



**TESE DE DOUTORADO EM ENGENHARIA DE SISTEMAS
ELETRÔNICOS E DE AUTOMAÇÃO**

**PARÂMETROS DISCRIMINADORES DE ESTACIONARIEDADE
FISIOLÓGICA EM SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA DE
SUPERFÍCIE APLICADOS NO ESTUDO DA FADIGA**

Valdinar de Araújo Rocha Júnior

Brasília, novembro de 2016

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FACULDADE DE TECNOLOGIA

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

**PARÂMETROS DISCRIMINADORES DE
ESTACIONARIEDADE FISIOLÓGICA EM SINAIS DE
ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE APLICADOS NO
ESTUDO DA FADIGA**

VALDINAR DE ARAÚJO ROCHA JÚNIOR

ORIENTADOR: FRANCISCO ASSIS DE OLIVEIRA NASCIMENTO

COORIENTADOR: JAKE CARVALHO DO CARMO

**TESE DE DOUTORADO EM ENGENHARIA DE SISTEMAS
ELETRÔNICOS E DE AUTOMAÇÃO**

PUBLICAÇÃO: PGEA.TD – 114/16

BRASÍLIA/DF: NOVEMBRO – 2016

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

**PARAMETRÔS DISCRIMINADORES DE ESTACIONARIDADE
FISIOLÓGICA EM SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE
APLICADOS NO ESTUDO DA FADIGA**

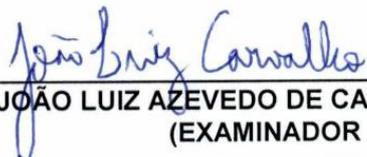
VALDINAR DE ARAÚJO ROCHA JUNIOR

TESE DE DOUTORADO 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 DOUTOR.

APROVADA POR:



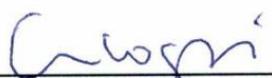
FRANCISCO ASSIS DE OLIVEIRA NACHIMENTO, Dr., ENE/UNB
(PRESIDENTE)



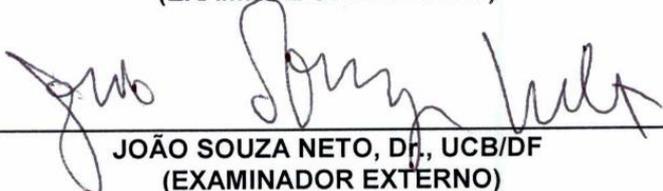
JOÃO LUIZ AZEVEDO DE CARVALHO, Dr., ENE/UNB
(EXAMINADOR INTERNO)



ANTÔNIO PADILHA LANARI BÓ, Dr., ENE/UNB
(EXAMINADOR INTERNO)



LUIS MOCHIZUKI, Dr., USP/SP
(EXAMINADOR EXTERNO)



JOÃO SOUZA NETO, Dr., UCB/DF
(EXAMINADOR EXTERNO)

Brasília, 22 de novembro de 2016.

FICHA CATALOGRÁFICA

dV146p de Araújo Rocha Júnior, Valdinar
Parâmetros Discriminadores de Estacionariedade
Fisiológica em Sinais de Eletromiografia de Superfície
Aplicados no Estudo da Fadiga / Valdinar de Araújo
Rocha Júnior; orientador Francisco Assis de Oliveira
Nascimento; co-orientador Jake Carvalho do Carmo. --
Brasília, 2016.
178 p.

Tese (Doutorado - Doutorado em Engenharia de
Sistemas Eletrônicos e de Automação (Tese)) --
Universidade de Brasília, 2016.

1. Sinais biológicos. 2. Contrações isométricas. 3.
Reprodutibilidade. 4. Parâmetros acumulados. I. Assis
de Oliveira Nascimento, Francisco, orient. II.
Carvalho do Carmo, Jake, co-orient. III. Título.

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

ROCHA JÚNIOR., V. A. (2016). Parâmetros Discriminadores de Estacionariedade Fisiológica em Sinais de Eletromiografia de Superfície Aplicados no Estudo da Fadiga. Tese de Doutorado em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação, Publicação PGEA.TD-114/16, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 178 p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Valdinar de Araújo Rocha Júnior.

TÍTULO: Parâmetros Discriminadores de Estacionariedade Fisiológica em Sinais de Eletromiografia de Superfície Aplicados no Estudo da Fadiga.

GRAU: Doutor ANO: 2016

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

Valdinar de Araújo Rocha Júnior

Rua 10-B, Chácara 131-A, Casa 12 – Vicente Pires.

72.007-195 Brasília – DF – Brasil.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a meus pais, Valdinar de Araújo Rocha e Ana Celi de Araújo Rocha, que são a base de tudo. Ter os melhores pais do mundo é privilégio para um grupo muito seletivo de pessoas e eu fui um dos agraciados com essa dádiva. Agradeço a meus irmãos, João Victor de Araújo Rocha e Valdiceli de Araújo Rocha, que completam a minha felicidade na melhor família do mundo.

Agradeço a minha esposa, Elazir Diamantino Oliveira, que me acompanhou durante toda essa jornada. Também dei a sorte de ter a melhor esposa do mundo e isso foi decisivo para o sucesso nessa empreitada. Obrigado por compartilhar comigo os melhores momentos da minha vida e o projeto de construção de mais uma melhor família do mundo.

Ao meu orientador e amigo, Francisco Assis de Oliveira Nascimento, que confiou no meu trabalho e sempre me apoiou durante toda a construção desta tese. Espero poder transmitir com empolgação e dedicação tudo que aprendi com ele neste período.

Ao meu coorientador e, como dizem na Faculdade de Educação Física, "pai por parte da ciência", Jake Carvalho do Carmo. A convivência com ele sempre me trouxe conhecimentos que vão muito além dos necessários para a conclusão de um doutorado.

Às minhas "irmãs por parte da Educação Física", Maria Claudia Cardoso Pereira, Fernanda Sampaio Teles e Gabriela Sartório Barbosa, que sempre me deram todo apoio necessário para execução do projeto e sempre animaram meus dias quando as coisas davam errado.

Aos meus "irmãos por parte da Engenharia Elétrica", Thiago Raposo Milhomen e Ana Paula Bernardi, que me ajudaram na concepção do projeto e nos momentos de desespero acadêmico.

A todos os meus amigos do Laboratório de Treinamento de Força e ao amigo Filipe Barreto Tomé, com os quais desenvolvi parcerias muito produtivas e dei boas risadas.

Aos professores e amigos Marcelino Monteiro Andrade, Martim Bottaro, Fabiano Soares de Araújo e Sauro Salomoni, com os quais aprendi muito e espero aprender cada vez mais.

Aos professores José Gustavo Souza de Alvarenga e Marcus Lima Espírito Santo pelo apoio na seleção e convocação dos voluntários da pesquisa. Da mesma forma, agradeço aos voluntários da pesquisa pelo compromisso e seriedade na realização dos testes.

Aos professores Luiz Moshisuki, João Souza Neto, Flávia Maria Guerra de Souza Aranha Oliveira, Antônio Padilha L. Bó e João Luiz Azevedo de Carvalho que participaram

da banca de qualificação e da defesa da tese. Percebo que, além de se preocuparem com a qualidade do trabalho, eles se importaram com meu aprendizado durante o processo avaliativo. Aprendi muito com suas observações e contribuições em todos os aspectos da tese.

Ao grande profissional e amigo Luis Felipe Silva pela paciência e dedicação na revisão do texto. O trabalho ficou muito melhor após suas contribuições.

Aos amigos e colegas da Polícia Federal pelo apoio nas atividades profissionais e no incentivo para a consolidação deste projeto. Agradeço também a compreensão nos momentos em que precisei me ausentar das atividades profissionais por conta dos compromissos acadêmicos.

A todos os amigos que, mesmo não contribuindo diretamente para esta tese, nunca deixaram de torcer por mim. Além de ter a melhor família do mundo e a melhor esposa do mundo, eu também tenho os melhores amigos do mundo... realmente sou um cara de sorte!

RESUMO

PARÂMETROS DISCRIMINADORES DE ESTACIONARIEDADE FISIOLÓGICA EM SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE APLICADOS NO ESTUDO DA FADIGA

Autor: Valdinar de Araújo Rocha Júnior

Orientador: Francisco Assis de Oliveira Nascimento

Coorientador: Jake Carvalho do Carmo

Programa de Pós-graduação em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação

Brasília, novembro de 2016

A presente investigação tem como objeto de estudo o processamento do sinal eletromiográfico utilizado na análise da fadiga muscular. As técnicas de processamento de sinais tradicionalmente aplicadas à eletromiografia de superfície (EMG-S) produzem índices de fadiga com grande variação espacial (os índices sofrem grandes distorções por conta de mudanças na posição dos eletrodos de captação). Os índices de fadiga obtidos com técnicas clássicas também exibem grande variação temporal (eles não apresentam o mesmo resultado quando o procedimento experimental é repetido duas ou mais vezes). Com a finalidade de superar essas limitações, três novos parâmetros eletromiográficos que destacam as faixas de frequência mais reproduzíveis do sinal foram desenvolvidos: o escalar ponderado de Fourier (*scale weighted Fourier – SWF*); o escalar ponderado wavelet (*scale weighted wavelet – SWW*) e a razão wavelet entre a energia das escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes (*wavelet index of ratio of energies at scales of low frequency and wavelets energy – WIRELT*). Além da criação de novos parâmetros, uma nova metodologia de análise de sinal também foi concebida para reduzir os problemas de variação espacial e temporal dos índices. Tal metodologia baseia-se em modelo estocástico markoviano que indica a não estacionariedade introduzida no sinal eletromiográfico pela fadiga utilizando processo de acumulação de parâmetros. A avaliação do modelo proposto foi feita em conjunto de sinais reais captados no bíceps braquial de homens e mulheres durante contração isométrica fatigante. Os sinais foram registrados com arranjo linear de eletrodos e o modelo estocástico foi aplicado tanto aos novos parâmetros desenvolvidos quanto aos parâmetros clássicos descritos na literatura (RMS, ZCR, MDF e WIRELT). As avaliações realizadas mostraram

que os novos parâmetros são capazes de ressaltar as faixas de frequência mais reprodutíveis do sinal de EMG-S. Verificou-se também que o modelo estocástico indica a fadiga muscular independente do parâmetro eletromiográfico ao qual ele é aplicado. Com a utilização do novo modelo, alguns parâmetros tornam-se mais ou menos sensíveis à fadiga, dependendo da intensidade da contração isométrica. Em relação à variação espacial e temporal, os índices de fadiga obtidos com o novo processamento mostraram-se mais reprodutíveis que os índices calculados com métodos tradicionais. A nova metodologia também permitiu diferenciar a taxa de fadiga de homens e mulheres e sinalizar a fadiga mais acentuada em indivíduos que realizaram teste com maior intensidade de contração. Os resultados do presente estudo indicam que o processamento proposto constitui ferramenta de análise eletromiográfica da fadiga que minimiza os problemas identificados nas abordagens clássicas de tratamento do sinal de EMG-S.

Palavras-chave: sinais biológicos; contrações isométricas; reprodutibilidade; parâmetros acumulados

ABSTRACT

DISCRIMINATORY PARAMETERS FOR PHYSIOLOGICAL STATIONARITY IN SURFACE ELECTROMYOGRAPHY APPLIED IN FATIGUE ANALYSIS

Author: Valdinar de Araújo Rocha Júnior

Supervisor: Francisco Assis de Oliveira Nascimento

Co-supervisor: Jake Carvalho do Carmo

Programa de Pós-graduação em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação

Brasília, November of 2016

The study object of the present investigation is the signal processing of electromyography signal used in muscular fatigue analysis. The traditional signal process techniques applied in surface electromyography produce fatigue indexes with high spatial variance (the indexes are distorted with electrode positioning changes). The fatigue indexes coming from classic techniques also show high temporal variance (they do not present the same result when experimental procedure is repeated twice or more times). Aiming to overcome these limitations, three new electromyographic parameters that highlight the most reliable signal frequency bands were developed: the scale weighted Fourier (SWF); the scale weighted wavelet (SWW) and the wavelet index of ratio of energies at scales of low frequency and wavelets energy (WIRELT). Besides the development of new parameters, a new methodology for signal analysis was conceived to minimize problems with spatial and temporal indexes variations. This methodology is based on a markovian stochastic model that indicates the non-stationarity inserted in electromyographic signal by the fatigue using a cumulative parameters process. The evaluation of the proposed model was performed in a set of real signals obtained in biceps brachii of men and women during isometric fatiguing contractions. The signals were acquired by a linear electrode array and the stochastic model was applied in the new and in the classic electromyographic parameters described in literature (RMS, ZCR, MDF e WIRELT). The evaluation performed showed that the new parameters are able to highlight the most reliable signal frequency bands of the EMG-S. It was found that stochastic model indicates the muscular fatigue regardless of the parameter in which it is applied. With the use of the new model, some parameters became more or less sensitive to fatigue depending on isometric contraction intensity. In relation to spatial and temporal variation, the fatigue indexes established with new signal processing have revealed

to be more reliable than the ones obtained with traditional methods. The new signal processing also allowed to distinguish the fatigue rates in men and women, and indicated steeper fatigue rate in tests with more intense contractions. The results of the present study showed that the signal processing proposed is an electromyographic tool that minimizes the problems identified in classical approaches for EMG-S signal treatment.

