

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

**ESTUDO DO COMPORTAMENTO DAS VARIÁVEIS
ELETROMIOGRÁFICAS AO LONGO DO CICLO
MENSTRUAL**

FABIANO ARAUJO SOARES

**ORIENTADOR: ADSON FERREIRA DA ROCHA
CO-ORIENTADOR: WILSON HENRIQUE VENEZIANO**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**PUBLICAÇÃO: PPGENE.DM – 318/07
BRASÍLIA/DF: DEZEMBRO – 2007**

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

**ESTUDO DO COMPORTAMENTO DAS VARIÁVEIS
ELETROMIOGRÁFICAS DE SUPERFÍCIE AO LONGO DO CICLO
MENSTRUAL**

FABIANO ARAUJO SOARES

**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. Adson Ferreira da Rocha, Doutor (ENE/UnB)
(Orientador)

Prof. Ícaro dos Santos, Doutor (ENE/UnB)
(Examinador Interno)

Prof. Jurandir Nadal, Doutor (COPPE/UFRJ)
(Examinador Externo)

BRASÍLIA/DF, 12 DE DEZEMBRO DE 2007

FICHA CATALOGRÁFICA

SOARES, FABIANO ARAUJO

Estudo do Comportamento das Variáveis Eletromiográficas ao Longo do Ciclo Menstrual [Distrito Federal] 2007.

75 p., 210 x 297 mm (ENE/FT/UnB, Mestre, Engenharia Elétrica, 2007).

Dissertação de Mestrado – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Elétrica.

1. Eletromiografia

3. Biomecânica

I. ENE/FT/UnB

2. Ciclo menstrual feminino

4. EMG

II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

SOARES, F. A. (2007). Estudo do Comportamento das Variáveis Eletromiográficas ao Longo do Ciclo Menstrual. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, publicação PPGENE.DM-318/07, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 75 p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Fabiano Araujo Soares

TÍTULO: Estudo do Comportamento das Variáveis Eletromiográficas ao Longo do Ciclo Menstrual.

GRAU: Mestre ANO: 2007

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.

Fabiano Araujo Soares

SHIS QI 23 Conjunto 01 Casa 02

Lago Sul 71660-010 Brasília – DF – Brasil.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Antônio Carlos Soares e Vânia de Araujo Soares, e em memória de Jorge Bruno de Araujo, Iedda Alves de Araujo e Jorge Alves de Araujo.

"Eu notei que mesmo as pessoas que clamam que tudo é predestinado e que não podemos fazer nada para mudar isso também olham para os dois lados ao atravessar a rua."

Stephen Hawking

AGRADECIMENTOS

Agradeço enormemente ao meu orientador, o professor Adson Ferreira da Rocha, por ter acreditado em mim, pela sua grande paciência, sua generosidade e pelo auxílio significativo que me deu nessa jornada de dois anos que foi o curso de mestrado.

Sou muito grato também ao professor Wilson Henrique Veneziano, pela co-orientação, pela paciência e auxílio pela colaboração e pelas inúmeras e ótimas discussões, as quais muito adicionaram ao meu conhecimento.

Agradeço ao professor Jake Carvalho do Carmo pelo empréstimo das instalações e dos equipamentos do Laboratório de Biomecânica da UnB e também pelo incentivo.

Foi fundamental todo o apoio, fornecido pelo Grupo de Pesquisas em Processamento Digital de Sinais do Departamento de Engenharia Elétrica da UnB, em especial, na pessoa do professor Francisco Assis de Oliveira Nascimento, grande labutador desse grupo de pesquisas.

Um agradecimento especial aos meus colegas e amigos Sauro Salomoni e Valdinar de Araújo Rocha Júnior por todo apoio, auxílio e conselhos que foram inestimáveis, sem os quais este trabalho não seria o mesmo.

Agradeço a toda minha família pelo apoio e compreensão durante todo este e demais períodos de minha vida.

Agradeço a Virgínia Badya Nabut por seu apoio e carinho. E por sempre me incentivar mesmo nos períodos mais difíceis.

Registro também a minha gratidão a todos os meus ex-colegas e ex-professores pelo muito que pude aprender com eles.

RESUMO

ESTUDO DO COMPORTAMENTO DAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS AO LONGO DO CICLO MENSTRUAL

Autor: Fabiano Araujo Soares

Orientador: Adson Ferreira da Rocha

Co-Orientador: Wilson Henrique Veneziano

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Brasília, dezembro de 2007

O objetivo deste trabalho é o estudo de como as variáveis eletromiográficas mais comumente utilizadas mudam durante o ciclo menstrual da mulher. 10 mulheres ($24,0 \pm 2,8$ anos, média \pm d.p.) participaram como voluntárias para o estudo. No experimento, os sujeitos realizaram contrações isométricas fatigantes, e os sinais eletromiográficos foram medidos no músculo bíceps braquial (cabeça curta). O experimento foi repetido em quatro estágios do ciclo menstrual. Algoritmos especiais foram desenvolvidos para a estimação da velocidade de condução (CV), da raiz quadrática média (RMS), do valor retificado médio (ARV) da frequência de potência mediana (MDF), e da frequência média (MNF). Diferentes testes estatísticos foram realizados de forma a permitir verificar a ocorrência de mudanças nas variáveis eletromiográficas ao longo do ciclo menstrual. Diferenças significativas foram encontradas no estimador de CV ($p = 0,002$), em que os testes realizados na segunda e na quarta semanas do ciclo menstrual levaram a maior inclinação, e nos estimadores da MDF ($p = 0,002$) e da MNF ($p=0,004$), em que os testes realizados na primeira e na quarta semana levaram a maior inclinações nesses estimadores. Não foram observadas alterações significativas nos estimadores ARV e RMS ($p > 0,05$). Os resultados sugerem que o comportamento dos músculos, em mulheres, muda ao longo do ciclo menstrual.

Palavras-chaves: eletromiografia de superfície, EMG-S, arranjo linear de eletrodos, ciclo menstrual.

ABSTRACT

A STUDY ON THE BEHAVIOR OF THE ELECTROMYOGRAPHIC VARIABLES DURING THE MENSTRUAL CYCLE

Author: Fabiano Araujo Soares

Advisor: Adson Ferreira da Rocha

Second Advisor: Wilson Henrique Veneziano

University of Brasilia (Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica)

Brasilia, December 2007

The goal of this work is to study how the most commonly used electromyographic variables change during the menstrual cycle of women. 10 women ($24,0 \pm 2,8$ years old, mean \pm s.d.) volunteered to participate in the study. In the experiment, the subjects performed fatiguing isometric contractions, and the electromyographic signals were measured in the biceps brachii muscle (short head). The experiment was repeated in four stages of the menstrual cycle. Specific algorithms were developed for the estimation of the conduction velocity (CV), the root mean square (RMS), the absolute rectified value (ARV), the median power frequency (MDF) and the mean frequency (MNF). Different statistical tests were performed to check for changes in the electromyographic variables during the menstrual cycle. Significant differences were found in the CV estimator ($p = 0,002$), where the tests performed in the 2nd and 4th weeks of the menstrual cycle led to a bigger slope, and in MDF ($p = 0,002$) and MNF ($p=0,004$) estimators, where the tests in the the 1st and the 4th weeks led to bigger slopes in both estimators. No significant changes were detected in the ARV and RMS estimators ($p > 0,05$). The results suggest that the behavior of the muscles in women change with the menstrual cycle.

Keywords – surface electromyography, S-EMG, linear electrode array, menstrual cycle.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	OBJETIVOS	2
1.2	AQUISIÇÃO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE	2
1.3	O ELETROMIÓGRAFO	4
1.4	AMPLIFICADOR DE SINAIS BIOMECÂNICOS	5
2	MATERIAIS E MÉTODOS	7
2.1	RESUMO DO EXPERIMENTO	7
2.2	LOCAL DA PESQUISA	7
2.3	INFORMAÇÃO RELATIVA AOS SUJEITOS DA PESQUISA	7
2.4	MATERIAIS	9
2.5	PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS.....	10
2.6	PREPARO	11
2.7	EXPERIMENTO	15
2.8	NORMALIZAÇÃO DAS AQUISIÇÕES CONFORME O CICLO MENSTRUAL.....	17
2.9	CRITÉRIOS DE INCLUSÃO DE AMOSTRAS.....	17
2.10	PROCESSAMENTO.....	19
2.11	ANÁLISE ESTATÍSTICA	28
3	RESULTADOS	30
3.1	ANÁLISE GRÁFICA.....	33
4	ANÁLISE	38
4.1	TESTES DE NORMALIDADE E HOMOCEASTICIDADE	38
4.2	ANÁLISE ESTATÍSTICA	39
4.2.1	Análises paramétricas	39
4.2.2	Análises não paramétricas	41
5	DISCUSSÃO	44

6 CONCLUSÃO.....	46
REFERÊNCIAS	48
APÊNDICES	52
A - FORMULÁRIOS DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA	53
A1 - EXPERIMENTO: INVESTIGAÇÃO DAS DIFERENÇAS ENTRE GÊNEROS DAS CARACTERÍSTICAS DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO	54
A.2 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA SUJEITOS DO SEXO FEMININO	56
A.3 - PAR-Q & VOCÊ	57
A.4 - DECLARAÇÃO DE RESPONSABILIDADE.....	59
A.5 – DOCUMENTO DE APROVAÇÃO DO PROTOCOLO DE PESQUISA PELO COMITÊ DE ÉTICA	60
B - LISTA DE VERIFICAÇÃO	62
C - ARTIGOS CIENTÍFICOS PUBLICADOS PELO CANDIDATO DURANTE O CURSO DE MESTRADO	66
2007	67
D – ELETROMIÓGRAFO EMG 16	68
E – MISO II.....	73

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 - Valores de inclinação da reta de regressão do estimador de CV.....	30
Tabela 3.2 - Valores de inclinação da reta de regressão do estimador de MDF.....	31
Tabela 3.3 - Valores de inclinação da reta de regressão do estimador de MNF.....	31
Tabela 3.4 - Valores de inclinação da reta de regressão do estimador de RMS.....	32
Tabela 3.5 - Valores de inclinação da reta de regressão do estimador de ARV.....	32
Tabela 4.1 - Teste Shapiro-Wilk.....	38
Tabela 4.2 - Teste de Bartlett.....	38

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 - Correspondência entre a gravação dos eletrodos no modo monopolar e no modo diferencial simples.....	03
Figura 1.2 - Exemplo de uma boa aquisição utilizando modo diferencial simples.....	04
Figura 1.3 - Eletromiógrafos de 16 canais.....	05
Figura 1.4 - Amplificador de sinais de força MISO II.....	06
Figura 2.1 - Bancada configurada para o experimento.....	11
Figura 2.2 - Posição correta para a aquisição dos sinais.....	12
Figura 2.3 - Mapeamento da zona de inervação e de tendão.....	13
Figura 2.4 - Arranjo de eletrodos flexível de 8 canais posicionado na região ótima demarcada.....	14
Figura 2.5 - Inserção de gel condutor.....	15
Figura 2.6 - Sinal adquirido com o arranjo de oito eletrodos.....	16
Figura 2.7 - Sinal de força.....	16
Figura 2.8 - Espectro do sinal de EMG-S capturado em cada um dos 7 canais diferenciais.....	18
Figura 2.9 - Ferramenta desenvolvida para o processamento de sinais de EMG-S.....	19
Figura 2.10 – Resposta em frequência do filtro passa-baixas simples diferencial.....	20
Figura 2.11 - Gráfico com as seis velocidades de condução calculadas.....	22
Figura 2.12 - Gráfico com os sete conjuntos de valores de MNF calculados.....	24
Figura 2.13 - Gráfico com os sete conjuntos de valores de MDF calculados.....	25
Figura 2.14 - Gráfico com os sete conjuntos de valores de ARV calculados.....	27
Figura 2.15 - Gráfico com os sete conjuntos de valores de RMS calculados.....	28
Figura 3.1 – Gráfico comparativo do estimador de CV.....	33
Figura 3.2 - Gráfico comparativo do estimador de MDF.....	34
Figura 3.3 - Gráfico comparativo do estimador de MNF.....	35
Figura 3.4 - Gráfico comparativo do estimador de RMS.....	36
Figura 3.5 - Gráfico comparativo do estimador de ARV.....	37
Figura 4.1 - Resultado ANOVA para o estimador CV.....	39
Figura 4.2 - Resultado ANOVA para o estimador MDF.....	40
Figura 4.3 - Resultado ANOVA para o estimador MNF.....	41

Figura 4.4 - Resultado Friedman ANOVA para o estimador RMS.....	42
Figura 4.5 - Resultado Friedman ANOVA para o estimador ARV.....	43

LISTA DE ABREVIACÕES

ANOVA	<i>Analysis of variance</i> (Análise de variância)
ARV	<i>Average rectified value</i> (valor retificado médio)
CV	<i>Conduction velocity</i> (velocidade de condução)
CVM	Contração voluntária máxima
EMG	Eletromiografia
EMG-S	Eletromiografia de superfície
MDF	<i>Median frequency</i> (frequência mediana)
MNF	<i>Mean frequency</i> (frequência média)
MUAP motora)	<i>Moton unit action potential</i> (potencial de ação de unidade motora)
RMS	<i>Root mean square</i> (raiz quadrática média)

1 INTRODUÇÃO

Com a crescente participação de mulheres em esportes nas últimas décadas foi observada uma discrepância relativa a lesões entre os dois gêneros (MOORE *et al.*, 2002). Diferenças no controle neuromuscular e nas funções biomecânicas entre os gêneros são consideradas as principais responsáveis por este viés (GRIFFIN, 2000). Há, ainda, estudos que associam uma maior quantidade de lesões em atletas do sexo feminino às diferenças corpóreas (estrutura óssea, massa etc.) e musculares, (SANDLER, 2007; HUNTER; ENOKA, 2001; MERKLE, 2005; MOORE *et al.* 2002; MYER; FORD; HEWETT, 2005, PETSCHER, 2004; PINCIVERO, 2000; VON TSCHARNER; GOEPFERT, 2003).

Recentes publicações jornalísticas descrevem pesquisas que apontam diferenças descobertas entre os dois gêneros quanto a tratamentos médicos e a medicamentos (FAPESP, 2007; BBC BRASIL, 2007, UOL, 2007, PORTUGAL DIÁRIO, 2007). Em sua maioria, os estudos clínicos são tradicionalmente centrados nos homens (ÚLTIMO SEGUNDO, 2007). Os estudos citados levam a crer que, devido às diferenças dos organismos masculinos e femininos, estes tratamentos e treinamentos, inicialmente desenvolvidos para homens, podem não ter a mesma eficácia em mulheres. Isso sugere a necessidade da realização de pesquisas para a caracterização das diferenças fisiológicas entre os dois gêneros.

Segundo uma pesquisa que está sendo realizada por Stephen Sandler no Hospital Portland de Londres, mulheres correm mais risco de sofrer lesões musculares e nos tendões por volta da metade e do fim do ciclo menstrual (SANDLER, 2007). Artigos associando o ciclo menstrual com lesões musculares no sexo feminino foram publicados recentemente (MERKLE, 2005; PETSCHER, 2004). Os resultados citados nesses artigos sugerem uma possível mudança nas características dos sinais de EMG-S (eletromiografia de superfície) femininos que ainda não foram estudados e podem esclarecer algumas questões acerca da fatigabilidade e de possíveis lesões musculares em mulheres.

Essas constatações podem auxiliar na compreensão de lesões e do funcionamento muscular no sexo feminino, além de poder contribuir para a formatação de programas de treinamento específicos para mulheres.

Neste texto o autor apresenta a sua dissertação de mestrado, desenvolvida no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade de Brasília, utilizando-se de diversos métodos, publicados recentemente sobre processamento de sinais de EMG-S (FARINA; MERLETTI, 2003a; FARINA; MERLETTI; DISSELHORST-KLUG, 2003b; FARINA; MERLETTI, 2004; GAZZONI; FARINA; MERLETTI; PARKER, 2004; KLEINE *et al.*, 2000; MERLETTI; DE LUCA, 1989; MERLETTI; KNAFLITZ; DE LUCA, 1990; VENEZIANO, 2006 ;SALOMONI *et al.*, 2007; SCHWARTZ *et al.*, 2007). Foi desenvolvido também um protocolo experimental sólido, o qual permitiu eliminar variáveis aleatórias indesejáveis. Os sinais de EMG-S adquiridos foram processados tanto no domínio do tempo quanto no domínio da frequência. O objetivo geral é apontar se ocorrem variações estatisticamente significativas no sinal EMG-S ao longo do ciclo menstrual.

Para tanto, o trabalho foi dividido da forma descrita a seguir. No restante deste capítulo são apresentados os objetivos deste trabalho e os fundamentos teóricos da eletromiografia utilizados na pesquisa. No capítulo 2 é apresentada toda a metodologia, desde o protocolo de aquisição até os métodos de processamento de sinais. No capítulo 3, são apresentados os resultados da pesquisa, no capítulo 4 estes dados são analisados, no capítulo 5, discutidos, e no capítulo 6 são apresentadas as conclusões e sugestões para pesquisas futuras.

1.1 OBJETIVOS

O objetivo principal deste trabalho foi verificar se ocorrem variações estatisticamente significativas nos estimadores eletromiográficos de superfície mais comuns ao longo do ciclo menstrual da mulher. Entre os objetivos secundários figuraram o desenvolvimento de instrumentação e de metodologias apropriadas para a aquisição de sinais de eletromiografia de superfície e de força para contrações isométricas.

1.2 AQUISIÇÃO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE

Existem dois métodos principais para aquisição de sinais eletromiográficos de superfície (EMG-S) utilizando arranjos de eletrodos. A aquisição monopolar e a diferencial. No

método monopolar, cada canal é analisado isoladamente, enquanto no diferencial cada canal apresenta em sua saída a diferença entre os sinais de dois eletrodos consecutivos. A Figura 1.1 ilustra esta diferença e os sinais resultantes. A aquisição diferencial é a mais utilizada por ser menos sensível a ruído eletromagnético externo e por atenuar o efeito de fim de fibra do MUAP (potencial de ação de unidade motora) (LISIN, V.3.1a). Neste trabalho, o método diferencial de captação foi utilizado.

A Figura 1.2 ilustra um exemplo de boa aquisição de um EMG-S em modo diferencial simples. Nela é possível ver a propagação do sinal assim como a zona de inervação que é observada, onde ocorre uma inversão de fase do sinal.

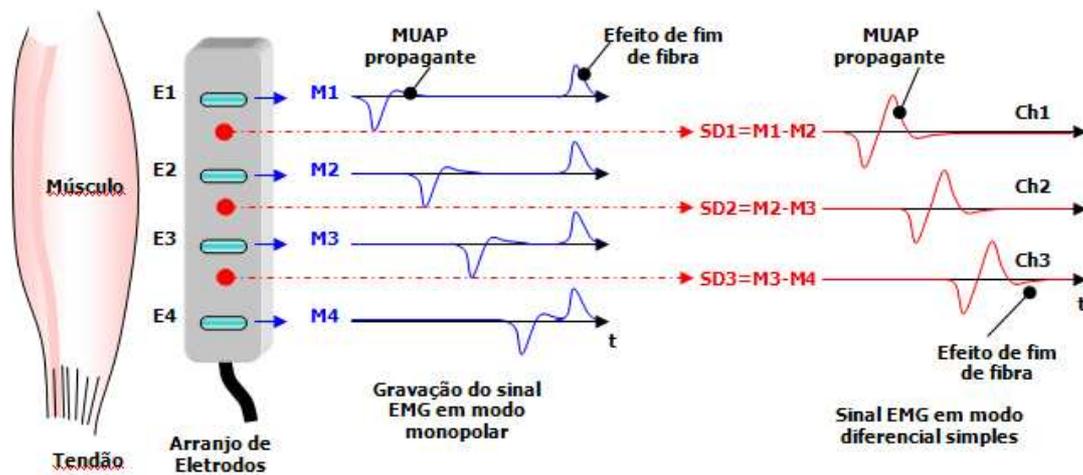


Figura 1.1: Correspondência entre a gravação dos eletrodos (E1-E4) e os sinais adquiridos no modo monopolar (M1-M4) e no modo diferencial simples (SD1-SD3). (Retirado e Modificado de LISIN, V3.1a).

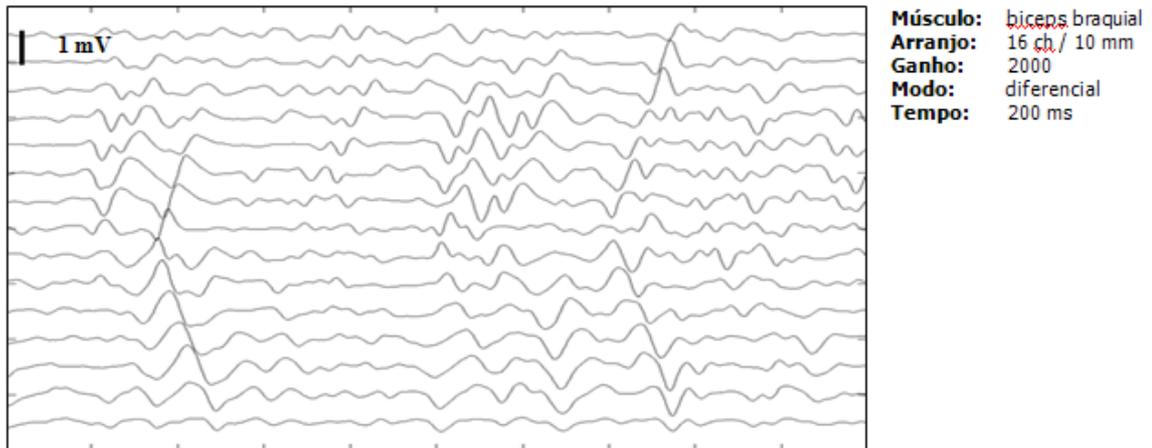


Figura 1.2: Exemplo de uma boa aquisição utilizando modo diferencial simples. (Retirado e Modificado de LISIN, V3.1a)

1.3 O ELETROMIÓGRAFO

Um equipamento para eletromiografia é constituído de três partes principais: os eletrodos que definem o tipo de aquisição que é feita (invasiva ou de superfície), os circuitos de condicionamento do registro (amplificadores, filtros, isolamentos etc), e o equipamento de saída do sinal, que pode ser um simples alto-falante (saída sonora), uma impressora que registra o sinal em papel térmico, uma saída para a tela de um monitor de vídeo, etc. Esses registradores podem possuir capacidade de armazenamento e processamento dos registros ou não.

