principal a análise matemática do erro médio retificado, do erro eficaz, da frequência média e da frequência mediana dos sinais de força. Métodos alternativos de avaliação da força muscular, como as células de carga e outros instrumentos similares, mostram-se eficientes no campo da avaliação físico-funcional (MENDONÇA, G. L. F. et al, 2001).

Esta seção discute os principais resultados experimentais obtidos com os sinais de força, no que diz respeito ao comportamento destes parâmetros de interesse.

5.2.1. Análise da Frequência Mediana e da Frequência Média

Os parâmetros usados para se avaliar o deslocamento espectral dos sinais de força foram a MDF e a MNF. A finalidade foi verificar como estes indicadores se comportariam conforme o surgimento da fadiga (FARINA; MERLETTI, 2000).

A análise dos comportamentos dos sinais adquiridos dos voluntários (a partir dos dados da Tabela 2) mostrou que as duas frequências consideradas seguem uma tendência de diminuir com a realização do protocolo de força variável que leva à fadiga muscular. As retas de regressão da frequência mediana e média apresentaram em geral inclinações negativas (as exceções são discutidas adiante).

Esta hipótese, testada estatisticamente com base nos testes de Wilcoxon e de t-student, se mostra compatível com os resultados encontrados na literatura para sinais de EMG. De fato, por meio da análise dos parâmetros eletromiográficos, a identificação da fadiga muscular tem sido relatada em protocolos que utilizam contrações isométricas (KAY et al., 2000; SILVA et al., 2005) e contrações dinâmicas (OLIVEIRA et al., 2005), e nestes estudos se evidencia o fenômeno da diminuição da frequência e aumento da amplitude do sinal eletromiográfico (MASUDA et al., 1989; OLIVEIRA et al., 2005). Uma possível explicação para esse comportamento é associada ao número de fibras musculares recrutadas e à taxa de

sincronismo de seus disparos. Nos processos fatigantes, a diminuição da frequência mediana tem sido relacionada com a diminuição da velocidade de condução do potencial de ação (HÄGG, 1992). Essa especulação é compatível com os resultados obtidos nesta pesquisa; neste sentido, o presente trabalho sugere que os sinais de força obtidos por célula de carga podem ser utilizados satisfatoriamente para análise da fadiga muscular, como alternativa aos sinais de EMG e no que diz respeito às análises baseadas em desvio espectral provocado pela fadiga.

É interessante observar que as exceções a este resultado ocorreram com os dois participantes que relataram, durante o questionário clínico (Apêndice E), que realizam atividades físicas com mais frequência, quando comparados aos demais participantes. Isto sugere, para pesquisas futuras, que se investigue o comportamento das frequências média e mediana para diferentes grupos de participantes, cada grupo com um perfil distinto de realização de atividades físicas. É importante, de fato, analisar como estas atividades influenciam no comportamento da frequência, e se as exceções observadas neste trabalho se deram pela prática destas atividades.

Adicionalmente, foi investigado o comportamento das frequências somente nos segmentos iniciais dos exercícios, antes que a fadiga estivesse completamente instalada. Buscou-se verificar se, nestes trechos iniciais, a diminuição das frequências média e mediana era menos intensa do que em todo o exercício (quando ocorre a fadiga). Observou-se de fato, com significância estatística, que a inclinação da reta tende a ser maior no trecho inicial do que no exercício completo. Em alguns casos, inclusive, a inclinação da reta de regressão chegou a ser positiva nos trechos iniciais, sugerindo uma tendência das frequências de aumentarem (ou diminuir em menor ritmo) antes da fadiga, e então diminuir com o processo fadigante.

5.2.2. Análise do erro entre o sinal medido e o sinal de referência

A amplitude do sinal do erro foi estimada por meio dos parâmetros ARV e RMS, para o estudo do crescimento ou decaimento deste indicador ao longo do tempo. A finalidade foi averiguar como esses parâmetros se comportam durante o surgimento da fadiga. Cabe ressaltar que esses indicadores são comumente utilizados para analisar a amplitude dos sinais de EMG superficiais (FARINA; MERLETTI, 2000).

A hipótese nula de que os erros decaem durante a realização da força variável, até a fadiga, foi rejeitada pelos testes de Wilcoxon e de t-student, com p-valor menor do que 0,01. Isto sugere que, de fato, os erros entre os sinais gerados pelos voluntários e os sinais de referência aumentaram de forma estatisticamente significativa durante os testes. Assim, estes resultados

indicam que os dois parâmetros em questão devem funcionar como indicadores do estado da fadiga para este tipo de experiência, e que os sinais de força fornecidos pela célula de carga constituem alternativa viável ao EMG, para estudo da fadiga.

Assim como no caso das frequências média e mediana, também para os erros ARV e RMS foi feita uma comparação entre os comportamentos nos segmentos iniciais das atividades e nos exercícios completos, até a fadiga. O estudo revelou que, no seguimento de força captado antes da fadiga completa, para a maioria dos voluntários o erro até mesmo diminuiu com o tempo. Uma explicação plausível para este comportamento é o fato de que, no início dos testes, há um período em que o voluntário se treina e aprende a como melhor acompanhar o sinal de referência, levando a uma diminuição do erro. Por outro lado, com mais tempo o processo fatigante compensa o melhor desempenho e leva a um aumento do erro. É interessante, assim, uma pesquisa futura com uma seção de treinamento antes dos testes, para que se investigue mais a fundo se a aprendizagem é a razão para a diminuição (ou aumento em menor ritmo) dos erros no início dos exercícios.

De qualquer maneira, os resultados sugerem a análise do erro nos sinais provenientes da célula de carga como uma alternativa viável e de menor custo que o EMG para o estudo da fadiga, já que o aumento dos indicadores de erro, com a fadiga, se mostrou consistente.

6. CONCLUSÕES

O objetivo principal deste trabalho foi verificar se ocorrem variações estatisticamente significativas em parâmetros associados a sinais de força, durante os exercícios isométricos com carga variável. Para tanto, foi inicialmente desenvolvido um *hardware* para aquisição de sinais de força utilizando uma célula de carga, com um amplificador diferencial para tratamento da saída do transdutor e uma placa de conversão analógico-digital para interfaceamento com um computador pessoal. Foi elaborado ainda um *software* para geração de sinais de referência (força-alvo) exibidos em tempo real e para a captura e armazenamento dos sinais de força exercidos por 15 voluntários em resposta estes sinais de referência.

Uma vez adquiridos os sinais de força de cada participante, foram extraídos parâmetros relacionados aos erros entre estes sinais e a força alvos, em valores eficazes e valores médios retificados, para janelas consecutivas de 5 segundos com deslocamento de uma amostra entre janelas consecutivas. Foram calculadas ainda as frequências média e mediana associadas àquelas janelas, para avaliar o desvio espectral durante os exercícios. Estes quatro parâmetros são comumente utilizados em estudos de fadiga usando sinais de eletromiografia (EMG), e o propósito foi verificar se eles também apresentam comportamentos consistentes quando se utilizam células de carga em detrimento de um equipamento de EMG.

Os resultados experimentais sugerem que, de forma estatisticamente significativa, os erros eficazes e médios retificados tendem a aumentar com o estabelecimento da fadiga muscular. Adicionalmente, o crescimento é mais intenso no final do exercício, com a fadiga, do que no segmento inicial. De fato, em muitos casos observou-se uma diminuição dos erros no início dos exercícios, possivelmente em virtude de um efeito de treinamento e aprendizagem, que depois é sobrepujado pela fadiga muscular.

Por outro lado, observou-se que as frequências média e mediana tendem, de forma estatisticamente significativa, a diminuir com a prática da força variável durante a contração isométrica conduzindo à fadiga (algumas exceções foram observadas). Uma vez mais, os segmentos iniciais, antes da fadiga completa, mostraram resultados distintos, sugerindo uma caracterização da fadiga com base na diminuição mais acentuada das frequências.

Estes resultados observados para os sinais provenientes da célula de carga são semelhantes aos observados na literatura para sinais de EMG. Assim, eles sugerem que as células de carga são uma alternativa viável e de menor custo para análise de fadiga, tendo em vista a complexidade de se medir os sinais de EMG. Em particular, técnicas invasivas de EMG só

podem ser realizadas com a supervisão de um médico, enquanto que sinais de EMG superficiais levam a um desempenho inferior quando comparados aos fornecidos pela técnica invasiva. Além disso, o próprio equipamento de EMG é de custo mais elevado do que uma célula de carga, que resulta em maior simplicidade do processo de coleta de dados e dispensa a presença de um especialista na área de saúde. Portanto, a célula de carga pode ser futuramente de grande utilidade na realização de situações clínicas ou de treinamento em que se pretenda analisar ou detectar a ocorrência de fadiga muscular, tais como práticas esportivas, atividades de fisioterapia e reabilitação etc.

Como sugestão para trabalhos futuros, é importante a avaliação dos quatro parâmetros analisados para diferentes grupos de voluntários. Por exemplo, com respeito ao comportamento das frequências média e mediana, observaram-se exceções à tendência geral de decréscimo com a fadiga, e estas exceções se deram precisamente no caso dos participantes com maior preparo físico declarado. É importante avaliar se a razão para o comportamento diferenciado das frequências foi de fato o maior preparo físico, e para tanto é importante constituir diferentes grupos de voluntários, com diferentes níveis de preparo físico (possivelmente, por exemplo, incluindo um grupo de atletas e um grupo de controle). Naturalmente, esta avaliação exigiria um número maior de participantes.

Também é importante analisar se o decréscimo dos erros eficaz e médio retificado, observado, em alguns casos, no início dos experimentos, se deve de fato a um processo de treinamento e aprendizagem, que se contrapõe ao efeito geralmente constatado de aumento dos erros com o processo fatigante. Para tanto, pode-se optar por uma seção de treinamento anterior ao início da coleta principal dos sinais.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALEXANDER, CHARLES K; SADIKU, MATTHEW N. O. Fundamentos de circuitos elétricos. Porto Alegre, RS: Bookman, 2003.
- ANDRADE, M. M. (2006). Análise tempo-freqüência de sinais eletromiográficos para a avaliação de fadiga muscular em cicloergômetro. Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica, Publicação PPGENE.DT – 013/2006, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 104p.
- BHATTACHARYYA, G. K.; JOHNSON, R. A. *Statistical concepts and methods*. New York: John Wiley & Sons, Inc., 1977.
- BOHANNON, R. W. Measuring knee extensor muscle strength. *American Journal Physical Medicine & Rehabilitation*, v. 80, n 1, p.13-18, 2001.
- BRAY, J. J.; CRAGG, P. A.; MACKNIGHT, A. D. C.; MILLS, R. G. *Human Physiology*. Oxford: Blackwell Publishing, 2003.
- BURDEN, A.; BARTLETT, R. Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Medical Engineering & Physics*, 1999.
- CARER, M.; CARRARO, E. Célula de Carga. Resultados de pesquisa. Universidade de Caxias do Sul. Divulgação em meios eletrônicos, em 2007.
- CHABRAN E, MATON B, FOURMENT A. *Effects of postural muscle fatigue on the relation between segmental posture and movement*. *J Electomyo and Kinesiol*, 2002; 12:67-79.
- CHRISTENSEN H., SØGAARD, K., JENSEN, B.R and et al. (1995) “Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions”. *Jour. Electr.Kinesiol.*, 5(1):27-36.
- DE GROOT, J.H. et al. Isometric shoulder muscle activation patterns for 3-D planar forces: A methodology for musculoskeletal model validation. *Clinical Biomechanics*, Oxford, v.19, n.8, p. 790–800, 2004.
- DE LUCA C J, The use of surface electromyography in biomechanics, *J. Appl.Biomech.* 1997; 13: 135-63.

De Sá, J.P.M; Statistics using SPSS, Statistica, Matlab and R. Springer-Verlag, Heidelberg, Germany, 2007

DEVRIES, H. A.; MORITANI, T.; NAGATA, A.; MAGNUSSEN, K. The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. *Ergonomics*, v. 25, p.783-791, 1982.

DeVRIES, H.A. Method for evaluation of muscle fatigue and endurance from electromyographic fatigue curves. *American Journal of Physical Medicine*, v.47, n3, p.125-35, 1968.

DeVIR, Z. Isocinética: avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas. São Paulo: Manole, 2002. 201p.

EBENBICHLER, G.; KOLLMITZER, J.; QUITTAN, M.; UHL, F.; KIRTLEY, C.; FIALKA, V. EMG fatigue patterns accompanying isometric fatigue knee-extensions are different in mono and bi-articular muscles. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*

EBERSOLE K T, HOUSH T J, JOHNSON G O, PERRY S R, BULL A J, AND CRAMER J T. Mechanomyographic and electromyographic responses to unilateral isometric training. *J. Strength Cond. Res.* 2002; 16(2): 192-201.

ELFVING B, LILJEQUIST D, DEDERING A, Nemeth G. *Recovery of electromyograph median frequency after lumbar muscle fatigue analysed using an exponential time dependence model.* *Eur J Appl Physiol.* 2002 Nov;88(1-2):85-93. Epub 2002 Sep 6.

ENOKA RM, STUART DG. *Neurobiology of muscle fatigue.* *J Appl Physiol.* 1992;72:1631-48.

FARINA, D.; MERLETTI, R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 10, p. 337-349, 2000.

FELICI, F; QUARESIMA, V; FATTORINI, L; SBRICCOLI, P; FILLIGOI, G C; FERRARI, M. BICEPS brachii myoelectric and oxygenation changes during static and sinusoidal isometric exercises. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 92 (2009) e1-e11.

FLECK, S.J.; KRAEMER, J.W. Fundamentos do treinamento de força muscular. 2.ed. Porto Alegre: Artmed, 1999.

GABOR, D. (1946) "Theory of Communication." *Journal of Institution of Electrical Engineers*. 17(3): 429-457.

GANDEVIA, S. C., *Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. Physiological Reviews*, Vol. 81, No. 4, Outubro, 2001.

HÄGG, G. M. Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction. *J. Appl. Physiol.*, v. 73, p. 1211-1217, 1992.

-HAMILL, JOSEPH; KNUTZEN, KATHLEEN M. *Bases Biomecânicas do Movimentohumano*. São Paulo: Manole, 1999.

KAY, D.; St CLAIR GIBSON, A.; MITCHELL, M.J.; LAMBERT, M.I.; NOAKES, T.D. Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v.10, n.6, p.425-31, 2000.

KAY, D.; St CLAIR GIBSON, A.; MITCHELL, M.J.; LAMBERT, M.I.; NOAKES, T.D. Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v.10, n.6, p.425-31, 2000.

MADELEINE, P.; NIE, H; ARENDT-NIELSEN, L. Dynamic shoulder dynamometry: a way to develop delay onset muscle soreness in shoulder muscles. *Journal of Biomechanics*, New York, v.39, p. 184–188, 2006.

MAISETTI, O.; GUÉVEL, A.; LEGROS, P.; HOGREL, J-Y. Prediction of endurance capacity of quadriceps muscles in humans using surface electromyogram spectrum analysis during submaximal voluntary isometric contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.*, v. 87, p. 509-519, 2002.

MASUDA, K.; MASUDA, T.; SADOYAMA, T.; INAKI, M.; KATSUTA, S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v.9, n.1, p.39-46, 1999.

MASUDA, T.; DE LUCA, C. J. Recruitment threshold and muscle fibre conduction velocity of single motor units. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v. 1, p. 116-123, 1991.

MATON, B. Human motor unit activity during the onset of muscle fatigue in submaximal isometric isotonic contraction. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, Berlin, v. 46, n. 3, p. 271-281, 1981.

McANIFF, CM; BOHANNON, RW. Validity of grip strength dynamometry in acute rehabilitation. *J. Phys. Ther. Sci.* 2002; 14:41-46.

McHugh MP, Tyler TF, Nicholas SJ, Browne MG, Gleim GW. Electromyographic analysis of quadriceps fatigue after anterior cruciate ligament reconstruction. *Orthop Sports Phys Ther.* 2001;31(1):25-32.

MENDONÇA, G. L. F. et al. Dispositivo para transdução de força em uma cadeira de Bonett. Núcleo de estudos e tecnologia em Engenharia Biomédica, Departamento de tecnologia mecânica, Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba, p. 295-296, 2001.

MERLETTI, R.; CONTE, L. R. L.; ORIZIO, C. Indices of Muscle Fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Vol. 1, No. 1, pp. 20-33. Raven Press, Ltd., Nova Iorque. 1991.

MERLETTI, R.; PARKER, P. *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*. Hoboken, NJ, IEEE/John Wiley & Sons, 2004.

MORITANI T, YOSHITAKE Y. 1998 ISEK Congress Keynote Lecture: The use of electromyography in applied physiology. *International Society of Electrophysiology and Kinesiology. J Electromyog Kinesiol.* 1998; 8(6): 363-381.

MORITANI, T.; MURO, M. Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *Eur. J. Appl. Physiology* 56: 260-265, 1987.