Keywords: biological signals; isometric contractions; reliability; accumulated parameters

SUMÁRIO

1 - INTRODUÇÃO	1
1.2 - OBJETIVOS.....	4
1.3 - ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	5
2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	7
2.1 - A ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE	7
2.2 - AQUISIÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE	9
2.3 - FADIGA MUSCULAR E RESPOSTAS ELETROMIOGRÁFICAS	12
2.4 - ÍNDICES ELETROMIOGRÁFICOS DESCRITORES DE FADIGA	15
2.4.1 - Janelamento do sinal eletromiográfico.....	16
2.4.2 – Parâmetros eletromiográficos clássicos no domínio do tempo.....	17
2.4.3 – Parâmetros eletromiográficos clássicos no domínio da frequência.....	18
2.4.4 – Parâmetros eletromiográficos no domínio tempo-frequência.....	20
2.4.5 - Determinação dos índices descritores fadiga	22
2.5 - CONSISTÊNCIA DOS ÍNDICES DE FADIGA	25
3 - PROPOSTA DE NOVOS ÍNDICES ELETROMIOGRÁFICOS DESCRITORES DE FADIGA	33
3.1 - PROPOSIÇÃO DE NOVOS PARÂMETROS ELETROMIOGRÁFICOS PARA O ESTUDO DA FADIGA.....	33
3.1.1 - Fundamentação.....	33
3.1.2 - Avaliação da distorção espacial do sinal eletromiográfico	34
3.1.3 - Proposição dos novos parâmetros eletromiográficos	39
3.2 - ÍNDICES DE FADIGA PROPOSTOS COM BASE EM PARÂMETROS ACUMULADOS	41
3.2.1 - Restrições para a proposição dos novos parâmetros indicadores de fadiga	43
3.2.2 - Requisitos decorrentes das restrições estabelecidas	44
3.2.3 - Modelo estocástico adotado	44
3.2.4 - Índices propostos	46
4 - PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS.....	52
4.1 - AVALIAÇÃO DA INVARIÂNCIA TEMPORAL E ESPACIAL.....	53

4.1.1 - Amostra	53
4.1.2 - Teste isométrico	53
4.1.3 - Posicionamento de eletrodos e registro dos sinais eletromiográficos	55
4.1.4 - Avaliação de ruídos nos sinais eletromiográficos	57
4.1.5 - Cálculo dos índices eletromiográficos de fadiga.....	59
4.1.6 - Procedimento estatístico da avaliação da invariância espacial e temporal dos índices eletromiográficos de fadiga	60
4.2 - COMPARAÇÃO ENTRE OS ÍNDICES DE FADIGA DO SEXO MASCULINO E FEMININO.....	65
4.3 - COMPARAÇÃO ENTRE OS ÍNDICES DA FADIGA ESTIMADOS EM DIFERENTES INTENSIDADES DE CONTRAÇÃO	66
5 - RESULTADOS EXPERIMENTAIS	68
5.1 - AVALIAÇÃO DA INVARIÂNCIA ESPACIAL E TEMPORAL DOS ÍNDICES ELETROMIOGRÁFICOS DE FADIGA	79
5.2 - COMPARAÇÃO ENTRE OS ÍNDICES DE FADIGA DO SEXO MASCULINO E FEMININO.....	93
5.3 - COMPARAÇÃO ENTRE OS ÍNDICES DA FADIGA ESTIMADOS EM DIFERENTES INTENSIDADES DE CONTRAÇÃO	99
6 - DISCUSSÃO.....	107
6.1 - COMPORTAMENTO DAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS	107
6.1.1 - Comportamento dos parâmetros eletromiográficos não acumulados.....	107
6.1.2 - Comportamento dos parâmetros eletromiográficos acumulados	109
6.2 - INVARIÂNCIA ESPACIAL DOS ÍNDICES ELETROMIOGRÁFICOS DE FADIGA	112
6.2.1 - Invariância espacial: critério de reprodutibilidade absoluta.....	112
6.2.2 - Invariância espacial: critério de reprodutibilidade relativa	115
6.3 - INVARIÂNCIA TEMPORAL DOS ÍNDICES ELETROMIOGRÁFICOS DE FADIGA	117
6.3.1 - Invariância temporal: critério de reprodutibilidade absoluta.....	117
6.3.2 - Invariância temporal: critério de reprodutibilidade relativa.....	118
6.4 - ÍNDICES DE FADIGA DO SEXO MASCULINO E FEMININO.....	120

6.5 - ÍNDICES DA FADIGA ESTIMADOS EM DIFERENTES INTENSIDADES DE CONTRAÇÃO.....	121
7 - CONCLUSÕES.....	124
8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	129
APÊNDICES	144

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Faixas de corte dos filtros passa-baixas e passa-altas empregados no banco de filtros da análise wavelets.....	36
Tabela 5.1 - Valores médios dos índices de fadiga dos voluntários sedentários: índice de inclinação das retas de regressão dos parâmetros eletromiográficos.	77
Tabela 5.2 - Valores médios dos índices de fadiga dos voluntários sedentários:.....	78
Tabela 5.3 - Valores médios dos índices de fadiga dos voluntários sedentários: inclinação das retas de regressão dos parâmetros normalizados e acumulados.....	79
Tabela 5.4 - Análise intercanais do índice de inclinação das retas de regressão dos parâmetros eletromiográficos	80
Tabela 5.5 - Análise intercanais do índice razão entre as áreas (Merletti et al., 1991)	81
Tabela 5.6 - Análise intercanais do índice de inclinação das retas de regressão dos parâmetros normalizados e acumulados.....	82
Tabela 5.7 - Análise intercanais do índice inclinação das retas de regressão dos parâmetros eletromiográficos..	83
Tabela 5.8 - Análise intercanais do índice razão entre as áreas (Merletti et al., 1991)	84
Tabela 5.9 - Análise intercanais do índice de inclinação das retas de regressão dos parâmetros normalizados e acumulados.....	85
Tabela 5.10 - Análise intercanais do índice inclinação das retas de regressão dos parâmetros eletromiográficos...	90
Tabela 5.11 - Análise intercanais do índice de razão entre as áreas (Merletti et al., 1991). 91	
Tabela 5.12 - Análise intercanais do índice inclinação das retas de regressão dos parâmetros normalizados e acumulados.....	92

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Geração e propagação do potencial de ação nas duas direções da fibra muscular.	7
Figura 2.2 - Eletrodos de superfície fixados na pele e ilustração de seu funcionamento na captção dos potenciais de ação	8
Figura 2.3 - Sinal eletromiográfico do músculo bíceps braquial durante uma contração isométrica máxima.....	9
Figura 2.4 - Eletrodo bipolar e representação da amplificação diferencial	10
Figura 2.5 - Arranjo linear de eletrodos e sua utilização no bíceps braquial	11
Figura 2.6 - Matriz de eletrodos e mapas topográficos do músculo trapézio.....	11
Figura 2.7 - Forma de onda do potencial de ação (sinal simulado) durante o processo de fadiga e gráfico da relação duração / amplitude dos potenciais intracelulares..	13
Figura 2.8 - Procedimento utilizado para estabelecer índices de fadiga a partir de um sinal eletromiográfico isométrico.....	15
Figura 2.9 - Valores de MDF calculados para cada janela do sinal da EMG.....	23
Figura 2.10 - Representação das áreas do índice de razão entre as áreas (1 – R1/R2).....	24
Figura 2.11 - Possíveis resultados para o índice razão entre as áreas	25
Figura 2.12 - Mapa anatômico para posicionamento do eletrodo no músculo vasto latera	30
Figura 2.13 - Arranjo linear de eletrodos e ilustração dos sinais captados com o filtro espacial duplo diferencial	31
Figura 3.1 - Respostas em frequência normalizadas dos filtros passa-baixas e passa-altas que compõem o banco de filtros da wavelet mãe symlet 5.	36
Figura 3.2 - Esquema ilustrando a análise da correlação cruzada entre os canais diferenciais.	37
Figura 3.3 - Decréscimo no coeficiente de correlação cruzada entre os sinais captados pelo arranjo linear de eletrodos.	38
Figura 3.4 - Valores de MDF ilustrando o comportamento desse parâmetro ao longo de uma contração isométrica fatigante do bíceps braquial.....	42
Figura 3.5 - Representação do processo de fadiga a partir do modelo estocástico markoviano.	48

Figura 3.6 - Divergência do RMS normalizado e acumulado com padrão ascendente e a utilização do fator $2r$ para que os valores sejam rebatidos e apresentem padrão de divergência decrescente.	48
Figura 3.7 - Retas de inclinação obtidas a partir da MDF normalizada e acumulada janelada retangular. A inclinação da reta representa o índice de fadiga ($IMDF_r^a$).....	51
Figura 4.1 - Posição de coleta dos dados: cotovelo direito flexionado em ângulo reto tracionando a célula de carga.....	54
Figura 4.3 - Delimitação da região de boa propagação com caneta de alta fixação.....	57
Figura 4.2 - Visualização do sinal captado pelo arranjo linear de eletrodos.	56
Figura 4.4 - Ilustração de um espectro de frequência sem ruídos e outro contaminado por ruído de 60 Hz e frequências harmônicas.....	57
Figura 4.5 - Faixa do espectro do sinal de EMG utilizada para a estimação da potência do ruído.....	58
Figura 4.6 - Esquema da avaliação espacial (comparação intercanais) e temporal (comparação intracanal) realizadas no estudo.	61
Figura 4.7 - Gráfico de limites de concordância de Bland e Altman.	62
Figura 4.8 - Disposição dos índices de fadiga (I) na matriz de cálculo do ICC (3,1)	63
Figura 4.9 - Disposição dos índices de fadiga (I) na matriz de cálculo do ICC (1,1).	64
Figura 5.1 - Comportamento dos parâmetros clássicos de descrição do sinal eletromiográfico	69
Figura 5.2 - Comportamento dos novos parâmetros de descrição do sinal eletromiográfico.	70
Figura 5.3 - Comportamento dos parâmetros clássicos normalizados e acumulados	71
Figura 5.4 - Comportamento dos novos parâmetros normalizados e acumulados	72
Figura 5.5 - Comportamento da curva dos parâmetros eletromiográficos acumulados com janelamento retangular	73
Figura 5.6 - Comportamento da curva do parâmetro eletromiográfico WIRE51 acumulado com janelamento retangular.....	74
Figura 5.7 - Comportamento da curva dos parâmetros eletromiográficos acumulados com janelamento Hamming.....	75
Figura 5.8 - Comportamento da curva do parâmetro eletromiográfico WIRE51 acumulado com janelamento Hamming.....	76
Figura 5.9 - Comportamento dos parâmetros clássicos de descrição do sinal eletromiográfico obtidos no primeiro e segundo testes isométricos.	86

Figura 5.10 - Comportamento dos novos parâmetros de descrição do sinal eletromiográfico obtidos no primeiro e segundo testes isométricos.	87
Figura 5.11 - Comportamento dos parâmetros clássicos normalizados e acumulados.	88
Figura 5.12 - Comportamento dos novos parâmetros normalizados e acumulados.	89
Figura 5.13 - Gráfico de limites de concordância do índice $IZCR_r^a$	93
Figura 5.14 - Parâmetros eletromiográficos clássicos dos indivíduos do sexo masculino e feminino.	94
Figura 5.15 - Novos parâmetros de descrição dos sinais eletromiográfico.	95
Figura 5.16 - Comportamento dos parâmetros clássicos normalizados e acumulados.	96
Figura 5.17 - Comportamento dos novos parâmetros normalizados e acumulados.	97
Figura 5.18 - Valores da inclinação normalizada das restas de regressão referentes aos parâmetros eletromiográficos analisados nos grupos masculino e feminino. ...	98
Figura 5.19 - Valores do índice de razão entre as áreas (Merletti et al., 1991) referentes aos parâmetros eletromiográficos analisados nos grupos masculino e feminino. ..	98
Figura 5.20 - Valores da inclinação das retas de regressão dos valores normalizados e acumulados referentes aos parâmetros eletromiográficos analisados nos grupos masculino e feminino.	99
Figura 5.21 - Parâmetros eletromiográficos clássicos do grupo com esforço em intensidade de 80% da máxima contração isométrica voluntária e do grupo com sobrecarga equivalente a 40%.	100
Figura 5.22 - Novos parâmetros de descrição dos sinais eletromiográfico.	101
Figura 5.23 - Comportamento dos parâmetros clássicos normalizados e acumulados.	102
Figura 5.24 - Comportamento dos novos parâmetros normalizados e acumulados.	103
Figura 5.25 - Valores da inclinação normalizada das restas de regressão referentes aos parâmetros eletromiográficos analisados nos grupos com contrações realizadas em diferentes percentuais da contração isométrica máxima.	104
Figura 5.26 - Valores das razões entre as áreas (Merletti et al., 1991) referentes aos parâmetros eletromiográficos analisados nos grupos com contrações realizadas em diferentes percentuais da contração isométrica máxima.	105
Figura 5.27 - Valores das inclinações das retas referentes aos parâmetros eletromiográficos normalizados e acumulados.	106

LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURA E ABREVIACÕES

a_j	- Coeficientes de aproximação da decomposição realizada por meio do banco de filtros wavelets
$AMDF_h$	- Índice de razão entre as áreas do parâmetro frequência mediana (<i>median frequency</i>) com janelamento Hamming
$AMDF_r$	- Índice de razão entre as áreas do parâmetro frequência mediana (<i>median frequency</i>) com janelamento retangular
Anova	- Análise de Variância (<i>Analisis of Variance</i>)
$ARMS_h$	- Índice de razão entre as áreas do parâmetro raiz da média quadrática (root mean square) com janelamento Hamming
$ARMS_r$	- Índice de razão entre as áreas do parâmetro raiz da média quadrática (root mean square) com janelamento retangular
ARV	- Amplitude retificada média (<i>average rectified value</i>)
$ASWF_h$	- Índice de razão entre as áreas do parâmetro escalar ponderado de Fourier (<i>scale weighted Fourier – SWF</i>) com janelamento Hamming
$ASWF_r$	- Índice de razão entre as áreas do parâmetro escalar ponderado de Fourier (<i>scale weighted Fourier – SWF</i>) com janelamento retangular
$ASWF_h$	- Índice de razão entre as áreas do parâmetro escalar ponderado wavelet (<i>scale weighted wavelet – SWW</i>) com janelamento Hamming
$ASWF_h$	- Índice de razão entre as áreas do parâmetro escalar ponderado wavelet (<i>scale weighted wavelet – SWW</i>) com janelamento retangular
$AWIRE51_h$	- Índice de razão entre as áreas do parâmetro índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1 (<i>wavelet index of ratio of energies at scales 5 and 1</i>) com janelamento Hamming
$AWIRE51_r$	- Índice de razão entre as áreas do parâmetro índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1 (<i>wavelet index of ratio of energies at scales 5 and 1</i>) com janelamento retangular
$AWIRELT_h$	- Índice de razão entre as áreas do parâmetro razão wavelet entre a energia das escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes (<i>wavelet index of ratio of energies at scales of low frequency and wavelets energy</i>) com janelamento Hamming
$AWIRELT_r$	- Índice de razão entre as áreas do parâmetro razão wavelet entre a energia

das escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes (*wavelet index of ratio of energies at scales of low frequency and wavelets energy*) com janelamento retangular

$AZCR_h$	- Índice de razão entre as áreas do parâmetro taxa de cruzamento em zero (<i>zero crossing rate</i>) com janelamento Hamming
$AZCR_r$	- Índice de razão entre as áreas do parâmetro taxa de cruzamento em zero (<i>zero crossing rate</i>) com janelamento retangular
CV	- Coeficiente de variação
CWT	- Transformada wavelet contínua (<i>continuous wavelet transform</i>)
DFT	- Transformada discreta de Fourier (<i>discrete Fourier transform</i>)
d_j	- Coeficientes de detalhes da decomposição realizada por meio do banco de filtros wavelets
DWT	- Transformada wavelet discreta (<i>discrete wavelet transform</i>)
EMG-S	- Eletromiografia de superfície
FIR	- Filtros de resposta finita ao impulso
h_{hp}	- Filtro passa-altas do banco de filtro das transformadas wavelets
h_{lp}	- Filtro passa-baixas do banco de filtro das transformadas wavelets
ICC	- Coeficiente de correlação intraclasse (<i>intraclass correlation coefficient</i>)
IEMG-S	- Sinal eletromiográfico integrado (<i>integrated EMG-S</i>)
$IMDF_h$	- Inclinação normalizada da reta de regressão do parâmetro frequência mediana (<i>median frequency</i>) com janelamento Hamming
$IMDF_r$	- Inclinação normalizada da reta de regressão do parâmetro frequência mediana (<i>median frequency</i>) com janelamento retangular
$IMDF_h^a$	- Inclinação da reta de regressão da frequência mediana (<i>median frequency</i>) normalizada e acumulada - janelamento Hamming
$IMDF_r^a$	- Inclinação da reta de regressão da frequência mediana (<i>median frequency</i>) normalizada e acumulada - janelamento retangular
$IRMS_h$	- Inclinação normalizada da reta de regressão do parâmetro raiz da média quadrática (root mean square) com janelamento Hamming
$IRMS_r$	- Inclinação normalizada da reta de regressão do parâmetro raiz da média quadrática (root mean square) com janelamento retangular
$IRMS_h^a$	- Inclinação da reta de regressão da raiz da média quadrática (root mean square) normalizada e acumulada - janelamento Hamming

$IRMS_r^a$	- Inclinação da reta de regressão da raiz da média quadrática (root mean square) normalizada e acumulada - janelamento retangular
INS MDF	- Frequência mediana instantânea
$ISWF_h$	- Inclinação normalizada da reta de regressão do parâmetro escalar ponderado de Fourier (<i>scale weighted Fourier – SWF</i>) com janelamento Hamming
$ISWF_r$	- Inclinação normalizada da reta de regressão do parâmetro escalar ponderado de Fourier (<i>scale weighted Fourier – SWF</i>) com janelamento retangular
$ISWF_h^a$	- Inclinação da reta de regressão do escalar ponderado de Fourier (<i>scale weighted Fourier – SWF</i>) normalizado e acumulado - janelamento Hamming
$ISWF_r^a$	- Inclinação da reta de regressão do escalar ponderado de Fourier (<i>scale weighted Fourier – SWF</i>) normalizado e acumulado - janelamento retangular
$ISWW_h$	- Inclinação normalizada da reta de regressão do parâmetro escalar ponderado wavelet (<i>scale weighted wavelet – SWW</i>) com janelamento Hamming
$ISWW_r$	- Inclinação normalizada da reta de regressão do parâmetro escalar ponderado wavelet (<i>scale weighted wavelet – SWW</i>) com janelamento retangular
$ISWW_h^a$	- Inclinação da reta de regressão do escalar ponderado wavelet (<i>scale weighted wavelet – SWW</i>) normalizado e acumulado - janelamento Hamming
$ISWW_r^a$	- Inclinação da reta de regressão do escalar ponderado wavelet (<i>scale weighted wavelet – SWW</i>) normalizado e acumulado - janelamento retangular
$IWIRE51_h$	- Inclinação normalizada da reta de regressão do parâmetro índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1 (<i>wavelet index of ratio of energies at scales 5 and 1</i>) com janelamento Hamming
$IWIRE51_r$	- Inclinação normalizada da reta de regressão do parâmetro índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1 (<i>wavelet index of ratio of energies at scales 5 and 1</i>) com janelamento retangular

IWIRE51 _h ^a	- Inclinação da reta de regressão do índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1 (<i>wavelet index of ratio of energies at scales 5 and 1</i>) normalizada e acumulada - janelamento Hamming
IWIRE51 _r ^a	- Inclinação da reta de regressão do índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1 (<i>wavelet index of ratio of energies at scales 5 and 1</i>) normalizada e acumulada - janelamento retangular
IWIRELT _h	- Inclinação normalizada da reta de regressão do parâmetro razão wavelet entre a energia das escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes (<i>wavelet index of ratio of energies at scales of low frequency and wavelets energy</i>) com janelamento Hamming
IWIRELT _r	- Inclinação normalizada da reta de regressão do parâmetro razão wavelet entre a energia das escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes (<i>wavelet index of ratio of energies at scales of low frequency and wavelets energy</i>) com janelamento retangular
IWIRELT _h ^a	- Inclinação da reta de regressão da razão wavelet entre a energia das escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes (<i>wavelet index of ratio of energies at scales of low frequency and wavelets energy</i>) normalizada e acumulada - janelamento Hamming
IWIRELT _r ^a	- Inclinação da reta de regressão da razão wavelet entre a energia das escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes (<i>wavelet index of ratio of energies at scales of low frequency and wavelets energy</i>) normalizada e acumulada - janelamento retangular
IZCR _h	- Inclinação normalizada da reta de regressão do parâmetro taxa de cruzamento em zero (<i>zero crossing rate</i>) com janelamento Hamming
IZCR _r	- Inclinação normalizada da reta de regressão do parâmetro taxa de cruzamento em zero (<i>zero crossing rate</i>) com janelamento retangular
IZCR _h ^a	- Inclinação da reta de regressão da taxa de cruzamento em zero (<i>zero crossing rate</i>) normalizada e acumulada com janelamento Hamming
IZCR _r ^a	- Inclinação da reta de regressão da taxa de cruzamento em zero (<i>zero crossing rate</i>) normalizada e acumulada com janelamento retangular
MDF	- Frequência mediana (<i>median frequency</i>)
MNF	- Frequência média (<i>mean frequency</i>)
P _{ruído}	- Potência do ruído

P_{sinal}	- Potência do sinal
σ_{QME}	- Quadrado médio intercanais
σ_{QMI}	- Quadrado médio intracanalais
σ_{QRM}	- Quadrado médio dos resíduos
RMS	- Raiz da média quadrática (<i>root mean square</i>)
SNR	- Relação sinal – ruído (<i>signal-to-noise ratio</i>)
SWF	- Escalar ponderado de Fourier (<i>scale weighted Fourier</i>)
SWT	- Transformada wavelet estacionária (<i>stationary wavelet transform</i>)
SWW	- Escalar ponderado wavelet (<i>scale weighted wavelet</i>)
WIRE51	- Índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1 (<i>wavelet index of ratio of energies at scales 5 and 1</i>)
WIRELT	- Razão wavelet entre a energia das escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes (<i>wavelet index of ratio of energies at scales of low frequency and wavelets energy</i>)
WIRW51	- Índice wavelet da razão entre o quadrado das formas de onda em diferentes escalas (<i>wavelet index ratio between square waveform lengths at different scales</i>)
ZCR	- Taxa de cruzamento em zero (<i>zero crossing rate</i>)

1 - INTRODUÇÃO

A eletromiografia de superfície (EMG-S) consiste na captação dos potenciais de ação emanados pelo músculo esquelético durante a contração. Essa captação é realizada por meio de eletrodos fixados na pele que registram a diferença de potencial provocada pelo constante deslocamento de íons positivos e negativos para o interior e exterior das estruturas musculares (Guyton et al., 2006).

A EMG-S é uma ferramenta aplicável em diversos ramos das ciências da saúde e fisiologia humana. Nas áreas do treinamento físico e reabilitação, a EMG-S é utilizada para avaliar a fadiga no sistema neuromuscular (Merletti e Parker, 2004). Por tratar-se de procedimento não invasivo e de execução relativamente simples, a EMG-S permite monitorar, de forma contínua, o processo de exaustão dos músculos. Tal característica representa uma vantagem em relação a outros métodos que quantificam a fadiga somente ao final do esforço ou dependem de procedimentos mais complexos, como coleta sanguínea (Cifrek et al., 2009).

A maior parte dos relatos sobre a EMG-S em contrações isométricas fatigantes associa a falência da capacidade contrátil dos músculos a decréscimos na frequência do sinal com um concomitante aumento da amplitude (Moritani e Muro, 1987; De Luca, 1997; Alkner et al., 2000; Georgakis et al., 2003, Beck et al., 2014). Essas modificações nas características temporais e frequenciais do sinal eletromiográfico são explicitadas por meio de índices de fadiga (Merletti e Parker, 2004). Os índices de fadiga quantificam a variação de determinado parâmetro eletromiográfico ao longo do período de esforço (Merletti et al., 1991).

Embora os índices eletromiográficos objetivos calculados a partir do sinal de EMG-S sejam amplamente utilizados na análise da exaustão muscular, a consistência dos indicadores apresentados na literatura ainda é questionada. Diversos estudos apontam grande variação dos índices objetivos mensurados em protocolos físicos experimentais com indução de fadiga que são repetidos, duas ou mais vezes, em épocas distintas, por um mesmo indivíduo, sob das mesmas condições (Ng e Richardson al., 1996; Rainoldi et al., 1999; Ollivier et al., 2005; Piitulainen et al., 2009; Sung et al., 2010).

Desse modo é tema de interesse para a comunidade científica pesquisa que avalie como obter indicadores invariantes no tempo que sigam padrão (assinatura espectral) capaz de avaliar coerentemente a fadiga muscular. Tal característica é comumente denominada

“reprodutibilidade do experimento” pelos pesquisadores desta área do conhecimento. Além disso, outros autores reportam que os índices provenientes de sinais captados em diferentes pontos do ventre muscular também geram informações pouco reprodutíveis (Lateva et al., 1993; Hogrel et al., 1998; Huebner et al., 2014). Isso significa que os índices atualmente descritos na literatura apresentam variância espacial (dependente do local de fixação dos eletrodos). Finalmente, a baixa reprodutibilidade dos índices de fadiga foi reportada para diferentes grupos musculares e em experimentos físicos realizados em protocolos com variadas intensidades de contração (Ng e Richardson al., 1996; Coorevits et al., 2008).