O Eletromiógrafo é um equipamento que incorpora todas as funcionalidades dos circuitos (filtros, amplificadores, isolamento de rede elétrica, etc.) e processa o sinal para apresentação em um dispositivo de saída, como um monitor, uma impressora, ou mesmo um dispositivo de gravação. Muitos eletromiógrafos, principalmente os móveis, possuem embutido neles um dispositivo para gravação do sinal e posterior exibição em outros dispositivos de saída. Um eletromiógrafo está representado na Figura 1.3.



Figura 1.3: Eletromiógrafo de 16 canais Fabricado pela - OT Bioelettronica. (Retirado de LISIN, V3.1a)

O circuito de amplificação do EMG-S deve possuir algumas características fundamentais. Um alto CMRR (razão de rejeição de modo comum) é desejável, uma vez que a diferença entre a referência e o sujeito pode ser de alguns Volts o que é algumas centenas de vezes maior que o sinal de EMG-S. Para evitar divisões de tensão indesejáveis é requerida uma alta impedância de entrada. A impedância recomendada é da ordem de 100 ou 1000 vezes a impedância máxima esperada entre a junção pele-eletrodo. Impedâncias típicas são de 100 M Ω ou 1000 M Ω . Diversas fontes de ruídos elétricos existem dentro dos amplificadores operacionais. Esses ruídos estão distribuídos em uma faixa de frequências relativamente ampla. Assim, componentes com baixo ruído de instrumentação são obrigatórios para o circuito, bem como filtros e outros dispositivos.

Maiores informações a respeito do eletromiógrafo utilizado neste trabalho foram incluídas no apêndice D.

1.4 AMPLIFICADOR DE SINAIS BIOMECÂNICOS

Junto do eletromiógrafo, o amplificador de sinais biomecânicos é muito útil para capturar variáveis biomecânicas como ângulos de contrações isotônicas, força aplicada, torque ou pressão. Estas variáveis são úteis para complementar informações captadas pelo eletromiógrafo. Uma vez que estes equipamentos oferecem uma sincronização com o

eletromiógrafo, é possível, por exemplo, fazer estudos nos sinais de EMG-S apenas em momentos de subidas ou descidas de um movimento cíclico utilizando um goniômetro, ou garantir uma contração isométrica controlando o nível de força aplicada pelo sujeito utilizando uma célula de carga. A Figura 1.4 mostra o MISO II, um amplificador de sinais biomecânicos desenvolvido pela OT Bioelettronica.



Figura 1.4: amplificador de canais biomecânicos MISO II – OT Bioelettronica
(Retirado de OT BIOELETTRONICA)

É desejável que um amplificador de sinais biomecânicos possua diferentes níveis de amplificação, de forma a ajustar parâmetros para diversas situações, assim como algum mecanismo de biofeedback, como uma tela que mostre níveis de intensidade ou uma barra indicadora de alguma natureza.

Maiores informações a respeito do amplificador de sinais biomecânicos utilizado neste trabalho foram incluídas no apêndice E.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 RESUMO DO EXPERIMENTO

O experimento foi realizado com 10 mulheres, com o ciclo menstrual de aproximadamente 28 dias, em quatro sessões espaçadas de uma semana. O experimento consistiu de uma contração para determinar a MCV, posteriormente um arranjo de eletrodos com 16 canais foi posicionado no bíceps braquial cabeça curta para mapear as zonas de inervação e de tendão, determinando-se então uma região ótima para aquisição do EMG-S. Por fim uma aquisição longa (90 s) foi feita, de forma a permitir o registro do sinal associado à fadiga muscular. Esse último sinal foi utilizado para analisar as variações dos estimadores de EMG-S ao longo das semanas do ciclo menstrual.

2.2 LOCAL DA PESQUISA

O experimento foi realizado no laboratório de Biomecânica, que está localizado na Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília. O laboratório está instalado em uma sala de aproximadamente 200 metros quadrados, com amplas janelas que garantem ventilação e iluminação natural. Próximo ao laboratório há bebedouros e sanitários masculinos e femininos. A menos de cinco quilômetros de distância encontra-se o Hospital Universitário de Brasília – HUB.

2.3 INFORMAÇÃO RELATIVA AOS SUJEITOS DA PESQUISA

A amostra foi recrutada pelos pesquisadores na Universidade de Brasília e Universidade Católica de Brasília. O grupo foi composto por voluntários do sexo feminino, não praticantes de exercícios periódicos e sem problemas de saúde aparentes.

Foram recrutadas apenas voluntárias que não usavam nenhum tipo de método anticoncepcional hormonal. Os sujeitos só puderam participar da pesquisa após o preenchimento do questionário PAR-Q e após a entrevista onde se avaliou o estado de

saúde do indivíduo. A amostra foi inicialmente composta por 23 mulheres, mas, devido a desistências (6 voluntárias) e exclusão de dados (7 voluntárias), segundo critérios descritos posteriormente neste trabalho, foram utilizados dados de apenas 10 mulheres, destros, com idades entre 19 e 29 anos (média = 24, desvio padrão = 2,77). Todas assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido antes do experimento. Neste, foi esclarecido que o sujeito em questão consentiu em realizar este experimento durante quatro sessões com periodicidade de uma semana. No termo assinado, é frisado que o mesmo poderia interromper ou cancelar sua participação na pesquisa sem qualquer tipo de prejuízo a ele (anexo A-2).

Os critérios de exclusão foram: a ocorrência de lesões recentes nos ombros, cotovelos ou braços e possuir hipertensão arterial ou outros problemas cardiovasculares que pudessem ser agravados com os testes.

Os sinais foram captados utilizando-se eletrodos de superfície. Dessa forma o procedimento não foi invasivo. As contrações foram todas voluntárias, não havendo nenhum tipo de estimulação elétrica.

No início da coleta, foi realizada a assepsia dos eletrodos e das partes do eletromiógrafo que ficam em contato com a pele do sujeito. A cadeira, especialmente preparada para o experimento, foi ajustada para a altura e envergadura adequadas de cada sujeito, para que o mesmo ficasse sentado, ereto e com o cotovelo fazendo um ângulo interno de 90°. Todos os equipamentos foram montados e desmontados pelos pesquisadores, os quais verificaram as condições dos equipamentos a cada teste.

Ao longo de toda a aquisição não foi constatado nenhum prejuízo ou dano aos voluntários da pesquisa, a menos de uma ligeira irritação, em uma pequena percentagem dos sujeitos, na região da pele onde o adesivo do eletrodo foi colado, irritação esta que desapareceu em poucos dias.

O protocolo experimental deste trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília. Os documentos relativos ao comitê são apresentados nos apêndices A.1 a A.5

2.4 MATERIAIS

Foram usados nos experimentos os equipamentos descritos a seguir.

- Eletromiógrafo EMG-16 desenvolvido pelo laboratório LISiN (LISiN – Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria, Politecnico di Torino, Turim, Itália) e Fabricado por OT Bioelettronica (Turim - Itália).
- Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II desenvolvido pelo laboratório LISiN (LISiN – Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria, Politécnico di Torino Itália) e Fabricado por OT Bioelettronica (Itália).
- Arranjo de eletrodos semiflexível de 15 canais diferenciais (16 eletrodos) com distância inter-eletrodo de 5 mm desenvolvido pelo laboratório LISiN (LISiN – Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria, Politécnico di Torino, Italia) e Fabricado por OT Bioelettronica.
- Arranjo de eletrodos flexível de 07 canais diferenciais (8 eletrodos) com distância inter-eletrodo de 5 mm desenvolvido pelo laboratório LISiN (LISiN – Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria, Politécnico di Torino, Torino, Italia) e Fabricado por OT Bioelettronica.
- Gel condutor (Carbogel, Brasil).
- Microcomputador Laptop Satellite P105-S9312 (Toshiba, EUA).
- Célula de carga de 50 kgf de carga máxima. Modelo TS (AEPH do Brasil, São Paulo, Brasil)
- Micropipeta monocanal variável, volume de 2 a 20 ul. (HTL, Polônia).
- Braceletes esportivos de velcro para fixação do arranjo semiflexível.
- Algodão.
- Álcool etílico líquido a 92%.
- Água.
- Fita adesiva dupla face.
- Esparadrapo.
- Cadeira adaptada com braço ajustável.
- Empunhadura emborrachada.

- Lâmina descartável para depilação (Gillette do Brasil, Brasil).
- Caneta para retroprojektor para marcar a área de EMG-S
- Software EMGAcq1_6 desenvolvido pelo laboratório LISiN (LISiN – Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria, Politécnico di Torino, Turim, Itália).
- Software MATLAB 7.4 (Mathworks, EUA)
- Software Statistica 7.0 (StatSoft, EUA)
- No-Break SMS 600 VA. (SMS, Brasil)

2.5 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Inicialmente, todos os sujeitos realizaram três contrações de 5 s para se determinar a CVM (contração voluntária máxima). Adotou-se como CVM aquela que apresentou maior valor de força. Em seguida, registrou-se uma série de 1 a 3 contrações a 30% da CVM de 3 s, para se determinar a direção das fibras musculares e as localizações das zonas de tendão e de inervação, determinando-se uma zona ótima para o processamento do arranjo de eletrodos. Finalmente realizou-se uma contração isométrica longa a 40% da CVM durante 90 s. Essa contração longa foi adotada após vários testes, onde foi constatado que o tempo e o nível de força eram adequados para se obter um sinal contendo fadiga, e para não haver desistência do esforço na contração pela voluntária. A ordem de execução dos métodos foi sempre a mesma: três esforços de 5 s para se determinar a CVM; de um a três esforços de 3 s a 30% da CVM para se determinar a posição das fibras; um esforço de 90 s a 40% da CVM.

A gravação de todos os sinais de todos os esforços foi iniciada após o sujeito ter atingido a força alvo mostrada no equipamento MISO II em um painel de leds indicadores. Assim que a força alvo de contração era atingida, o pesquisador iniciava a gravação.

O sinal foi gravado a uma taxa de amostragem de 2048 amostras/s por canal, e foi identificado por um arquivo único com os dados do sujeito. O nome de cada arquivo faz referência a cada sinal e semana de aquisição.

2.6 PREPARO

Todo o equipamento foi conectado de forma adequada: o cabo da célula de carga foi ligado ao equipamento MISO II; o cabo da saída auxiliar do MISO II foi ligado à entrada auxiliar do EMG-16 e seu ganho ajustado para 1; a placa PCMCIA do equipamento EMG 16 foi conectada ao laptop; o eletrodo semi-flexível foi conectado ao cabo de interfaceamento do EMG 16 e o conector da pulseira de referência foi conectado ao EMG 16. Todos os equipamentos foram energizados na seguinte seqüência: primeiro o MISO II e seu ganho regulado para 1, em seguida o Laptop e, por último, o EMG 16 que teve o ajuste de ganho da saída regulado para 2000 vezes. Durante a troca de cabos, no momento de substituir o arranjo semi-flexível de eletrodos de 16 canais pelo arranjo flexível de 8 canais, o EMG 16 foi desligado e, depois da troca, ligado novamente. Todos os equipamentos permaneceram isolados da rede elétrica por meio de um no-break durante o período das aquisições, para evitar interferências da rede elétrica nos sinais de EMG-S captados. Uma ilustração da configuração da bancada experimental está apresentada na Figura 2.1.



Figura 2.1: Bancada configurada para o experimento.

No experimento, solicitou-se que o sujeito 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 sujeito. A célula de carga foi conectada a uma empunhadura que era segurada pela mão direita do

sujeito. A empunhadura foi regulada para que não apresentasse folgas. A Figura 2.2 ilustra o posicionamento correto do sujeito.

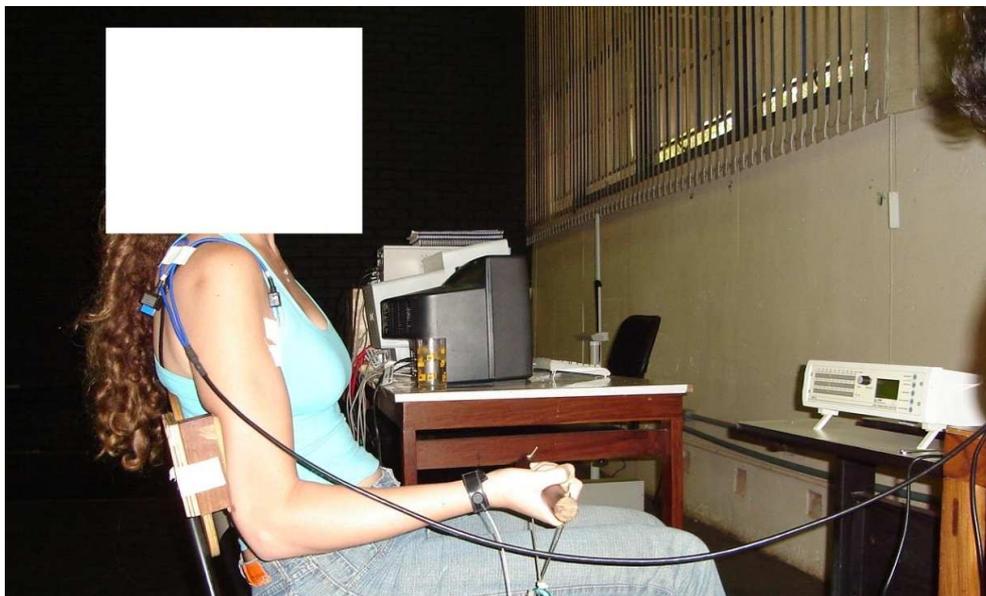


Figura 2.2: Posição correta para a aquisição dos sinais. O campo de visão do sujeito se limita à visão dos indicadores de leds do MISO II.

Solicitou-se que o sujeito puxasse a empunhadura com a mão, com o máximo de força possível, durante 5 s, resultando no esforço máximo do músculo bíceps braquial cabeça curta. A CVM era registrada automaticamente pelo equipamento. Foi dado o tempo de 1 min para que o sujeito relaxasse a musculatura e então foi repetido o procedimento por mais duas vezes. A contração que registrou o maior valor de força foi adotada como a CVM. Apesar de a CVM ter sido estimada em todas as sessões experimentais a fim de garantir a repetibilidade do experimento, apenas a CVM da primeira sessão foi adotada como referência em todos os experimentos.

Foi feita a assepsia do braço do sujeito (limpeza com álcool e água e tricotomia com fita adesiva e lâmina).

Posteriormente, posicionou-se o arranjo de eletrodos semiflexível (seco) no bíceps braquial cabeça curta usando o método de apalpação para encontrar a região adequada. A pulseira de referência foi presa no pulso do mesmo braço onde o eletrodo foi posicionado. Esse eletrodo semi-flexível foi usado para determinar a região localizada entre a zona de inervação e de tendão, que constitui a melhor posição para se realizar as medições de sinais

de EMG-S. Foi realizado um esforço de 3 s a 30% da CVM. Após o esforço, foram dados 2 min de descanso para o sujeito. Este procedimento foi repetido por mais duas vezes, se necessário, reposicionando-se o eletrodo no caso de má posição até que fosse encontrada a região ideal para a medição. A posição dos canais foi marcada, como referência, no braço do sujeito, com caneta apropriada, destacando-se os canais que se encontram na região de interesse, assim como a direção das fibras musculares. Um exemplo de mapeamento da zona de inervação e de tendão está ilustrado na Figura 2.3. A zona de inervação está localizada próxima ao canal 9, onde ocorre uma inversão de fase do sinal. A zona ótima se localiza a partir do canal 10. Para um mapeamento completo, um novo sinal deve ser adquirido, reposicionando-se o eletrodo de forma a mapear as zonas posteriores ao canal 15.

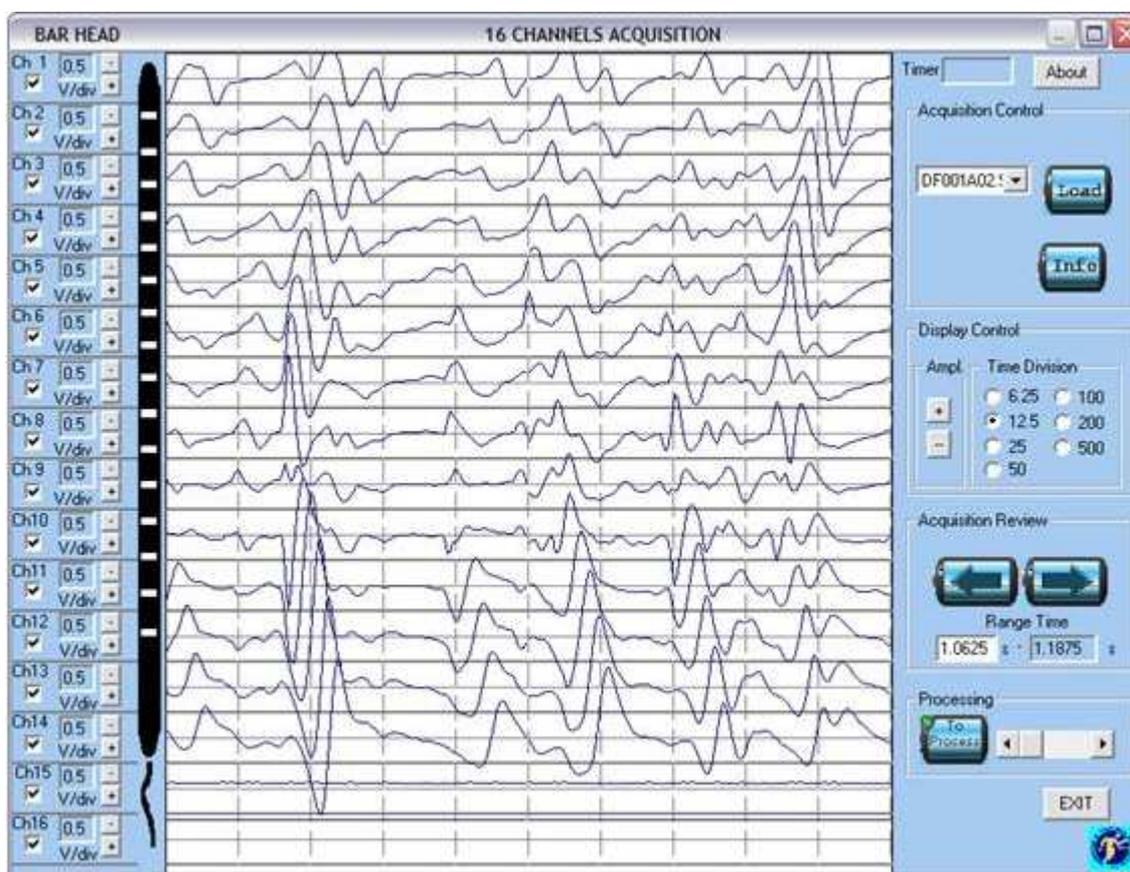


Figura 2.3: Exemplo de mapeamento da zona de inervação e de tendão. A zona de inervação está localizada próxima ao canal 9, onde existe inversão de fase do sinal. A zona ótima se localiza a partir do canal 10. Para um mapeamento completo, um novo sinal deve ser adquirido reposicionando-se o eletrodo de forma a se mapear as zonas posteriores ao canal 15.

Para se realizar as medições que foram efetivamente utilizadas no trabalho de pesquisa, posicionou-se o arranjo de eletrodos flexível no braço do sujeito na posição demarcada previamente (Figura 2.4). A pulseira de referência foi umedecida novamente, e presa ao punho do sujeito no mesmo braço em que foi feita a medição. O arranjo flexível foi fixado com o adesivo próprio do eletrodo e com esparadrapo. Por fim, foi inserido gel condutor no orifício de cada eletrodo do arranjo, como ilustrado na Figura 2.5.



Figura 2.4: Arranjo de eletrodos flexível de 8 canais posicionado na região ótima demarcada anteriormente.



Figura 2.5: inserção de gel condutor em cada um dos orifícios sobre os eletrodos de captação. Para a inserção do gel foi utilizada uma micropipeta.

Verificou-se, então, toda a montagem, para determinar se existia algum problema. Quando se concluiu que a montagem estava adequada, iniciou-se, então, o experimento.

2.7 EXPERIMENTO

O MISO II foi ajustado para indicar o valor de 40% da CVM e então foi realizado um esforço a 40% da CVM durante 90 s. O sinal medido foi armazenado e registrado no programa EMGacq1_6, em um registro único utilizado para a identificação correta dos sinais. A gravação do sinal só foi iniciada após a força alvo ter sido atingida pelo sujeito. Essa força é indicada no equipamento MISO por meio de uma barra de leds – um led amarelo indica a força alvo e os leds verdes indicam qual o nível de força que está sendo exercido no momento. O objetivo do sujeito foi manter as barras de leds verdes e amarela alinhadas durante todo o tempo de aquisição. Um exemplo do sinal adquirido com o arranjo de 8 canais é ilustrado na Figura 2.6. A força também foi processada em um programa executado em ambiente Matlab 7.4 para verificação da precisão da força exercida de forma a garantir a natureza isométrica da contração (Figura 2.7).