MORITANI, T.; NAGATA, A.; MURO, M. Electromyographic manifestations of muscular fatigue. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Indianapolis, v. 14, n. 3, p. 198-202, 1982.

MORITANI, T.; TAKAISHI, T.; MATSUMOTO, T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. *J. Appl. Physiol.*, v. 74, p. 1729-1734, 1993.

MORSE, J.L. et al. Maximal dynamic grip force and wrist torque: The effects of gender, exertion direction, angular velocity, and wrist angle. *Applied Ergonomics*, Guildford, v. 37, p.737–742, 2006.

NORKIN, CYNTHIA C.; LEVANGIE, PAMELA K. *Articulações Estrutura e Função – uma abordagem prática e abrangente*. ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2001.

OLIVEIRA, A.S.C.; GONÇALVES, M.; CARDOZO, A.C.; BARBOSA, F.S.S. Electromyographic fatigue threshold of the bicepsbrachii muscle during dynamic contraction. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, v.45, p.167-75, 2005.

OPPENHEIM, A. V.; SCHAFER, R. W.; BUCK, J. R. *Discrete-time signal Processing*. Englewood Cliffs, N.J., Prentice Hall. 1999

OPPENHEIM, A. V.; WILLSKY, A. S.; NAWAB, S. H. *Signals & systems*. Upper Saddle River, N.J., Prentice Hall. 1997.

PEDRINELLI, A. Estudo comparativo da força dos músculos flexores e extensores do joelho pela avaliação isocinética entre pacientes com amputação transtibial e indivíduos normais. *ACTA Ortopédica Brasileira*. 7 (1), p. 1-13, jan/mar, 1999.

PEIXOTO, LRT (2008). Estudo do comportamento do sinal eletromiográfico durante a recuperação da fadiga isométrica do bíceps braquial. Dissertação de Mestrado em Ciências Médicas. Faculdade de Medicina, Universidade de Brasília, Brasília, DF.

PLATONOV, V.N.; BULATOVA, M. M. *Lá preparación física, deporte e. Paidotribo*, 1998.

POWERS, S. K. & HOWLEY, E. T. *Fisiologia do Exercício. Teoria e Aplicação ao Condicionamento e ao desempenho*. 3ª ed. Ed. Manole, 2000.

POWERS, S. K.; HOWLEY, E. T. *Fisiologia do exercício: teoria e aplicação ao condicionamento e desempenho*. São Paulo: Manole, 2000.

RAINOLDI A, GALARDI G, MADERNA L, MERLETTI R. *Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle*. *J Electromyography Kinesiology*. 1999;9: 105-9.

SCHMIDTBLEICHER, D. Training of power events. In: KOMI, P. (ed.): Strength and power. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1992.

SILVA, S.R.D.; GONÇALVES, M.; AMADIO, A.C.; SERRÃO, J.C. Electromyographic interpretation of vastus medialis and vastus lateralis muscles fatigue in isometric contraction tests. Revista Brasileira de Biomecânica, n.10, p.35-40, 2005.

STALBERG, E.; FALCK, B. The role of electromyography in neurology. Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 1997.

STULEN FB, DE LUCA CJ. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. IEEE Trans Biomed Eng. 1981

WEINECK, J. Treinamento ideal. Nona edição. São Paulo: Manole, 1999.

WINTER, D.A. Biomechanics and motor control of human movement. 2 Ed. New York: John Wiley, 1990.

APÊNDICES

APÊNDICE A – AUTORIZAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE MEDICINA
Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos

ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

Registro de Projeto: CEP-FM 070/2011.

Título: “Estudo do controle motor durante contrações isométricas fatigantes com força variável”.

Pesquisador Responsável: Adson Ferreira da Rocha.

Documentos analisados: Folha de rosto, carta de encaminhamento, declaração de responsabilidade, protocolo de pesquisa, termo de consentimento livre e esclarecido, cronograma, bibliografia pertinente e currículo (s) de pesquisador (es).

Data de entrega: 28/09/2011.

Parecer do (a) relator (a)

Aprovação

Não aprovação.

Data da primeira análise pelo CEP-FM/UNB: 23/11/2011.

Data do parecer final do projeto pelo CEP-FM/UNB: 14/12/2011.

PARECER

Com base na Resolução CNS/MS nº 196/96 e resoluções posteriores, que regulamentam a matéria, o Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília decidiu **APROVAR**, na reunião ordinária de 14/12/2011, conforme parecer do (a) relator (a) o projeto de pesquisa acima especificado, quanto aos seus aspectos éticos.

1. Modificações no protocolo devem ser submetidas ao CEP, assim como a notificação imediata de eventos adversos graves;
2. O (s) pesquisador (es) deve (m) apresentar relatórios periódicos do andamento da pesquisa ao CEP-FM, sendo o 1º previsto para 20 de junho de 2012.

Brasília, 16 de Dezembro de 2011.


Prof. Elaine Maria de Oliveira Alves
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa
Faculdade de Medicina-UNB

APÊNDICE B - QUESTIONÁRIO PARA AVALIAÇÃO CLÍNICA.

Nome: _____

Nascimento: ____ / ____ / ____ Idade: _____ Curso: _____

Período do curso: _____ Turno: _____ e-mail: _____

Telefone residencial: _____ Celular: _____ Horário disponível _____

- Pratica musculação há quanto tempo? _____ () inferior a 01 ano () 01 ano () superior a um ano. () Não sou praticante. () Já pratiquei, mas não pratico há _____ meses. - Quantas horas por dia e vezes por semana? _____

- Pratica uma outra atividade física? () não. () Sim. Qual e quantas vezes por semana? _____

- Faz alguma atividade laboral? () Não. () Sim

Qual? () limpa () lava roupas () digita () e outras: _____

- Já teve algum tipo de lesão que afetasse os membros superiores?

() Não. () Sim. Do tipo: () fratura () neuropatia () cirurgia () miopatia

() tendinite/ bursite () luxação/ subluxação () outros: _____

- Faz uso de algum medicamento? Se sim, qual? _____

- Faz uso de algum suplemento alimentar? Se sim, qual? _____

Brasília, ____ / ____ / _____

Ass.: _____

APÊNDICE C - CÓDIGO DE AQUISIÇÃO – VISUAL STUDIO DA MICROSOFT

```
Imports System.Math
```

```
Public Class Plotagem
```

```
    Dim VetorPlotagem(10000000) As Double
```

```
    Dim VetorGravacao(10000000) As Double
```

```
    Dim VetorPlotagemTriangulo(10000000) As Double
```

```
    Dim VetorGravacaoTriangulo(10000000) As Double
```

```
    Public Final As Integer
```

```
    Dim FinalControlador As Integer
```

```
    Dim Cont As Integer
```

```
    Dim Começo As Integer
```

```
    Dim ComeçoControlador As Integer
```

```
    Dim Sinal() As Double = {11.1, 11.1888, 11.2776, 11.3664,  
11.4552, 11.544, 11.6328, 11.7216, 11.8104, 11.8992, 11.988,  
12.0768, 12.1656, 12.2544, 12.3432, 12.432, 12.5208, 12.6096,  
12.6984, 12.7872, 12.876, 12.9648, 13.0536, 13.1424, 13.2312,  
13.32, 13.4088, 13.4976, 13.5864, 13.6752, 13.764, 13.8528,  
13.9416, 14.0304, 14.1192, 14.208, 14.2968, 14.3856, 14.4744,  
14.5632, 14.652, 14.7408, 14.8296, 14.9184, 15.0072, 15.096,  
15.1848, 15.2736, 15.3624, 15.4512, 15.54, 15.6288, 15.7176,  
15.8064, 15.8952, 15.984, 16.0728, 16.1616, 16.2504, 16.3392,  
16.428, 16.5168, 16.6056, 16.6944, 16.7832, 16.872, 16.9608,  
17.0496, 17.1384, 17.2272, 17.316, 17.4048, 17.4936, 17.5824,  
17.6712, 17.76, 17.8488, 17.9376, 18.0264, 18.1152, 18.204,  
18.2928, 18.3816, 18.4704, 18.5592, 18.648, 18.7368, 18.8256,  
18.9144, 19.0032, 19.092, 19.1808, 19.2696, 19.3584, 19.4472,  
19.536, 19.6248, 19.7136, 19.8024, 19.8912, 19.98, 20.0688,  
20.1576, 20.2464, 20.3352, 20.424, 20.5128, 20.6016, 20.6904,  
20.7792, 20.868, 20.9568, 21.0456, 21.1344, 21.2232, 21.312,  
21.4008, 21.4896, 21.5784, 21.6672, 21.756, 21.8448, 21.9336,  
22.0224, 22.1112, 22.2, 22.1112, 22.0224, 21.9336, 21.8448,
```

```
21.756, 21.6672, 21.5784, 21.4896, 21.4008, 21.312, 21.2232,  
21.1344, 21.0456, 20.9568, 20.868, 20.7792, 20.6904, 20.6016,  
20.5128, 20.424, 20.3352, 20.2464, 20.1576, 20.0688, 19.98,  
19.8912, 19.8024, 19.7136, 19.6248, 19.536, 19.4472, 19.3584,  
19.2696, 19.1808, 19.092, 19.0032, 18.9144, 18.8256, 18.7368,  
18.648, 18.5592, 18.4704, 18.3816, 18.2928, 18.204, 18.1152,  
18.0264, 17.9376, 17.8488, 17.76, 17.6712, 17.5824, 17.4936,  
17.4048, 17.316, 17.2272, 17.1384, 17.0496, 16.9608, 16.872,  
16.7832, 16.6944, 16.6056, 16.5168, 16.428, 16.3392, 16.2504,  
16.1616, 16.0728, 15.984, 15.8952, 15.8064, 15.7176, 15.6288,  
15.54, 15.4512, 15.3624, 15.2736, 15.1848, 15.096, 15.0072,  
14.9184, 14.8296, 14.7408, 14.652, 14.5632, 14.4744, 14.3856,  
14.2968, 14.208, 14.1192, 14.0304, 13.9416, 13.8528, 13.764,  
13.6752, 13.5864, 13.4976, 13.4088, 13.32, 13.2312, 13.1424,  
13.0536, 12.9648, 12.876, 12.7872, 12.6984, 12.6096, 12.5208,  
12.432, 12.3432, 12.2544, 12.1656, 12.0768, 11.988, 11.8992,  
11.8104, 11.7216, 11.6328, 11.544, 11.4552, 11.3664, 11.2776,  
11.1888, 11.1}
```

```
Const PartidaSinal As Integer = 250
```

```
Public Sub Zerar()
```

```
    'Serve de Inicialização do programa
```

```
    Cont = 1
```

```
    FinalControlador = 0
```

```
    Final = 0
```

```
    Começo = PartidaSinal
```

```
    ComeçoControlador = 1
```

```
End Sub
```

```
Public Sub OrganizaSinal(ByVal ValorY As Double)
```

```
    ' Ajusta o espaço de introdução dos dados
```

```

If (FinalControlador > PartidaSinal) Then
    ' Preenche o vetor da gravação
    VetorGravacao(Final) = ValorY

    ' Preenche o vetor da gravação do sinal triangular
    VetorGravacaoTriangulo(Final) = Sinal(Cont)

    ' Introduz o valor no buffer
    VetorPlotagem(Final) = 513 - Abs((512 * ValorY) /
40)

    ' Incrementa variável
    Final = Final + 1
End If

    ' Introduz o valor no buffer
    VetorPlotagemTriangulo(FinalControlador) = 513 -
Abs((512 * Sinal(Cont)) / 40)

    ' Incrementa as variáveis de controle
    FinalControlador = FinalControlador + 1
    Cont = Cont + 1

    ' Analisa final do sinal
    If (Cont >= Sinal.Length) Then
        Cont = 1
    End If

End Sub

Public Sub PlotarSinal(ByVal PictureBox As PictureBox)

    ' Cria um bitmap para desenhar e armazena-o no objeto
gráfico

```

```

        Dim ImagemSinal As New Bitmap(PictureBox.Width,
PictureBox.Height)
        Dim Grafico As Graphics =
Graphics.FromImage(ImagemSinal)

        ' Verifica o Começo para a plotagem do sinal de força
If (Final + PartidaSinal) > PictureBox.Width Then
    Começo = Final - PictureBox.Width + PartidaSinal
Else
    Começo = PartidaSinal
End If

        ' Verifica o Começo para a plotagem do sinal
controlador
If FinalControlador > PictureBox.Width Then
    ComeçoControlador = FinalControlador -
PictureBox.Width + 1
Else
    ComeçoControlador = 1
End If

        ' Desenha o gráfico do sinal de força
For j As Integer = (Final - 1) To Começo Step -1
    Grafico.DrawLine(Pens.White, Final - j +
PartidaSinal, CInt(VetorPlotagem(j)), Final - j + 1 +
PartidaSinal, CInt(VetorPlotagem(j - 1)))
Next

        ' Desenha o gráfico do sinal controlador
For j As Integer = (FinalControlador - 1) To
ComeçoControlador Step -1
    Grafico.DrawLine(Pens.Yellow, FinalControlador -
j, CInt(VetorPlotagemTriangulo(j)), FinalControlador - j + 1,
CInt(VetorPlotagemTriangulo(j - 1)))

```

```

Next

    Grafico.DrawLine(Pens.GreenYellow, PartidaSinal, 1,
PartidaSinal, PictureBox.Height - 1)

    ' Coloca o bitmap de novo no PictureBox como sua
imagem.
    PictureBox.Image = ImagemSinal

    ' Libera memória
    Grafico.Dispose()
    GC.Collect()

End Sub

Public Sub GravarDados()

    Dim arquivo As String =
"c:\Aquisicao\AquisicaoCelCarga.txt"

    ' Grava o cabeçalho
    Dim BufferCabeçalho As String = vbCrLf & vbCrLf &
"Número de amostras: " & Final & vbCrLf
    My.Computer.FileSystem.WriteAllText(arquivo,
BufferCabeçalho, True)

    ' Coloca os dados no buffer
    For j As Integer = 0 To Final
        Dim Buffer As String = ""
        Buffer = Buffer & VetorGravacao(j) & vbTab &
VetorGravacaoTriangulo(j) & vbCrLf
        My.Computer.FileSystem.WriteAllText(arquivo,
Buffer, True)
    Next

```

End Sub

End Class

Código de aquisição - Compilador – Visual Basic da Microsoft

```
<Global.Microsoft.VisualBasic.CompilerServices.DesignerGenerated()> _
```

```
Partial Class Form1
```

```
    Inherits System.Windows.Forms.Form
```

```
    'Form overrides dispose to clean up the component list.
```

```
    <System.Diagnostics.DebuggerNonUserCode()> _
```

```
    Protected Overrides Sub Dispose(ByVal disposing As Boolean)
```

```
        Try
```

```
            If disposing AndAlso components IsNot Nothing Then  
                components.Dispose()
```

```
            End If
```

```
        Finally
```

```
            MyBase.Dispose(disposing)
```

```
        End Try
```

```
    End Sub
```

```
    'Required by the Windows Form Designer
```

```
    Private components As System.ComponentModel.IContainer
```

```
    'NOTE: The following procedure is required by the Windows  
Form Designer
```

```
    'It can be modified using the Windows Form Designer.
```

```
    'Do not modify it using the code editor.
```

```
    <System.Diagnostics.DebuggerStepThrough()> _
```

```
    Private Sub InitializeComponent()
```

```

    Me.components = New System.ComponentModel.Container
    Me.SerialPort1 = New
System.IO.Ports.SerialPort (Me.components)
    Me.Timer1 = New
System.Windows.Forms.Timer (Me.components)
    Me.PicBox1 = New System.Windows.Forms.PictureBox
    Me.Button1 = New System.Windows.Forms.Button
    Me.Button2 = New System.Windows.Forms.Button
    Me.Button3 = New System.Windows.Forms.Button
    Me.Button4 = New System.Windows.Forms.Button
    Me.Label2 = New System.Windows.Forms.Label
    Me.Label1 = New System.Windows.Forms.Label
    CType (Me.PicBox1,
System.ComponentModel.ISupportInitialize).BeginInit ()
    Me.SuspendLayout ()
    '
    'SerialPort1
    '
    Me.SerialPort1.BaudRate = 115200
    Me.SerialPort1.PortName = "COM10"
    Me.SerialPort1.ReceivedBytesThreshold = 2
    '
    'Timer1
    '
    Me.Timer1.Interval = 20
    '
    'PicBox1
    '
    Me.PicBox1.BackColor =
System.Drawing.SystemColors.ActiveCaptionText
    Me.PicBox1.Location = New System.Drawing.Point (12, 12)
    Me.PicBox1.Name = "PicBox1"
    Me.PicBox1.Size = New System.Drawing.Size (1200, 514)
    Me.PicBox1.TabIndex = 0