Relatos indicam que a inconsistência e os problemas relativos à reprodutibilidade dos índices eletromiográficos — isto é, a invariância temporal e espacial dos índices indicadores de fadiga — são ocasionados por interferência de fatores internos e externos que dizem respeito às características da faixa dinâmica de amplitude e ao comportamento do sinal no domínio das frequências (Merletti et al., 1998, Burden, 2010). Como fatores intrínsecos, podemos citar a espessura do tecido subcutâneo situado entre o eletrodo e o músculo, a composição das fibras musculares, a distribuição das unidades motoras na região de captação e a posição das zonas de inervação (Deluca, 1997; Farina, et al., 2004b). Os fatores extrínsecos incluem a distância intereletrodos, a forma e o tamanho das áreas de contato, o posicionamento dos eletrodos e sua orientação (Burden e Bartlett, 1999).

A obtenção de parâmetros que possam identificar coerentemente uma assinatura espectral, diagnosticando, de forma não-invasiva, o fenômeno fisiológico da fadiga, é de grande interesse para diversas áreas da ciência, tais quais a biomecânica de esportes de alto desempenho; a medicina esportiva; a fisioterapia e a reabilitação; o controle de próteses inteligentes e exoesqueletos; e os sistemas especialistas de apoio ao diagnóstico médico. Exemplo relacionado à última área citada é a dúvida sobre o grau de comprometimento do desempenho muscular ocasionado pelo mal de Parkinson e se seria possível “quantificar” o dano causado pela doença por meio da medida da instalação da fadiga muscular no paciente. A avaliação desse tipo de problema é possível caso a EMG-S seja empregada de forma correta e que de seu sinal sejam extraídos índices reprodutíveis.

Esta pesquisa se estabelece e se justifica a partir do exposto nos parágrafos anteriores. Investigou-se os fenômenos associados à obtenção dos sinais de EMG-S, propôs-se diversos protocolos experimentais que pudessem conduzir ao conjunto de resultados esperados, construiu-se bancos de dados de sinais (bipolar e arranjo linear de eletrodos), estudou-se modelo estocásticos capazes de representar o fenômeno estudado e verificou-se como obter parâmetros calculados a partir da forma de onda do EMG-S que minimizassem a variância

temporal e espacial reportadas na literatura científica. Nessa linha, foram estudadas e avaliadas a formulação clássica, bem como foram propostas novas abordagens para grandezas temporais, para grandezas frequenciais e para grandezas tempo-frequência.

O modelo estocástico teórico utilizado nesta pesquisa para a estimação do comportamento de variáveis aleatórias investigadas no sinal de EMG-S conduziu à proposição de novos índices e à construção de novas metodologias para o cálculo dos parâmetros discriminadores da fadiga. A investigação científica na busca desses parâmetros discriminadores da fadiga muscular teve como objetivos principais: 1) reduzir os efeitos da localização espacial dos eletrodos de superfície; 2) reduzir a variação temporal da faixa dinâmica do sinal observada durante a obtenção de sinais de eletromiografia de superfície em experimentos realizados em datas distintas; 3) reduzir os ruídos espúrios de banda larga e reduzir ruído de fundo (ruído branco com distribuição de probabilidade gaussiana e outros fenômenos locais de curta duração que podem ocorrer durante a execução do experimento); 4) preservar a assinatura espectral do indivíduo em experimentos realizados em épocas distintas.

Entre os resultados considerados relevantes pela pesquisa, destaca-se a proposição de “discriminadores acumulativos normalizados”. Para tanto, apresenta-se toda a formulação matemática dos mesmos, com a devida avaliação das metodologias propostas, mediante resultados experimentais. Diversas abordagens são estudadas, como, por exemplo, a comparação dos indicadores de fadiga obtidos em indivíduos sedentários do sexo masculino com aqueles estimados em participantes do sexo feminino, ambos calculados durante a pesquisa. Tal comparação busca verificar se os índices sugeridos pela pesquisa mascaram as diferenças notadamente existentes na instauração da fadiga em indivíduos com características fisiológicas distintas (Hunter et al., 2004a; Hunter et al., 2004b). Ainda com o propósito de avaliar a sensibilidade dos novos índices a condições fisiológicas diferenciadas, os indicadores dos indivíduos sedentários foram comparados àqueles obtidos em voluntários praticantes de natação, que realizaram esforços em intensidades diferentes.

Os resultados experimentais obtidos mostraram-se coerentes e as premissas das pesquisas foram atingidas. A metodologia desenvolvida tem se provado bastante promissora para diversas aplicações futuras de caráter científico.

1.2 - OBJETIVOS

O objetivo geral desta pesquisa consiste no estudo, na proposição de técnicas, construção de metodologias e no desenvolvimento tecnológico para o processamento do sinal de EMG-S com intuito de se obter discriminadores objetivos de fadiga, temporalmente e espacialmente invariantes. Neste sentido, deseja-se obter “reprodutibilidade” nos experimentos físicos. Como objetivos específicos do presente estudo, destacam-se:

1. Identificar quais bandas no domínio das frequências conservam a assinatura do sinal de EMG-S durante a propagação do sinal ao longo do eixo longitudinal da fibra muscular e propor novas técnicas de análise eletromiográfica que evidenciem essas assinaturas espectrais;
2. Investigar modelos estocásticos adequados para estimar os parâmetros computados a partir das formas de onda do sinal de EMG-S. Esses parâmetros indicadores de fadiga muscular podem ser originários do domínio do tempo, do domínio das frequências ou por meio de uma abordagem tempo-frequência;
3. Propor, justificar e desenvolver algoritmos para o cálculo de índices eletromiográficos clássicos e também para os baseados no modelo adotado para estimar o comportamento estocástico dos parâmetros propostos;
4. Avaliar a invariância espacial e temporal dos novos índices de fadiga. A invariância espacial será determinada pelo cálculo da reprodutibilidade dos índices extraídos de sinais captados em diferentes regiões do ventre muscular. A invariância temporal será estimada pelo cálculo da reprodutibilidade dos índices em situações de teste e reteste;
5. Verificar a influência do efeito do janelamento na estimativa dos índices propostos e nos aspectos da invariância temporal e espacial;
6. Avaliar e comparar o desempenho em relação à redução de efeitos espaciais e temporais. Para tanto, utilizar-se-á de banco de dados de sinais obtidos pela própria pesquisa em protocolos físicos experimentais. Abordar os indicadores eletromiográficos de fadiga propostos pela pesquisa e aqueles considerados clássicos, tradicionalmente aplicados em estudos científicos e avaliações clínicas;
7. Investigar a capacidade de os novos indicadores de fadiga discriminarem o processo de fadiga em indivíduos com características fisiológicas distintas. Por exemplo,

efeitos sobre os sexos masculino e feminino;

8. Investigar a capacidade de os novos índices discriminarem o processo de fadiga em indivíduos que realizam esforços em diferentes intensidades de contração.

1.3 - ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

A presente tese é dividida em sete capítulos. O primeiro contém a introdução do trabalho, a contextualização e justificativa do problema de pesquisa. Nele também são apresentados os objetivos do estudo.

O segundo capítulo revisa de literatura sobre a eletromiografia, suas aplicações e métodos de aquisição do sinal. O comportamento da amplitude e da frequência do sinal eletromiográfico durante a fadiga são apresentados e os aspectos fisiológicos que desencadeiam as modificações na EMG-S registrada em contrações fatigantes são discutidos. Nesse capítulo também são descritas as ferramentas eletromiográficas utilizadas na mensuração da fadiga e os parâmetros eletromiográficos no domínio do tempo, da frequência e no domínio tempo-frequência comumente examinados no estudo daquele fenômeno. Todo processo de determinação dos índices de fadiga é descrito de forma detalhada. A última parte dessa seção traz análise dos estudos que avaliaram a reprodutibilidade dos índices de fadiga em diversos contextos.

O terceiro capítulo é iniciado com avaliação das faixas de frequência do sinal eletromiográfico que sofrem menos influência do posicionamento de eletrodos. A partir dos resultados observados nessa avaliação, novos parâmetros eletromiográficos são propostos no intuito de reduzir as distorções espaciais entre os sinais captados em diferentes pontos do ventre muscular. Além da proposição de novos parâmetros, o terceiro capítulo descreve nova abordagem para a análise da fadiga com a EMG-S. A nova abordagem é desenvolvida com base em modelo estocástico acumulativo. Toda a fundamentação teórica e a justificativa para a adoção de tal modelo são apresentadas nessa seção. O terceiro capítulo é finalizado com a proposição do cálculo de novos índices eletromiográficos de fadiga a partir do modelo teórico adotado.

No quarto capítulo, são descritos os procedimentos de coleta dos dados experimentais utilizados na apreciação dos novos índices propostos. Nesta seção são explicadas as análises de invariância espacial e temporal conduzidas para quantificar a

consistência dos novos índices de fadiga. Da mesma forma, as comparações feitas para verificar a sensibilidade dos novos índices a diferentes níveis de fadiga são mencionadas.

O quinto capítulo é dedicado à apresentação dos resultados de todas as análises executadas. O comportamento dos parâmetros eletromiográficos é ilustrado em diversos gráficos e tabelas foram construídas com as informações numéricas dos dados obtidos e dos testes estatísticos aplicados.

O sexto e sétimo capítulos tratam da discussão de resultados e conclusões do estudo, respectivamente. As características de cada parâmetro analisado e cada índice estabelecido são relacionadas com os processos fisiológicos que desencadeiam a fadiga e os achados da presente investigação são confrontados com os dados da literatura. A conclusão do estudo traz apanhado geral de todas as observações realizadas. Nela são feitas algumas ponderações sobre estudos futuros e aplicações das novas ferramentas de análise da fadiga.

2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 - A ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

Em repouso, a membrana muscular encontra-se polarizada com maior concentração iônica negativa no interior da célula em relação ao meio extracelular (Guyton et al., 2006). Essa polarização negativa de aproximadamente -90 mV é denominada potencial de repouso da membrana (Dumitru, 2002). Quando a fibra muscular é excitada pelo motoneurônio que a inerva, ocorre um influxo de cargas positivas para o interior do sarcoplasma e a membrana celular se despolariza. Com a despolarização a diferença de potencial intracelular sobe para valor positivo de aproximadamente $+20$ mV (Ananthi, 2006). A corrente elétrica provocada pela despolarização se propaga a partir da origem por toda a fibra muscular. A modificação dos potenciais elétricos da fibra muscular por meio do deslocamento iônico entre os meios intra e extracelular recebe o nome de potencial de ação (Merletti e Parker, 2004). A Figura 2.1 ilustra o processo de geração e propagação do potencial de ação em uma fibra muscular.

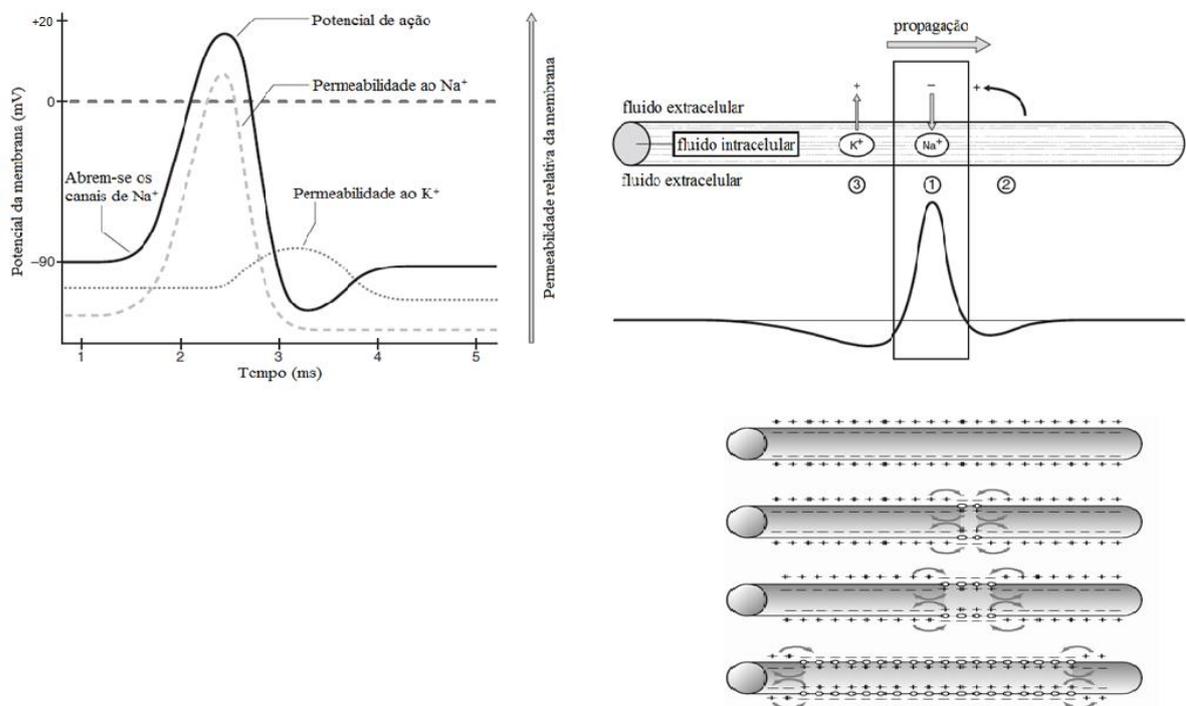


Figura 2.1 - Geração e propagação do potencial de ação nas duas direções da fibra muscular. Adaptado de Guyton et al. (2006) e Kamen e Gabriel (2010).