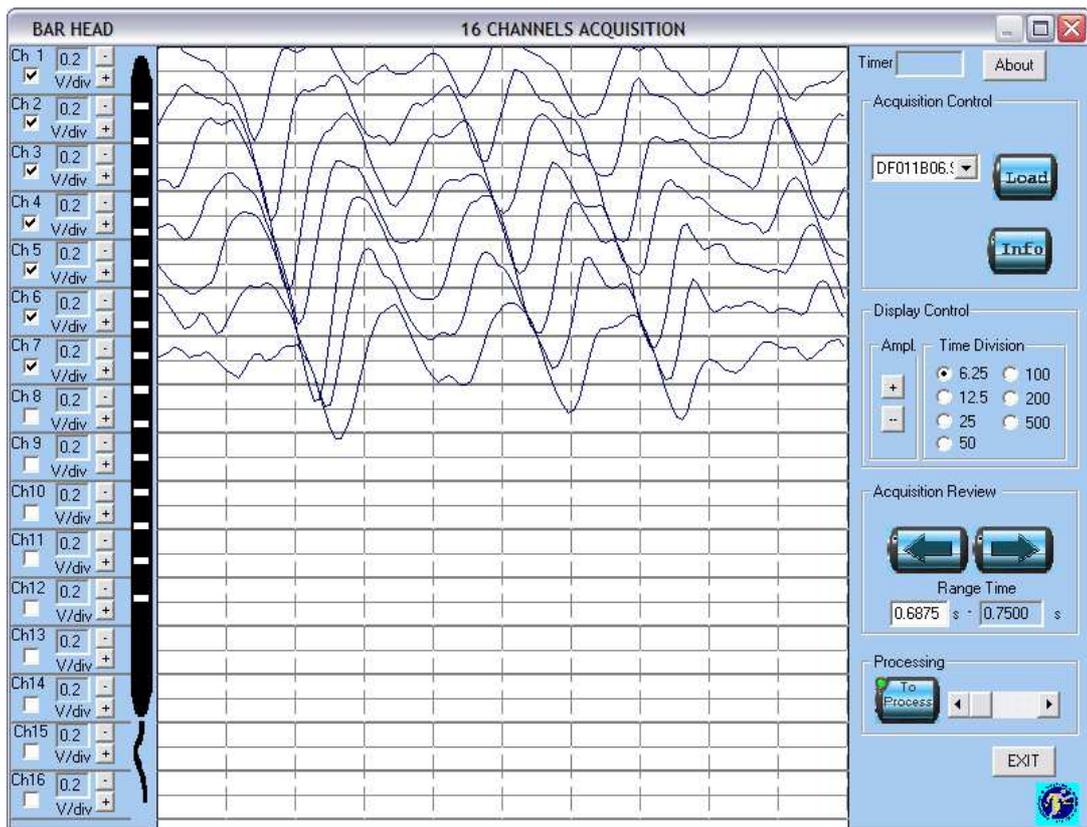


Figura 2.6: Exemplo de sinal de EMG-S adquirido com o eletrodo de 8 canais.

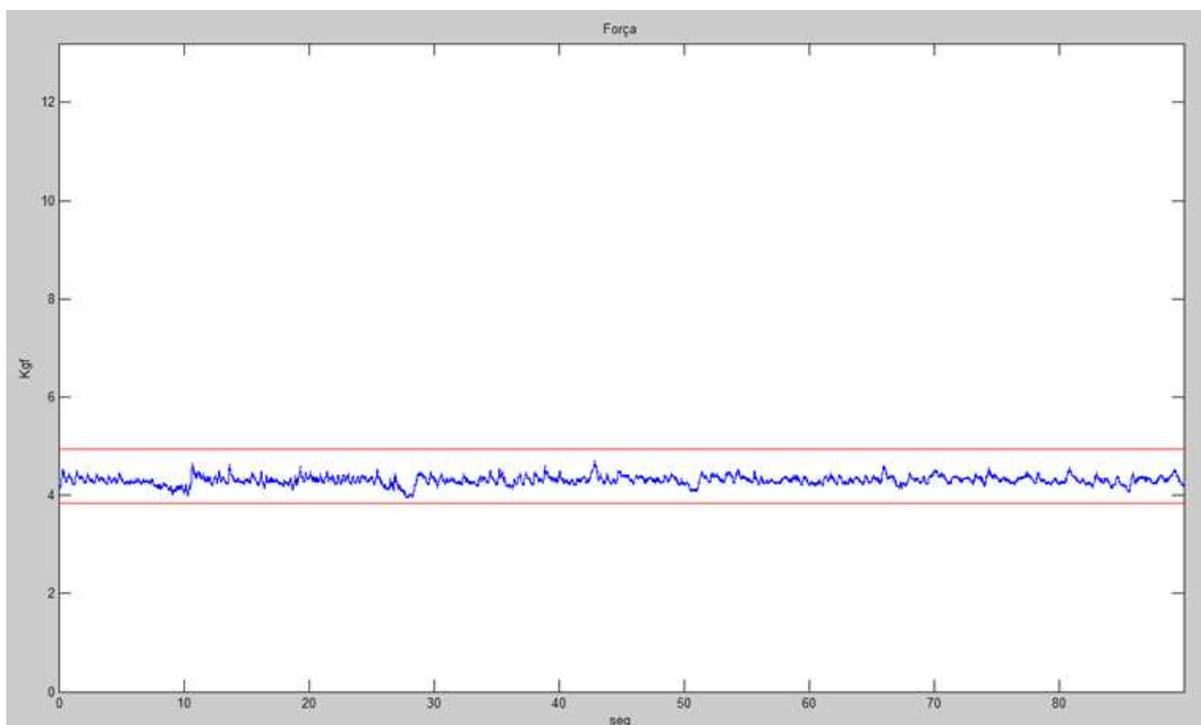


Figura 2.7: Exemplo de sinal de força (em azul) mostrado pela ferramenta de processamento desenvolvida em ambiente Matlab 7.4. As linhas vermelhas mostram os limites de 5% superior e inferior permitidos para a variação.

Após o esforço de 90 s, o eletromiógrafo foi desligado e o eletrodo foi retirado com cuidado. Foram acrescentados, com uma caneta hidrocor, marcas no eletrodo para indicar o número de usos deste. Todos os outros equipamentos foram desligados e o no-break foi religado na rede elétrica. Algodão, álcool e água foram entregues ao sujeito para que ele se limpasse. O sujeito foi então dispensado da sessão.

Todos os procedimentos experimentais aqui descritos foram repetidos de maneira idêntica em quatro dias diferentes, com periodicidade de uma semana, visando o estudo da influência do ciclo menstrual feminino nas características do sinal eletromiográfico.

2.8 NORMALIZAÇÃO DAS AQUISIÇÕES CONFORME O CICLO MENSTRUAL

Os sinais foram separados de acordo com a data da última menstruação, levando-se em conta um ciclo de 28 dias. Considerou-se como semana 1 a primeira semana após a data da menstruação quando ocorrida ao longo do período de aquisição, ou a primeira semana, caso a menstruação tivesse ocorrido alguns dias antes da primeira aquisição (Máximo de 4 dias antes). As semanas dois, três e quatro foram consideradas como as semanas seguintes à primeira ou, caso a menstruação tivesse ocorrido ao longo do experimento, as aquisições anteriores à data da menstruação foram consideradas como as semanas finais e as aquisições posteriores à data de menstruação foram tidas como as primeiras semanas. Por exemplo: Se a sujeito “A” menstruou na segunda semana de aquisição, um dia antes do dia de aquisição, a segunda aquisição foi considerada a primeira semana, a terceira aquisição foi considerada a segunda semana, a quarta aquisição foi considerada a terceira semana e a primeira aquisição foi considerada a quarta semana.

2.9 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO DE AMOSTRAS

Para fazer a análise das características do sinal EMG-S, foram estimados os parâmetros MNF (frequência média), MDF (frequência mediana), ARV (valor retificado médio), RMS (raiz quadrada média) e CV (velocidade de condução).

Os sinais de EMG-S com o coeficiente de correlação entre canais consecutivos abaixo de 70% foram descartados (RANGAYYAN, 2002). Também foram descartados sinais com presença de alto nível de interferência de 60 Hz. Foram descartados sinais que apresentassem, visualmente, em seu espectro, componentes de 60 Hz com amplitude uma vez e meia maior que a máxima amplitude do espectro do sinal. A Figura 2.8 mostra o espectro de um sinal de boa qualidade.

Para garantir um esforço isométrico, a variação máxima de força permitida foi de 5% para mais ou para menos em relação à força alvo. Qualquer contração cuja força tenha variado acima deste limiar foi descartada.

Ao longo do experimento, foi notada uma grande influência do volume condutor no sinal de EMG-S. Para garantir uma melhor qualidade do sinal foram selecionados voluntários que não possuíam um sobrepeso grande. Essa seleção foi feita pelo recrutamento e pela avaliação do sinal dos voluntários.

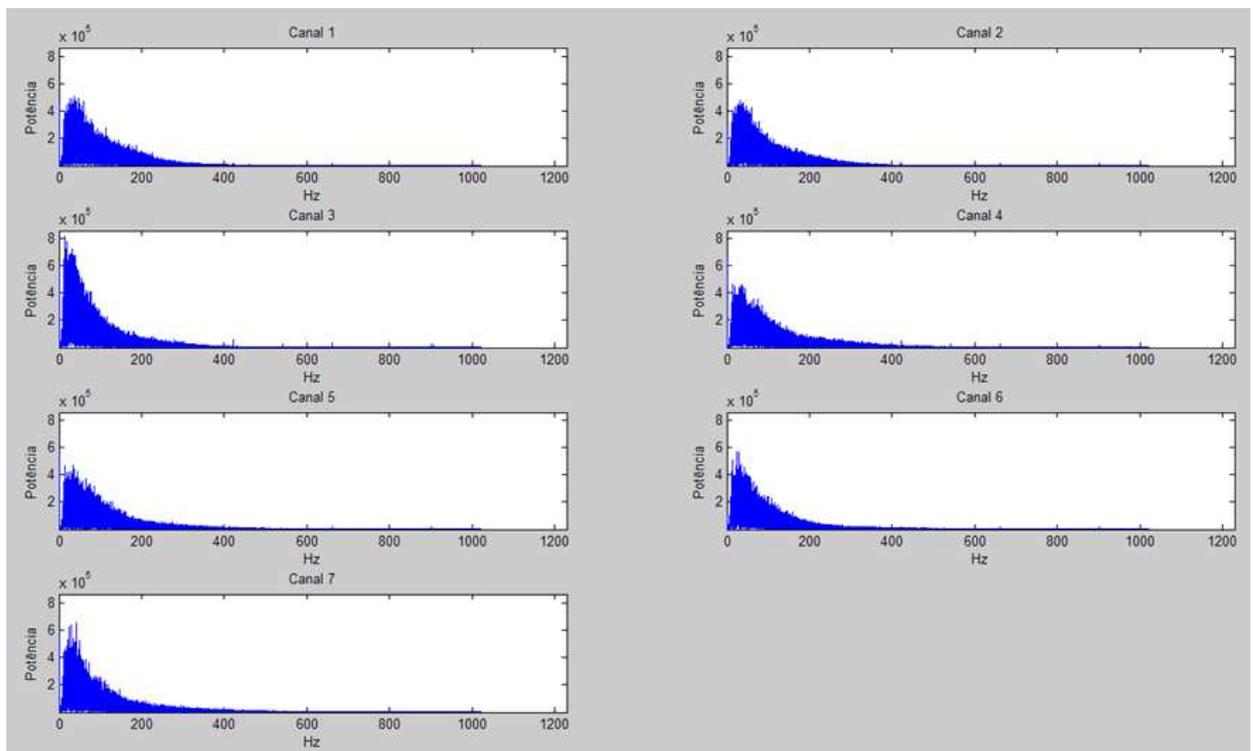


Figura 2.8: Exemplo de espectro do sinal de EMG-S capturado em cada um dos 7 canais diferenciais.

2.10 PROCESSAMENTO

Foi desenvolvida uma ferramenta em ambiente Matlab 7.4 para facilitar o processamento dos sinais de EMG-S. A tela principal deste programa é apresentada na Figura 2.9.

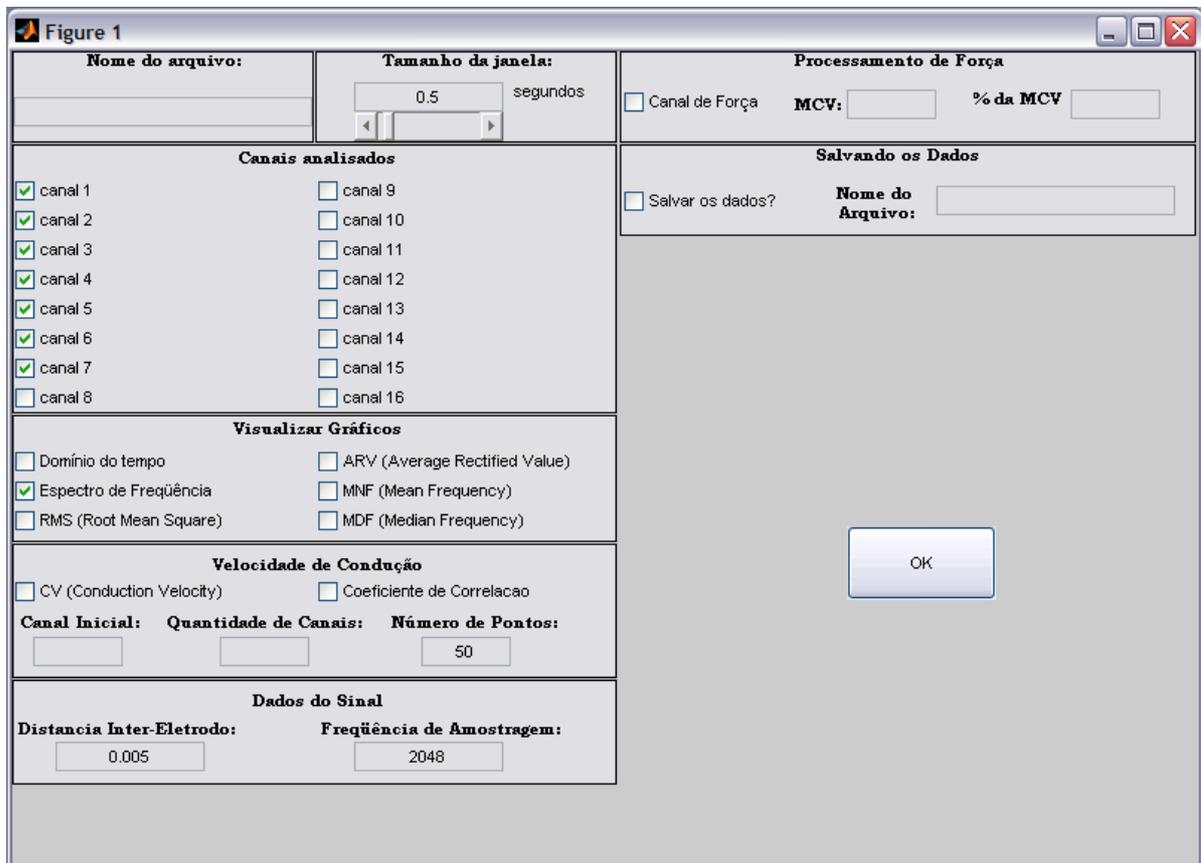


Figura 2.9: Tela gráfica da ferramenta desenvolvida para o processamento de sinais EMG-

S

Os indicadores dos EMG-S selecionados para a análise são discutidas a seguir.

Estimador de velocidade de condução: O algoritmo utilizado para o cálculo da velocidade de condução utilizou o conceito de máxima verossimilhança para a estimação da velocidade de condução média de sinais eletromiográficos de superfície (SALOMONI *et al.*, 2007). Esse algoritmo é uma modificação de um algoritmo desenvolvido por Farina (FARINA; MERLETTI, 2001), que por sua vez foi baseada no algoritmo de McGill (MCGILL, 1984). O algoritmo usado foi desenvolvido de forma a indicar uma velocidade média utilizando n canais em janelas de tempo configuráveis, permitindo observar

alterações ao longo do tempo, quando ocorre fadiga. O algoritmo foi criado de forma a permitir a utilização de dois a n canais com distâncias intereletrodo configuráveis. No entanto, para a análise dos dados, foram utilizados sempre dois canais diferenciais com distância intereletrodo de 5 mm. Os dois canais consecutivos foram escolhidos levando-se em conta a qualidade e a semelhança entre cada par de canais adquiridos.

O algoritmo é descrito a seguir. Primeiramente, foi utilizado o filtro passa-baixas simples diferencial, pois este filtro destaca os picos do sinal, dessa forma, obter-se um processamento mais preciso. Ao contrário de um filtro diferencial simples, no qual são utilizadas duas amostras consecutivas, o objetivo deste filtro é não só realçar os picos, mas também eliminar parte do ruído indesejável (MACGILL; DORFMAN, 1984). O filtro é modelado conforme a equação 2.1

$$y[n]=x[n+1]-x[n-1] \quad (2.1)$$

onde $x[k]$ corresponde à k-ésima amostra do sinal original e $y[k]$ à k-ésima amostra do sinal filtrado. O filtro é descrito em detalhes em (MACGILL; KENNETH; DORFMAN, 1985). E sua resposta em frequência é mostrada na Figura 2.10.

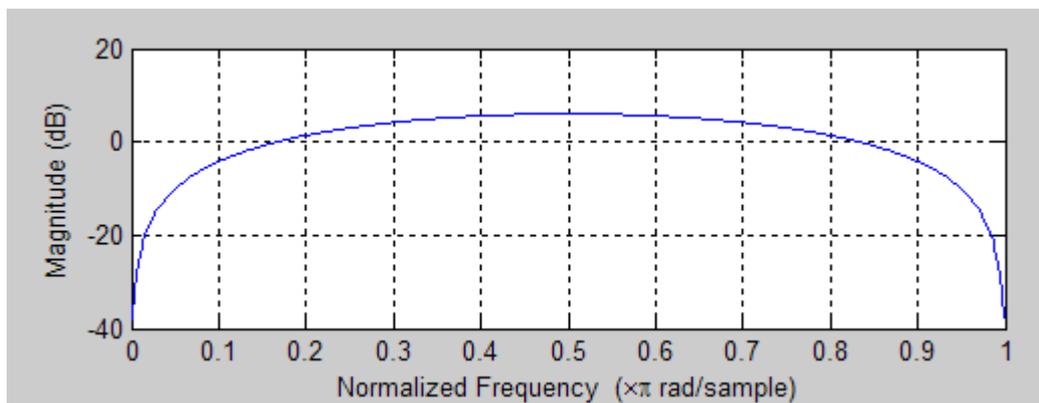


Figura 2.10: Resposta em frequência do filtro passa-baixas simples diferencial

Em seguida modelou-se matematicamente o sinal: no caso ideal, os sinais detectados por diferentes eletrodos seriam apenas versões atrasadas uns dos outros. Assim, cada sinal $y_k(t)$, pode ser aproximado experimentalmente a partir dos sinais captados por K eletrodos. Na forma discreta, tem-se:

$$\hat{s}[n] = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K y_k[n + (i-1)\theta] \quad (2.2)$$

onde θ é o desvio de fase (atraso) e $\hat{s}[n]$ é a medida do sinal.

Assumindo-se a CV constante no intervalo calculado, e uma vez conhecida a distância intereletrodo, a estimação do atraso permite o cálculo direto da CV. Desse modo, pode-se definir o estimador de máxima verossimilhança (MLE - *Maximum Likelihood Estimator*) como o valor do atraso que minimiza o erro quadrático médio de todos os sinais com relação ao sinal de base, que é a média de todos os demais sinais sincronizados. Esse erro quadrático médio é dado pela soma dos erros quadráticos individuais.

$$e_{MLE}^2 = \sum_{k=1}^K e_k^2 \quad (2.3)$$

Onde:

$$e_k^2 = \sum_{n=1}^N \left(y_k[n] - \frac{1}{K-1} \sum_{i=1, i \neq k}^K y_m[n + (i-k)\theta] \right)^2 \quad (2.4)$$

N é o número total de amostras do sinal.

A minimização do erro quadrático médio no domínio do tempo acarreta uma exatidão no MLE limitada ao período de amostragem, sendo necessária uma interpolação para maior exatidão. Para evitar o problema da inexatidão, transporta-se a equação para domínio da frequência (MACGILL; DORFMAN, 1984). Neste domínio, o atraso θ (teta é a defasagem, ou atraso, do sinal captado em um eletrodo em relação ao seu predecessor) se torna uma variável contínua e não existe nenhum limite de exatidão. Para se determinar o valor de θ que corresponde ao ponto de mínimo desta função de uma maneira computacionalmente rápida, pode-se encontrar o valor de θ para o qual a derivada de primeira ordem se torna zero, aplicando-se um método de resolução numérica, como o método de Newton. Assim, tem-se:

$$e_k^2 = \frac{2}{N} \sum_{n=1}^{N/2} \left(\frac{1}{K-1} \sum_{i=1, i \neq k}^K Y_i[n] e^{\frac{j2\pi \cdot n(i-k)\theta}{N}} - Y_k[n] \right)^2 \quad (2.5)$$

Por fim, utilizando-se o valor θ que minimiza a função erro e a distância intereletrodica, calcula-se a velocidade de condução.

Para se fazer a análise das características dos sinais de 40% da CVM durante 90 s (sinais longos), foram utilizados 50 pontos (janelas de 3,6 s com sobreposição de 1,8 s onde a primeira e a última amostra foram calculadas com 0,75 do valor da janela, ou seja, 1,9 s) para cada par de canais (o K utilizado foi 2, como explicado acima). Esse tamanho de janela foi utilizado porque o custo computacional impediu que janelas muito menores que essas pudessem ser utilizadas. A Figura 2.11 mostra um exemplo de gráfico com os valores de CV para cada um dos seis pares de canais.

O par de canais diferenciais foi escolhido por meio de seleção visual dos dois melhores canais consecutivos de toda a amostra de cada experimento. Os critérios de avaliação utilizados foram:

1. Dois canais consecutivos com o melhor coeficiente de correlação ao longo de todo o experimento.
2. Dois canais consecutivos onde é visível uma semelhança na forma de onda a menos de uma defasagem no tempo.
3. Dois canais consecutivos com potências semelhantes no espectro de potência.