```

```

Me.PictureBox1.TabStop = False
'
'Button1
'
Me.Button1.Location = New System.Drawing.Point(12,
534)
Me.Button1.Name = "Button1"
Me.Button1.Size = New System.Drawing.Size(141, 47)
Me.Button1.TabIndex = 1
Me.Button1.Text = "Iniciar"
Me.Button1.UseVisualStyleBackColor = True
'
'Button2
'
Me.Button2.Enabled = False
Me.Button2.Location = New System.Drawing.Point(234,
534)
Me.Button2.Name = "Button2"
Me.Button2.Size = New System.Drawing.Size(141, 49)
Me.Button2.TabIndex = 2
Me.Button2.Text = "Pausar"
Me.Button2.UseVisualStyleBackColor = True
'
'Button3
'
Me.Button3.Enabled = False
Me.Button3.Location = New System.Drawing.Point(678,
534)
Me.Button3.Name = "Button3"
Me.Button3.Size = New System.Drawing.Size(141, 49)
Me.Button3.TabIndex = 3
Me.Button3.Text = "Zerar"
Me.Button3.UseVisualStyleBackColor = True
'

```



```

        'Button4
        '
        Me.Button4.Enabled = False
        Me.Button4.Location = New System.Drawing.Point(456,
534)
        Me.Button4.Name = "Button4"
        Me.Button4.Size = New System.Drawing.Size(141, 49)
        Me.Button4.TabIndex = 4
        Me.Button4.Text = "Gravar"
        Me.Button4.UseVisualStyleBackColor = True
        '
        'Label2
        '
        Me.Label2.AutoSize = True
        Me.Label2.Font = New System.Drawing.Font("Microsoft
Sans Serif", 20.25!, System.Drawing.FontStyle.Regular,
System.Drawing.GraphicsUnit.Point, CType(0, Byte))
        Me.Label2.Location = New System.Drawing.Point(1120,
552)
        Me.Label2.Name = "Label2"
        Me.Label2.Size = New System.Drawing.Size(54, 31)
        Me.Label2.TabIndex = 8
        Me.Label2.Text = "0 V"
        '
        'Label1
        '
        Me.Label1.AutoSize = True
        Me.Label1.Font = New System.Drawing.Font("Microsoft
Sans Serif", 20.25!, System.Drawing.FontStyle.Regular,
System.Drawing.GraphicsUnit.Point, CType(0, Byte))
        Me.Label1.Location = New System.Drawing.Point(893,
550)
        Me.Label1.Name = "Label1"
        Me.Label1.Size = New System.Drawing.Size(207, 31)

```

```

Me.Label1.TabIndex = 7
Me.Label1.Text = "Valor Recebido:"
'
'Form1
'
Me.AutoScaleDimensions = New
System.Drawing.SizeF(6.0!, 13.0!)
Me.AutoScaleMode =
System.Windows.Forms.AutoScaleMode.Font
Me.ClientSize = New System.Drawing.Size(1224, 592)
Me.Controls.Add(Me.Label2)
Me.Controls.Add(Me.Label1)
Me.Controls.Add(Me.Button4)
Me.Controls.Add(Me.Button3)
Me.Controls.Add(Me.Button2)
Me.Controls.Add(Me.Button1)
Me.Controls.Add(Me.PictureBox1)
Me.Name = "Form1"
Me.Text = "Form1"
CType(Me.PictureBox1,
System.ComponentModel.ISupportInitialize).EndInit()
Me.ResumeLayout(False)
Me.PerformLayout()

End Sub

Friend WithEvents SerialPort1 As
System.IO.Ports.SerialPort
Friend WithEvents Timer1 As System.Windows.Forms.Timer
Friend WithEvents PictureBox1 As
System.Windows.Forms.PictureBox
Friend WithEvents Button1 As System.Windows.Forms.Button
Friend WithEvents Button2 As System.Windows.Forms.Button
Friend WithEvents Button3 As System.Windows.Forms.Button
Friend WithEvents Button4 As System.Windows.Forms.Button
Friend WithEvents Label2 As System.Windows.Forms.Label

```

```
Friend WithEvents Label1 As System.Windows.Forms.Label
```

```
End Class
```

APÊNDICE D – PROGRAMA PARA PROCESSAR OS DADOS ADQUIRIDOS NA PESQUISA.

Desenvolvido no MATLAB 2010 (Mathworks®, Natick, EUA)

```
function comportantodafrequencia(arquivo_sem_extensao)

% Verificação da existência de um arquivo mat com o sinal e os
limites do sinal (recorte)
fid = fopen([arquivo_sem_extensao '.mat'],'r');

% Se o arquivo existe, ler o sinal os limites; caso contrário,
ler o sinal do txt e pedir os limites ao
% usuário. Tudo será salvo no arquivo de janelas
if(fid ~= -1)
    fclose(fid);
    load([arquivo_sem_extensao '.mat'], 'data',
'N_RECORTEFINAL', 'N_RecorteDoInicio');
else
    % Leitura do arquivo com os dados
    DELIMITER = '\t';
    HEADERLINES = 1;
    % Import the file
    newData1 = importdata([arquivo_sem_extensao '.txt'],
DELIMITER, HEADERLINES);
    % Create new variables in the base workspace from those
fields.
    vars = fieldnames(newData1);
    for i = 1:length(vars)
        assignin('base', vars{i}, newData1.(vars{i}));
    end
    data = newData1.data;
    plot(data);
    [x, y]=ginput(2);
```

```

        %ARRENDONAR OS VALORES INDICADOS PARA INTEIRO ( NÚMERO
DAS AMOSTRAS)
        x=floor(x);
        N_RecorteDoInicio = x(1);
        N_RECORTEFINAL = x(2);
        save([arquivo_sem_extensao          '.mat'],          'data',
'N_RECORTEFINAL', 'N_RecorteDoInicio');
end

```

```

% Programa de processamento dos dados

```

```

% Antes de executar este programa, exute

```

```

% clear all

```

```

% importar dado - os dados vão ficar nas variaveis

```

```

% Fecha todos graficos plotados anteriormente:

```

```

close all

```

```

% ENTRE COM O INSTANTE DO RECORTE FINAL:

```

```

%RECORTEFINAL=64;          % ##### MUDA AQUI A
DURAÇÃO!!!!

```

```

%N_RECORTEFINAL=RECORTEFINAL*50;

```

```

% Separa os dados:

```

```

ForcaMedida=data(:,1)' % Esta eh a forca medida

```

```

ForcaAlvo=data(:,2)'; % Esta eh a forca alvo

```

```

n=(0:1:length(ForcaMedida)-1);

```

```

t=(0:1:length(ForcaMedida)-1)*0.02; % Escala de tempo

```

```

% Vizualiza o sinal sem recortar:

```

```

figure(1)

```

```

plot(t,ForcaAlvo,'k-',t,ForcaMedida,'b-')
grid
figure(gcf)
xlabel('Tempo (s)')
ylabel('Amplitude da força (Kgf)')
title('Gráfico do sinal medido da força sem recortes')

% Recorta o sinal:
%RecorteDoInicio=6 ; % AQUI RECORTA Inicial em SEGUNDOS
%N_RecorteDoInicio=RecorteDoInicio*50;
ForcaMedidaRecortada=ForcaMedida(N_RecorteDoInicio:length(ForcaMedida));
ForcaAlvoRecortada=ForcaAlvo(N_RecorteDoInicio:length(ForcaAlvo));
clear t
t=(0:1:length(ForcaMedidaRecortada)-1)*0.02; % Escala de tempo
Recortada

% Vizualiza o sinal recortado:
figure(2)
plot(t,ForcaAlvoRecortada,'k-',t,ForcaMedidaRecortada,'b-')
figure(gcf)
grid
xlabel('Tempo (s)')
ylabel('Amplitude da força (Kgf)')
title('Gráfico do sinal medido da força com recortes')

% Calcular o erro em funcao do tempo
Erro=ForcaMedidaRecortada - ForcaAlvoRecortada;
%tentativa provisória:
figure(3)
plot(t,Erro) % Grafico do Erro
axis([0 max(t) -4 4])

```

```

grid
figure(gcf)
xlabel('Tempo (s)')
ylabel('Amplitude do erro (Kgf)')
title('Gráfico do erro entre força medida e força alvo')

% Calcula o erro modificado medio
for n=1:length(ForcaMedidaRecortada)-100;
    ARV(n)=mean(abs(Erro(n:n+50)));
end
t_ARV=(0:1:length(ARV)-1); % Escala de tempo para a media
figure(4)
plot(t_ARV,ARV) % Plota o erro retificado medio (ARV)

% REMOVE A PARTE DO SINAL APOS A REGIÃO INDICADA PELO USUÁRIO
N_RECORTEFINAL=N_RECORTEFINAL-N_RecorteDoInicio-100;
ARVRecortadoFinal=ARV(1:N_RECORTEFINAL);
t_ARVRecortadoFinal=t_ARV(1:1:length(ARVRecortadoFinal));
plot(t_ARVRecortadoFinal,ARVRecortadoFinal)
grid
xlabel('Tempo (s)')
ylabel('Amplitude média do erro (Kgf)')
title('Gráfico do erro médio (ARV) entre força medida e força
alvo')

% Determina reta de regressão para ARV
P=polyfit(t_ARVRecortadoFinal,ARVRecortadoFinal,1);
ValoresDaReta=polyval(P,t_ARVRecortadoFinal);
figure(5)
% Plota os dados junto com a reta de regressao
plot(t_ARVRecortadoFinal,ARVRecortadoFinal,'R-
',t_ARVRecortadoFinal,ValoresDaReta,'K.-')
xlabel('Tempo (s)')

```

```

ylabel('Amplitude média do erro (Kgf)')
title('Gráfico do erro médio (ARV) e reta de regressão com
ângulo de inclinação')

text(600,2,'y =')
Incl=num2str(P(1));
text(700,2,Incl)
text(900,2,' *X + ')
Intersec=num2str(P(2));
text(950,2,Intersec)

% Plota o Espectrograma
figure(6)
fs = 50;
x = Erro;
spectrogram(Erro,kaiser(256,5),200,2024,fs,'yaxis')
title('Spectrogram do erro entre a força medida e a força
alvo')

% Plotaremos a variação do espectro em função do tempo
ErroRascunho=Erro;
clear Erro
Erro2=ErroRascunho(1:N_RECORTEFINAL);

figure(7)
%pause
for n=1:1:N_RECORTEFINAL-250
    recorte=Erro2(n:n+250);
    %freq=(0:1:250)*50/250;
    %plot(freq,abs(fft(recorte)))
    DFT_recorte = fft(recorte, 1024);
    freq = linspace(-fs/2, fs/2, length(DFT_recorte));
    plot(freq, fftshift(DFT_recorte))

```



```

        %axis([0 50 0 1000])
        axis([-25 25 0 1000])
        figure(gcf)
end
xlabel('Tempo (s)')
xlabel('Frequência (Hz)')
ylabel('Amplitude')
title('Gráfico da variação do espectro (FFT) em função do
tempo')

% Estudo da frequência mediana
figure(8)
for n=1:1:N_RECORTEFINAL-250
    recorte=Erro2(n:n+250);
    RECORTE=abs(fft(recorte));
    MEIAAREA=sum(RECORTE(1:125))/2;
    for m=1:125
        AREAACUM=sum(RECORTE(1:m));
        % AREAACUM
        % MEIAAREA
        % pause
        if AREAACUM > MEIAAREA
            break
        end
    end
end
% m
Mediana(n)=m-1;
end
Fmediana=Mediana*50/250;
t_Fmed=(0:1:length(Fmediana)-1)*0.02;
plot(t_Fmed,Fmediana)
figure(gcf)

xlabel('Tempo (s)')

```

```

ylabel('Frequência')
title('Gráfico da frequência mediana')

P=polyfit(t_Fmed,Fmediana,1);
ValoresDaReta=polyval(P,t_Fmed);
figure(9)
% Plota os dados junto com a reta de regressao
plot(t_Fmed,Fmediana,'R-',t_Fmed,ValoresDaReta,'K.-')

text(4,1,'y =')
Incl=num2str(P(1));
text(6,1,Incl)
text(10,1,' * X + ')
Intersec=num2str(P(2));
text(12,1,Intersec)
xlabel('Tempo (s)')
ylabel('Frequência Mediana (Hz)')
title('Gráfico da Frequência Mediana em Função do Tempo, com
Reta de Regressão')

```

APÊNDICE E- FORÇA MEDIDA DURANTE OS TESTES

As figuras 21 a 35 ilustram os sinais de força adquiridos dos participantes da pesquisa buscando acompanhar o sinal sintético em forma triangular que serviu como referência.