A eletromiografia de superfície (EMG-S) consiste no registro da atividade elétrica gerada pelos potenciais de ação de todas as unidades motoras recrutadas durante a ação (De Luca, 1997; Winter, 1979; Farina et al., 2004a). O sinal elétrico das fibras musculares percorre passivamente o volume condutor que recobre o músculo (tecido conjuntivo, tecido adiposo e todas as demais estruturas) e é captado por eletrodos fixados na pele (Figura 2.2).

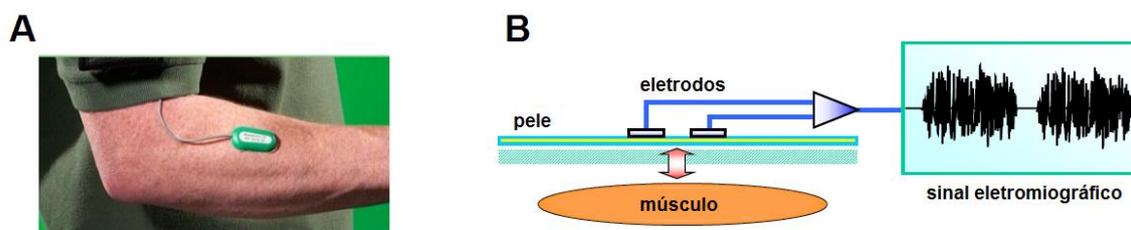


Figura 2.2 - Eletrodos de superfície fixados na pele (A) e ilustração de seu funcionamento na captação dos potenciais de ação das unidades motoras através do volume condutor (B).

O sinal eletromiográfico possui amplitude que pode variar entre 0 e 10 mV pico a pico ou de 0 a 1,5 mV de valor eficaz (De Luca, 2002). A faixa de frequência do sinal eletromiográfico fica vai de 0 a 500 Hz, sendo que a banda com maior energia se situa entre 50 e 150 Hz (De Luca, 1997; Merletti e Parker, 2004). Como as baixas frequências do sinal da EMG-S são altamente instáveis e sujeitas a variações decorrentes do artefato de movimento, considera-se como faixa útil para a análise da EMG-S as informações contidas entre as frequências de 20 a 500 Hz (De Luca, 2002). Quando coletado em situações isométricas com força constante e sem influência de fadiga, o sinal eletromiográfico pode ser considerado a realização de um processo estocástico com distribuição Gaussiana de amplitude e média zero (Bonato et al., 2001). A Figura 2.3 ilustra um sinal eletromiográfico adquirido em contração isométrica e seu respectivo espectro de frequência.

Desde sua concepção, a EMG-S tornou-se ferramenta extremamente útil para diversas áreas do conhecimento que têm interesse no funcionamento do sistema musculoesquelético. Clarys (2000) afirma que campos da ciência como a medicina, anatomia, ergonomia, fisiologia, engenharia, fisioterapia, zoologia, neurologia, ortopedia e biomecânica ocupacional são extremamente beneficiadas pelo uso da EMG-S. Em especial, a EMG-S tem sido largamente aplicada para elucidar mecanismos fisiológicos que

interferem na performance humana em avaliações funcionais e em atividades esportivas (Horita and Ishiko, 1987; Hug et al., 2004; Sbriccoli et al., 2009; González-Izal et al., 2014).

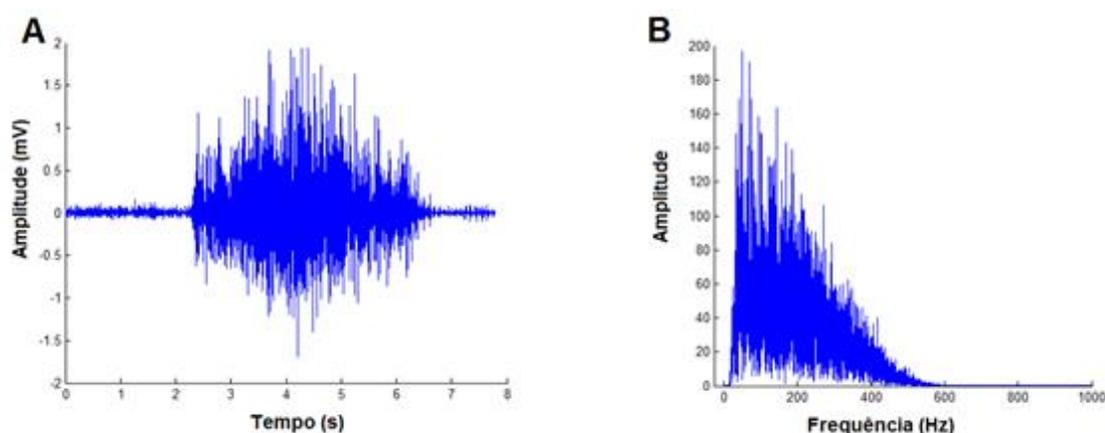


Figura 2.3 - Sinal eletromiográfico do músculo bíceps braquial durante uma contração isométrica máxima – sinal no domínio do tempo (A) e sinal no domínio da frequência (B).

2.2 - AQUISIÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE

Os eletrodos para captação do sinal da EMG-S são usualmente confeccionados com metais não polarizáveis, que proporcionam baixa impedância com a pele como a prata clorada Ag-AgCl (Basmajian e De Luca, 1985; Forti, 2005). Também é comum eletrodos que fazem contato com a pele por meio de gel condutor (Merletti e Parker, 2004). A vantagem é que estes eletrodos promovem maior acomodação ao contorno muscular e o gel não perde contato com a pele durante o experimento (Grimnes e Martinsen, 2000).

As configurações eletródicas mais usadas nas ciências que avaliam o desempenho humano são a monopolar e a bipolar diferencial. A configuração bipolar é preferível na maioria das situações porque permite maior eliminação de ruído por meio da rejeição de modo comum (Figura 2.4). Segundo levantamento realizado por Freriks et al. (1997), 90% das pesquisas com EMG-S são realizadas com eletrodos bipolares. Embora esse levantamento não apresente dados atuais, acredita-se que ele continue correspondendo à realidade, pois o número de pesquisas realizadas com eletrodos bipolares ainda supera em muito a quantidade de investigações com outras tecnologias.

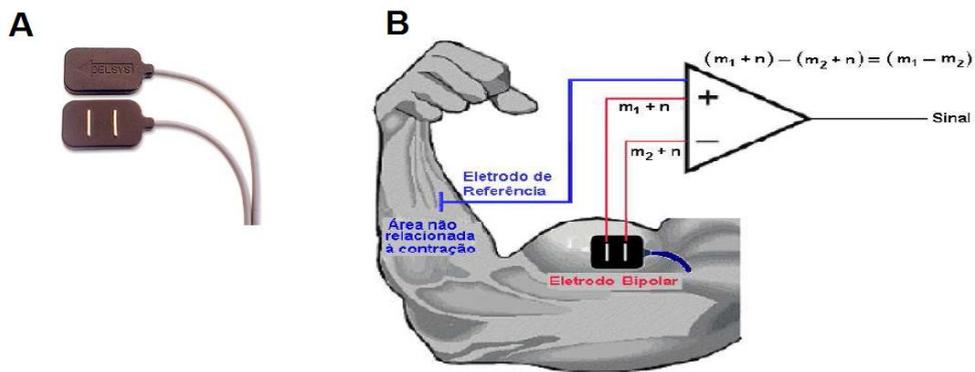


Figura 2.4 - Eletrodo bipolar (A) e representação da amplificação diferencial (B). O sinal eletromiográfico é representado por “ m_i ”, onde $i=1,2$; e o ruído por “ n ”.

Uma estrutura também bastante utilizada na aquisição dos sinais eletromiográficos é denominada de arranjo linear de eletrodos. O arranjo linear é formado por um conjunto de três ou mais eletrodos dispostos em linha (Figura 2.5). Com esse tipo de equipamento é possível acompanhar o potencial de ação longitudinalmente desde sua origem até sua extinção (Masuda et al., 1984, Merletti et al., 2003).

Outro sistema multicanal de captação do sinal eletromiográfico de superfície é baseado em eletrodos dispostos de forma matricial (Figura 2.6). Com número razoável de eletrodos posicionados em linhas e colunas é possível obter informações espaciais dos músculos nos sentidos perpendicular e paralelo às fibras musculares. A matriz permite a construção de mapas topográficos dos músculos que ajudam a compreender quais as regiões da estrutura muscular são mais ativadas durante as contrações (Kleine et al., 2000).

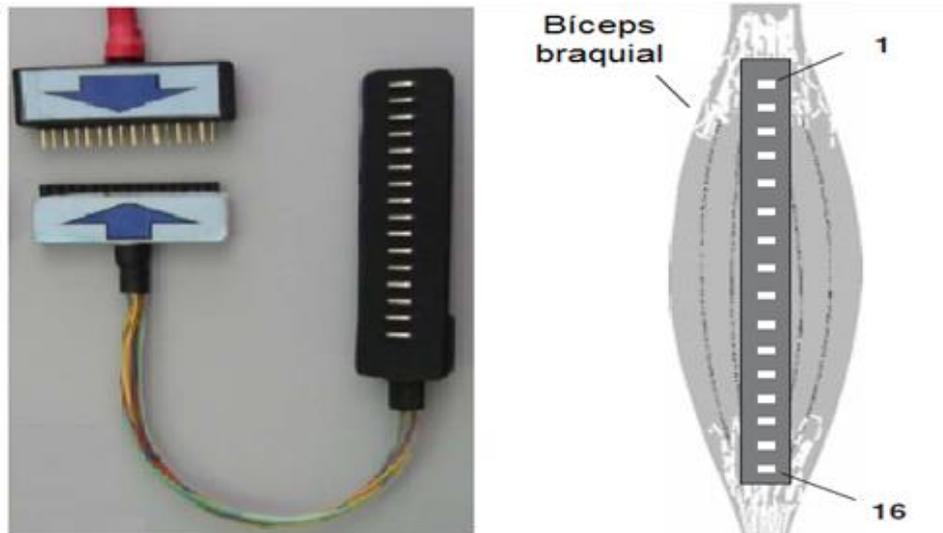


Figura 2.5 - Arranjo linear de eletrodos (LISiN – Ot Bioelettronica, Itália) e sua utilização no bíceps braquial. Adaptado de Merletti e Parker (2004).

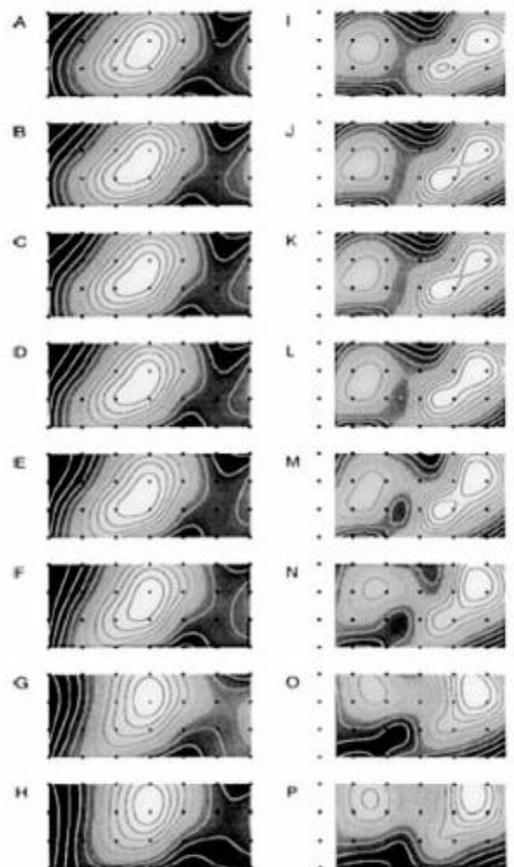
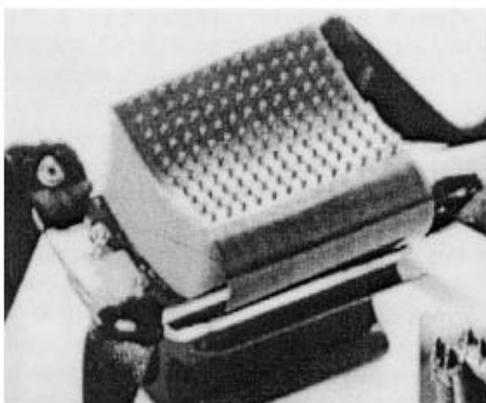


Figura 2.6 - Matriz de eletrodos e mapas topográficos do músculo trapézio. Adaptado Kleine et al. (2000).