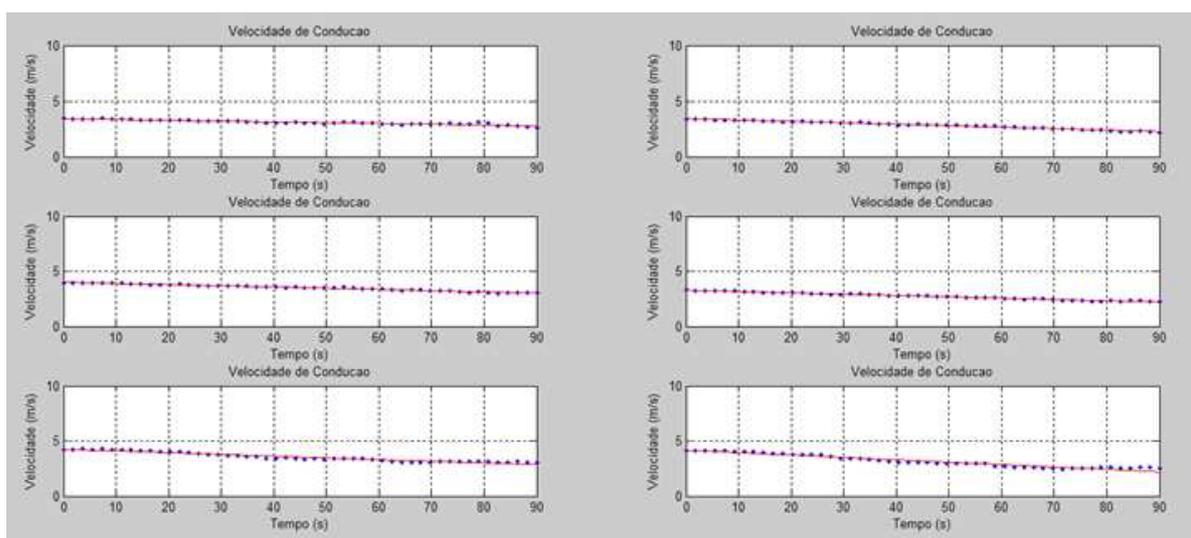


Figura 2.11: Exemplo de gráfico com as seis velocidades de condução calculadas. Nesta imagem é possível ver os 50 pontos de CV médio calculado e uma reta de regressão.

Apenas um destes canais de CV é escolhido para a análise.

Para análise dos sinais, foi criada uma reta de regressão com o auxílio do Matlab 7.4. Com esta reta foi encontrado o valor de intercessão com o eixo das ordenadas da regressão. Esse valor foi utilizado para normalizar todas as amostras para cada um dos valores de CV de forma que uma nova reta de regressão, traçada a partir destes novos pontos, partisse do valor 1 no eixo das ordenadas. O valor de inclinação desta nova reta do canal de CV escolhido foi então armazenado para posterior análise.

Estimadores do deslocamento do espectro de freqüência do sinal: Os parâmetros usados para se avaliar o deslocamento espectral foram a MNF (*Mean Frequency* – Freqüência Média) e a MDF (*Median Frequency* – Freqüência Mediana). A finalidade foi verificar como estes indicadores se comportam conforme o surgimento da fadiga. Ambos os indicadores são usados juntos na literatura (FARINA; MERLETTI, 2000). Isto se deve ao fato de cada um apresentar suas vantagens e desvantagens. Os valores MDF são menos sensíveis a ruído do que o indicador de MNF e são mais sensíveis à fadiga, uma vez que o espectro deste se torna mais oblíquo na presença da fadiga. (FARINA; MERLETTI, 2000; STULEN; DE LUCA, 1981). Já os valores de MNF possuem um desvio padrão menor que o MDF (FARINA; MERLETTI, 2000).

A freqüência média (MNF) é calculada em todos os canais por meio da equação 2.6,

$$MNF = \frac{\sum_{i=1}^{f_s/2} f_i P_i}{\sum_{i=1}^{f_s/2} P_i} \quad (2.6)$$

onde f_s é a freqüência de amostragem, P_i é a i -ésima linha de potência do espectro f_i é a i -ésima freqüência considerada.

Já a MDF é calculada pela equação 2.7,

$$\sum_{i=1}^{f_{med}} P_i = \sum_{i=f_{med}}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i \quad (2.7)$$

onde f_{med} é a freqüência mediana (MDF), P_i é a i -ésima linha de potência do espectro e M é o maior harmônico considerado.

As linhas de potência do espectro foram calculadas segundo a equação 2.8.

$$P = |Y|^2 \quad (2.8)$$

onde Y é a transformada de Fourier do sinal filtrado.

Para fazer a análise das características dos sinais, foram utilizadas janelas de 0,5 s com sobreposição de 0,25 s para cada sinal, tanto para MDF quanto para MNF, o que gerou 358 amostras para cada canal de cada um dos indicadores. As figuras 2.12 e 2.13 mostram exemplos do estimador de MNF e MDF, respectivamente, para cada um dos canais diferenciais.

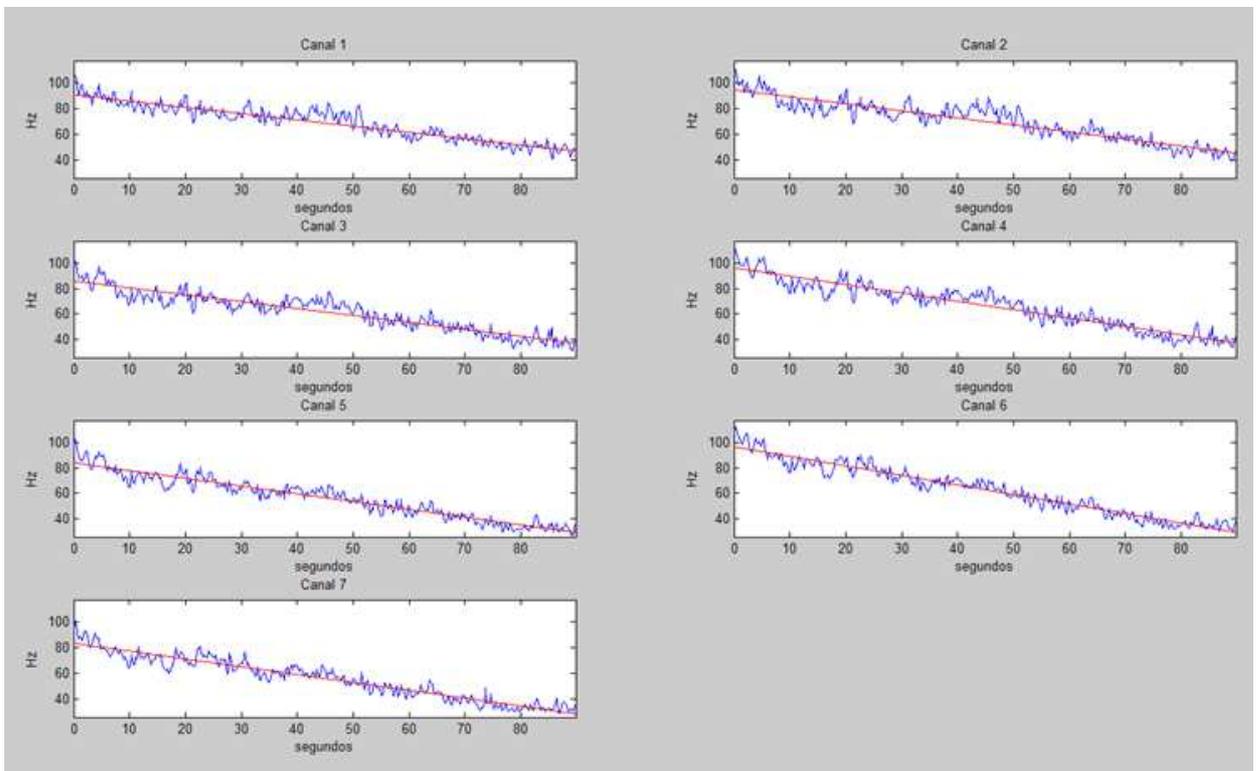


Figura 2.12: Exemplo de gráfico com os sete conjuntos de valores de MNF calculados. Nesta imagem, é possível observar os valores de MNF calculados e uma reta de regressão. Apenas um destes canais de MNF é escolhido para a análise, tomando como base os canais escolhidos para CV.

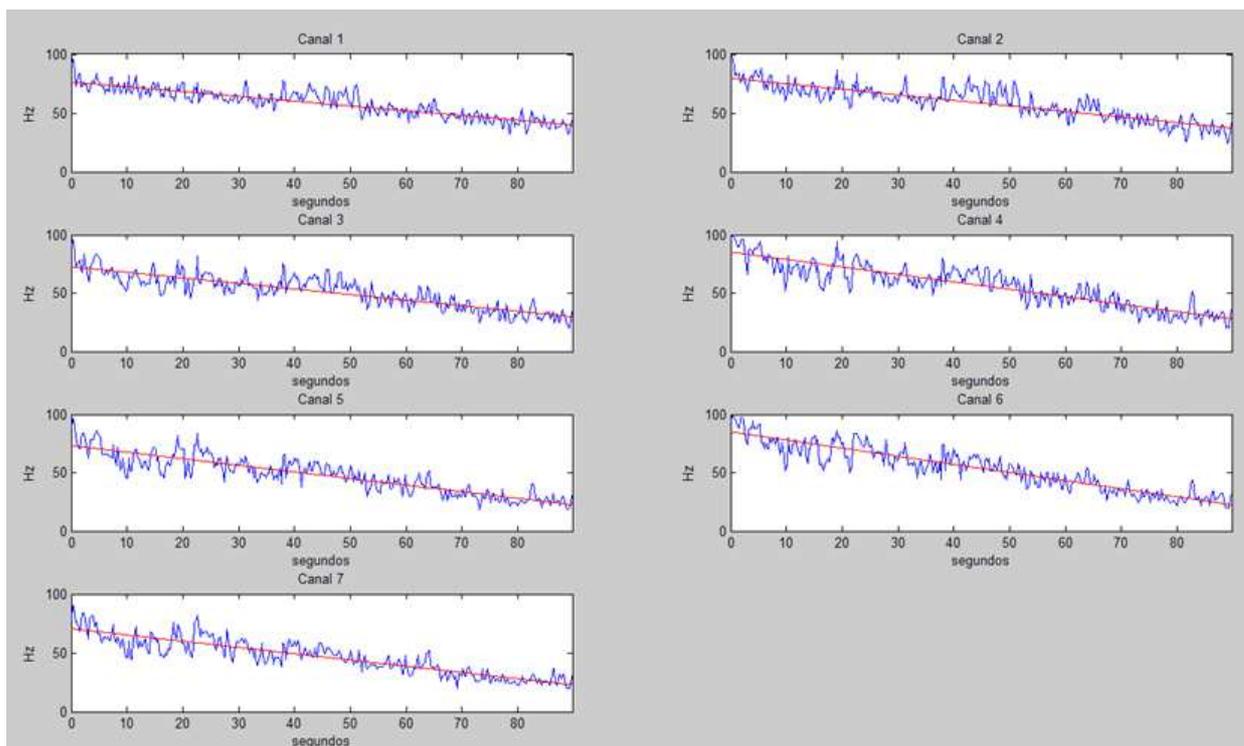


Figura 2.13: Exemplo de gráfico com os sete conjuntos de valores de MDF calculados. Nesta imagem, é possível observar os valores de MDF calculados e uma reta de regressão. Apenas um destes canais de MDF é escolhido para a análise, tomando como base os canais escolhidos para CV.

Para a análise de MNF e MDF, foi utilizado um dos dois canais considerados para velocidade de condução. Para tanto, traçou-se a reta de regressão das 358 amostras de MNF e de MDF deste canal com o auxílio do Matlab 7.4. O valor de intercessão com o eixo das ordenadas da regressão foi calculado para cada indicador e, em seguida, todas as 358 amostras dos respectivos indicadores foram divididas por este valor de forma que uma nova reta de regressão traçada a partir desses novos pontos partisse do valor 1 no eixo das ordenadas. Os valores de inclinação dessa nova reta de regressão para MDF e MNF foram então armazenados.

Amplitude do sinal: A amplitude do sinal foi estimada por meio do algoritmo 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-S (FARINA; MERLETTI, 2000).

O ARV é calculado utilizando-se a equação 2.9 para cada um dos dois canais diferenciais.

$$ARV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |y_i| \quad (2.9)$$

onde y_i é a i -ésima amostra do sinal e N é o número total de amostras. O valor RMS, por sua vez, é calculado para cada canal por meio da equação 2.10.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |y_i|^2} \quad (2.10)$$

onde y_i é a i -ésima amostra do sinal e N é o número total de amostras.

Para fazer a análise das características dos sinais também foram utilizadas janelas de 0,5 s com sobreposição de 0,25 s para cada sinal, tanto para ARV quanto para RMS. O que gerou 358 amostras para cada canal de cada um dos indicadores. As figuras 2.14 e 2.15 ilustram, respectivamente, os estimadores de ARV e RMS de cada um dos sete canais diferenciais.

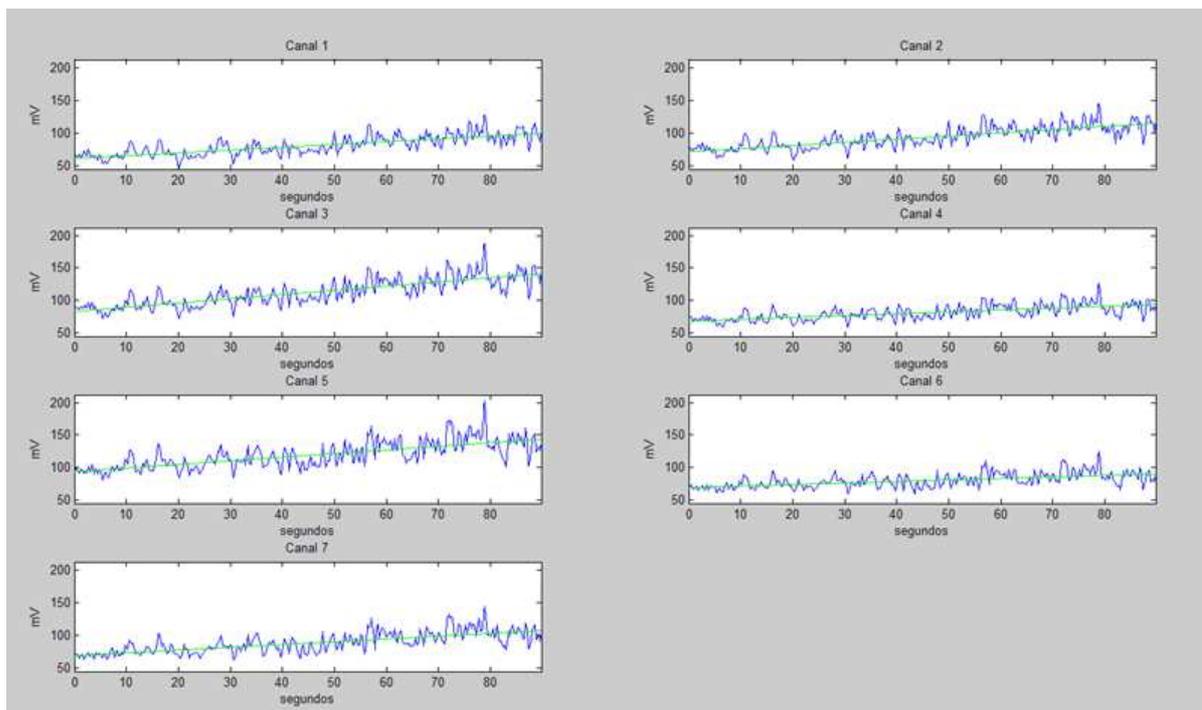


Figura 2.14: Exemplo de gráfico com os sete conjuntos de valores de ARV calculados. Nesta imagem, é possível observar os valores de ARV calculados e uma reta de regressão. Apenas um destes canais de ARV é escolhido para a análise, tomando como base os canais escolhidos para CV.

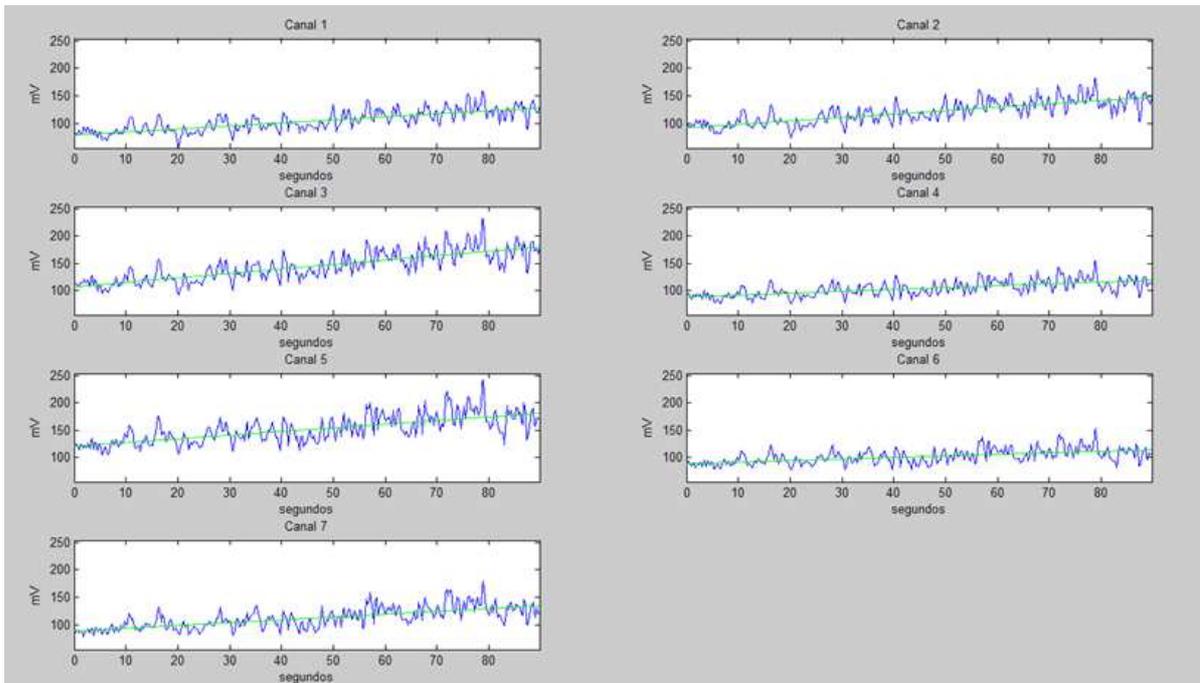


Figura 2.15: Exemplo de gráfico com os sete conjuntos de valores de RMS calculados. Nesta imagem, é possível observar os valores de RMS calculados e uma reta de regressão. Apenas um destes canais de valor RMS é escolhido para a análise, tomando como base os canais escolhidos para CV.

Para a análise de amplitude foi utilizado um dos dois canais considerados para velocidade de condução, tanto para os indicadores de ARV, quanto de RMS. Para isso, traçou-se a reta de regressão das 358 amostras de ambos os indicadores deste canal com o auxílio do Matlab 7.4. O valor de intercessão com o eixo das ordenadas da regressão foi calculado para cada indicador e, em seguida, todas as 358 amostras dos respectivos indicadores foram divididas por este valor, de forma que uma nova reta de regressão, traçada a partir

desses novos pontos, partisse do valor 1 no eixo das ordenadas. Os valores de inclinação dessa nova reta de regressão para ARV e RMS foram então armazenados.

2.11 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para analisar a existência ou não de diferenças relativas a cada indicador de EMG-S entre as semanas foi utilizado, preferencialmente, o teste ANOVA (análise de variância) para medidas repetidas. O teste ANOVA (análise de variância) exige dois requisitos na distribuição dos dados (i) os dados devem seguir uma distribuição normal, (ii) os dados devem possuir uma variância homogênea, ou seja, devem possuir homocedasticidade. Caso os dados não possuam distribuição normal ou não tenha sido constatada a homocedasticidade dos dados, o teste de Friedman é utilizado, pois este é o equivalente não paramétrico do ANOVA para medidas repetidas.

Para testar a normalidade dos dados, foi utilizado, para o conjunto de dados de todos os sujeitos e em cada semana separadamente, o teste Shapiro Wilk, que é o teste mais utilizado na literatura para analisar diferenças entre distribuições. Para tanto, foi comparado o conjunto de dados com a distribuição normal. Portanto, o conjunto de dados pode seguir a distribuição normal caso ele falhe no teste Shapiro Wilk ($p > 0,05$), pois assim o teste indica que não foi possível afirmar se há diferenças entre as duas distribuições. Isso indica que o teste pode seguir a distribuição normal, ou pelo menos é semelhante a ela.

Foi utilizado o teste de Bartlett para analisar a homocedasticidade da distribuição. O referido teste verifica se o conjunto de K amostras de dados de N agrupamentos possui distribuição homogênea, ou seja, se o conjunto de valores de cada grupo possui homocedasticidade. Se a probabilidade chi-quadrada deste teste for maior que 0,05, a hipótese de que as amostras seguem uma distribuição homogênea de variâncias é correta.

Os conjuntos de inclinações das retas de regressão de todos os indicadores de EMG-S (CV, MNF, MDF, ARV e RMS) separados por semanas passaram por estes dois testes. Nos casos onde todas as semanas foram aprovadas nos testes, a análise dos dados se deu com

ANOVA. Nos casos onde ao menos uma das semanas não recebeu aprovação em um dos testes, a análise de variância de Friedman (não paramétrica) foi utilizada.

Para todas as análises foi usado o software STATISTICA 7.0, a menos do teste de Bartlett, que foi realizado no Matlab 7.4.

3 RESULTADOS

Primeiramente, os conjuntos de valores das inclinações das retas de regressão normalizadas de cada um dos indicadores de EMG-S das 10 mulheres foram incluídos em tabelas, sendo os valores separados por semanas do ciclo menstrual a fim de fazer a análise dos dados. Em cada coluna tem-se as semanas, e em cada linha tem-se os conjuntos de dados dos sujeitos. A tabela 3.1 mostra os valores para CV, a tabela 3.2 mostra os valores para MDF, a tabela 3.3 mostra os valores para MNF e as tabelas 3.4 e 3.5 mostram os valores das inclinações das retas de regressão dos indicadores de RMS e ARV, respectivamente.