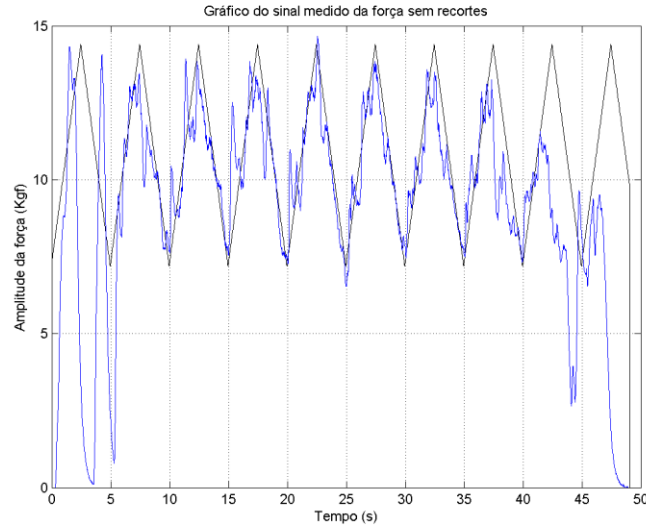


Figura 21 - sinal da força medido - voluntário 1

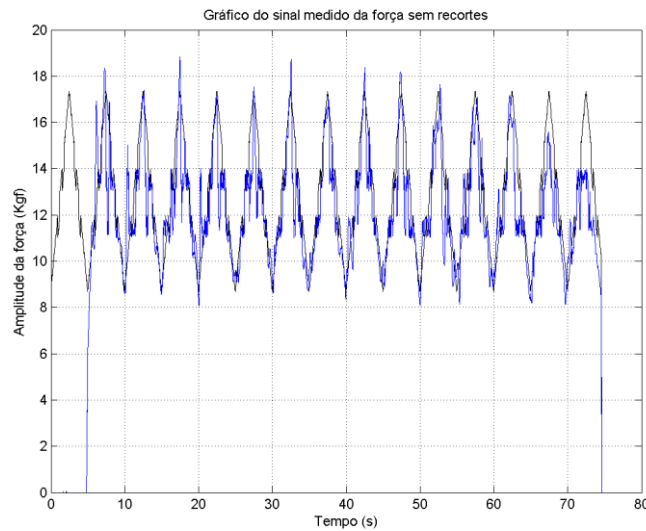


Figura 22 - sinal da força medido voluntário 2

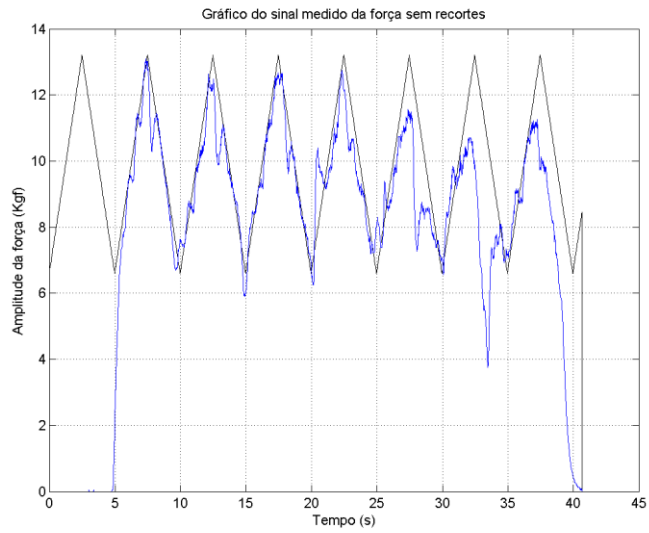


Figura 23 - sinal da força medido – voluntário 3

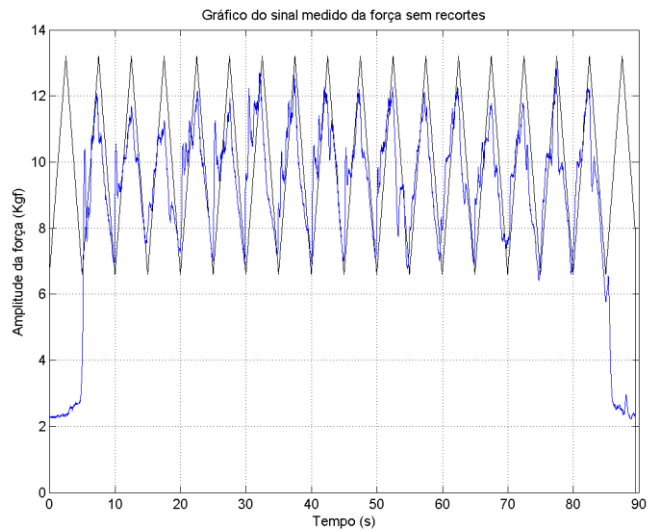


Figura 24 - sinal da força medido – voluntário 4

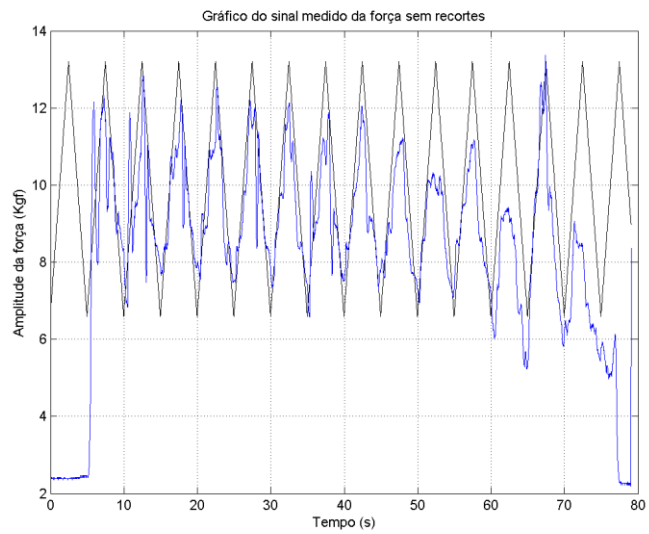


Figura 25 - sinal da força medido – voluntário 5

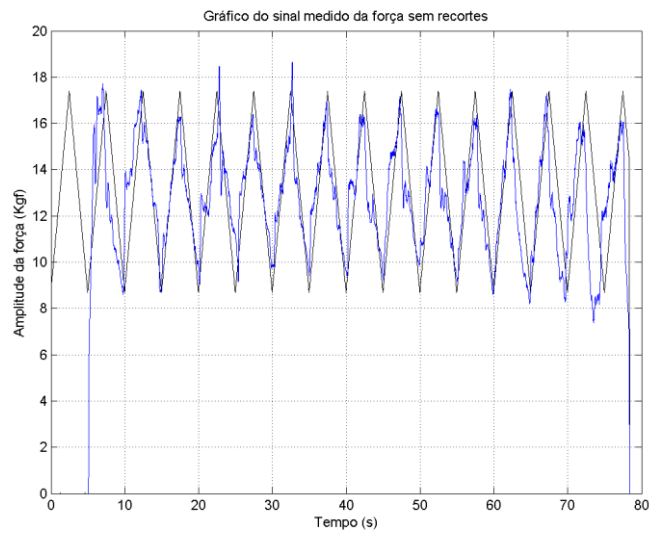


Figura 26.- sinal da força medido – voluntário 6

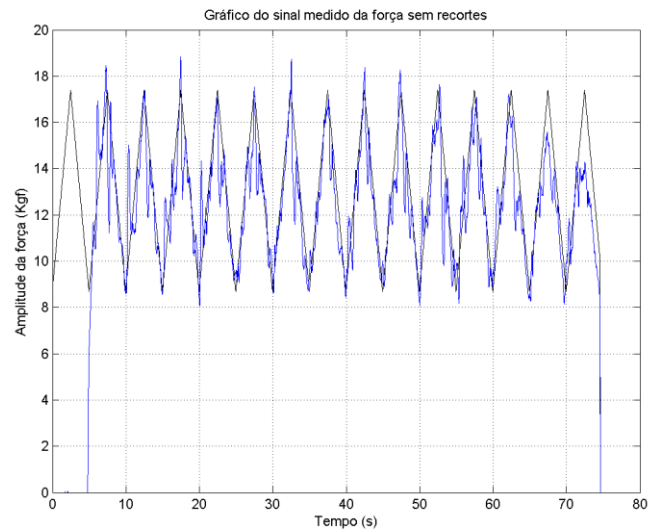


Figura 27 - sinal da força medido – voluntário 7

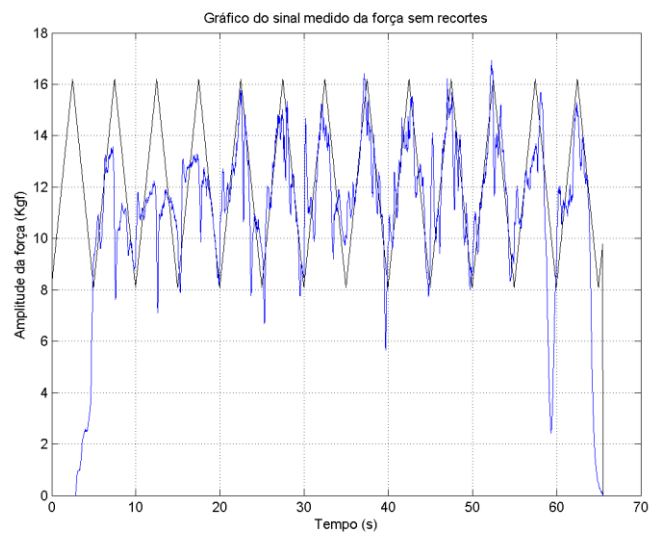


Figura 28 - sinal da força medido – voluntário 8

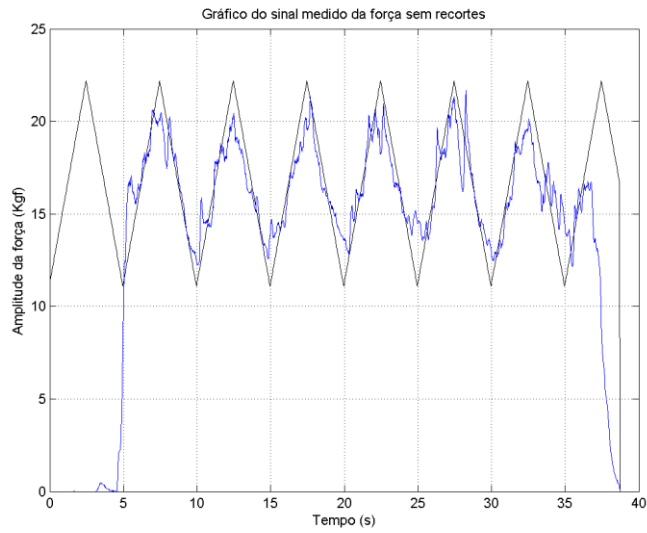


Figura 29 sinal da força medido – voluntário 9

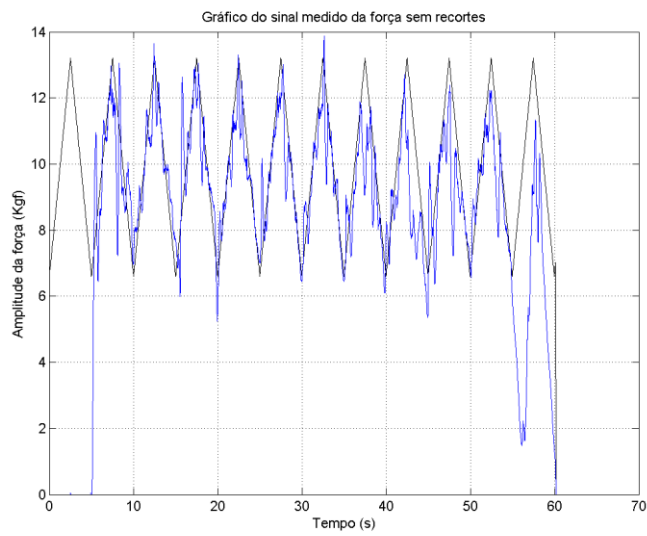


Figura 30 - sinal da força medido – voluntário 10

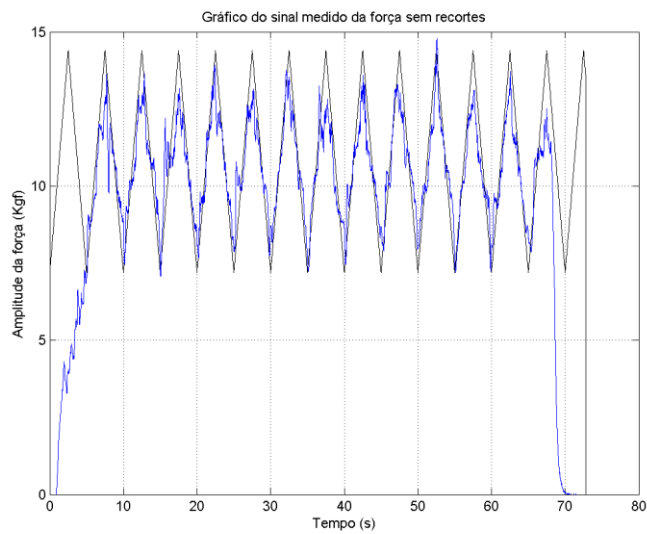


Figura 31 - sinal da força medido – voluntário 11

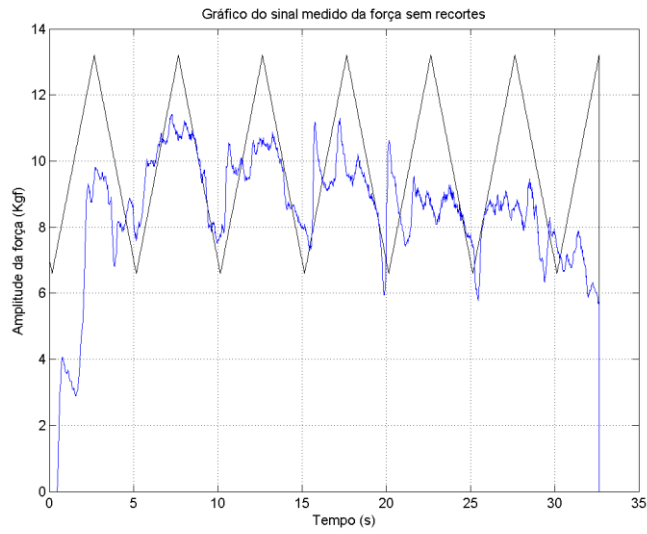


Figura 32 - sinal da força medido – voluntário 12

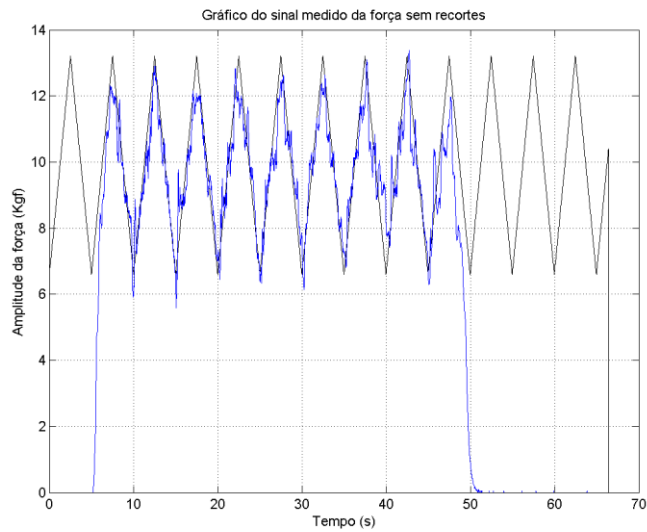


Figura 33 - sinal da força medido – voluntário 13

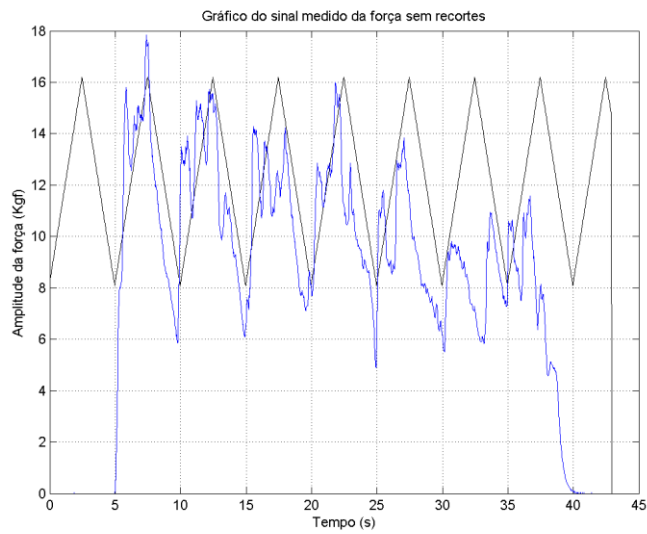


Figura 34 - sinal da força medido – voluntário 14

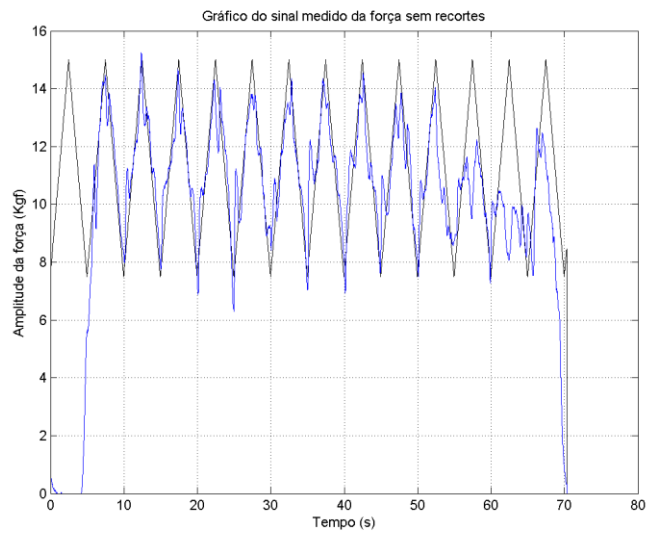


Figura 35 - sinal da força medido – voluntário15

APÊNDICE F– RETA DE REGRESSÃO E ERRO MÉDIO ENTRE FORÇA MEDIDA E FORÇA ALVO

As figuras 36 a 50 ilustram o erro em ARV cometido por cada participante da pesquisa em ordem cronológica. Na mesma ilustração foi incluída também a reta de regressão do erro.