2.3 - FADIGA MUSCULAR E RESPOSTAS ELETROMIOGRÁFICAS

Na fisiologia humana, nas ciências da saúde e no treinamento desportivo, a fadiga é habitualmente definida como uma diminuição na força voluntária máxima exercida pelos músculos (Gandevia, 2001). Nessas áreas de conhecimento, a fadiga também é por vezes referida como uma incapacidade funcional de realizar exercício máximo ou submáximo (Ascensão, 2003). Tais conceitos conseguem pontuar o resultado da fadiga e, implicitamente, fazem associações do esgotamento muscular com grandezas físicas como força, velocidade, distância e tempo que são empregadas para quantificar a performance humana. No entanto, essas definições são reducionistas no sentido de que tratam a fadiga como fenômeno pontual: a fadiga não existe até determinado ponto e a partir de um instante ela está completamente instaurada (Merletti e Parker, 2004).

Quando o estudo da fadiga não se limita apenas à análise de grandezas físicas que quantificam a performance muscular, uma interpretação um tanto mais abrangente se faz necessária. Sob o ponto de vista fisiológico, a fadiga não deve ser encarada apenas como produto final da ação intensa ou prolongada. Na verdade, o fenômeno da fadiga deve ser entendido como o conjunto de alterações orgânicas que provoca redução na capacidade contrátil do músculo (Merletti et al., 1991). Nesse contexto, a EMG-S apresenta vantagens em relação a muitos outros métodos de análise de fadiga, pois ela permite o acompanhamento longitudinal de todo o processo que conduz à falha mecânica nas ações musculares (Merletti e Parker, 2004). Por meio dos sinais eletromiográficos, é possível fazer inferências sobre aspectos como recrutamento de unidades motoras, taxa de disparo das unidades motoras ativas, acúmulo de metabólitos e tipo de fibras musculares utilizadas na contração (Farina et al., 2004a).

Piper (1912) foi provavelmente o primeiro autor a constatar que a fadiga altera o sinal eletromiográfico. Esse pesquisador verificou que, em contrações isométricas submáximas, o sinal eletromiográfico apresentava redução de frequência. Esse padrão foi reportado em diversas investigações posteriores que analisaram diferentes grupos musculares (Kogi e Hakamada, 1962; De Luca, 1984; Basmajian e De Luca, 1985; Moritani et al., 1986; Merletti e Roy, 1996; Mannion e Dolan, 1996; Georgakis et al., 2003, Beck et al., 2014).

A principal causa da diminuição da frequência do sinal eletromiográfico relatada por Piper (1912) e outros está associada ao acúmulo de metabólitos, como ácido lático e íons de hidrogênio (Cifrek et al., 2009). Esses subprodutos do metabolismo energético provocam

modificações na forma de ondas dos potenciais de ação e reduzem sua velocidade de propagação nas fibras musculares. A Figura 2.7 (Merletti e Parker, 2004) retrata as alterações no formato do potencial de ação com base no modelo de simulação da fadiga proposto por Merletti et al. (1999). Na figura, é possível verificar que há o alongamento na onda de despolarização e a diminuição em sua amplitude. Dimitrova e Dimitrov (2003) também registraram *in vitro* a dilatação do potencial de ação e a diminuição em magnitude com a fadiga.

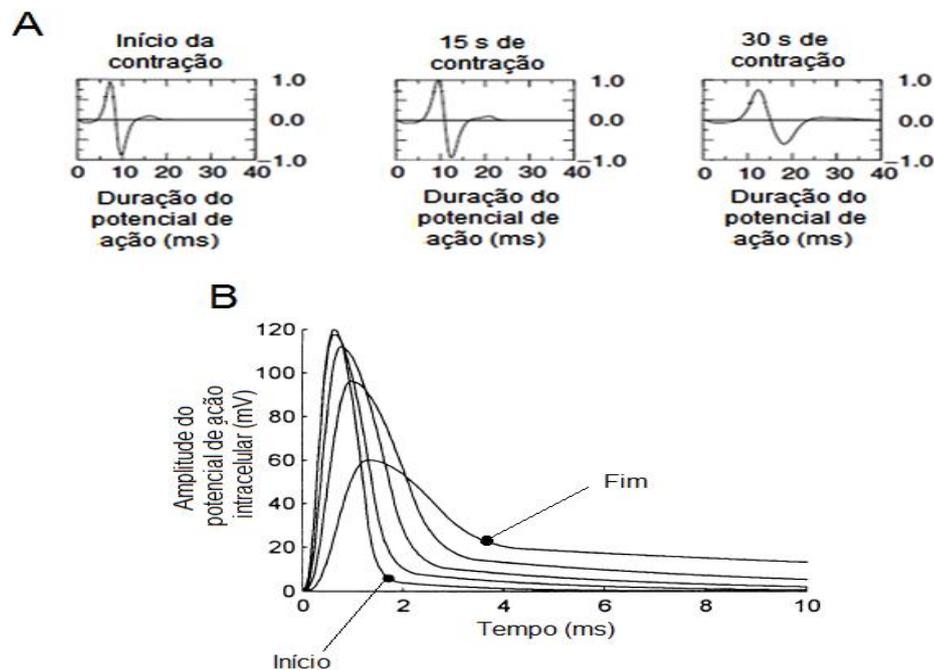


Figura 2.7 - Forma de onda do potencial de ação (sinal simulado) durante o processo de fadiga (A) e gráfico da relação duração / amplitude dos potenciais intracelulares (B). Adaptado de Merletti et al. (1999) e Dimitrova e Dimitrov (2003).

O decréscimo na taxa de disparo das unidades motoras ativas também é apontado como causa da diminuição na frequência do sinal eletromiográfico em situações exaustivas. Bigland-Ritchie et al. (1983) avaliaram a frequência de disparo de unidades motoras individuais no extensor curto do dedo em contrações máximas fatigantes. Nesse estudo, eletrodos de agulha foram inseridos dentro do músculo. Os resultados obtidos apontaram decréscimo de até 50% na taxa de disparo dos potenciais de ação. Adam e De Luca (2005) relatam que, em contrações submáximas, o padrão de decréscimo na taxa de disparo pode

ser mascarado pelo recrutamento de unidades motoras adicionais para manutenção da atividade.

O terceiro fenômeno associado à diminuição das frequências do sinal elétrico dos músculos em ações estáticas sustentadas por longo período é a sincronização das unidades motoras. Yao et al. (2000) afirmam, baseados na simulação eletrofisiológica da atividade muscular, que a menor quantidade de impulsos aleatórios ocasionados pela sincronização das fibras reduz a energia nas faixas de alta frequência do sinal eletromiográfico.

Além da redução na frequência, outra característica amplamente observada em ações estáticas submáximas fatigantes é o aumento da amplitude do sinal eletromiográfico (De Luca, 1997; Merletti e Parker, 2004). Esse aumento é associado ao recrutamento de novas unidades motoras que são mobilizadas para compensar a perda na capacidade de trabalho das fibras fatigadas (Masuda et al., 1999; Potvin, 1997; Tesch et al., 1990, Lowery e O'Malley, 2003). Também se atribui o aumento da amplitude à maior sincronia na atividade das unidades motoras durante a fadiga (Tesch et al., 1990, Masuda et al., 1999). A sincronização dos potenciais de ação diminui o cancelamento entre as fases positivas e negativas da corrente elétrica que percorre diferentes fibras musculares (Yao et al., 2000). Ao contrário, as fases sincronizadas são sobrepostas e passam a ser somadas.

Outra característica fisiológica bastante afetada pela fadiga e que pode ser analisada com a EMG-S é a velocidade de propagação do potencial de ação ao longo das fibras, conhecida como velocidade de condução. A velocidade de condução é calculada a partir do sinal eletromiográfico registrado em diversos pontos de seu trajeto por meio de eletrodos dispostos na linha longitudinal do ventre muscular (Merletti e Parker, 2004; Farina e Merletti, 2004). Os valores de velocidade de condução em indivíduos saudáveis situam-se entre 2 e 7 m/s (Li e Sakamoto, 1996; Masuda et al., 2001). Essa variável tem sido investigada por diversos pesquisadores e tem se mostrado eficiente para quantificar a fadiga muscular (Farina et al., 2004b; Falla e Farina, 2005) e a força em exercícios isométricos e dinâmicos (Broman et al., 1985; Nielsen, 1987; Masuda et al., 2001). A velocidade de condução ainda guarda relação com a composição das fibras musculares (Broman et al., 1985; Kupa et al., 1995).

2.4 - ÍNDICES ELETROMIOGRÁFICOS DESCRITORES DE FADIGA

Embora haja consenso na literatura sobre o comportamento de parâmetros de frequência e amplitude do sinal eletromiográfico em ações isométricas submáximas prolongadas, estabelecer uma forma ideal de quantificar e expressar as alterações ocorridas em contrações fatigantes segue desafia os pesquisadores (Merletti, et al., 1991; Cifrek et al., 2009). A maneira mais comum de indicar a deterioração do sinal eletromiográfico com a fadiga é estabelecer um “índice descritor de fadiga”. Trata-se da representação numérica de quão rápida ou lentamente a fadiga apresenta-se em uma atividade (Merletti, 1991). O índice visa representar a taxa de variação de um parâmetro de amplitude ou de frequência do sinal ao longo da contração. A Figura 2.8 ilustra o processo utilizado para estabelecer os índices de fadiga em uma situação isométrica.

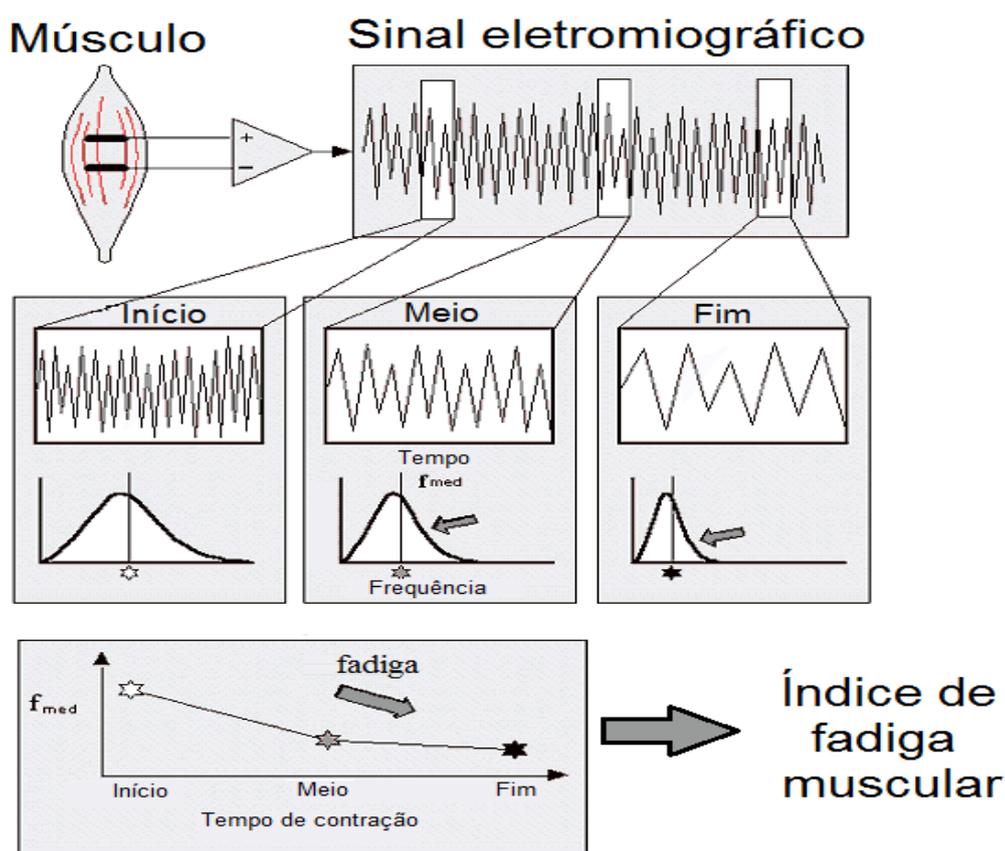


Figura 2.8 - Procedimento utilizado para estabelecer índices de fadiga a partir de um sinal eletromiográfico isométrico. A figura ilustra o cálculo do índice com base na frequência de potência média do sinal. Adaptado de De Luca (1997).

Nas próximas seções são apresentados os procedimentos de construção dos índices. Serão descritos os parâmetros clássicos no domínio do tempo, da frequência e tempo-frequência utilizados na análise da fadiga, bem como as ferramentas matemáticas aplicadas na descrição do fenômeno. Além disso, será apresentada revisão de literatura sobre a consistência dos índices comumente utilizados nas pesquisas com EMG-S.