Tabela 3.1: Valores de inclinação da reta de regressão do estimador de CV

Sujeito	Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4
DF001	-0,00115022	-0,00101369	-0,00014867	-0,00036607
DF004	-0,00166371	-0,00401050	-0,00050806	-0,00136707
DF007	-0,00003239	-0,00112928	-0,00007060	-0,00146181
DF011	-0,00079739	-0,00367939	-0,00182381	-0,00380577
DF012	-0,00018361	-0,00189741	-0,00100774	-0,00298172
DF015	-0,00141835	-0,00121375	-0,00076439	-0,00228583
DF017	-0,00039626	-0,00310734	-0,00104450	-0,00307656
DF018	-0,00173730	-0,00047768	-0,00093923	-0,00190955
DF020	-0,00077677	-0,00132834	-0,00166870	-0,00210282
DF021	-0,00196895	-0,00135610	-0,00060852	-0,00247665
Média	-0,00101250	-0,00192135	-0,00085842	-0,00218339
D. P.	0,00064631	0,00116489	0,00054502	0,00093461

Tabela 3.2: Valores de inclinação da reta de regressão do estimador de
MDF

Sujeito	Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4
DF001	-0,00144317	0,00014527	-0,00014615	-0,00029381
DF004	-0,00342511	-0,00371724	-0,0027776	-0,00400818
DF007	-0,00207421	-0,00171385	-0,00265714	-0,00258731
DF011	-0,00616026	-0,00521035	-0,00341018	-0,00591786
DF012	-0,00295786	-0,00203738	-0,00255193	-0,00404655
DF015	-0,00411977	-0,00231334	-0,00302879	-0,00278741
DF017	-0,00249939	-0,00209006	-0,00284538	-0,00541266
DF018	-0,00278850	-0,00144036	-0,00187282	-0,00316693
DF020	-0,00355681	-0,00102447	-0,00211971	-0,00176643
DF021	-0,00132413	-0,00135009	-0,00126084	-0,00246697
Média	-0,00303492	-0,00207519	-0,00226705	-0,00324541
D. P.	0,00134559	0,00140277	0,00091669	0,00158798

Tabela 3.3: Valores de inclinação da reta de regressão do estimador de
MNF

Sujeito	Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4
DF001	-0,00114992	-0,00035153	-0,00045987	-0,00026057
DF004	-0,00318451	-0,00389232	-0,00260233	-0,00380874
DF007	-0,00214193	-0,00202595	-0,00300048	-0,00273786
DF011	-0,00645380	-0,00534778	-0,00336395	-0,00578489
DF012	-0,00310048	-0,00208479	-0,00273780	-0,00429348
DF015	-0,00348350	-0,00199467	-0,00293842	-0,00307713
DF017	-0,00290316	-0,00205586	-0,00303350	-0,00560784
DF018	-0,00273404	-0,00139967	-0,00201032	-0,00337099
DF020	-0,00351523	-0,00134223	-0,00257136	-0,00221373
DF021	-0,00198876	-0,00171021	-0,00116680	-0,00270011
Média	-0,00306553	-0,00222050	-0,00238848	-0,00338553
D. P.	0,00133007	0,00133820	0,00087183	0,00154344

Tabela 3.4: Valores de inclinação da reta de regressão do estimador de RMS

Sujeito	Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4
DF001	0,00318714	0,00380269	-0,00367497	-0,00183414
DF004	0,00231175	0,00604586	0,00772113	0,00470929
DF007	0,00387191	0,00780508	0,00790575	0,00641619
DF011	0,00705043	0,01014780	0,00332180	0,00665166
DF012	0,00546810	0,00337732	0,00582562	0,01480872
DF015	0,00273858	0,00355844	0,00739273	0,00027032
DF017	0,00698848	0,01136036	0,01789670	0,01825640
DF018	0,00546374	0,01161655	0,00702739	0,01166346
DF020	0,00669249	0,00314149	0,01237482	0,00706213
DF021	0,00314507	0,00530237	0,00097096	0,00668144
Média	0,00469177	0,00661580	0,00667619	0,00746855
D. P.	0,00175634	0,00321368	0,00559720	0,00579983

Tabela 3.5: Valores de inclinação da reta de regressão do estimador de ARV

Sujeito	Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4
DF001	0,00260897	0,00310707	-0,00406177	-0,00227683
DF004	0,00252217	0,00649412	0,00748571	0,00502474
DF007	0,00369889	0,00773048	0,00776137	0,00644866
DF011	0,00760545	0,00511069	0,00322236	0,00688928
DF012	0,00535403	0,00370727	0,00565772	0,01480930
DF015	0,00281647	0,00379403	0,00732722	0,00051247
DF017	0,00631170	0,01124323	0,01758989	0,01839172
DF018	0,00551548	0,01074258	0,00656547	0,01236545
DF020	0,00689491	0,00271130	0,01209775	0,00677156
DF021	0,00320005	0,00505355	0,00088157	0,00698578
Média	0,00465281	0,00596943	0,00645273	0,00759221
D. P.	0,00181225	0,00290184	0,00558677	0,00590301

3.1 ANÁLISE GRÁFICA

Foram traçados gráficos para cada indicador com os conjuntos de coeficientes angulares das retas de regressão de cada semana em cor azul, onde os dados de cada sujeito estão ligados por uma reta, também em azul. Nestes gráficos as médias dos conjuntos de dados são identificadas por estrelas na cor vermelha, e ligadas por retas também na cor vermelha, que conectam os dados de uma semana aos de outra. Estes gráficos foram traçados a fim de se averiguar visualmente se existe alguma tendência. As semanas estão diferenciadas pelas colunas identificadas pelos números de 1 a 4, que correspondem, respectivamente, às semanas um, dois, três e quatro do ciclo menstrual.

A Figura 3.1 mostra o gráfico para o estimador de CV. As Figuras 3.2 e 3.3 apresentam, respectivamente, os estimadores de MDF e MNF e as Figuras 3.4 e 3.5 mostram, respectivamente, os valores de RMS e ARV.

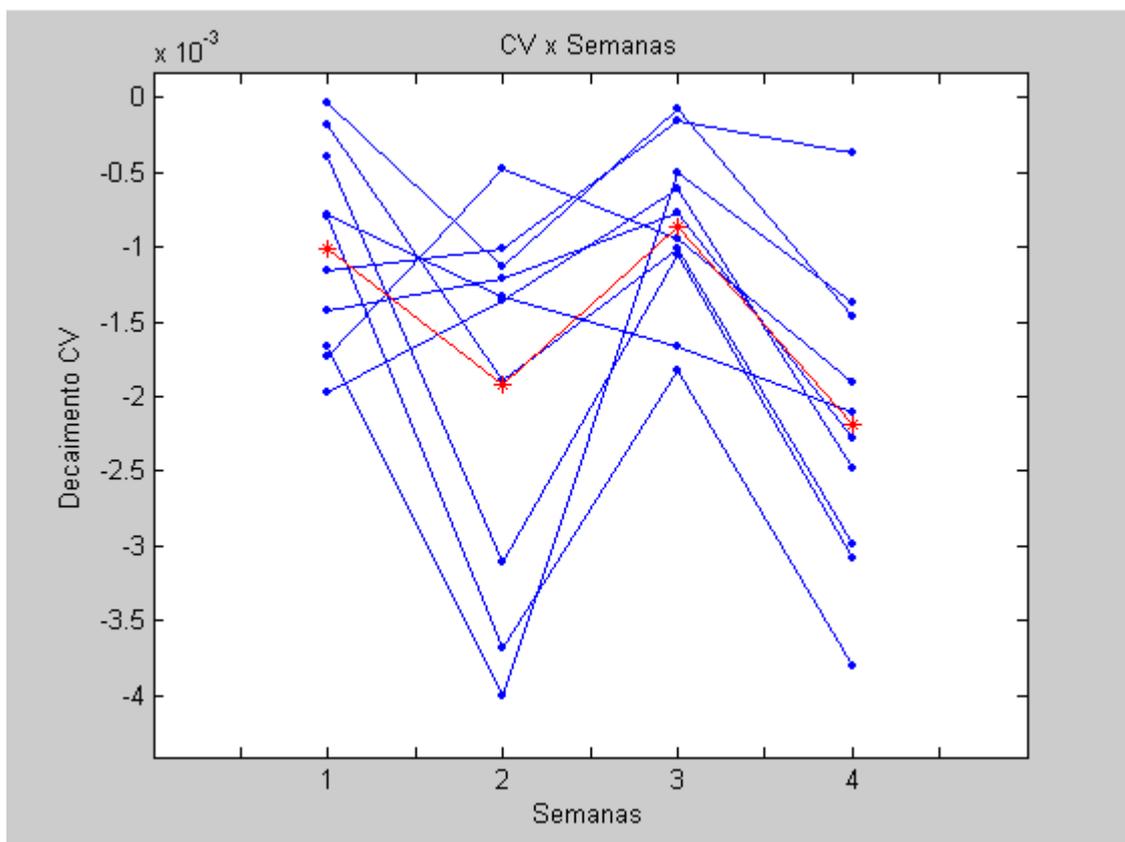


Figura 3.1: Conjunto de coeficientes angulares das retas de regressão para o indicador de CV (cor azul), e as médias para cada semana em vermelho. É possível observar que, na média, as inclinações das semanas 2 e 4 são maiores que as das semanas 1 e 3.

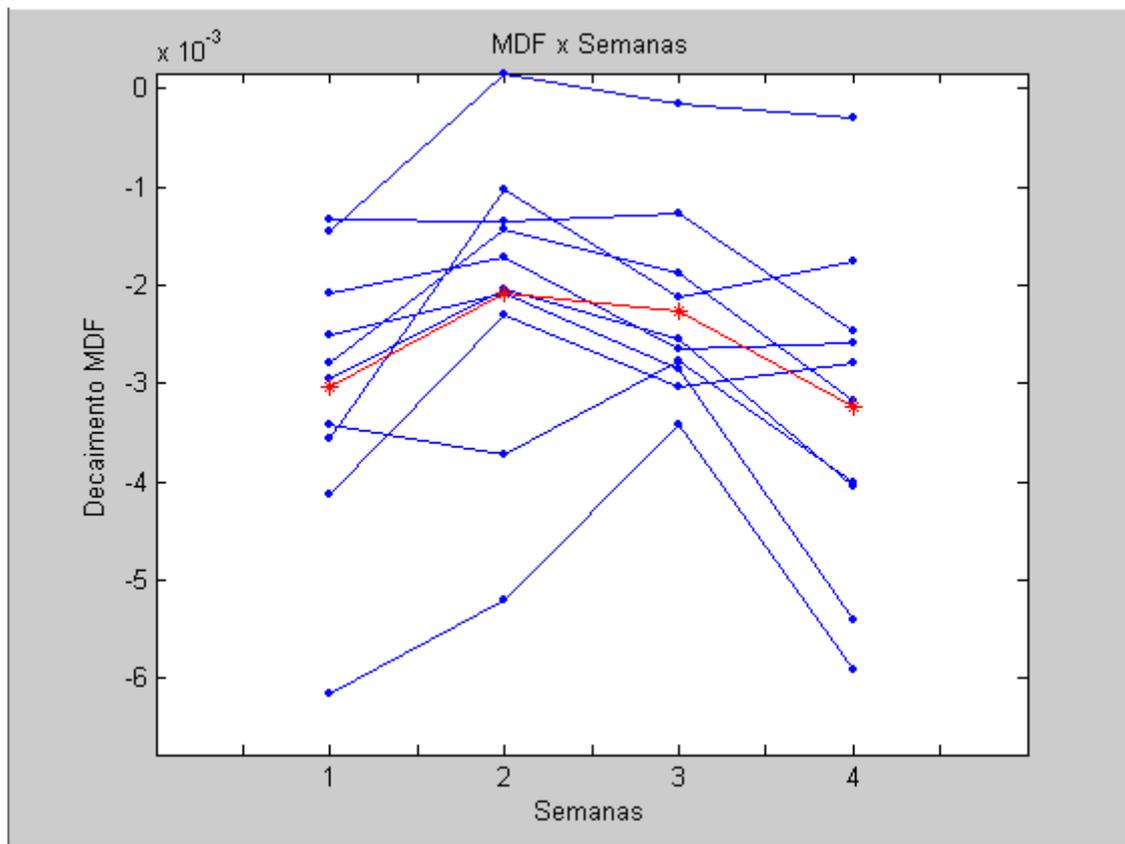


Figura 3.2: Conjunto de coeficientes angulares das retas de regressão para o indicador de MDF (cor azul), e as médias em vermelho, para cada semana. É possível observar que, na média, as inclinações das semanas 1 e 4 são maiores que as das semanas 2 e 3.

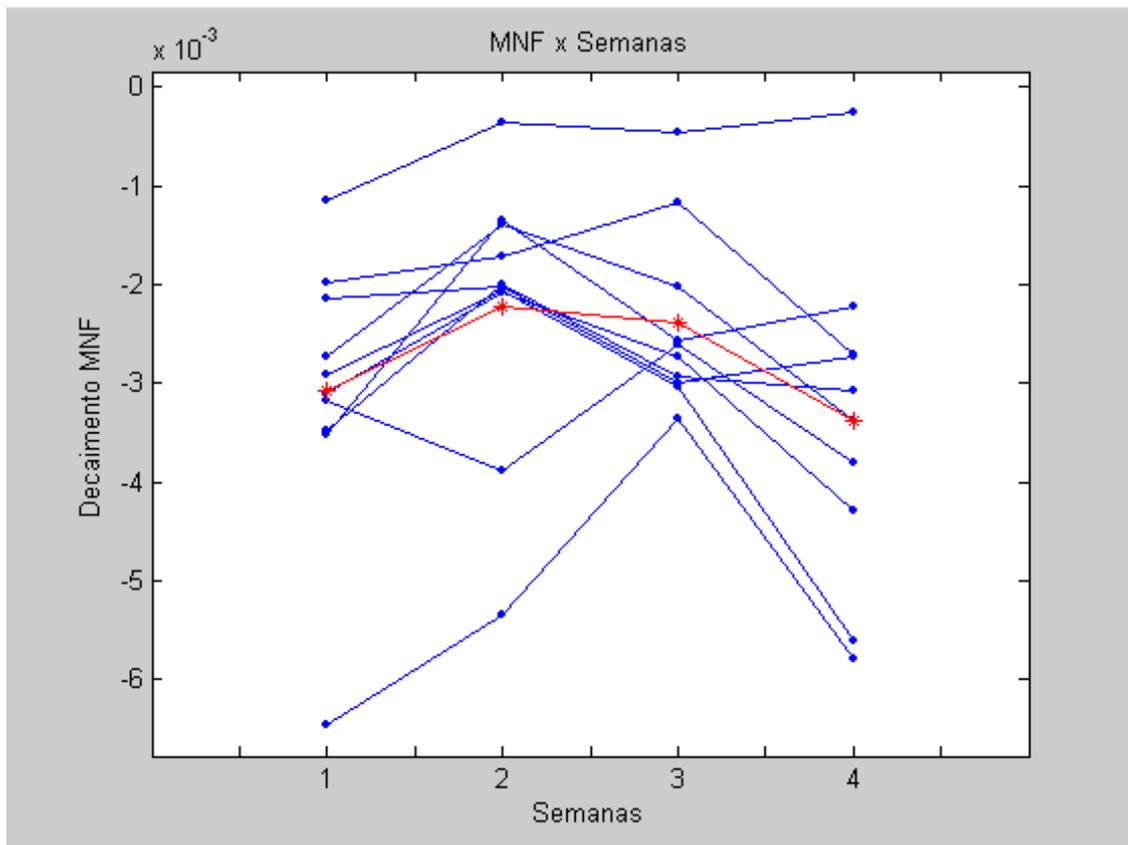


Figura 3.3: Conjunto de coeficientes angulares das retas de regressão para o indicador de MNF (cor azul), e as médias em vermelho, para cada semana. É possível observar que, na média, as inclinações das semanas 1 e 4 são maiores que as das semanas 2 e 3.

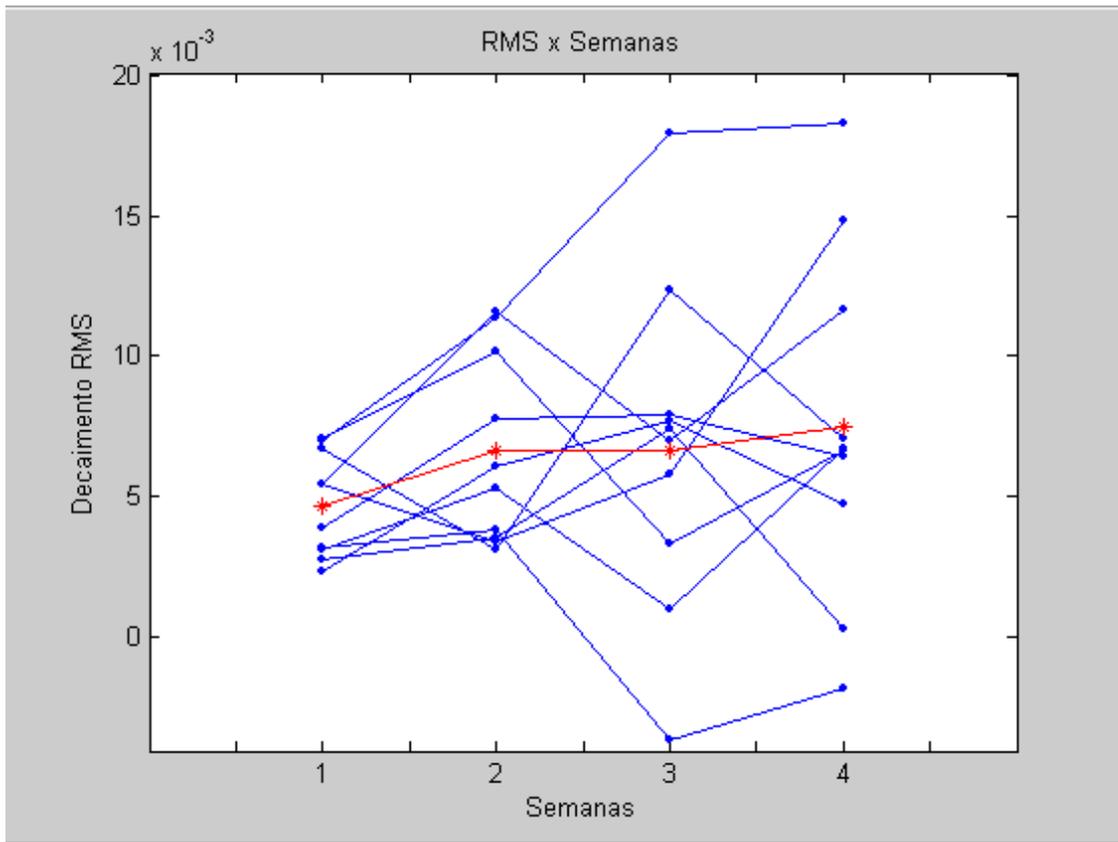


Figura 3.4: Conjunto de coeficientes angulares das retas de regressão para o indicador de RMS (cor azul), e as médias em vermelho, para cada semana. É possível ver um crescimento das médias ao longo das semanas, mas também uma maior dispersão nos dados.

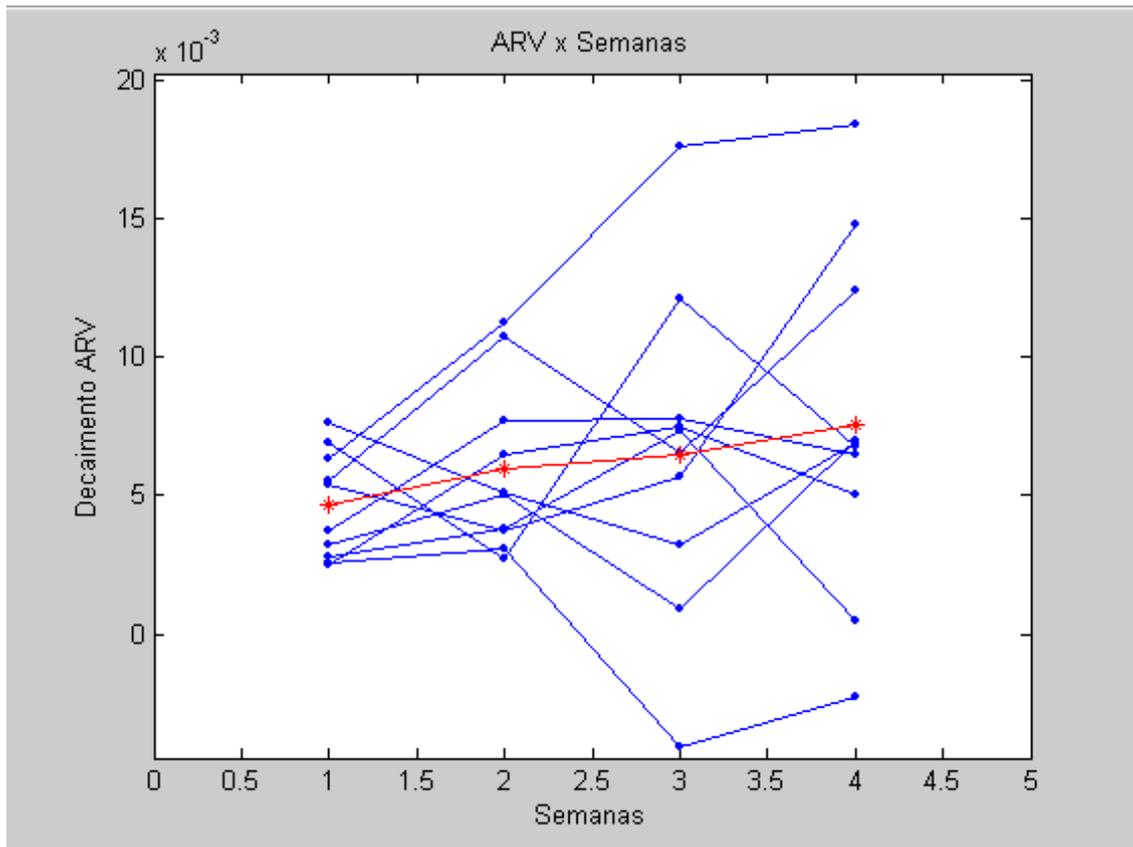


Figura 3.5: Conjunto de coeficientes angulares das retas de regressão para o indicador de ARV (cor azul), e as médias em vermelho, para cada semana. É possível ver um crescimento das médias ao longo das semanas, mas também uma maior dispersão nos dados.