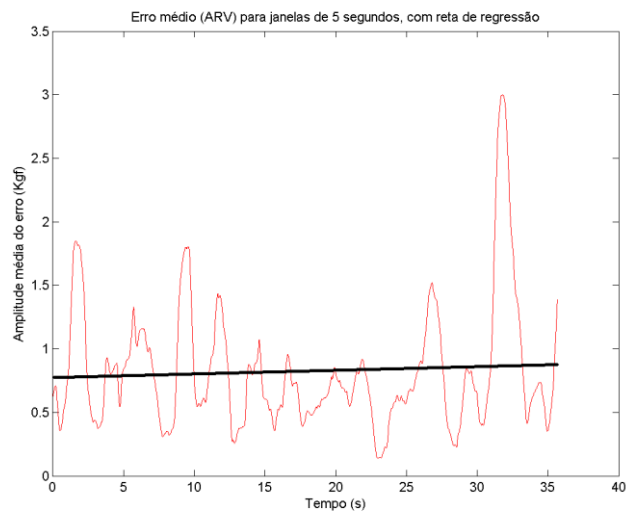


Figura 36 – reta de regressão (erro ARV) – voluntário 1

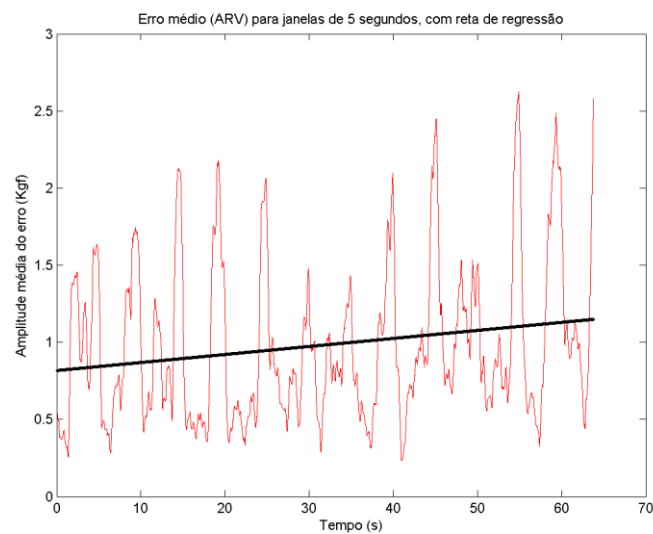


Figura 37– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 2

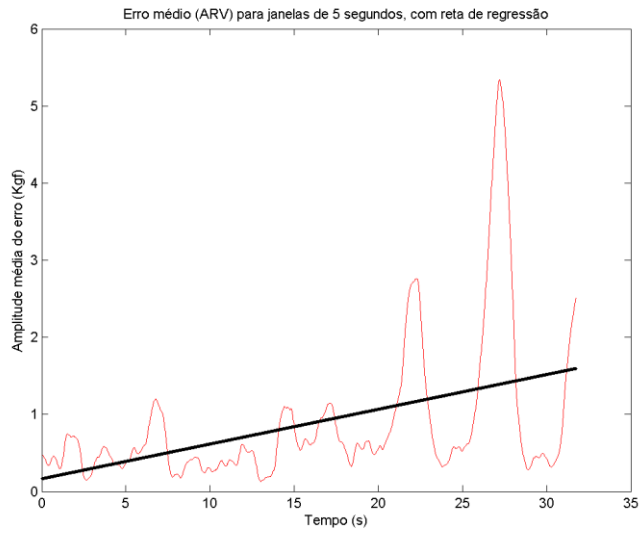


Figura 38 – reta de regressão (erro ARV) – voluntário 3

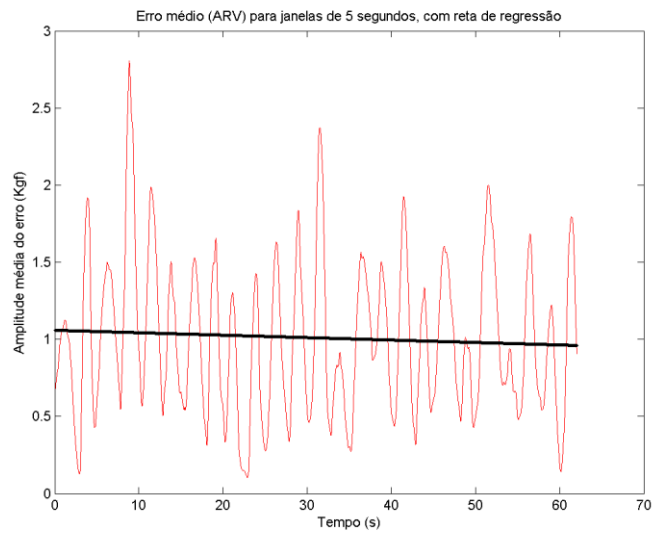


Figura 39 – reta de regressão (erro ARV) – voluntário 4

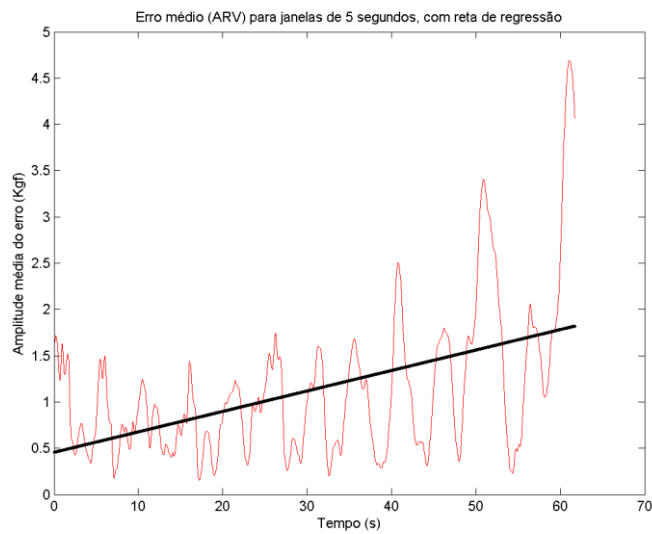


Figura 40 – reta de regressão (erro ARV) – voluntário 5

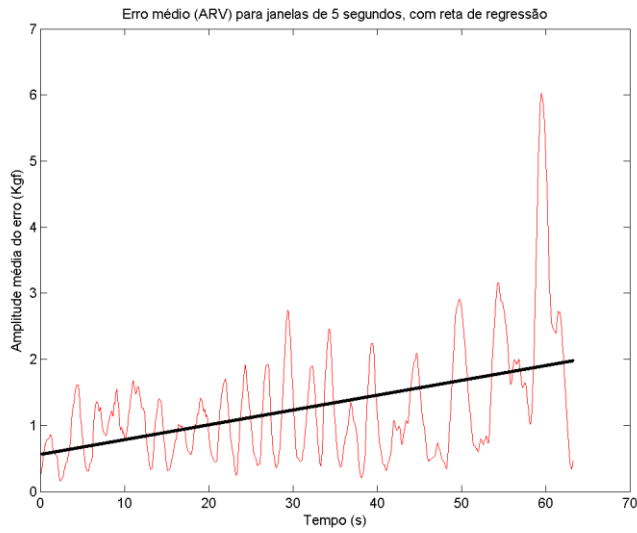


Figura 41– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 6

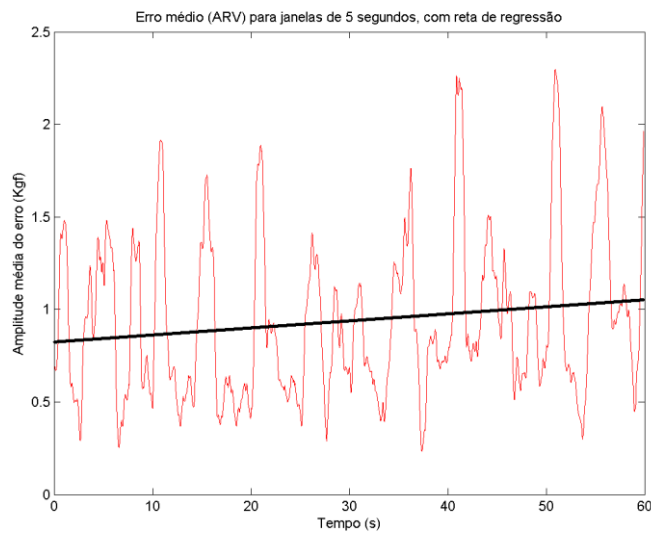


Figura 42– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 7

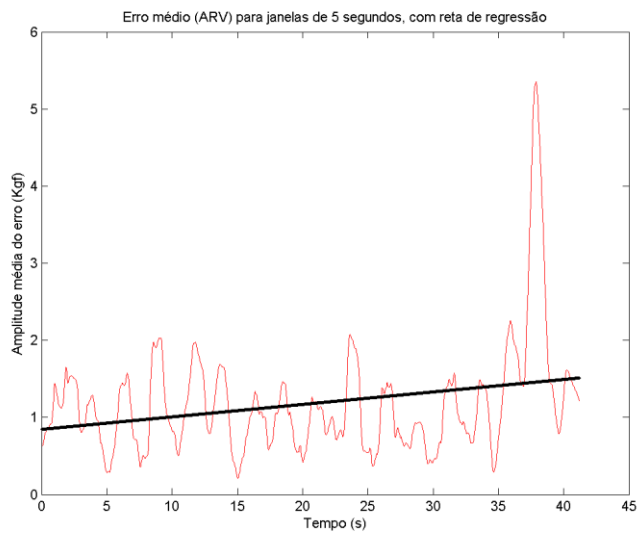


Figura 43– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 8

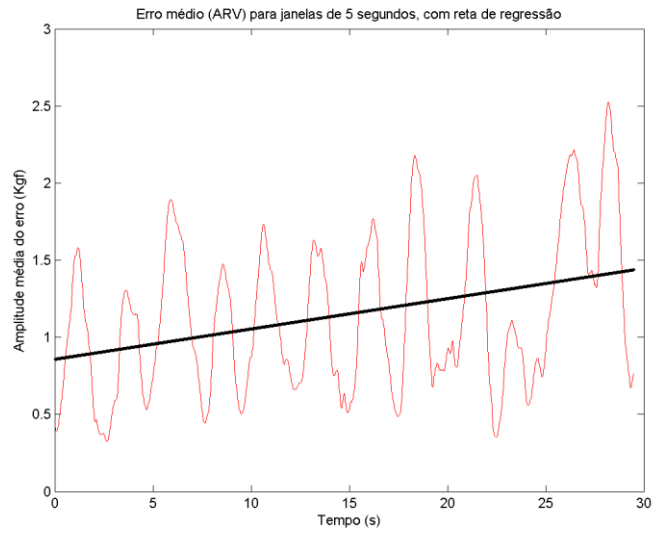


Figura 44– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 9

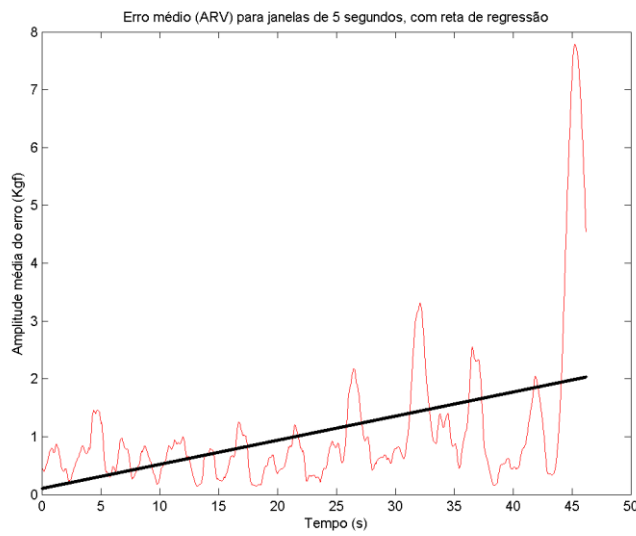


Figura 45– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 10

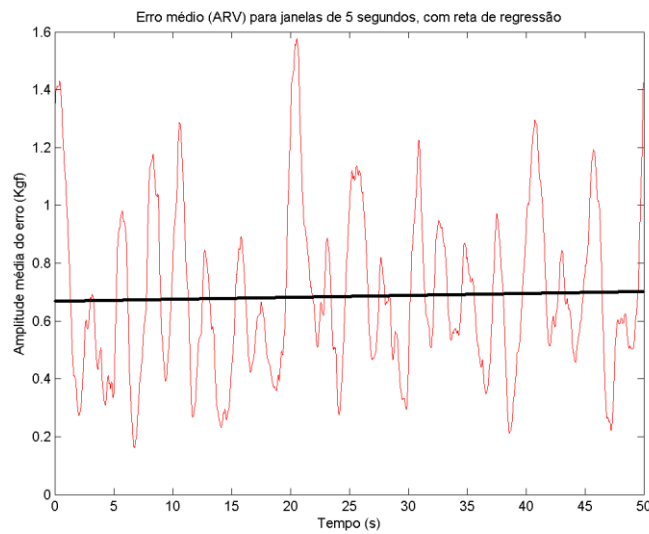


Figura 46– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 11

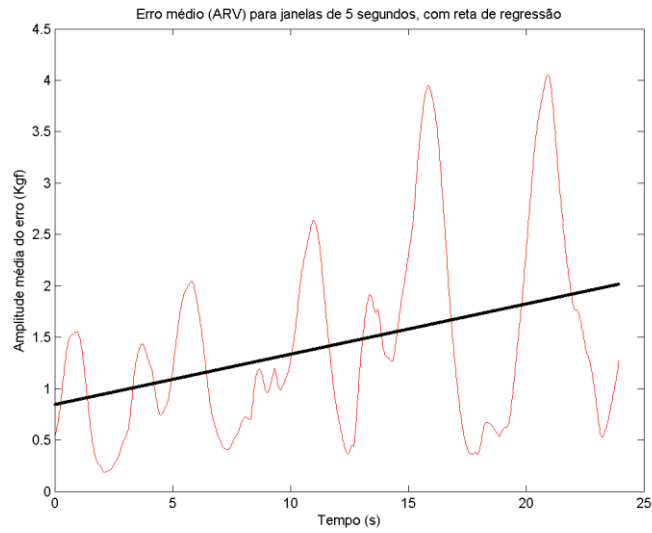


Figura 47– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 12

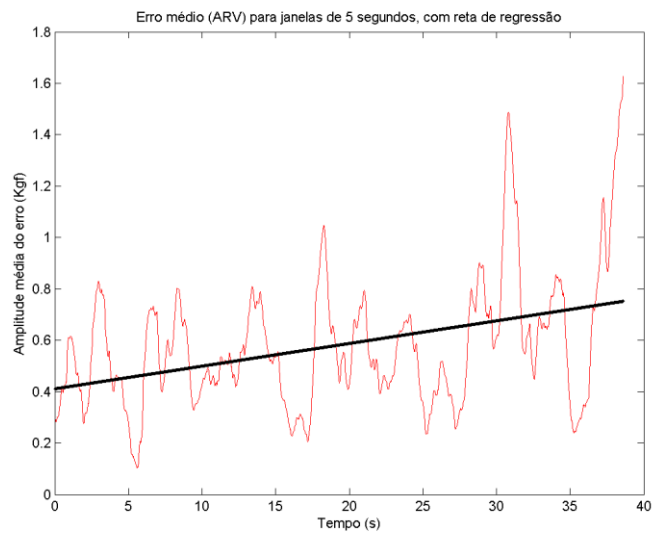


Figura 48– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 13

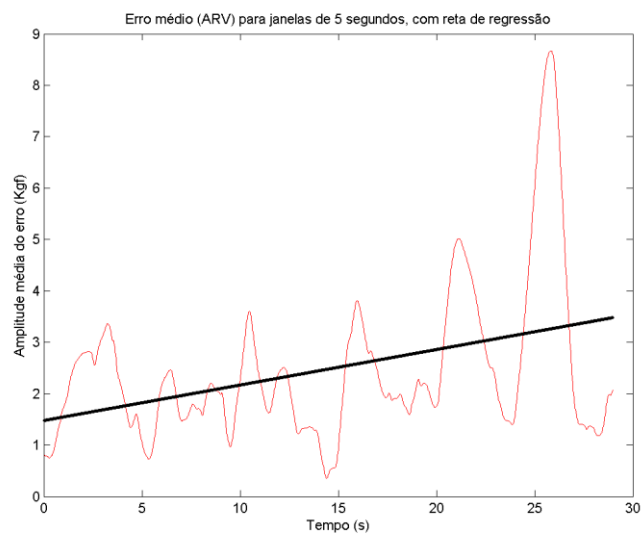


Figura 49– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 14

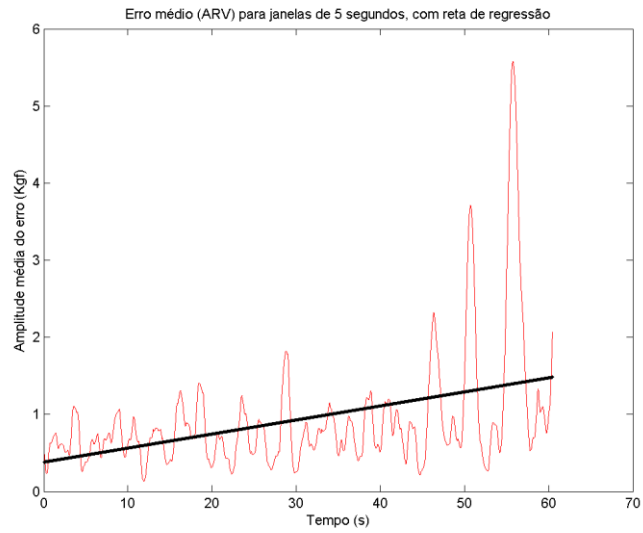


Figura 50– reta de regressão (erro ARV) – voluntário 15

APÊNDICE G– RETA DE REGRESSÃO E ERRO EM RMS ENTRE FORÇA MEDIDA E FORÇA ALVO

As figuras 52 a 65 ilustram o erro em RMS cometido pelos participantes da pesquisa em ordem cronológica. Na mesma ilustração foi incluída também e a reta de regressão do erro em RMS