2.4.1 - Janelamento do sinal eletromiográfico

Como é possível observar na Figura 2.8, o passo inicial para o cálculo dos índices eletromiográficos de fadiga em contrações isométricas é o janelamento do sinal (Clancy, 1999; Farina, 2006; Cifrek et al., 2009; Hollman et al., 2013). Para o janelamento, consideramos o seguinte processo de segmentação do sinal de EMG-S:

$$\hat{x}_r[n] = x_r[n]w[n], n = 0, 1, \dots, N - 1 \quad (2.1)$$

em que N é número total de amostras da janela; n representa o índice da amostra do segmento janelado; r corresponde ao índice da janela ($r = 1, 2 \dots R$, para R o total de janelas do extraídas do sinal original); $x_r[n]$ a amostra de índice n do segmento de índice r do sinal original; $\hat{x}_r[n]$ corresponde ao segmento $x_r[n]$ multiplicado pela janela $w[n]$. Caso $w[n]$ seja retangular, $\hat{x}_r[n]$ é equivalente a $x_r[n]$.

Acerca do janelamento do sinal EMG-S, a principal questão que deve ser avaliada é o tamanho da janela utilizado. Diversas pesquisas verificaram que o comprimento da janela pode influenciar a estimativa dos parâmetros de frequência e amplitude (Bekka e Chikouche, 2003; Waly et al., 2003; Thongpanja et al., 2013). Entretanto, o comprimento da janela não parece ser elemento de grande relevância quando o enfoque da análise é a taxa de variação dos parâmetros utilizados para descrever o sinal. Essa foi a conclusão de Hollman et al. (2013), ao verificarem que nenhum dos recortes de 0,1 s; 0,5 s; 1,0 s; 2,0 s e 5,0 s acentuou ou atenuou a queda na frequência do sinal. Farina e Merletti (2000) recomendam janelas com tamanho entre 250 e 500 ms. Esses autores afirmam que janelas de tamanho inferior a 250 ms podem aumentar demasiadamente a variação dos índices eletromiográficos de fadiga. Merletti et al. (1998) também verificaram que a sobreposição de janelas (método de Welch) produz melhoria desprezível no viés da estimativa e aumenta significativamente o

custo computacional dos cálculos realizados. Por esse motivo os autores não recomendam o uso da sobreposição.

Sobre o tipo de janela implementado, a janela retangular é o recorte mais observado nas avaliações de fadiga pela EMG-S. Esse janelamento é empregado na maioria dos estudos pois, o tipo de janela não parece ser crítico na estimativa de índices de fadiga (Merletti e Parker, 2004).

2.4.2 – Parâmetros eletromiográficos clássicos no domínio do tempo

Após o janelamento, parâmetros do domínio do tempo e da frequência são extraídos de cada segmento do sinal. Os principais descritores do domínio do tempo para a analisar a fadiga são o envoltório linear (*linear envelope*), a amplitude retificada média (*average rectified value*, ARV), a raiz da média quadrática (*root mean square*, RMS) e o sinal eletromiográfico integrado (*integrated EMG-S*, IEMG-S) (Merletti e Parker, 2004; Cifrek et al., 2009; Rogers et al., 2013). O envoltório linear é a representação do sinal filtrado com passa-baixas (Clarys, 2000). A ARV consiste em retirar a média do sinal após retificação por onda completa. No RMS, o sinal é elevado ao quadrado para posteriormente realização da média com a extração da raiz quadrada. O IEMG-S é feito com a integração do sinal retificado. Tendo por base a segmentação na equação 2.1, os indicadores de amplitude indicadores de amplitude são definidos da seguinte forma:

$$\lambda_{ARV}[r] = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |\hat{x}_r[n]|, \quad (2.2)$$

$$\lambda_{RMS}[r] = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \hat{x}_r[n]^2}, \quad (2.3)$$

$$\lambda_{IEMG}[r] = \sum_{n=0}^{N-1} \frac{\hat{x}[n-1] + \hat{x}[n]}{2f_s}, \quad (2.4)$$

em que $\lambda_{ARV}[r]$, $\lambda_{RMS}[r]$ e $\lambda_{IEMG}[r]$ são os vetores que armazenam os parâmetros ARV, RMS e IEMG-S do r -ésimo segmento; N é o número total de amostras de cada segmento extraído

do sinal; r corresponde ao índice do segmento janelado e f_s é a frequência de amostragem do sinal.

O quarto parâmetro comumente investigado no domínio do tempo é a taxa de cruzamento em zero (*zero crossing rate*, ZCR). O ZCR consiste na contagem do número de vezes que a amplitude do sinal da EMG-S cruza o valor zero do eixo das ordenadas em um determinado intervalo de tempo (Basmajian e De Luca, 1985). Segundo Hagg (1991), o ZCR tem propriedades que se assemelham aos índices calculados no domínio da frequência, porém é altamente dependente da relação sinal-ruído. Matematicamente, descrevemos o ZCR como:

$$\lambda_{ZCR}[r] = \frac{N_{zcr}}{N}, \quad (2.5)$$

em que $\lambda_{ZCR}[r]$ é o vetor que armazena o ZCR do r -ésimo segmento, N_{zcr} é o número de vezes que o sinal passa de negativo para positivo ou vice-versa em um segmento de N amostras do sinal e r representa o índice do segmento janelado.

Além de serem utilizados na avaliação da fadiga, os parâmetros do domínio do tempo apresentam correlação com o nível de força produzido por grupamentos musculares (Moritani e Muro, 1987; De Luca, 1997; Alkner et al., 1999; Masuda et al., 2001; Bilodeau et al., 2003). Eles também são utilizados para comparar a ativação e a coordenação de grupos musculares em exercícios específicos ou em atividades como a marcha e a corrida (Numella et al., 1992; Ricamato e Hidler, 2005; Welsch et al., 2005; Rocha-Júnior et al., 2007).

2.4.3 – Parâmetros eletromiográficos clássicos no domínio da frequência

Os parâmetros da EMG-S relacionados ao domínio da frequência são calculados a partir da transformada discreta de Fourier (*Discrete Fourier Transform*, DFT) do sinal eletromiográfico (Cifrek et al., 2009). A DFT é determinada por:

$$X_r[k] = \frac{2}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \hat{x}_r[n] e^{\frac{-2\pi j}{N}kn}, \quad (2.6)$$

em que $X_r[k]$ é o componente de $\hat{x}_r[n]$ em k e r é o índice da janela definida na equação 2.1.

Os indicadores mais tradicionais no domínio das frequências são a frequência mediana (*median frequency*, MDF) e a frequência média (*mean frequency*, MNF). A MDF representa a frequência que divide o espectro em duas metades de igual proporção em termos de energia. Retomando o janelamento descrito na equação 2.1, definimos a MDF do sinal segmentado por:

$$\sum_{k=0}^M |X_r[k]|^2 = \sum_{k=M}^{N-1} |X_r[k]|^2 = \frac{1}{2} \sum_{k=0}^{N-1} |X_r[k]|^2, \quad (2.7)$$

em que $X_r[k]$ corresponde ao k -ésimo índice da DFT (equação 2.6), M identifica o índice que divide a energia da DFT computada sobre a janela de índice r de $\hat{x}_r[n]$ ao meio. Usualmente, a MDF é apresentada em Hertz:

$$\lambda_{MDF}[r] = M \frac{f_s}{N} \quad (\text{Hz}), \quad (2.8)$$

em que f_s é a frequência de amostragem do sinal e N é o número total de amostras de cada segmento extraído do sinal.

A MNF é a frequência média do espectro. Matematicamente a MNF é definida por:

$$\lambda_{MNF}[r] = \frac{f_s}{N} \cdot \frac{\sum_{k=0}^{N-1} k |X_r[k]|^2}{\sum_{k=0}^{N-1} |X_r[k]|^2}, \quad (2.9)$$

em que vetor $\lambda_{MNF}[r]$ armazena o valor da MNF (em Hz) calculada nas janelas sucessivas.

Segundo De Luca (1997), a MDF é mais robusta para descrever o processo de fadiga, pois ela é menos sensível a ruídos, menos sensível aos *aliasing* do sinal e representa de maneira mais efetiva os fatores biomecânicos e fisiológicos que ocorrem durante a contração.

2.4.4 – Parâmetros eletromiográficos no domínio tempo-frequência

Alguns estudos exploraram parâmetros calculados por técnicas tempo-frequência para o cálculo dos índices de fadiga (González-Izal et al., 2010, Chowdhury e Nimbarte, 2015). Segundo Bonato et al. (2001) e González-Izal et al. (2010) essas técnicas minimizam problemas de resolução do sinal e são menos sensíveis à presença de ruídos.

Entre as ferramentas de análise de tempo-frequência existentes, as transformadas wavelets têm sido bastante aplicadas na análise do sinal eletromiográfico. As wavelets são formas de ondas com duração limitada e que possuem valor médio igual a zero (Misiti et al., 1996):

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0. \quad (2.10)$$

A função base ψ , denominada wavelet mãe que pode ser simétrica ou assimétrica, suaves ou ter variações bruscas e podem ser baseadas em expressões matemáticas simples ou complexas (Morettin, 1999). As wavelets mães podem ser escalonadas e transladadas. Adotando o coeficiente a para dilatação e b para translação, temos o seguinte cenário:

$$\psi(t - b) \quad - \quad \text{Translação}, \quad b \in \mathbb{R}, \quad (2.11)$$

$$\frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t}{a}\right) \quad - \quad \text{Mudança de escala}, \quad a, b \in \mathbb{R}, a \neq 0, \quad (2.12)$$

$$\frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t - b}{a}\right) \quad - \quad \text{Translação e mudança de escala}, \quad a, b \in \mathbb{R}, a \neq 0. \quad (2.13)$$

O coeficiente $\frac{1}{\sqrt{a}}$ aparece nas equações para normalizar a energia da função de base escalonada (Mallat, 1989).

A transformada wavelet é o produto interno de um sinal x com a wavelet mãe escalonada e transladada várias vezes (Mallat, 1989)

$$W(b, a) = \int x(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t - b}{a}\right) dt, \quad (2.14)$$

em que $W(b, a)$ é denominada transformada wavelet contínua (*continuous wavelet transform* – CWT). No processamento de sinais digitais, em especial de sinais

eletromiográficos, também são bastante empregadas a transformada wavelet discreta (*discrete wavelet transform* – DWT) e a transformada wavelet estacionária (*stationary wavelet transform* – SWT). Na DWT e na SWT, as dilatações e translações (equações 2.11 a 2.13) não ocorrem de forma contínua. Para a determinação dos coeficientes da DWT e da SWT, assume-se somente dilatações binárias ($a = 2^j$) e translações diádicas ($b = k2^{-j}$) das bases ortonormais (Morettin, 1999). O cálculo da DWT e da SWT é usualmente realizado por meio de banco de filtros (Mallat, 1989). Na DWT, a dizimação pelo fator $2^{(k-1)}$ faz com que o número de coeficientes seja reduzido praticamente pela metade a cada nível de detalhamento (Mallat, 2009). No caso da SWT, há conservação do número de coeficientes a cada iteração removendo-se a subamostragem da implementação original da DWT (Fowler, 2005). No lugar da subamostragem do sinal, efetua-se uma sobreamostragem dos filtros passa-baixas e passa-altas ($h_{lp}[k]$ e $h_{hp}[k]$) por meio de preenchimentos com zeros (zero padding).

Diferentemente dos parâmetros eletromiográficos calculados no domínio do tempo e no domínio da frequência, que são amplamente consolidados, as variáveis eletromiográficas obtidas com as transformadas wavelets são inúmeras e os estudos que comparam a eficiência de cada uma delas na descrição da fadiga são escassos. Como exemplo de estudo que utilizou um parâmetro tempo-frequência das transformadas wavelets para análise da fadiga pode-se citar a investigação conduzida por Coorevits et al. (2008). Os autores utilizaram frequência mediana instantânea (INSMDF) calculada por meio da CWT com a wavelet mãe Morlet para avaliar a fadiga dos músculos das costas:

$$\int_0^{INSMDF(a)} S(b, a) db = \int_{INSMDF(a)}^{\infty} S(b, a) db = \frac{1}{2} (|W(b, a)|^2), \quad (2.15)$$

em que $S(b, a) = |W(b, a)|^2$, $W(b, a)$ é a CWT de um determinado sinal eletromiográfico $x(t)$ e a $INSMDF(a)$ indica o índice que divide a energia da $W(b, a)$ ao longo do eixo b ao meio. Essa investigação apontou que a $INSMDF$ produz resultados semelhantes à MDF na descrição da fadiga.