4 ANÁLISE

4.1 TESTES DE NORMALIDADE E HOMOCEDESTICIDADE

Após uma primeira análise visual, é necessário averiguar se os padrões observados têm consistência estatística. Para tanto deve-se verificar se é possível utilizar testes paramétricos ou não. Foi feito, para cada semana de cada um dos indicadores, um teste Shapiro Wilk para verificar se as distribuições dos dados podem ou não ser consideradas com uma distribuição aproximadamente normal. Isto se dá quando os valores de p dos testes são maiores que 0,05. Os resultados encontrados estão na Tabela 4.1.

Tabela 4.1: Valores de p para o teste Shapiro-Wilk

Indicadores	Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4
CV	$p = 0,60920$	$p = 0,07295$	$p = 0,62923$	$p = 0,99475$
MDF	$p = 0,40417$	$p = 0,36730$	$p = 0,21060$	$p = 0,92033$
MNF	$p = 0,07215$	$p = 0,05432$	$p = 0,05933$	$p = 0,73263$
RMS	$p = 0,14376$	$p = 0,07457$	$p = 0,80487$	$p = 0,67326$
ARV	$p = 0,20046$	$p = 0,12680$	$p = 0,82263$	$p = 0,68202$

É possível verificar pela tabela 4.1 que todas as amostras de todos os indicadores nas quatro semanas apresentam $p > 0,05$ no teste Shapiro-Wilk. Portanto, este teste não foi capaz de identificar diferenças entre a distribuição normal e a distribuição destes dados. Logo, podemos considerar que a distribuição para todos os indicadores nas quatro semanas pode ser de uma distribuição aproximadamente normal.

Em seguida, testou-se se estes conjuntos de amostras possuem homocedasticidade. O teste de Bartlett foi realizado. Os valores de p da probabilidade chi-quadrado associado estão na Tabela 4.2.

Tabela 4.2: Valores de p para a probabilidade chi-quadrada associada do teste de Bartlett

CV	MDF	MNF	RMS	ARV
$P = 0,1138$	$p = 0,4664$	$P = 0,4372$	$p = 0,0053$	$P = 0,0038$

Por meio do teste de normalidade e do teste de homocedasticidade, pôde-se verificar que os indicadores CV, MDF e MNF podem ser utilizados em um teste paramétrico, pois atendem aos requisitos. Logo, para estes indicadores serão usados testes paramétricos. No entanto, os indicadores de amplitude: RMS e ARV não cumprem o requisito de homocedasticidade, já que suas variâncias não são homogêneas. Portanto, para estes indicadores serão usados testes não paramétricos.

4.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA

4.2.1 Análises paramétricas

Para os indicadores CV, MDF e MNF, foram executados testes ANOVA para medidas repetidas a fim de se verificar se existem diferenças nas inclinações das retas de regressão destes indicadores ao longo das semanas. As figuras 4.1, 4.2 e 4.3, mostram respectivamente, os resultados ANOVA para CV, MDF e MNF.

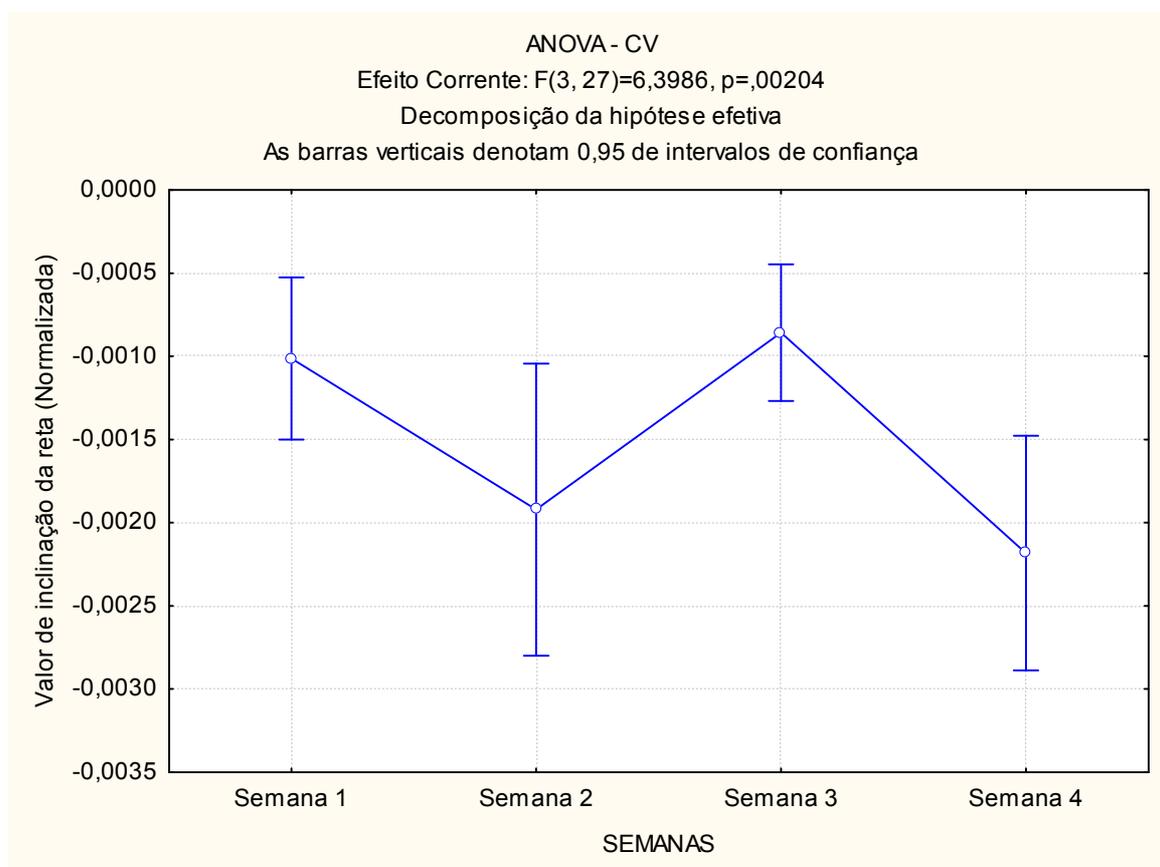


Figura 4.1: Resultado do teste ANOVA para o indicador CV. O $p < 0,05$ indica que existe diferença entre as semanas. É possível verificar uma maior inclinação nas semanas 2 e 4.

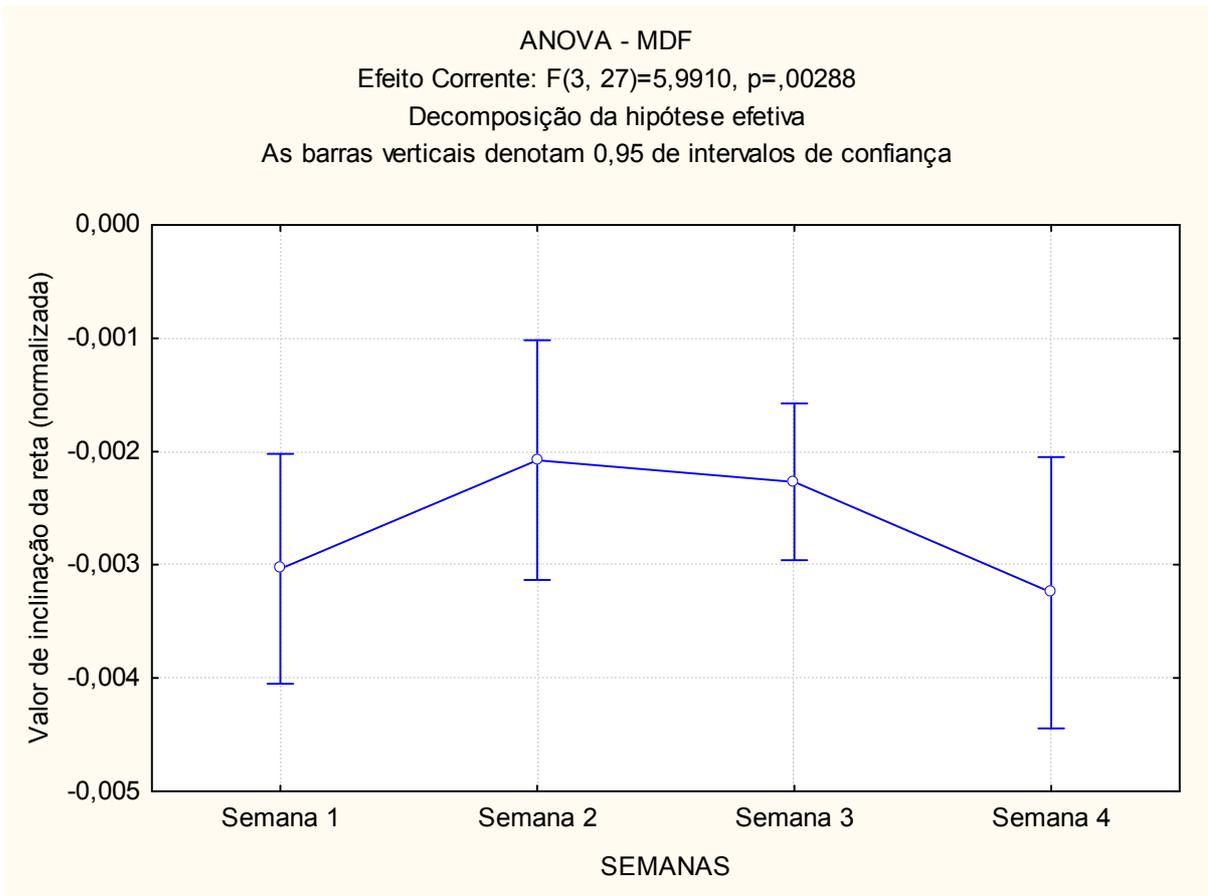


Figura 4.2: Resultado do teste ANOVA para o indicador MDF. O $p < 0,05$ indica que existe diferença entre as semanas. É possível verificar uma maior inclinação nas semanas 1 e 4.

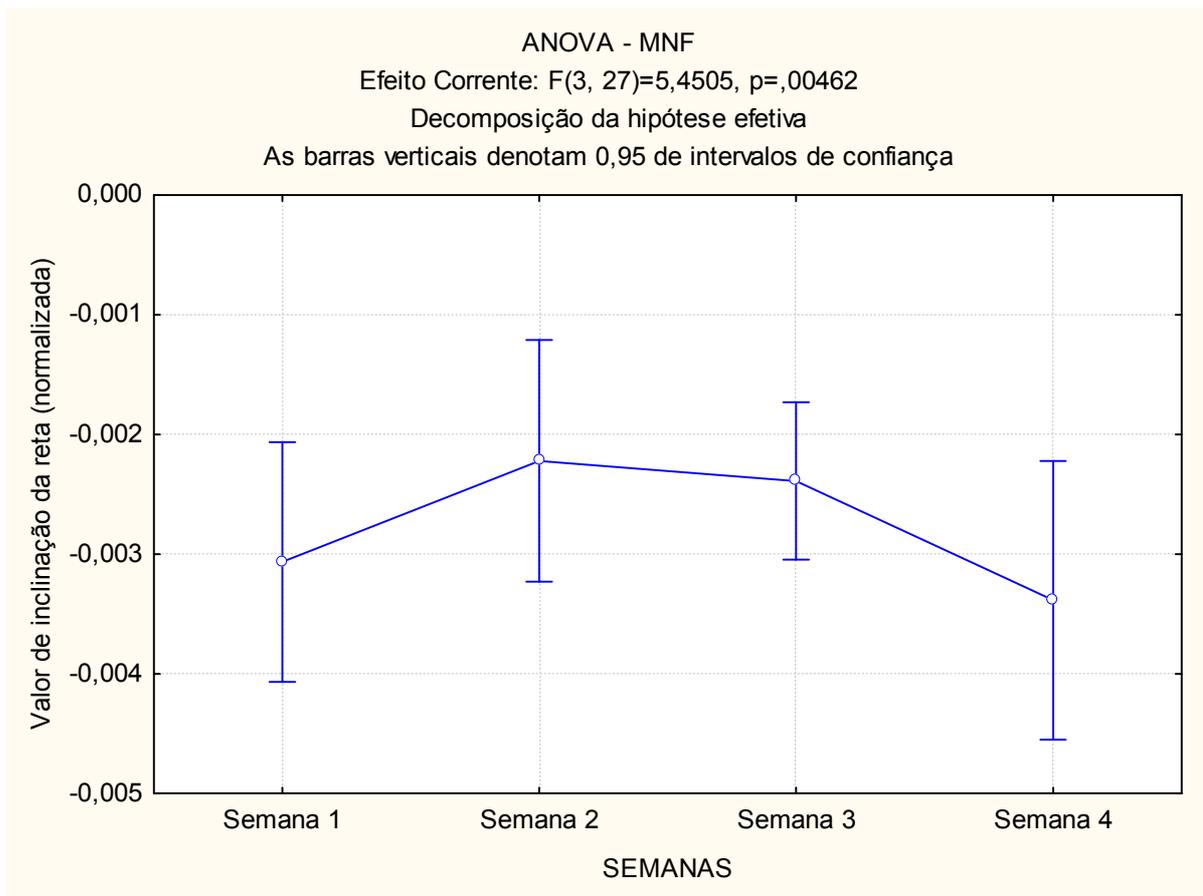


Figura 4.3: Resultado do teste ANOVA para o indicador MNF. O $p < 0,05$ indica que existe diferença entre as semanas. É possível verificar uma maior inclinação nas semanas 1 e 4.

Por meio da análise ANOVA, é possível verificar que as impressões passadas pela análise gráfica são corretas. Ou seja, a CV possui diferenças significativas nas inclinações das retas entre as quatro semanas. Por meio do gráfico de ANOVA é possível confirmar que os valores das inclinações nas semanas 2 e 4 são maiores que as inclinações nas semanas 1 e 3. A análise dos indicadores MDF e MNF mostram um resultado semelhante entre si, as semanas 1 e 4 mostram maior inclinação se comparadas com as semanas 2 e 3. Em todos estes indicadores o valor $p < 0,05$ indica que a diferença é estatisticamente significativa.

4.2.2 Análises não paramétricas

Para os indicadores RMS e ARV, foram executados testes Friedman ANOVA, que é um teste não paramétrico análogo ao ANOVA para medidas repetidas, já que esses indicadores não cumpriram o requisito de homocedasticidade. Esse teste foi usado para verificar se existem diferenças nas inclinações das retas de regressão destes indicadores ao longo das

semanas. As figuras 4.4, 4.5 mostram respectivamente os resultados do teste de Friedman ANOVA para RMS e ARV.

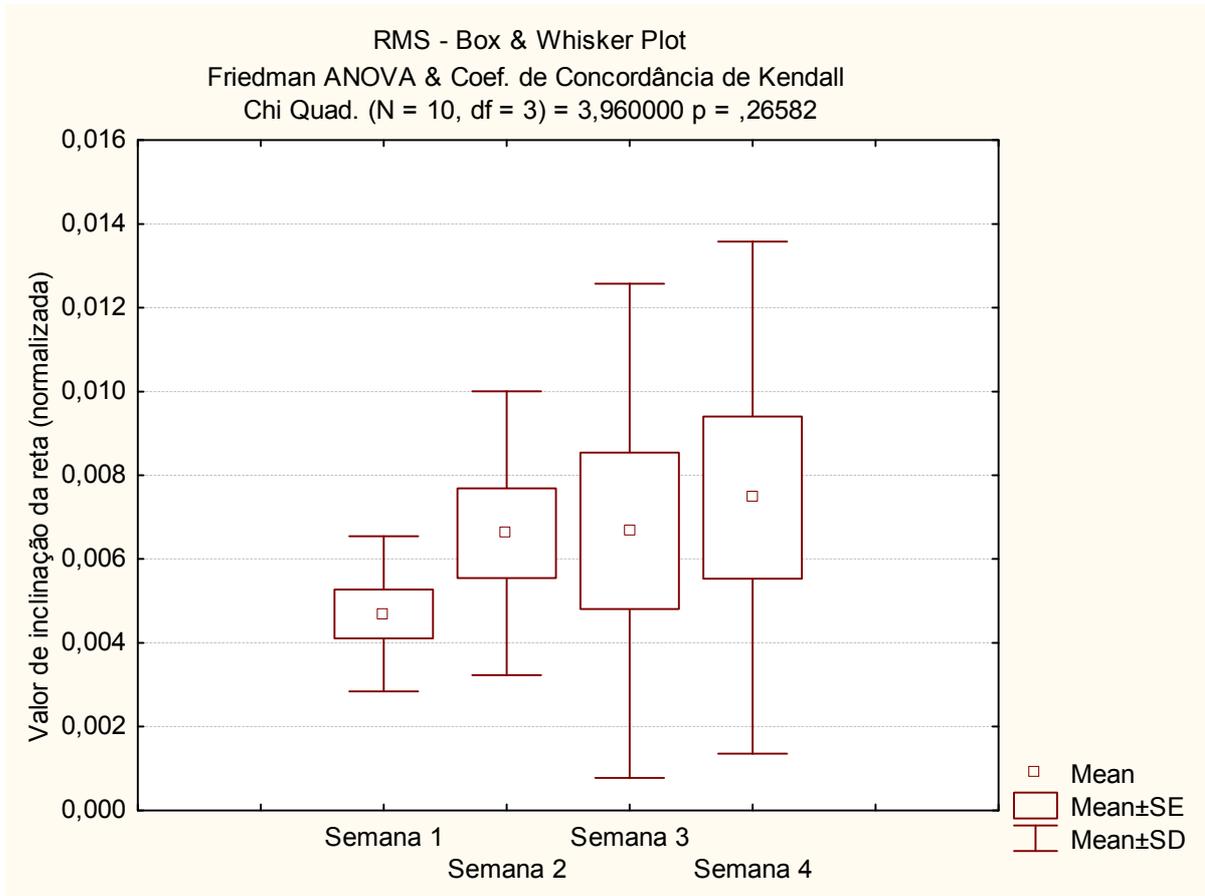


Figura 4.4: Resultado Friedman ANOVA para o indicador RMS. O $p > 0,05$ O que indica que não existe mudança estatisticamente significativa neste indicador durante o ciclo menstrual.

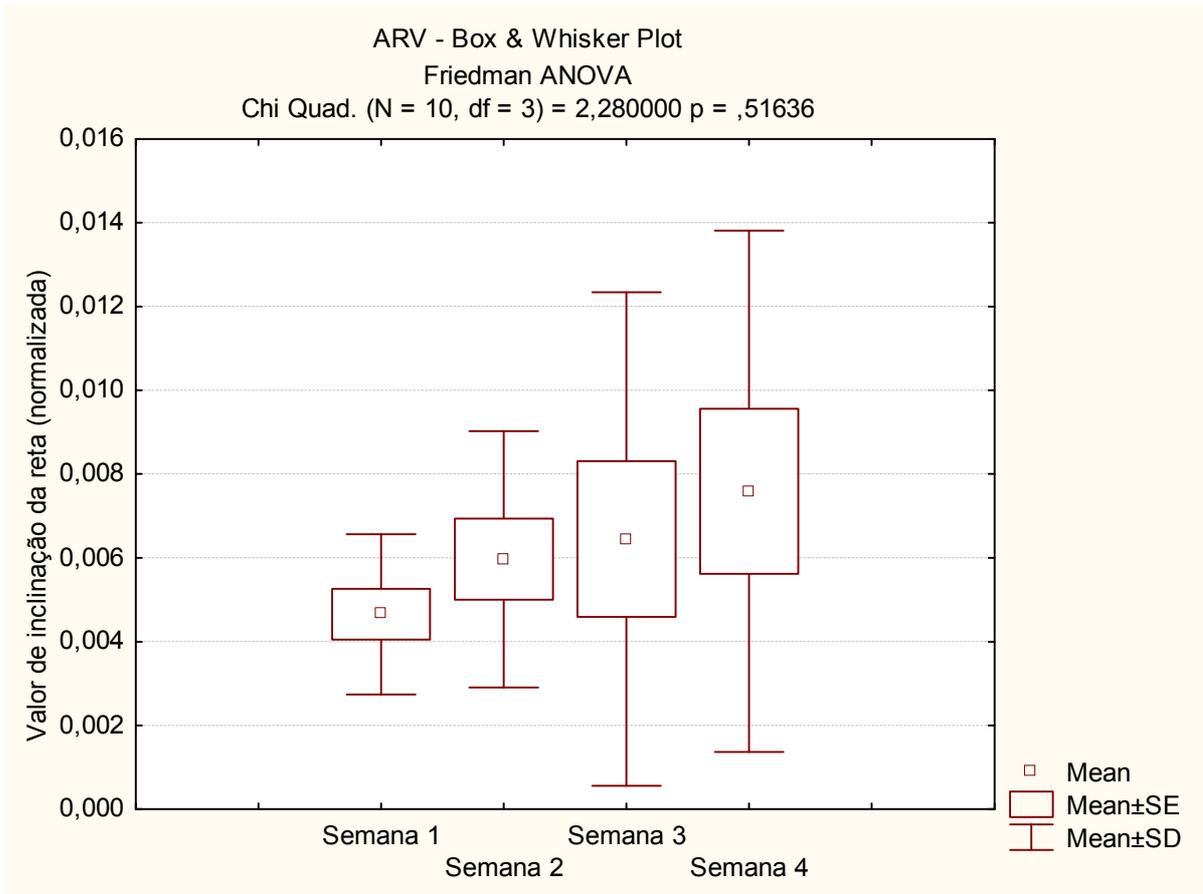


Figura 4.5: Resultado Friedman ANOVA para o indicador ARV. O $p > 0,05$ O que indica que não existe mudança estatisticamente significativa neste indicador durante o ciclo menstrual.