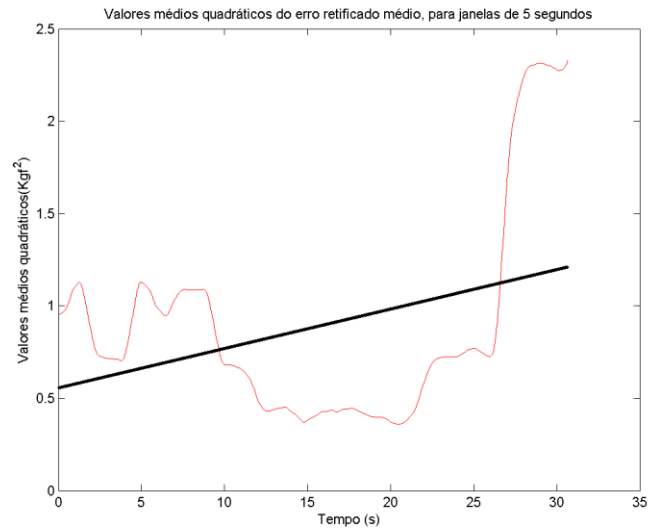


Figura 52– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 1

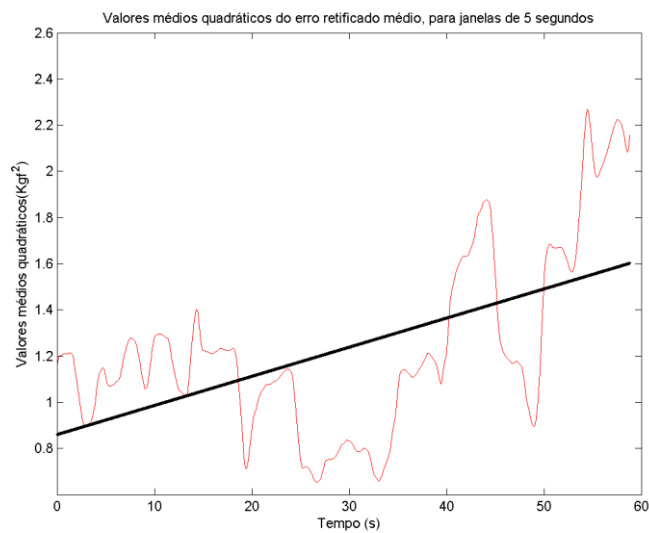


Figura 51– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 2

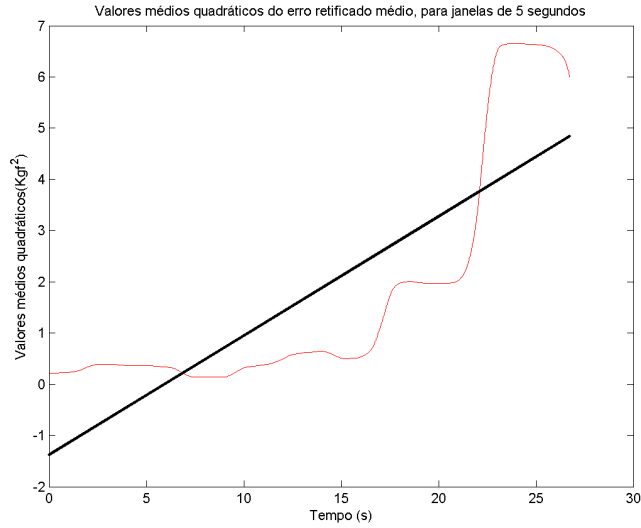


Figura 52– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 3

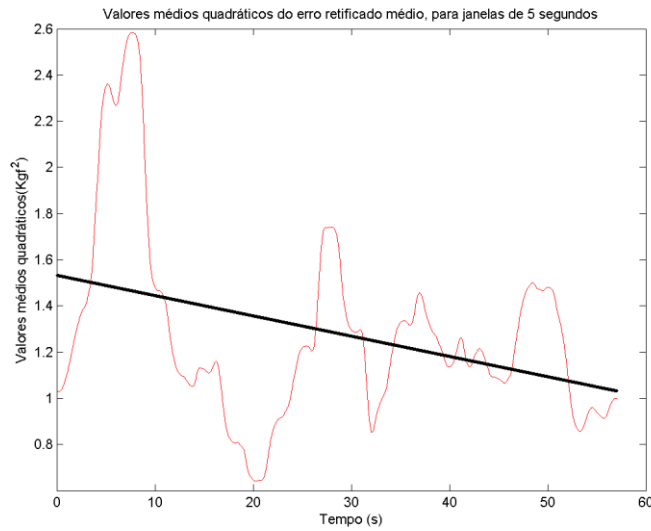


Figura 53– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 4

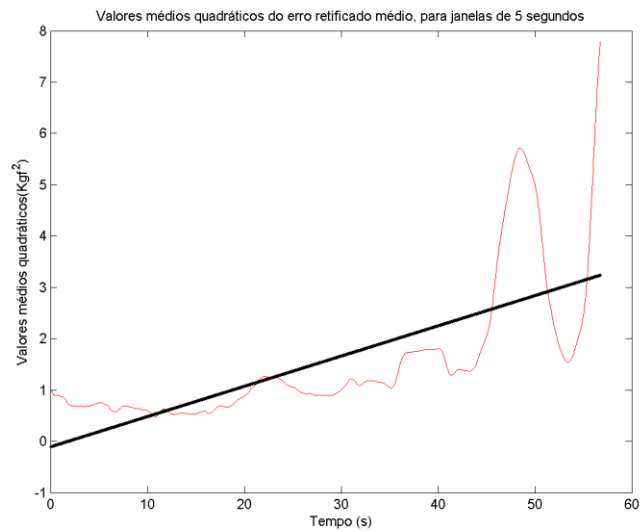


Figura 54– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 5

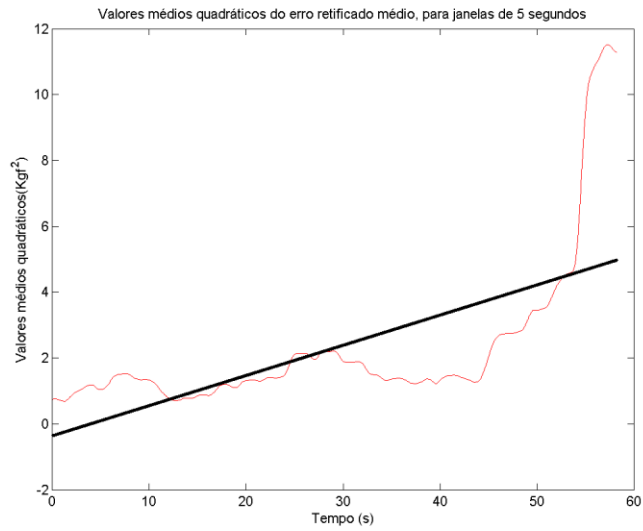


Figura 55– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 6

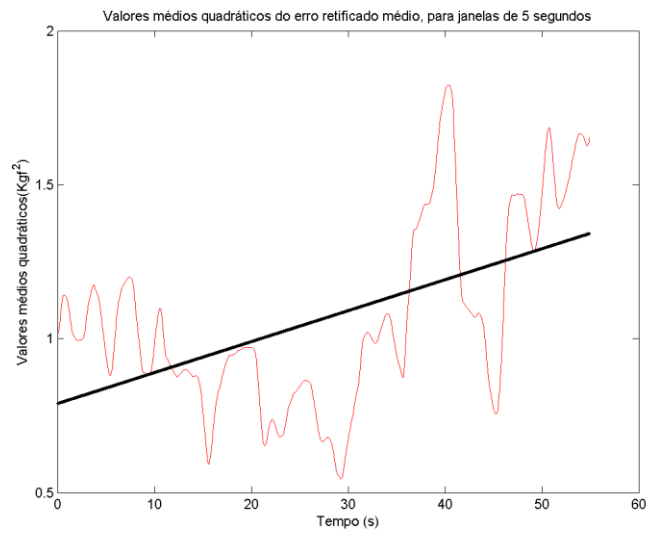


Figura 56– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 7

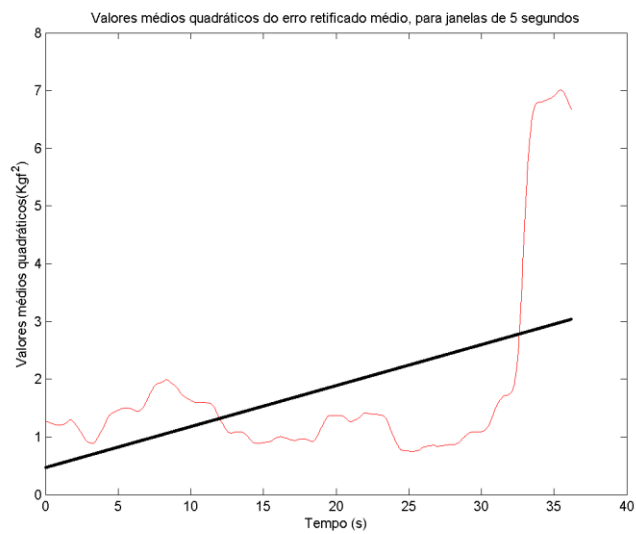


Figura 57– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 8

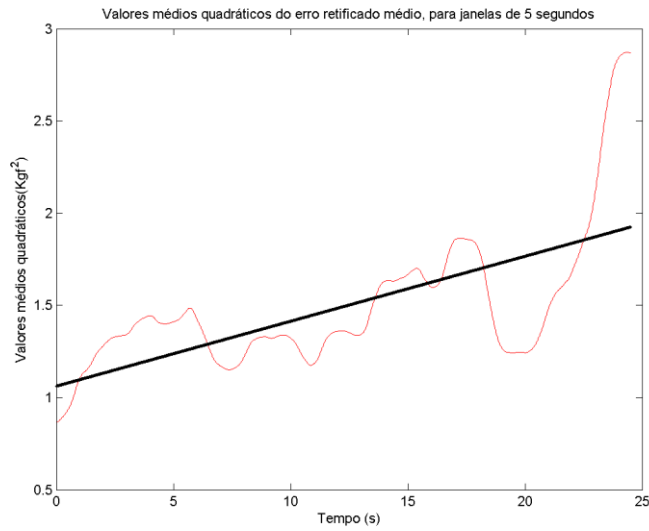


Figura 58 – reta de regressão (erro RMS) – voluntário 9.

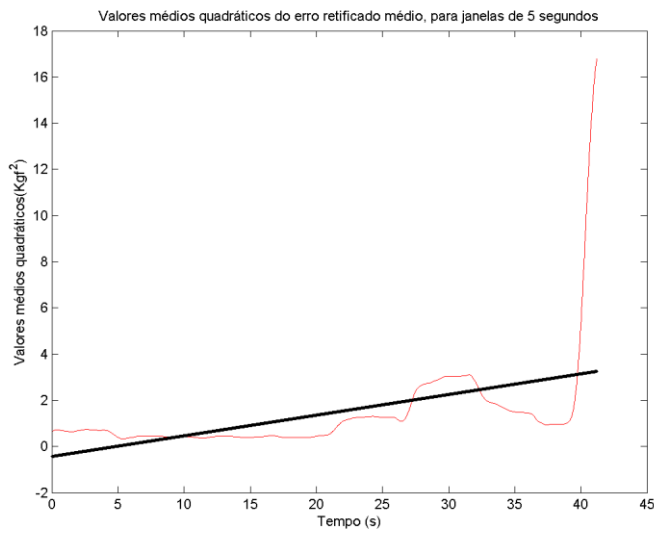


Figura 59– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 10

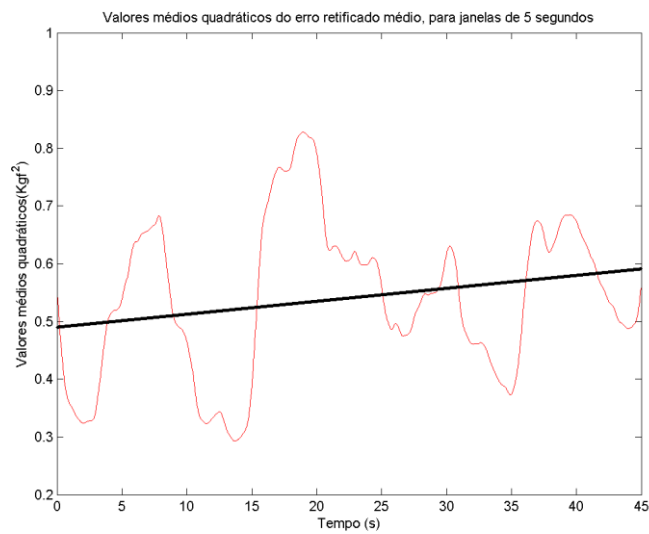


Figura 60 – reta de regressão (erro RMS) – voluntário 11

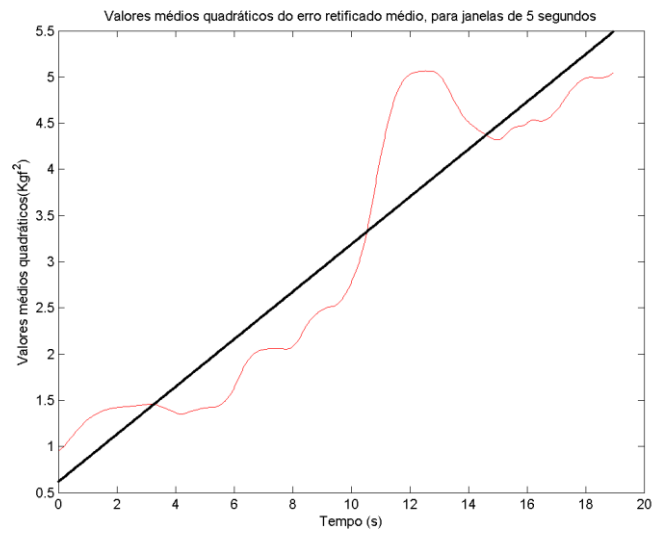


Figura 61 – reta de regressão (erro RMS) – voluntário 12

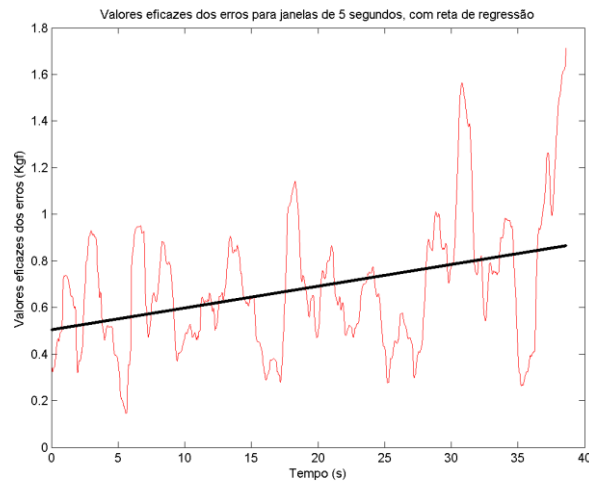


Figura 62 – reta de regressão (erro RMS) – voluntário 13

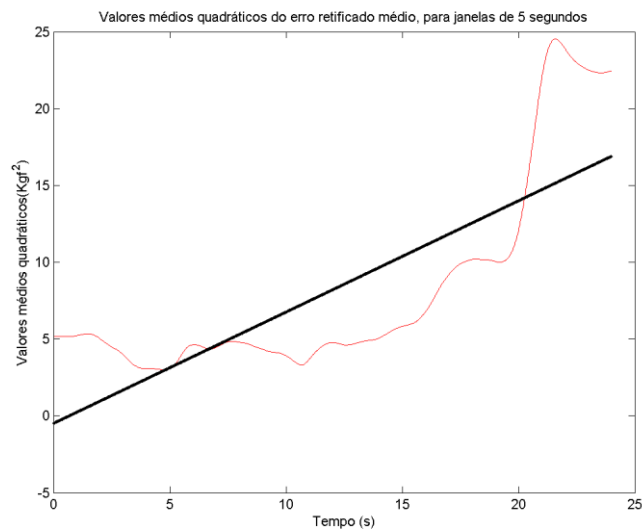


Figura 63– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 14

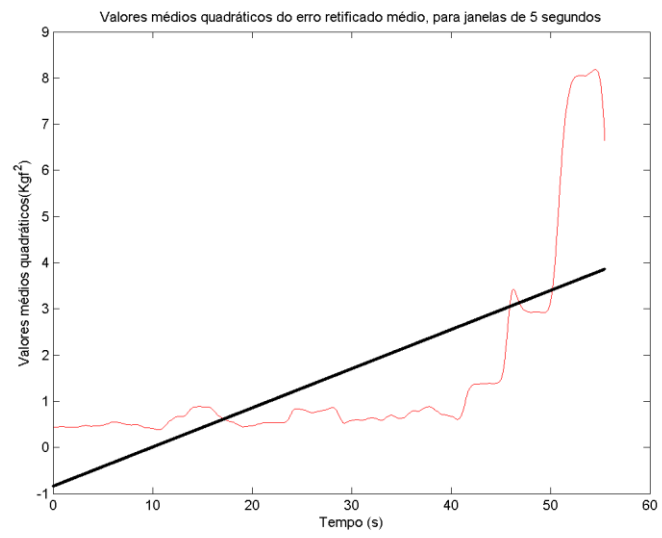


Figura 64 – reta de regressão (erro RMS) – voluntário 15

APÊNDICE H – FREQUÊNCIA MEDIANA E RETA DE REGRESSÃO

As figuras 66 a 80 ilustram a frequência mediana e reta de regressão de cada participante da pesquisa em ordem cronológica, juntamente com as respectivas retas de regressão.

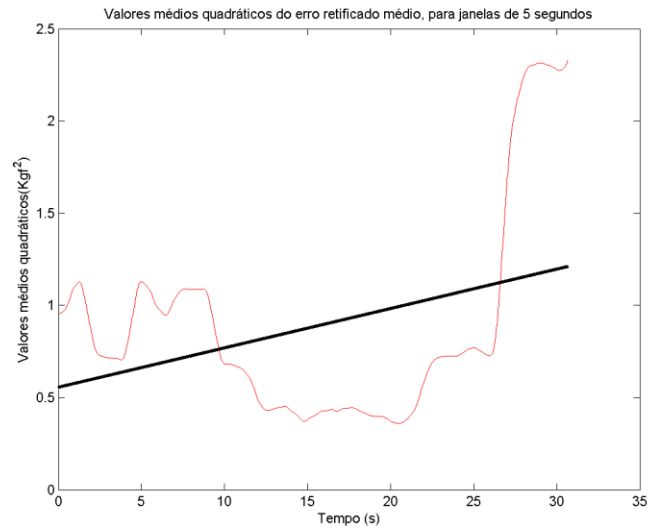


Figura 65– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 1

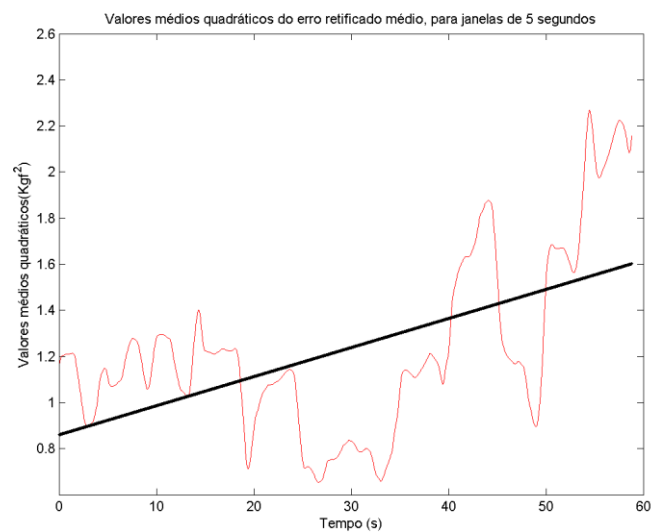


Figura 66– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 2

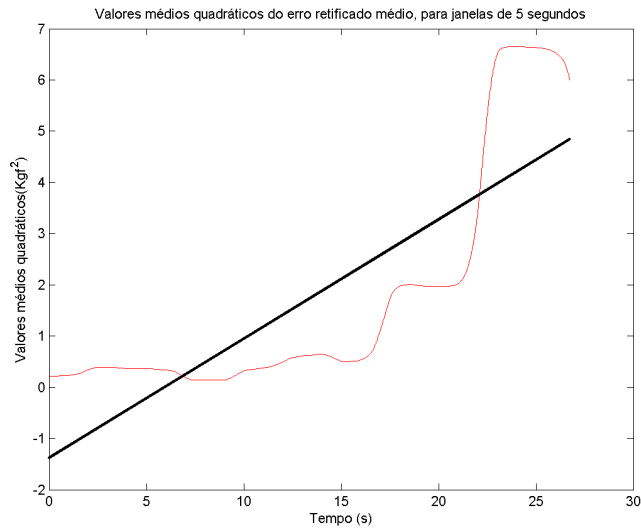


Figura 67– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 3

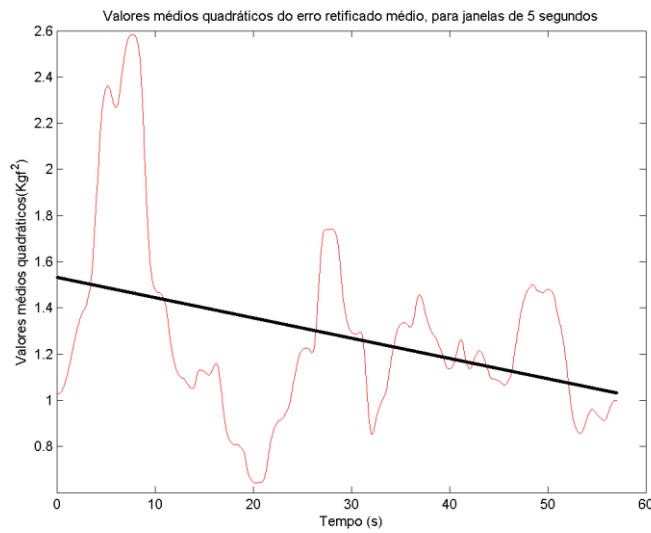


Figura 68– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 4

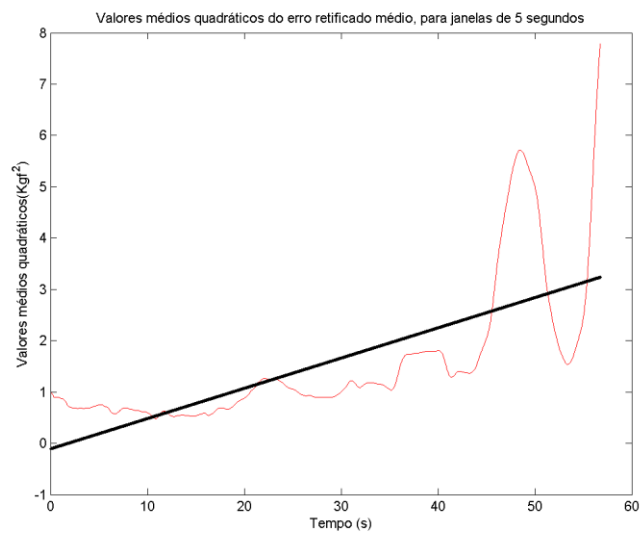


Figura 69– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 5

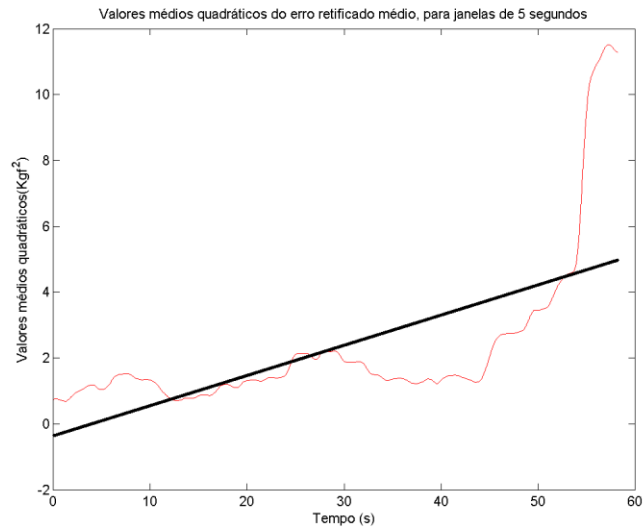


Figura 70– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 6

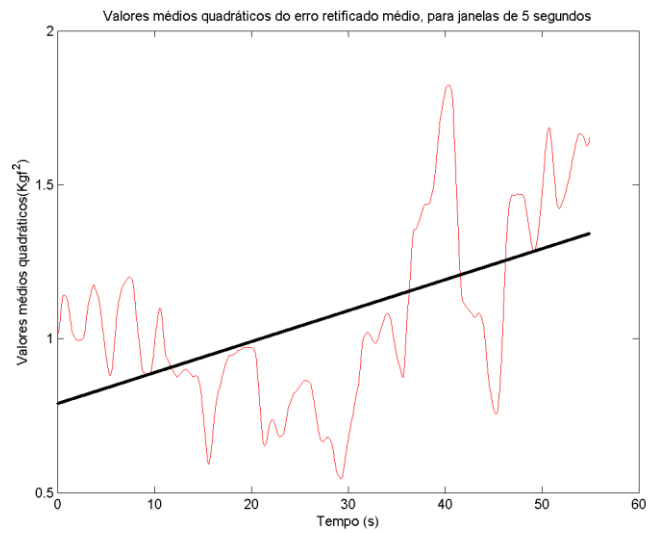


Figura 71– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 7

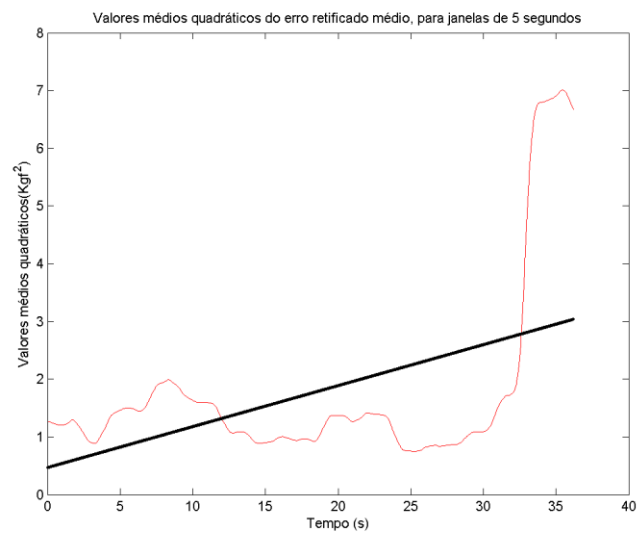


Figura 72– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 8

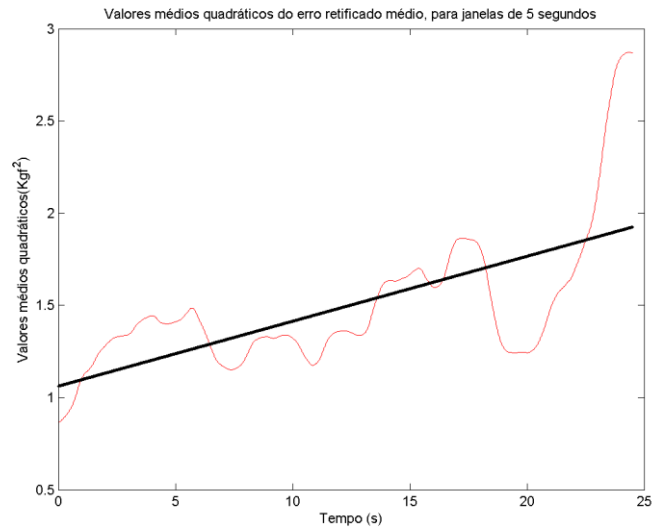


Figura 73 – reta de regressão (erro RMS) – voluntário 9.

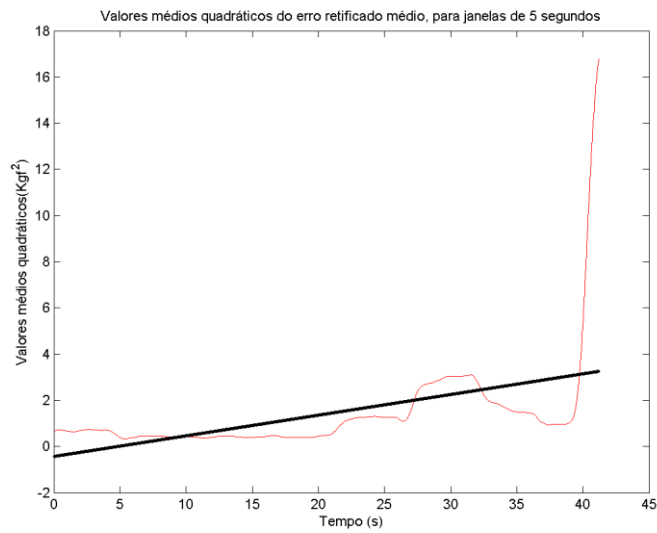


Figura 74– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 10

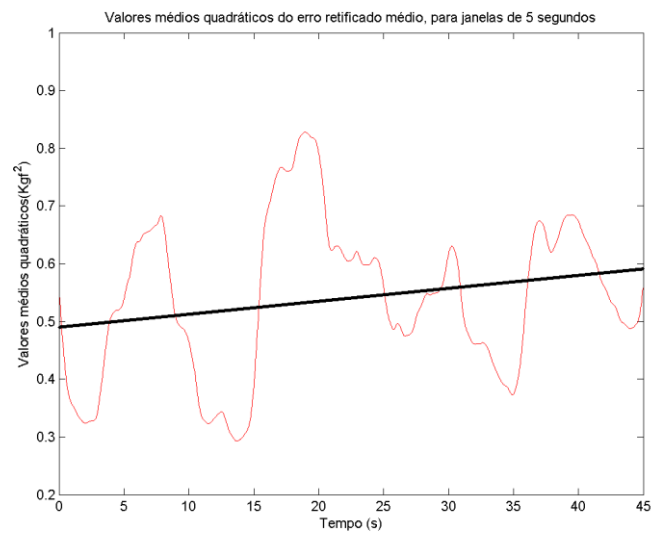


Figura 75 – reta de regressão (erro RMS) – voluntário 11

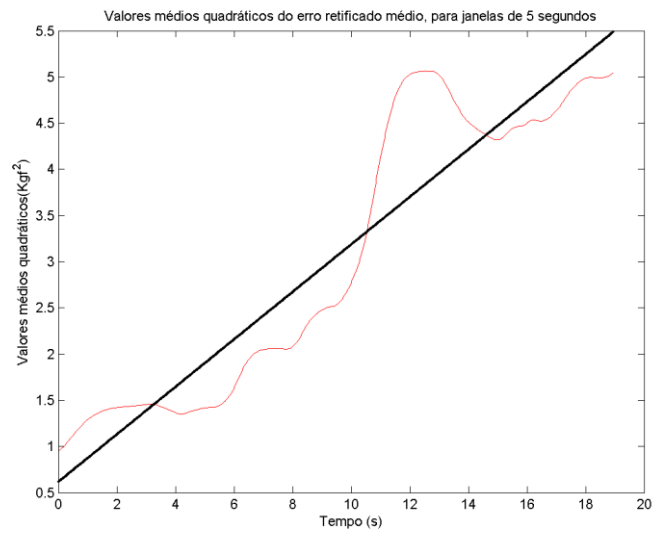


Figura 76 – reta de regressão (erro RMS) – voluntário 12

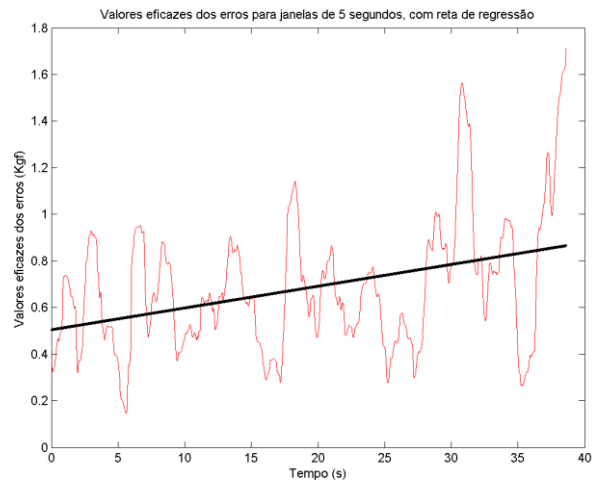


Figura 77 – reta de regressão (erro RMS) – voluntário 13

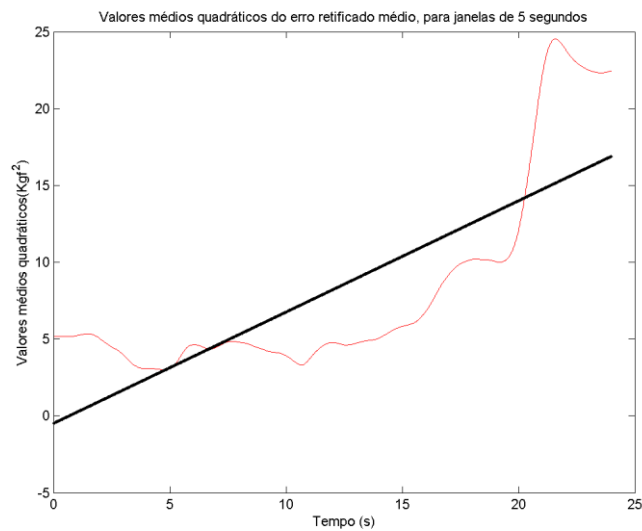


Figura 78– reta de regressão (erro RMS) – voluntário 14

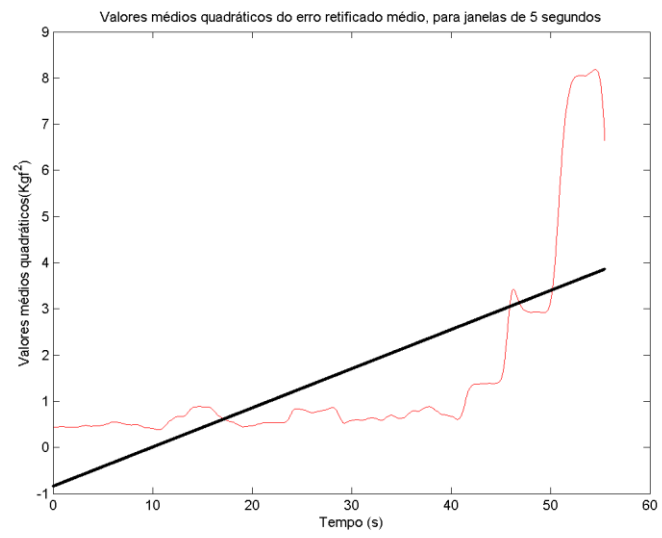


Figura 79 – reta de regressão (erro RMS) – voluntário 15

APÊNDICE I – FREQUÊNCIA MÉDIA E RETA DE REGRESSÃO

As figuras 81 a 95 ilustram o comportamento da frequência média ao longo do tempo para cada participante em ordem. Na mesma instrução foi incluída também e a reta de regressão da frequência média