Por meio da análise não paramétrica Friedman ANOVA, é possível verificar que as impressões passadas pela análise gráfica são corretas. Ou seja, a análise dos indicadores RMS e ARV mostra um resultado semelhante, mas não significativo ($p > 0,05$). Isto indica que a diferença não é significativa ao longo das semanas do ciclo menstrual.

5 DISCUSSÃO

Pela observação dos resultados, é possível perceber uma variação clara e consistente nos indicadores de CV, de MNF e de MDF. Os indicadores de CV mostram um valor médio maior na inclinação da reta de regressão nas semanas 2 e 4. Já os indicadores de frequência (MDF e MNF) mostram variações diferentes da CV, mas semelhantes entre si, onde as semanas 1 e 4 mostram inclinações maiores e as semanas 2 e 3 menores. Os indicadores de amplitude (RMS e MDF) não variaram significativamente ao longo das semanas do ciclo menstrual.

Merletti reportou que os estimadores globais de velocidade de condução (CV) decrescem durante contrações isométricas longas indicando fadiga (MERLETTI; PARKER, 2004), no entanto, no mesmo documento, Merletti aponta que variações em outros indicadores mostram que a fadiga não pode ser considerada apenas por diminuição da velocidade de condução e outros fatores devem ser considerados. Outro artigo do mesmo autor sugere que outros indicadores muito fortes para fadiga são os indicadores de frequência do sinal (MDF ou MNF) (MERLETTI; KNAFLITZ; DE LUCA, 1990). É possível verificar pelos resultados que uma fadiga maior é apresentada na quarta semana do ciclo menstrual (inclinações maiores nos indicadores de CV, MDF e MNF).

Foi mostrado, tanto teoricamente (LINDSTROM; MAGNUSSON, 1977 apud MERLETTI; PARKER, 2004, STULEN; DE LUCA, 1981 apud MERLETTI; PARKER, 2004), quanto experimentalmente (ARRENDT-NIELSEN; MILLS, 1985) que durante as contrações isométricas fatigantes a CV e os indicadores de frequência (MDF e MNF) são altamente correlacionados, sendo que MNF e MDF refletem principalmente as mudanças na CV das MUs ativas.

Ainda sobre a velocidade de condução, esta também está correlacionada com estratégias de recrutamento e liberação de fibras musculares (HOUTMAN et al., 2003, MERLETTI; PARKER, 2004).

Os resultados indicam variações tanto nos indicadores de frequência quanto no indicador de velocidade de condução e, portanto, pode apontar mudanças nos níveis de fadiga, assim

como nas estratégias de recrutamento de fibras musculares ao longo das semanas do ciclo menstrual. Um estudo mais detalhado em relação à segunda semana do ciclo menstrual (período próximo da ovulação) poderá mostrar estratégias de recrutamento diferenciadas, uma vez que foi observada uma queda maior na velocidade de condução e uma queda menor nos estimadores de frequência.

Em comunicações informais com o pesquisador Adam Sandler (SANDLER, 2007) da British School of Osteopathy de Londres, este autor reportou que obteve resultados, ainda não publicados, que parecem consistentes com os aqui reportados. No seu trabalho, ele observa que há uma grande variação nos níveis hormonais ao longo do ciclo menstrual, o que parece consistente com o fato das mulheres terem maior probabilidade de sofrerem lesões musculares em períodos específicos deste ciclo.

A falta de variação significativa nos indicadores de amplitude (RMS e ARV) pode ser justificada pelo fato que estes indicadores são sensíveis a um número enorme de fatores, como ruído, volume condutor, posicionamento dos eletrodos, etc. (MERLETTI; PARKER, 2004). Um dos fatores que influenciam a amplitude do EMG-S é a força aplicada no esforço (MERLETTI; PARKER, 2004). E o fato desta força ter sido muito semelhante em todos os dias de coleta de dados para cada um dos sujeitos, pode ter prejudicado os indicadores de amplitude. Em contrapartida, caso a força utilizada fosse a voluntária máxima, calculada em cada dia de coleta de dados, este fator poderia prejudicar os indicadores de velocidade de condução e de frequência.

6 CONCLUSÃO

O objetivo principal deste trabalho foi verificar se ocorrem variações estatisticamente significativas nas variáveis eletromiográficas de superfície mais comuns ao longo do ciclo menstrual da mulher. Entre os objetivos secundários figuraram o desenvolvimento de instrumentação e de metodologias apropriadas para a aquisição de sinais de eletromiografia de superfície e de força para contrações isométricas.

O uso de equipamentos adequados, associado a um protocolo bem estruturado, garantiu um alto nível de qualidade nos dados adquiridos, uma vez que, com a utilização de um eletromiógrafo e de arranjos de eletrodos de 7 e 15 canais diferenciais, é possível mapear uma região mais adequada para aquisição de sinais de EMG-S, longe de zonas de inervação e de regiões de tendões. Além disso, uma vez que mais de um canal diferencial foi adquirido com uma distância inter-eletrodo conhecida e regiões de aquisições paralelas, é possível a estimação da velocidade de condução, que é um estimador complexo e de alta confiabilidade que apresenta alta correlação com o processo de fadiga muscular.

Foram encontradas diferenças significativas ao longo do ciclo menstrual referentes à CV (velocidade de condução) em presença de fadiga muscular, tendo sido observados maiores decaimentos nas semanas 2 e 4 do ciclo menstrual. Diferenças também foram observadas nos indicadores de frequência MDF (frequência mediana) e MNF (frequência média), sendo que os maiores decaimentos foram observados nas semanas 1 e 4 do ciclo. Esses indicadores podem indicar variações no nível de fadiga alcançado pelo mesmo tipo de esforço físico em semanas diferentes do ciclo menstrual e também podem indicar uma diferença nas estratégias de recrutamento de fibras musculares.

Não foram encontradas variações significativas nos indicadores de amplitude: RMS (raiz quadrática média) e ARV (valor retificado médio). Este fato pode ser justificado por estes indicadores serem sensíveis a um número enorme de fatores como ruído, volume condutor, posicionamento dos eletrodos etc. E pelo motivo de que a força alvo utilizada nas contrações, um dos fatores que influenciam a amplitude do EMG-S, foi a mesma para todas as semanas de cada sujeito.

Finalmente, no que se refere às implicações práticas deste trabalho, é oportuno observar que, uma vez detectadas diferenças significativas nos indicadores de EMG-S de mulheres ao longo de seus ciclos menstruais, estudos a fim de se estabelecer diferentes estratégias de treinamento para cada semana podem surtir efeitos positivos tanto no meio esportivo quanto em atividades fisioterapêuticas.

Os resultados deste trabalho sugerem três possíveis temas para pesquisas futuras, a fim de esclarecer ainda mais o que acontece na fisiologia muscular feminina ao longo do ciclo menstrual.

A primeira corresponde à pesquisa com diferentes músculos, podendo indicar diferentes tendências sobre as características do EMG-S ao longo do ciclo menstrual. É interessante uma investigação mais global envolvendo diferentes tipos de músculo para averiguar tais tendências. Um segundo ponto se relaciona ao fato que esforços isométricos não refletem inteiramente os esforços musculares do dia-a-dia, uma pesquisa como a apresentada utilizando esforços isotônicos pode apontar diferenças e esclarecer melhor a natureza destas mudanças no sinal de EMG-S. Uma outra linha de pesquisa pode levar em consideração que o ciclo menstrual é, principalmente, um fator hormonal. O presente estudo abordou apenas as mudanças no ciclo menstrual de mulheres que não usavam nenhum tipo de medicamento, ou anticoncepcional hormonal. Um estudo semelhante em mulheres que fazem uso de contraceptivos hormonais talvez possa apontar diferenças entre os dois grupos.

REFERÊNCIAS

- BBC BRASIL, Homens e mulheres têm respostas diferentes à dor, disponível em: http://www.bbc.co.uk/portuguese/ciencia/story/2003/11/031106_doras.shtml acesso em novembro de 2007
- DISSELHORST-KLUG, C; RAU, G; SCHMEER, A; SILNY, J. Non-invasive detection of the single motor unit action potential by averaging the spatial potential distribution triggered on a spatially filtered motor unit action potential. *J. Electromyogr. Kinesiol.* v. 9, p. 67–72, 1999
- FAPESP, Mais atenção ao coração feminino, disponível em: <http://www.revistapesquisa.fapesp.br/?art=3070&bd=1&pg=3&lg> acesso em outubro de 2007
- FARINA, D.; MERLETTI, R Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions *J. Appl. Physiol.*, vol. 10, pp. 337–349, 2000
- FARINA D.; MERLETTI R. Methods for estimating muscle fibre conduction velocity from surface electromyographic signals. *Med. Biol. Eng. Comput.* v. 42 p. 432-445, 2001
- FARINA, D.; FOSCI, M.; MERLETTI, R., Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables, *J. Appl. Physiol.*, v. 92, p. 235-247, 2002a
- FARINA, D.; MERLETTI, R.; INDINO, B.; NAZZARO, M.; POZZO, M. Cross-talk between knee extensor muscles. Experimental and model results, *Muscle & Nerve*, v. 26, p. 681–95, 2002b
- FARINA, D.; MERLETTI, R., A novel approach for Estimating muscle fiber conduction velocity by spatial and temporal filtering of surface EMG signals, *IEEE Trans. On Biomed. Eng.*, v. 50, n. 12, p. 1340-1351, 2003a
- FARINA, D; SCHULTE, E; MERLETTI, R; RAU, G; DISSELHORST-KLUG, C. Single motor unit analysis from spatially filtered surface EMG signals. Part I: spatial selectivity. *Med Biol Eng Comput.*, v. 41, p. 330–337, 2003b
- FARINA, D.; MERLETTI, R., Methods for estimating muscle fiber conduction velocity from surface electromyographic signals, *Med. Biol. Eng. Comput.*, v. 42, p. 432-445, 2004

- GAZZONI, M.; FARINA, D.; MERLETTI, R. A new method for the extraction and classification of single motor unit action potentials from surface EMG signals, *Journal of Neuroscience Methods*, v. 136 p. 165–177, 2004
- GRIFFIN, L.Y.; AGEL, J.; ALBOHM, M. J.; ARENDT, E. A.; DICK, R. W., GARRETT, B. D.; et al. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: Risk factors and prevention strategies., *J Am Acad Orthop Surg* v.8, p.141–50, 2000
- HOUTMAN, C. J.; STEGEMAN, D. F.; VAN DIJK, J. P.; ZWARTS, M. J., Changes in muscle fiber conduction velocity indicate recruitment of distinct motor unit populations, *Journal of Appl. Physiol.*, v. 95, p. 1045-1054, 2003
- HUNTER, S. K.; ENOKA, R. M. Sex differences in the fatigability of arm muscles depends on absolute force during isometric contractions, *J Appl Physiol* v. 91, p. 2686–2694., 2001
- KLEINE, B. U.; BLOK, J. H.; OOSTENVELD, R.; PRAAMSTRA, P.; STEGEMAN D. F., Magnetic stimulation-induced modulations of motor unit firings extracted from multi-channel surface EMG, *Muscle Nerve*, v. 23, p. 1005–15, 2000
- KUIKEN, T. A.; STOYKOV, N. S.; POPOVIC, M.; LOWERY, M.; TAFLOVE, A. Finite element modeling of electromagnetic signal propagation in a phantom arm, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, v. 9, p. 346–354, 2001
- LINDSTROM, L.; MAGNUSSON, R., Interpretation of myoelectric power spectra: A model and its applications, *proc IEEE*, v. 65, p. 653-662, 1977
- LISIN, *EMG16 16 channels surface electromyographic signal amplifier User Manual*, Torino, v 3.1a, 44p
- LISIN, *MISO II 2 Channel biomechanical signal amplifier User Manual*, Torino, v 3.1b, 24p
- MCGILL K. C.; DORFMAN L. J. High-resolution alignment of sampled waveforms. *IEEE Trans. Biom. Eng.*, v. 31, n. 6, p. 462-468, 1984
- MCGILL, K. C.; CUMMIND, K. L.; DORFMAN, L. J., Automatic Decomposition of the Clinical Electromyogram, *IEEE Trans. Biom. Eng.*, v. 32, n. 7, p. 470-477, 1985
- MERKLE, JENNIFER N. *The effect of phases of the menstrual cycle on frontal plane knee kinematics during landing*; Texas Tech University, 2005
- MERLETTI, R.; DE LUCA, C. J., *New techniques in surface electromyography*, *Computer Aided Electromyography and Expert Systems*, J. E. Desmedt, Ed. Amsterdam, The Netherlands: Elsevier Science, 1989

- MERLETTI, R.; KNAFLITZ, M; DE LUCA, C., J., Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions, *J. Appl. Physiol.*, v. 69, p. 1810-1820, 1990
- MERLETTI, R.; PARKER, P. A., *Electromyography Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*, USA: Wiley Interscience., 2004
- MOORE, B. D.; DROUIN, J.; GANSNEDER, B. M.; SHULTZ, S. J. The differential effects of fatigue on reflex response timing and amplitude in males and females, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v. 12, p. 251-360, 2002
- MYER, G. D.; FORD, K. R.; HEWETT, T. E. The effects of gender on quadriceps muscle activation strategies during a maneuver that mimics a high ACL injury risk position, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v. 15, p. 181-189, 2005
- OT Bioelettronica, disponível em: <http://www.otbioelettronica.it/> acesso em 27 de novembro de 2007
- PETSCHER, Y. M. *Incidence of Sport Injury in Female Collegiate Athletes across the Four Phases of the Menstrual Cycle*, Florida State University, 2004
- PINCIVERO, D. M.; GREEN, R. C.; MARK, J. D.; CAMPY, R. M. Gender and muscle differences in EMG amplitude and median frequency, and variability during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v. 10, p. 189-196, 2000
- RANGAYYAN, R. M., *Biomedical Signal Analysis – A Case-Study Approach*, IEEE Press Series in Biomedical Engineering, Metin Akay, Series Editor, 2002
- SALOMONI, S.; SOARES, F. A.; NASCIMENTO F.A.O.; VENEZIANO, W.H.; ROCHA, A.F. da Algoritmo de Máxima Verossimilhança para a Estimação da Velocidade de Condução Média de Sinais Eletromiográficos de Superfície *CLAIB 2007, IFMBE Proceedings* v. 18, p. 1049–1053, 2007
- SENIAM, disponível em: <http://www.seniam.org/> acesso em: 10 de junho de 2007
- SANDLER, S. E., *Changes in Joint Laxity Associated With the Menstrual Cycle, With Pregnancy, With the Post-Partum Period, and With the Menopause*, Tese (Doutorado em Medicina) The British School of Osteopathy, London, 2007
- STULEN, FB; DE LUCA, CJ. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE Trans Biomed Eng*, v. 28, p. 515–523, 1981
- SCHWARTZ, F.P.; SOARES, F.A.; SALOMONI, S; ROCHA, A.F. da; NASCIMENTO, F.A. de O.; ROMARIZ, A.R.S. Análise de Filtros Espaciais em Sinais EMG de

Superfície nas Condições do Máximo Volume de Contração, *CLAIB 2007, IFMBE Proceedings*, v. 18, p. 95–98, 2007

STULEN, F. B.; DE LUCA, C. J., Frequency parameters of the myoelectric signals as a measure of muscle conduction velocity, *IEEE trans BME*, v. 28, p. 515-523, 1981

PORTUGAL DIÁRIO, Quando as hormonas femininas explicam muito, disponível em: <http://www.portugaldiario.iol.pt/noticia.php?id=770868> acesso em outubro de 2007

UOL, Aspirina: estudo indica efeitos diferentes sobre homens e mulheres, disponível em: <http://noticias.uol.com.br/ultnot/efe/2006/01/17/ult1766u14168.jhtm> acesso em outubro de 2007

ULTIMO SEGUNDO, Medicina constata diferenças entre homens e mulheres ao lidar com as doenças, disponível em:

http://ultimosegundo.ig.com.br/ciencia_saude/2007/07/02/medicina_constata_diferencas_entre_homens_e_mulheres_ao_lidar_com_as_doencas_906740.html acesso em outubro de 2007.

VENEZIANO W. H., *Estudo do Comportamento do Sinal Eletromiográfico de Superfície em Atividades Subaquáticas*. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica). Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília: UnB, 2006.

VON TSCHARNER, V.; GOEPFERT, B. Gender dependent EMGs of runners resolved by time/frequency and principal pattern analysis, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v. 13, p. 252-272, 2003

APÊNDICES

A - FORMULÁRIOS DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



A1 - EXPERIMENTO: INVESTIGAÇÃO DAS DIFERENÇAS ENTRE GÊNEROS DAS CARACTERÍSTICAS DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

Este documento visa esclarecer detalhadamente o que será realizado ao longo do experimento pelo sujeito e pesquisadores.

Informamos aos sujeitos que participarão como voluntários da pesquisa intitulada: "INVESTIGAÇÃO DAS DIFERENÇAS ENTRE GÊNEROS DAS CARACTERÍSTICAS DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO". O protocolo experimental desta pesquisa é descrito a seguir:

Primeiramente serão realizadas três contrações com máxima força durante três segundos cada uma para a estimação da MVC (máxima contração voluntária), que será utilizada no experimento como referencial de força.

Em seguida, serão realizadas de uma a três contrações a 30% MVC com duração de três segundos cada uma utilizando arranjo de eletrodos semi-flexível com o objetivo de mapear as zonas de inervação e de tendões.

Posteriormente serão realizadas três contrações de 10 segundos a 20% da MVC para aquisição de sinais de eletromiografia. Será utilizado um arranjo de eletrodos flexível com gel condutor para melhorar o contato eletrodo-pele.

Por fim, será executado um terceiro grupo com três contrações de 90 segundos cada uma, a 40% da MVC, novamente utilizando o mesmo arranjo de eletrodos flexíveis com gel condutor. Esta última aquisição servirá para averiguar as influências da fadiga no sinal de eletromiografia.

Todas as contrações descritas acima consistem de flexões isométricas do cotovelo dominante do sujeito, esquerdo para canhotos e direito para destros. Estas contrações serão realizadas em uma estação de trabalho (cadeira com suporte para o braço flexor do sujeito), em ambiente aéreo, do Laboratório de Biomecânica da Universidade de Brasília. Não ocorrerá coleta de sangue nem eletro-estimulação. Não haverá medidas invasivas, pois somente serão utilizados eletrodos de superfície conectados a um eletromiógrafo comercial desenvolvido no laboratório Lisin do Politécnico di Torino (homologado pelas autoridades competentes da união Européia, que são muito rigorosas, e aprovadas pela Anvisa, o que garante a confiabilidade do equipamento) o equipamento possui circuitos isoladores de corrente e que garante o isolamento do sujeito à rede elétrica.

O objetivo deste estudo é analisar a diferença entre os dois gêneros quanto às principais características da eletromiografia como velocidade de condução, fadiga, estratégias de recrutamento, e decremento ou crescimento na frequência do sinal a fim de entender melhor as lesões que ocorrem diferentemente entre os gêneros.

Também será analisada a influência do ciclo menstrual feminino no sinal eletromiográfico. Para tanto, com os sujeitos de sexo feminino a experiência será realizada quatro vezes durante um mês. As quatro aquisições serão feitas com periodicidade de uma semana (sete dias) entre cada uma com o objetivo de obter dados durante todos os períodos do ciclo menstrual.

Os riscos em potencial serão descritos a seguir.

As avaliações da atividade eletromiográfica serão feitas através de arranjos de eletrodos de superfície, portanto o procedimento não será invasivo. A eletromiografia é um registro dos potenciais de ação emitidos pelo músculo durante a contração voluntária.

Como qualquer outro equipamento, os equipamentos usados para a gravação dos sinais biológicos podem submeter os sujeitos a descargas elétricas em caso de erros de projeto. No entanto, os equipamentos utilizados neste experimento possuem proteção contra retorno de corrente e são homologados pelos órgãos competentes da união européia e aprovados pela Anvisa.

Os testes envolverão esforços musculares de níveis pequeno, médio e alto, o que pode resultar em distensão muscular. Para reduzir este risco, será realizado um alongamento com a supervisão de um profissional em educação física, presente durante os experimentos.

Todo o esforço físico pode resultar, mesmo que haja uma probabilidade mínima, em disfunções cardiovasculares. Para minimizar este risco, será avaliado o histórico de saúde dos sujeitos de acordo com o questionário padrão “PAR-Q” e sob entrevista prévia.

A utilização do gel condutor para melhorar a condutividade eletrodo-pele é de material inerte e não oferece risco à saúde dos sujeitos. No entanto, uma porcentagem muito pequena das pessoas pode possuir alergia ao gel condutor e apresentar uma pequena irritação passageira na pele. Caso isto seja constatado, a experiência é interrompida e os cuidados são tomados.

Como existirão contrações de alta intensidade no experimento, os sujeitos podem apresentar dores musculares por alguns dias. Os alongamentos feitos no início dos experimentos também contribuirão para reduzir este risco.

Todas as sessões experimentais serão realizadas na presença de um profissional em educação física treinado em primeiros socorros, e um carro estará sempre disponível para transporte do sujeito ao hospital universitário em caso de algum imprevisto. Caso necessário, o transporte do sujeito até o hospital universitário não levará mais do que dez minutos.

A identidade e outros dados fornecidos pelos voluntários serão mantidos em sigilo absoluto.

Ao voluntário, será reservado o direito de se recusar a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer tipo de penalidade ou prejuízo à sua pessoa.

Brasília, 01 de Março de 2007.

Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha
Departamento de Engenharia Elétrica – UnB



Universidade de Brasília – UnB
Faculdade de Tecnologia
Departamento de Engenharia Elétrica

Pesquisa: "INVESTIGAÇÃO DAS DIFERENÇAS ENTRE GÊNEROS DAS CARACTERÍSTICAS DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO"

Pesquisador Responsável: prof. Adson Ferreira da Rocha

Telefone para contato: 3307-2328 ramal 231

Endereço para contato: Depto. de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília

A.2 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA SUJEITOS DO SEXO FEMININO

Por este documento, dou o meu consentimento à exploração dos dados coletados pelo projeto de pesquisa citado acima, do qual participarei, voluntariamente, como sujeito.

Declaro que li o documento intitulado “Experimento: Investigação das diferenças entre gêneros das características do sinal eletromiográfico”, constituído de três páginas e assinado pelo pesquisador responsável.

Primeiramente, realizarei três contrações com máxima força durante três segundos. Em seguida, de uma a três contrações de três segundos a 30% da MVC. Posteriormente, realizarei três contrações de 10 segundos a 20% da MVC. Por fim, três contrações de 90 segundos cada uma, a 40% da MVC.

Todas as contrações consistem na flexão isométrica do cotovelo dominante, a ser realizada em uma estação de trabalho, em ambiente aéreo, no Laboratório de Biomecânica da Universidade de Brasília. Não ocorrerá coleta de sangue nem eletro-estimulação. Não haverá medidas invasivas.

Declaro que a experiência será realizada por mim quatro vezes durante um mês. As quatro aquisições serão feitas com periodicidade de uma semana (sete dias) entre cada uma.

Sei ainda que o objetivo deste estudo é analisar a diferença entre os dois gêneros quanto às principais características da eletromiografia.

Fui esclarecida sobre os riscos à minha integridade, como descrito no documento supracitado, e que a minha identidade e outros dados fornecidos por mim serão mantidos em sigilo absoluto.

A mim foi reservado o direito de me recusar a participar ou de retirar meu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer tipo de penalidade ou prejuízo à minha pessoa.

Brasília, _____ de _____ de 2007.

Nome: _____

R.G.: _____

Assinatura: _____

A.3 - PAR-Q & VOCÊ

Questionário Sobre Atividade Física
PAR-Q (revisado em 2002)

(Um questionário para pessoas entre 15 e 69 anos)

Atividade física regular é saudável e divertido, mais e mais pessoas estão se tornando fisicamente ativas todos os dias. Se tornar mais ativo é bastante seguro para a maioria das pessoas. No entanto algumas pessoas devem consultar um médico antes de se tornarem fisicamente mais ativas.

Se você está pensando em se tornar fisicamente mais ativo que você é agora, comece respondendo as sete perguntas na caixa abaixo. Se você tem entre 15 e 69 anos o teste PAR-Q dirá se você deve consultar um médico antes de começar com as novas atividades. Se você tem mais de 69 anos de idade, e não está acostumado a ser fisicamente ativo, consulte seu médico.

Senso comum é o melhor guia para responder estas perguntas. Por favor, leia o questionário com cuidado e responda cada questão honestamente com **SIM** ou **NÃO**.

1. Algum médico já lhe disse que você sofre de alguma condição cardíaca e que somente deverá realizar atividade física recomendada por um médico?
2. Você sente dor no tórax quando realiza alguma atividade física?
3. No último mês você teve dor no tórax quando não estava realizando atividade física?
4. Você já perdeu o equilíbrio devido a alguma vertigem ou você já perdeu a consciência alguma vez?
5. Você tem algum problema ósseo ou articular, que poderia se agravar com alguma mudança em seu ritmo de atividade física? (por exemplo, coluna, joelho ou quadril)
6. Você está tomando algum medicamento para a pressão arterial ou para alguma condição cardíaca por recomendação médica?
7. Você conhece alguma outra razão para não realizar atividade física?

Se você respondeu SIM para uma ou mais perguntas

Fale com seu médico por telefone ou pessoalmente antes de começar a realizar atividade física ou antes de fazer uma avaliação física em uma academia. Fale com seu médico sobre o teste PAR-Q e quais questões respondeu SIM.

- Você deve ser capaz de realizar qualquer atividade física que deseje — contanto que comece devagar e melhore gradualmente. Ou você talvez tenha que restringir suas atividades físicas para aquelas que sejam seguras para você. Fale com seu médico a respeito dos tipos de atividade física que você deseja praticar e siga seu conselho.
- Descubra que tipos de programas de exercício são seguros para você.

SUSPENDA SUAS ATIVIDADES FÍSICAS:

- Se você não estiver se sentindo bem devido a alguma doença temporária como resfriado ou febre – espere até se sentir melhor; ou
- Se você estiver ou suspeitar estar grávida – fale com seu médico antes de iniciar atividades físicas.

Se você respondeu NÃO para todas as perguntas

Se você respondeu honestamente não a todas as perguntas do questionário PAR-Q, você pode ficar razoavelmente seguro que você pode:

- Começar a realizar atividades físicas com segurança – começando de vagar e incrementar as atividades gradualmente. Esta é a forma mais simples e segura de seguir.
- Realizar uma avaliação física – Esta é uma forma excelente de determinar seu condicionamento físico atual assim podendo decidir qual a melhor maneira de viver fisicamente ativo. Também é recomendado que você verifique sua pressão sanguínea, se ela estiver alta você deve falar com seu médico antes de iniciar atividades físicas.

ATENÇÃO: Se sua saúde mudar de forma que alguma das respostas as questões do PAR-Q se torne SIM fale com seu professor ou médico a respeito de seu estado de saúde. Pergunte se deve mudar alguma atividade que esteja realizando.

"Eu li, compreendi, e preenchi este questionário. Qualquer dúvida que eu porventura tive me foi esclarecida de forma plenamente satisfatória."

Nome _____

Assinatura _____

Data ____/____/____

A.4 - DECLARAÇÃO DE RESPONSABILIDADE

Declaro que na pesquisa intitulada “**Investigação das Diferenças entre Gêneros das Características do Sinal Eletromiográfico**”, sob minha responsabilidade, a coleta de dados somente será iniciada após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da FM/UnB, estando ainda o seu início condicionado à aprovação pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP) caso se trate de projeto de Área Temática Especial, Grupo I.

Brasília, **13 de março de 2007**.

Adson Ferreira da Rocha

**A.5 – DOCUMENTO DE APROVAÇÃO DO PROTOCOLO DE
PESQUISA PELO COMITÊ DE ÉTICA**



Universidade de Brasília
Faculdade de Medicina
Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos

Campus Universitário, Asa Norte – CEP 70910-9000 – Brasília, DF - Tel.: (061) 3307-2520 / 3273-4069

ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

Registro de projeto: CEP-FM 022/2007

Título: Investigação das diferenças entre gêneros das características do sinal eletromiográfico.

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 entrada: 27/03/2007

Proposição do(a) relator(a)

Aprovação

Não aprovação

Data da primeira análise pelo CEP-FM/UnB: 08/05/2007

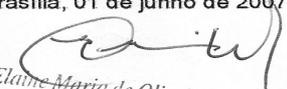
Data do parecer final do projeto pelo CEP-FM/UnB: 31/05/2007

PARECER

Com base na Resolução CNS/MS Nº 196/96, que regulamenta a matéria, a Coordenação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília decidiu **APROVAR** *ad referendum*, 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.

Brasília, 01 de junho de 2007.


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

B - LISTA DE VERIFICAÇÃO

Materiais

VERIFICAR A PRESENÇA DOS SEGUINTE MATERIAIS:

- Eletromiógrafo EMG 16
- Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II
- Arranjo de eletrodos semi-flexível de 16 canais
- Arranjo de eletrodos flexível de 08 canais e espumas adesivas
- Microcomputador Laptop com porta PCMCIA
- Célula de carga
- Braceletes esportivos de velcro para fixação do arranjo semiflexível
- Algodão
- Álcool
- Água
- Cadeira adaptada com braço ajustável.
- Empunhadura
- Lâmina descartável para depilação
- Silver Tape
- Caneta hidrocor
- Documentos impressos: Tabela de informações do sujeito, Termo de consentimento livre e esclarecido e PAR-Q.
- Micro pipeta

Montagem

- Preencher todos os dados do sujeito no documento de identificação
- Conectar o cabo na placa PCMCIA e conectá-la ao laptop.
- conectar o cabo da célula de força ao MISO II e prende-la a cadeira ajustando o tamanho para o sujeito.
- conectar o cabo de conexão do MISO II ao EMG 16
- Conectar o adaptador de arranjo no EMG 16
- Conectar o arranjo semi-flexível ao EMG 16

- Apagar todas as luzes do laboratório deixando apenas a luz local acesa.
- Verificar se todo o equipamento está conectado a rede elétrica corretamente.
- Ligar o laptop
- Abrir o EMGAcq no primeiro desktop
- Abrir o matlab no segundo desktop e direcionar para a pasta do programa de avaliação de EMG
 - Abrir a pasta de destino dos sinais (c:/program files/EMG Acq/)
 - Ligar o EMG 16 e o MISO II
 - Verificar todas as configurações do equipamento (Ganho de 2k e configuração para 15 canais diferenciais sendo o ultimo canal de ângulo para o EMG 16 e no MISO II o full scale mode com tempo de 5 segundos e ganho 1).
 - verificar se o posicionamento de todos os equipamentos estão adequados (Cadeira de frente para o MISO, laptop fora do alcance de visão do sujeito fixação em posição adequada para evitar acidentes)

Preparo

- Sentar o sujeito na cadeira, joelhos a 90° e mão não dominante sobre a coxa.
- regular a altura do suporte da cadeira para que o cotovelo fique posicionado em 90° e não ofereça desconforto ao sujeito.
- No MISO II fazer as três aquisições de MCV da seguinte forma:
 - 1° Apertar Offset Null
 - 2° Apertar Full scale mode – Pedir para o sujeito exercer a força máxima
 - 3° Apertar Relative mode
 - 4° Tomar nota da força exercida
 - 5° Dar um minuto de descanso para o sujeito, após esse tempo tomar nova MCV até completar três tentativas.

No final se a maior força não for igual a ultima regular o equipamento para a maior força registrada através do menu de configuração: Basta clicar no botão de ajuste gira-lo até atingir o valor da MCV e pressioná-lo novamente.
- Fazer a assepsia do braço do sujeito (limpeza com álcool e água e depilação com fita adesiva ou lâmina).
- Fixar o arranjo semi-flexível adequadamente no bíceps braquial cabeça curta através de apalpação para aproximar a zona adequada. Prender o arranjo com as faixas de velcro.

[] No software EMG_16 entrar todos os dados do sujeito de acordo com sua ficha de identificação. Os demais dados devem ser preenchidos conforme o padrão. A opção de processamento de força deve ser ativado.

[] Configurar a primeira aquisição para 3 segundos.

[] Regular o MISO II para 30% da MCV

[] Iniciar o display verificar se o sinal está adequado, se não estiver, verificar o equipamento novamente se estiver prosseguir.

[] Iniciar a aquisição.

- Ao final da aquisição verificar o sinal
- Reposicionar se necessário o arranjo
- Repetir até se ter um mapeamento adequado das zonas de tendões, zona de inervação e região útil.
- Marcar com caneta as regiões úteis apontando os canais bons

[] Desligar o EMG 16.

[] Remover as faixas do sujeito e retirar o eletrodo e o adaptador

[] Posicionar o arranjo flexível de oito canais adequadamente no braço do sujeito de acordo com as regiões marcadas a caneta. Prender os fios com fita adesiva.

[] Verificar todo o equipamento, ligar o EMG 16

[] Configurar a aquisição para 10 segundos.

[] Configurar o MISO II para 20% da força

[] Clicar no display para visualizar o sinal

[] Inserir gel no arranjo flexível com a micro pipeta (30 micro litros para cada canal)

[] Verificar se o sinal está adequado no display após a inserção de gel.

Experimento

[] Iniciar a aquisição. E fazer uma aquisição com o braço do sujeito em repouso (gravar o sinal para comparação do ruído posteriormente).

[] Clicar em nova aquisição e iniciar a primeira aquisição observando o MISO para que o sujeito não varie a força (sempre em 20% da MCV). O final pedir para o sujeito relaxar o braço marcar 3 minutos de descanso e verificar com a opção processamento se o sinal está adequado (CC acima de 70% e CV aproximadamente 4 m/s verificar também os demais dados).

-] Salvar o sinal
-] Clicar em nova aquisição → “*Same tipe*”
-] Esperar os 3 minutos e então repetir o processo até adquirir três sinais.
-] Regular o MISO II para 40% da MCV
-] Clicar em nova aquisição → “*Different Tipe*”
-] Ajustar o equipamento para 90 segundos.
-] Clicar em display
-] Iniciar a aquisição
-] Ao final pedir para o sujeito relaxar o braço marcar 15 minutos de descanso e verificar com a opção processamento se o sinal está adequado (CC acima de 70% e CV aproximadamente 4 m/s verificar também os demais dados).
-] Salvar o sinal
-] Repedir mais duas vezes o procedimento
-] No final da ultima aquisição fazer mais uma aquisição de 10 segundos com o braço do sujeito relaxado.
-] Verificar se todos os sinais foram salvos corretamente
-] Retirar o eletrodo e fitas do sujeito, agradecer a participação e liberá-lo
-] Desligar o equipamento primeiro depois o laptop.
-] Desmontar todos os cabos e guardá-los nas devidas caixas
-] Marcar no eletrodo flexível o uso
-] Guardar tudo nos locais de armazenamento.

**C - ARTIGOS CIENTÍFICOS PUBLICADOS PELO CANDIDATO
DURANTE O CURSO DE MESTRADO**

2007

SALOMONI, S.; SOARES, F. A.; NASCIMENTO F.A.O.; VENEZIANO, W.H.; ROCHA, A.F. da Algoritmo de Máxima Verossimilhança para a Estimação da Velocidade de Condução Média de Sinais Eletromiográficos de Superfície *CLAIB 2007, IFMBE Proceedings* v. 18, p. 1049–1053, 2007

SCHWARTZ, F.P.; SOARES, F.A.; SALOMONI, S; ROCHA, A.F. da; NASCIMENTO, F.A. de O.; ROMARIZ, A.R.S. Análise de Filtros Espaciais em Sinais EMG de Superfície nas Condições do Máximo Volume de Contração, *CLAIB 2007, IFMBE Proceedings*, v. 18, p. 95–98, 2007

D – ELETROMIÓGRAFO EMG 16

DESCRIÇÃO GERAL

O EMG16 é um eletromiógrafo de superfície amplificador de 16 canais que aceita voltagens de entrada detectadas por eletrodos de superfícies e provê um conjunto de voltagens de saída que são versões amplificadas, condicionadas e filtradas das voltagens de entrada. O EMG16 permite aquisições de sinais gerados por músculos durante contrações voluntárias ou estimuladas eletricamente adquiridos por sistemas de arranjos de eletrodos de superfície de diferentes configurações. (um arranjo de 16 eletrodos, dois arranjos de 8 eletrodos ou quatro arranjos de 4 eletrodos). Este dispositivo garante toda a segurança para o paciente e reduz consideravelmente ruídos e sinais interferentes particularmente frequências da rede elétrica (50~60 Hz). Além disso, o equipamento permite conexão de equipamentos opcionais como células de carga, torquímetros e goniômetros para executar medidas biomecânicas e eletromiográficas. Este equipamento foi desenvolvido por LISiN, Bioengineering Center , Politécnico de Turin, Italia. E foi protocolado pela ANVISA.

USUÁRIO FINAL

O eletromiógrafo EMG 16 é um equipamento medico desenvolvido para terapeutas, treinadores e pesquisadores para uso ambulatorial ou laboratorial.

CONTRAINDICAÇÕES

O EMG16 não tem nenhuma contra-indicação relacionada com o uso conjunto de estimuladores elétricos, computadores pessoais ou demais periféricos contanto que todos os equipamentos conectados a este e a rede elétrica sigam as regras de segurança e padronizações vigentes a respeito de equipamentos biomédicos.

EFEITOS COLATERAIS

Nenhum efeito colateral significativo foi observado. Todos os materiais usados para a manufatura das partes que podem entrar em contato com o paciente são biocompatíveis; Possíveis reações alérgicas cutâneas são reduzidas ao mínimo devido a duração curta das aquisições dos sinais.

ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS

O amplificador de EMG de Superfície EMG16 possui isolamentos ópticos e galvânicos para assegurar um alto nível de segurança para o paciente e para os usuários em todas as condições de operação, separando os circuitos conectados ao paciente dos circuitos conectados a equipamentos externos não-médicos. O EMG16 pode ser utilizado para detectar sinais de EMG monopolares ou diferenciais simples (mais adequados para ambientes com alto nível de interferência), durante contrações voluntárias ou estimuladas.

Um circuito de modo comum redutor de voltagens embutido pode ser utilizado para reduzir interferências no modo monopolar do equipamento. Sinais de EMG de superfície podem ser detectados utilizando-se configurações de arranjos de eletrodos como os listados na tabela Tabela D-1.

Tabela D-1: conexões possíveis para arranjos no EMG16

Número de eletrodos do arranjo	Numero de arranjos que podem ser utilizados simultaneamente
16 eletrodos	1 Arranjo
8 eletrodos	2 Arranjo
4 eletrodos	4 Arranjo

Como foi mostrado, é possível utilizar dois ou quatro arranjos simultaneamente isso pode ser útil quando se deseja investigar músculos diferentes ao mesmo tempo.

Usando o painel frontal do equipamento é possível escolher o número de arranjos e designar ganhos independentes para cada um. Quando se deseja detectar sinais de músculos diferentes (exemplo. bíceps braquial ou trapézio superior) pode ser necessário a utilização de diferentes níveis de ganho para obter uma qualidade maior dos sinais gravados. As especificações técnicas do EMG16 são mostradas na tabela D-2.

Tabela D-2: Características técnicas do EMG 16

Canais de EMG	
Máximo valor de entrada	20 mV _{PP} @ Ganho = 100
Banda	10 ÷ 500 Hz, Filtro Bessel passa banda de 4 ^a ordem
Ruído total (RTI)	< 0.7 μ V _{RMS} (diferencial), < 1.0 μ V _{RMS} (monopolar)
Ganho selecionável	100, 200, 500; 1000, 2000, 5000; 10000, 20000, 50000
Impedância de entrada	> 90 M Ω em toda a banda
CMRR	> 96 dB (103 dB típico)
Interferência entre canais	< -75 dB (monopolar and diferencial)
Voltagem de isolamento	4000 V _{DC}
Canal Auxiliar – Modo: torque / força	
Alimentação para células de carga	± 5 V _{DC}
Ganho	300 para ambos os canais (A e B)
Banda	0 ÷ 65 Hz
Voltagem de saída*	$V_u = 300 \cdot [(S_1 \cdot 5V \cdot F_1 / FS_1) + (S_2 \cdot 5V \cdot F_2 / FS_2)]$
Intervalo de saída	-5V ÷ 5V
Removedor de offset Torque / força**	-2V ÷ 2V, controlado por software
Canal Auxiliar – Modo: angulo / Entrada analógica	
Voltagem maxima de entrada	- 5V ÷ 5 V
Ganho	1
Banda	0 ÷ 65 Hz, Filtro Bessel passa banda de 4 ^a ordem
Intervalo de saída	- 5V ÷ 5 V

* Exemplo: usando um par de sensores com sensibilidade de $S = 1$ mV de Intervalo Máximo / V_{supply} cada um destes sensores terá um intervalo máximo de saída de $1 \text{ mV} / V_{supply} \cdot 5 = 5 \text{ mV}$ (-5 mV para intervalos negativos). Se cada sensor estiver no valor máximo do intervalo a voltagem de saída será $V_u = 300 \cdot [5 \text{ mV} + 5 \text{ mV}] = 3V$. O intervalo de saída sera -3V ÷ 3V.

** No exemplo anterior o removedor de offset tem um intervalo de $2V / 3V \cdot 100 \cong 67\%$ F.R.; é possível anular um offset de até 67% do intervalo de saída.

E – MISO II

DESCRIÇÃO GERAL

Junto do EMG é freqüentemente útil adquirir variáveis biomecânicas, por exemplo, o nível de contração ou a velocidade do movimento. O sistema MISO II foi construído para permitir a aquisição de variáveis mecânicas durante uma contração muscular.

O sistema MISO II permite a aquisição de força, torque, pressão e angulação. Os sinais amplificados pela instrumentação podem ser exibidos em um visor de vários níveis ou enviados para um PC permitindo o armazenamento e o pós-processamento do sinal.

ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS

O amplificador de sinais biomecânicos MISO II pode aceitar sinais gerados por transdutores diferenciais (como strain gauges ou células de carga) e por transdutores de saída única (como potenciômetros) Este amplificador pode ser utilizado em dois modos, absoluto ou relativo. Também é possível utilizar o painel de comandos para selecionar a escala de fundo do transdutor utilizado e para calibrar o sistema de acordo com qualquer tipo de sensor. No modo absoluto a instrumentação retorna exatamente o valor mensurado da variável física do sensor na unidade especificada (Kg, atm, N, Nm ou Kgf). O modo relativo permite fazer medidas que expressão percentagens de um valor máximo registrado (por exemplo, a MCV registrada em um esforço anterior).

As características do MISO II são apresentadas na tabela E-1.

Tabela E-1: Características técnicas do MISO II

CANAIS 1 E 2	
Alimentação para transdutores	$\pm 5 V_{DC}$
Banda	0 ÷ 60 Hz, Filtro Bessel passa baixas (Ordem V)
Ruído de entrada	$< 0,7 \mu V_{RMS}$
Amplificação do sinal	100 ÷ 1000 (para cada canal)*
Erro máximo de linearidade	$< 1,5\%$
Ganhos selecionáveis	X1, X2, X5, X10
Máximo erro de ganho	$< 1,5\%$
CMRR	$> 110 \text{ dB}$
Impedância de entrada diferencial	$> 90 M\Omega$ ($0 \leq f \leq 60\text{Hz}$)
Faixa de saída	$\pm 5 V$
Compensação de offset	$\pm 6 V$ Controlado por Software
CANAIS AUXILIARES	
Faixa de entrada	$\pm 5 V$
Amplificação do sinal	1
Faixa de Saída	$\pm 5 V$

*Valor de ganho ajustável de acordo com o transdutor.