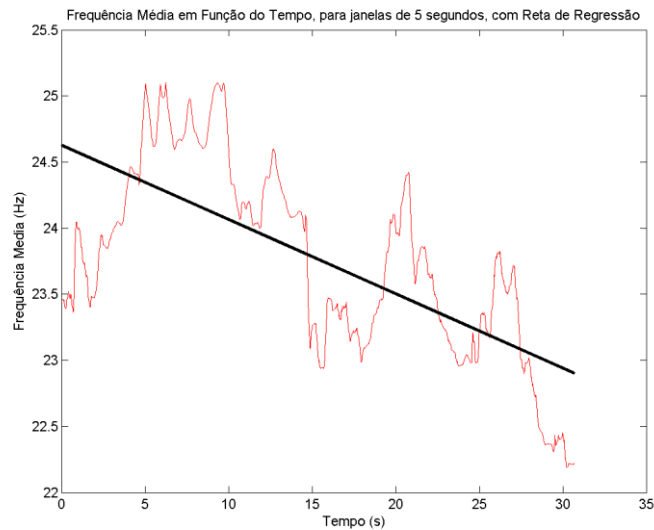


Figura 80– reta de regressão e (MF) – voluntário 1

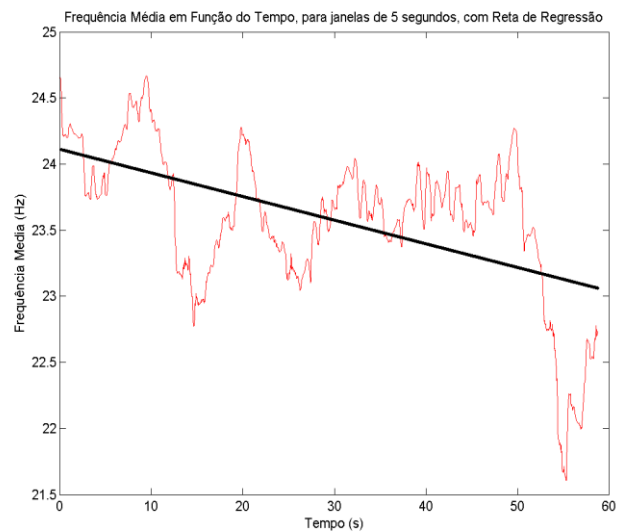


Figura 81– reta de regressão e (MF) – voluntário 2

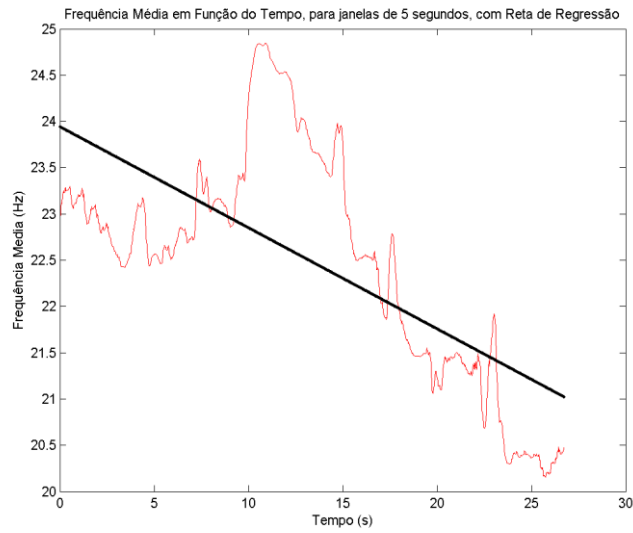


Figura 82– reta de regressão e (MF) – voluntário 3

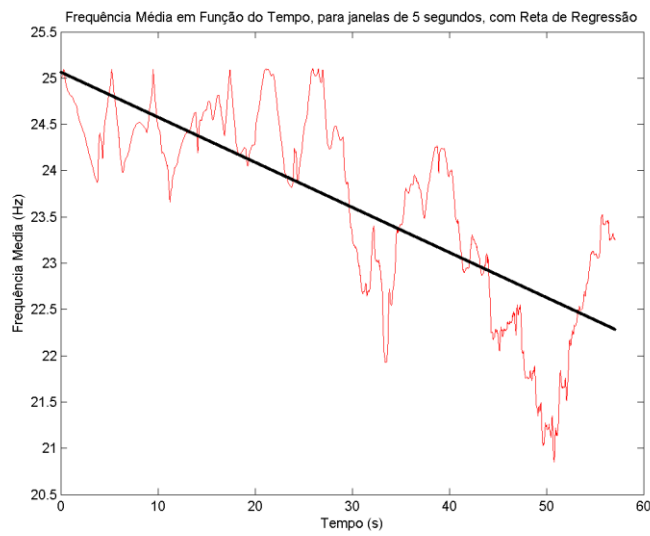


Figura 83– reta de regressão e (MF) – voluntário 4

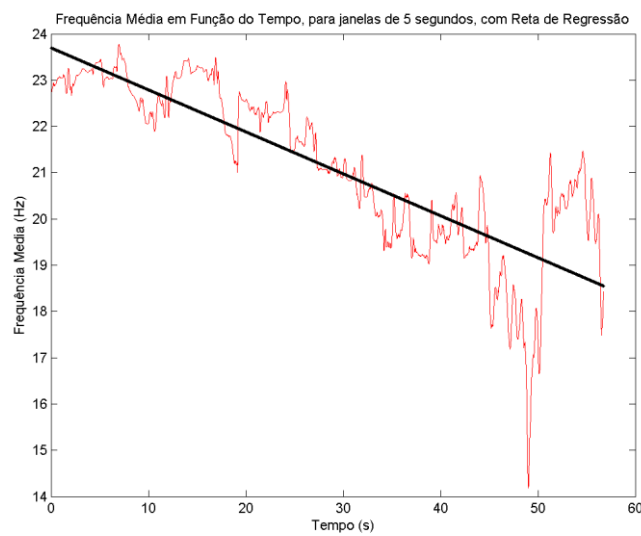


Figura 84– reta de regressão e (MF) – voluntário 5

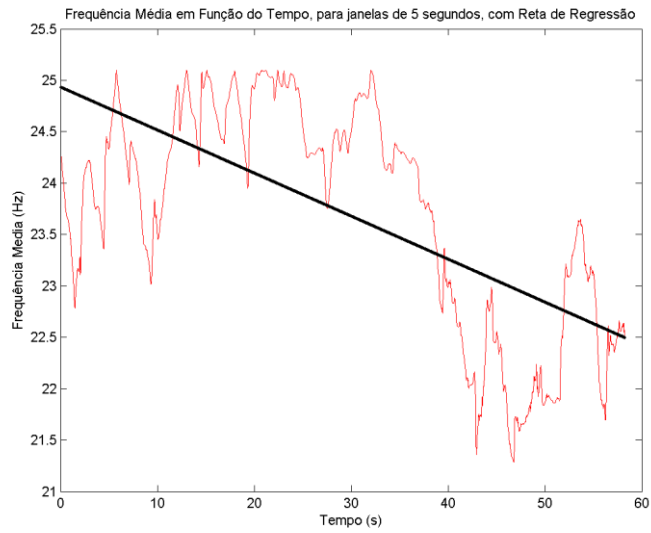


Figura 85– reta de regressão e (MF) – voluntário 6

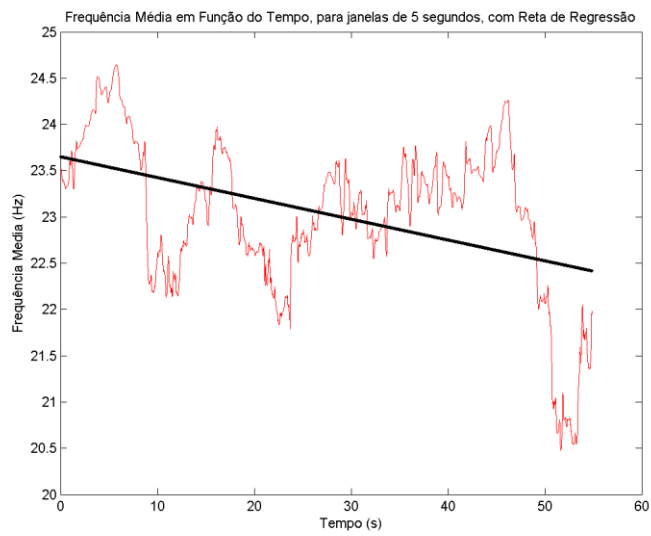


Figura 86– reta de regressão e (MF) – voluntário 7

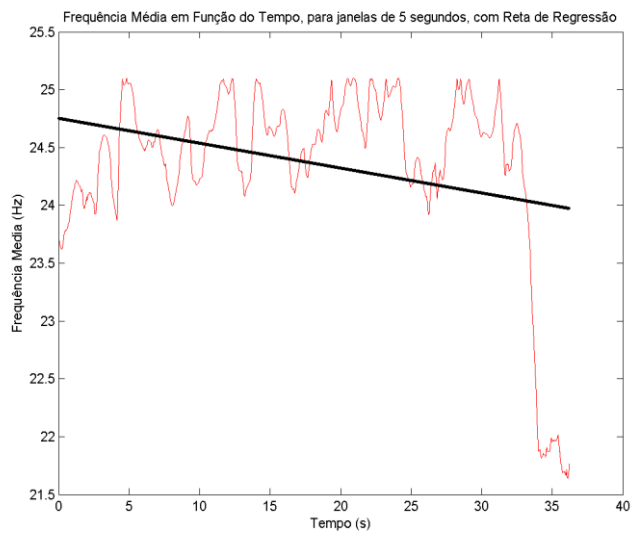


Figura 87– reta de regressão e (MF) – voluntário 8

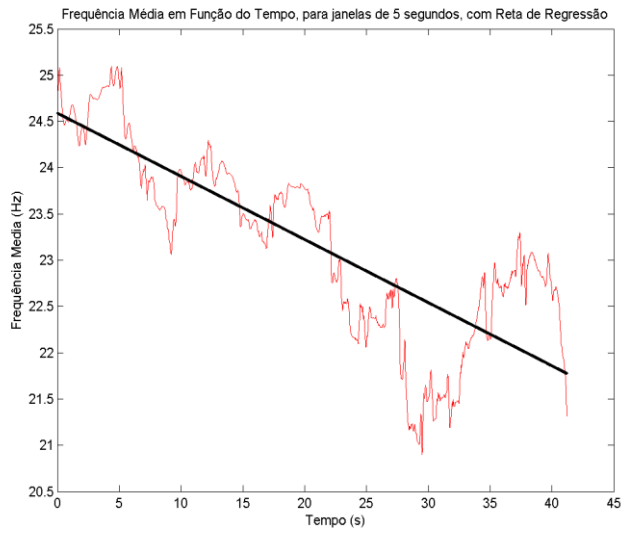


Figura 88– reta de regressão e (MF) – voluntário 9

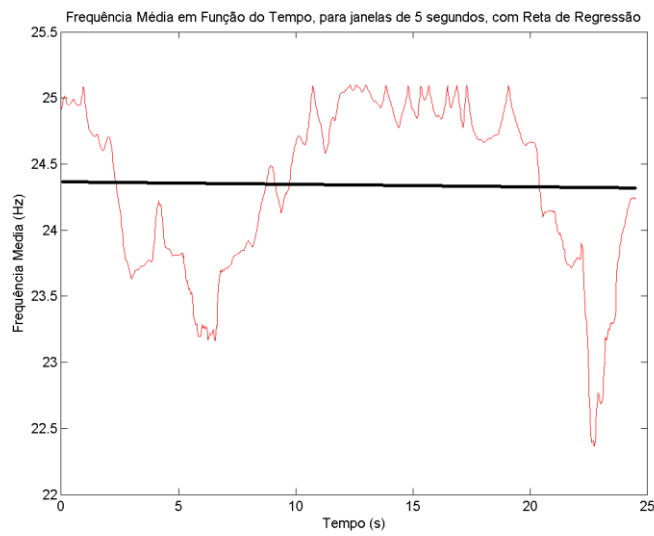


Figura 89– reta de regressão e (MF) – voluntário 10

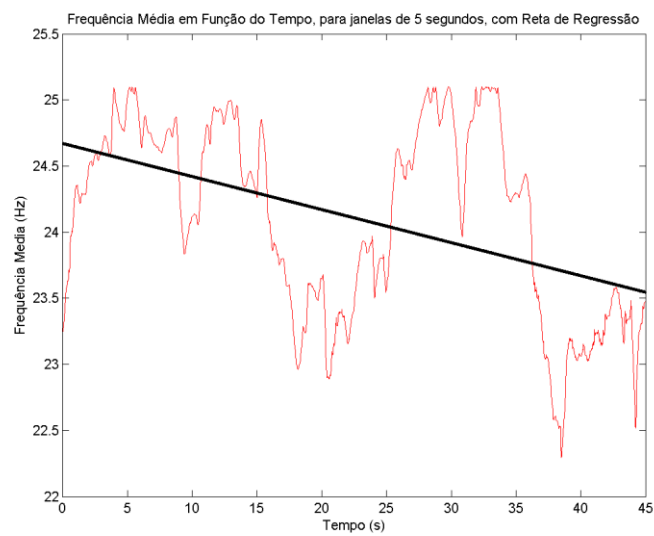


Figura 90– reta de regressão e (MF) – voluntário 11

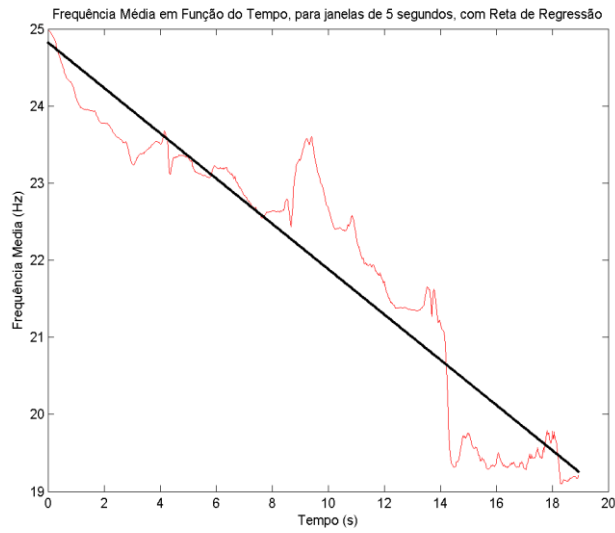


Figura 91– reta de regressão e (MF) – voluntário 12

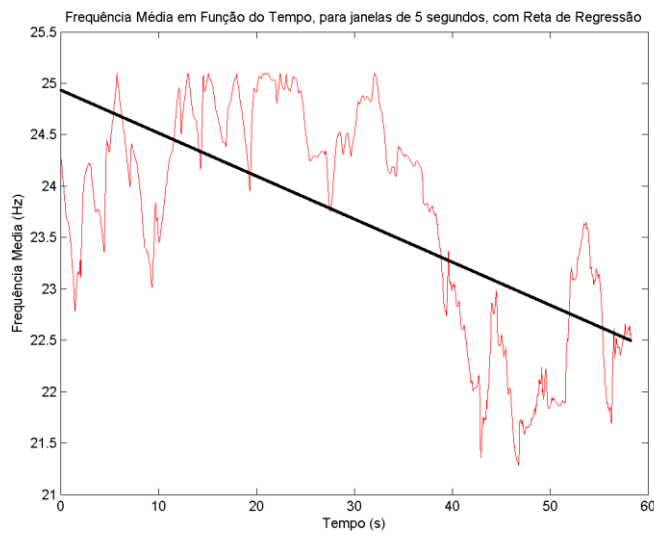


Figura 92– reta de regressão e (MF) – voluntário 13

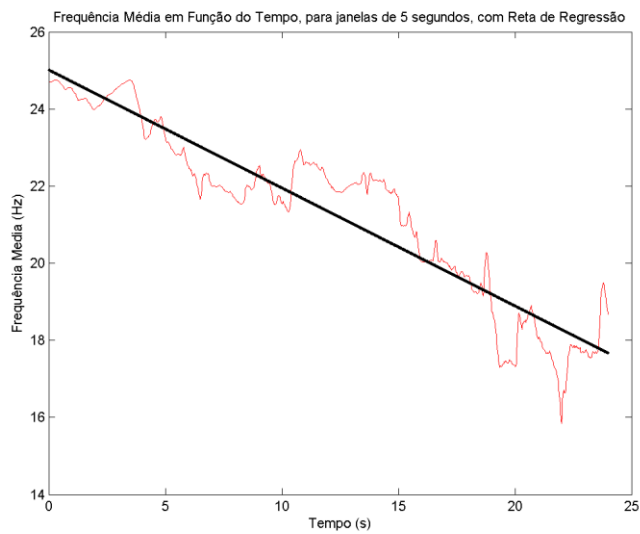


Figura 93– reta de regressão e (MF) – voluntário 14



Figura 94 – reta de regressão e (MF) – voluntário 15.