González-Izal et al. (2009) e González-Izal et al. (2010) propuseram uma série de índices calculados com base na SWT com a wavelet mãe Sym5 e 5 níveis de decomposição do sinal de EMG-S. Entre os índices que apresentaram melhor resultado para avaliação da fadiga em exercícios dinâmicos estão o índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1 (*wavelet*

index of ratio of energies at scales 5 and 1 – WIRE51) e o índice wavelet da razão entre o quadrado das formas de onda em diferentes escalas (*wavelet index ratio between square waveform lengths at different scales – WIRW51*):

$$\lambda_{WIRE51}[r] = \frac{\sum_{i=1}^N |d_{5_r}[i]|^2}{\sum_{i=1}^N |d_{1_r}[i]|^2}, \quad (2.16)$$

$$\lambda_{WIRW51}[r] = \frac{\sum_{i=1}^N |d_{5_r}[i] - d_{5_r}[i-1]|^2}{\sum_{i=1}^N |d_{1_r}[i] - d_{1_r}[i-1]|^2}, \quad (2.17)$$

em que $\lambda_{WIRE51}[r]$ e $\lambda_{WIRW51}[r]$ representam os vetores que armazenam os valores do WIRE51 e WIRW51 calculados no r -ésimo segmento $\hat{x}_r[n]$ (equação 2.1); r representa o índice dos segmentos; N é número total de amostras da janela; n representa o índice da amostra do segmento janelado e $d_{k_r}[n]$ são os coeficientes de detalhe ($k = 1, \dots, 5$). Os resultados observados por esses pesquisadores indicam que os parâmetros WIRE51 e WIRW51 são mais sensíveis à queda na produção de força em contrações dinâmicas que os parâmetros clássicos no domínio do tempo e no domínio da frequência.

2.4.5 - Determinação dos índices descritores fadiga

A última etapa para estabelecer os índices eletromiográficos de fadiga é o ajuste de curvas de tendência às variáveis obtidas nas janelas. O modelo de ajuste mais adotado na literatura é a regressão linear (Figura 2.9), que fornece a inclinação da reta (coeficiente angular) como índice de fadiga (Merletti et al. 1991; Rainoldi et al. 2001). A grande vantagem desse índice é comparar entre sujeitos e grupamentos musculares (Blaesser et al., 2015).

Outros modelos que não permitem uma comparação tão simples e direta também são reportados na literatura. Foram identificados índices de fadiga baseados em ajustes com escalas logarítmicas (Merletti, et al., 1991; Blaesser et al., 2015), aproximações com regressões exponenciais (Merletti, et al., 1991; Merletti et al., 1998; Rainoldi et al. 2001), ajustes polinomiais de segundo, terceiro e quarto grau (Malek et al., 2006, Zuniga et al.,

2009; Chowdhury e Nimbarte 2015) e índice baseado em sobreposição geométrica de áreas (Merletti, et al., 1991).

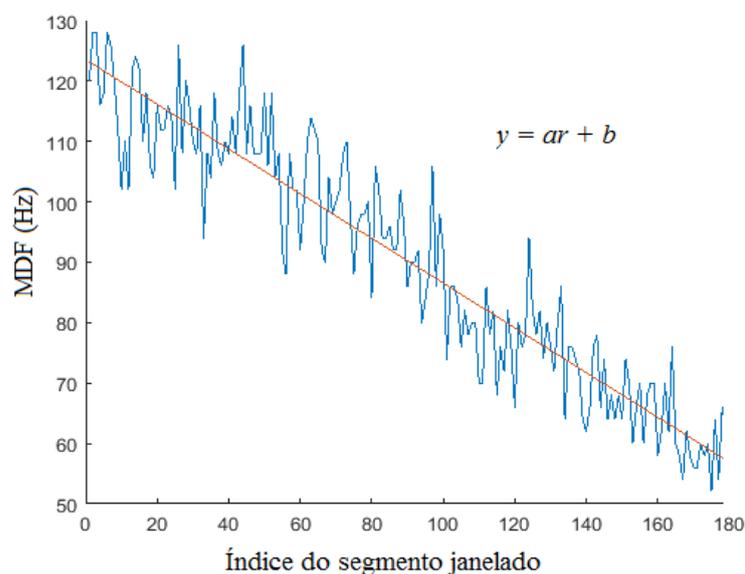


Figura 2.9 - Valores de MDF calculados para cada segmento janelado do sinal de EMG. A partir desses valores foi delineada a reta de regressão ($y = ar + b$), cuja inclinação (valor a) representa o índice de fadiga.

A normalização consiste na divisão dos estimadores por um valor de referência para que as informações do sinal eletromiográfico sejam representadas por grandezas adimensionais (Burden, 2010). Os valores de referência mais usuais para normalização das variáveis eletromiográficas são a amplitude máxima ou submáxima de sinais obtidos em contrações isométricas, dinâmicas ou isocinéticas (Kashiwagi et al., 1995; Lehman et al., 2002; Rocha-Júnior et al., 2014). O principal objetivo da normalização é facilitar a comparação entre indivíduos, performances ou situações experimentais (Burden e Bartlett, 1999).

Em relação aos índices de fadiga baseados em regressões lineares, o procedimento de normalização implementado consiste na divisão do coeficiente angular da equação de regressão por seu coeficiente linear (Merletti et al., 1999). Embora seja um procedimento relativamente simples, a normalização influencia na sensibilidade do parâmetro ou índice, na variação intraindividual e intersujeitos e na reprodutibilidade da EMG-S (Burden, 2010).

O outro descritor de fadiga comumente empregado em estudos com EMG-S é denominado razão entre as áreas. Esse índice foi proposto por Merletti et al. (1991) para

reduzir os erros inerentes aos ajustes de curvas. Vantagem atribuída a esse descritor é que ele dispensa o processo de normalização.

A razão entre áreas é definida por

$$A = 1 - R_1/R_2, \quad (2.18)$$

em que R_1 é a área do retângulo de referência definido pelo produto do valor inicial (ou média dos valores iniciais) e o tempo de observação, e R_2 é a área sob a curva dos parâmetros eletromiográficos janelados. A Figura 2.10 ilustra as áreas utilizadas no cálculo do índice.

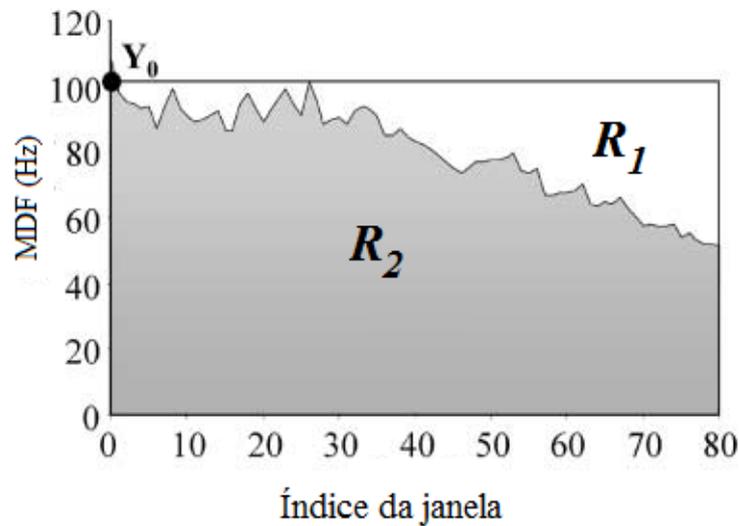


Figura 2.10 - Representação das áreas do índice de razão entre as áreas ($1 - R_1/R_2$).

As Figura 2.11 ilustra os possíveis resultados para a razão entre as áreas. Quando o parâmetro eletromiográfico tem valor decrescente nas sucessivas janelas de índice r , o resultado a razão entre as áreas será positivo maior que zero (Figura 2.11-A). Caso o parâmetro mantenha-se aproximadamente constante (Figura 2.11-B), o valor da razão será aproximadamente zero. Se o valor do parâmetro de análise cai abruptamente, o valor da razão (Figura 2.11-C) será próximo de 1. Por fim, se o parâmetro eletromiográfico avaliado apresenta comportamento crescente com a fadiga, a razão entre as áreas terá valor negativo (Figura 2.11-D).

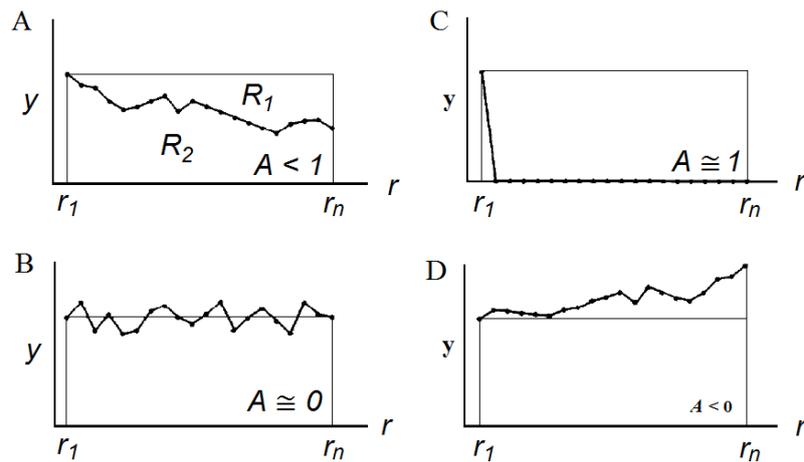


Figura 2.11 - Possíveis resultados para o índice razão entre as áreas (A) de acordo com o comportamento da variável eletromiográfica analisada nas sucessivas janelas de índice r . Adaptado de Merletti et al. (1991).

2.5 - CONSISTÊNCIA DOS ÍNDICES DE FADIGA

Para ser considerado válido, um índice deve apresentar resultados invariantes quando aplicado em momentos distintos dentro de condições experimentais semelhantes. Quando a pesquisa é realizada para avaliar a performance humana, é preciso garantir que o índice de análise seja imune a problemas relacionados à fadiga residual, à aprendizagem do protocolo de prova e a fatores mecânicos ou biológicos aleatórios (Atkinson e Nevill, 1998). Somente quando essas condições são asseguradas, é possível atribuir as diferenças nos resultados da pesquisa às intervenções experimentais implementadas (Finucane et al., 1998).

A consistência dos índices eletromiográficos de fadiga é avaliada por meio de testes estatísticos que mensuram a reprodutibilidade absoluta e a reprodutibilidade relativa das medidas. A reprodutibilidade absoluta refere-se à variação de medidas repetidas para os indivíduos (Atkinson e Nevill, 1998). Quanto menor a variação entre as medidas, maior a reprodutibilidade absoluta (Bruton et al., 2000). Os testes mais comuns para a avaliação da reprodutibilidade absoluta em estudos com a EMG-S são o erro padrão da medida (*standard error of measurement* – SEM) e o coeficiente de variação (*coefficient of variation* – CV) (Atkinson e Nevill, 1998; Reed et al., 2002). O SEM é reportado na mesma unidade do índice. O CV, por sua vez, é apresentado em valores percentuais e isso representa uma vantagem, pois permite a comparação dos valores de reprodutibilidade de diferentes índices de fadiga. Brow (2000) afirma que, em contextos científicos, os valores de CV aceitáveis

estão abaixo de 10%. Segundo Carius et al. (2015), autores que estudam EMG-S costumam classificar valores CV abaixo de 15% como boa reprodutibilidade. No critério de reprodutibilidade relativa, avalia-se a manutenção da posição de ranque do índice de um indivíduo em teste aplicado diversas vezes em um grupo amostral (Atkinson e Nevill, 1998). A principal ferramenta utilizada para avaliar a reprodutibilidade relativa é o coeficiente de correlação intraclasse (*intraclass correlation coefficient*, ICC). Segundo Cicchetti (1994), os valores de ICC menores que 0,40 são classificados como fracos; maiores que 0,40 e menores que 0,59 são considerados razoáveis; entre 0,60 e 0,74, como bons e entre 0,75 e 1,00, excelentes.

Investigações sobre a reprodutibilidade da EMG-S apontam boa reprodutibilidade dos parâmetros eletromiográficos em algumas situações experimentais (Caruis et al., 2015). As pesquisas sobre contrações isométricas de curta duração indicam que a amplitude e a frequência do sinal eletromiográfico apresentam reprodutibilidade aceitável (CV < 10% e ICC > 0,60) em músculos dos membros superiores (Yang e Winter, 1983; Hering et al., 1988; Araújo et al., 2009; Oskouei et al., 2013) e membros inferiores (Kollmitzer et al., 1999; Pincivero et al., 2000, Kellis e Katis, 2008). Tais estudos sugerem que alguns grupamentos musculares apresentam características eletromiográficas mais consistentes que outros (Kollmitzer et al., 1999; Pincivero et al., 2000; Araújo et al., 2009).

Quando se trata da reprodutibilidade de índices eletromiográficos de fadiga, os resultados das pesquisas são conflitantes. Como exemplo, podem ser citados os estudos de fadiga com os músculos extensores da coluna. Dederling et al. (1999) avaliaram dez indivíduos saudáveis que realizaram extensão isométrica da coluna. Os voluntários dessa investigação ficavam com os membros inferiores fixados em suporte com inclinação de 40°, sustentando o peso do tronco suspenso na posição horizontal até a exaustão. As análises dos músculos eretores da espinha foram conduzidas em três oportunidades com cinco dias de intervalo entre os testes. Dederling et al. (1999) mostraram boa reprodutibilidade (ICC variando de 0,65 a 0,90) da inclinação da reta de regressão da MDF e da frequência de potência mediana. Os valores iniciais das retas também foram variáveis bastante reprodutíveis (ICC de 0,75 a 0,89). Sung et al. (2010) realizaram testes semelhantes aos de Dederling et al. (1999) com 32 sujeitos que possuíam dores de coluna. A única diferença entre os protocolos experimentais dessas pesquisas foi a fixação dos membros inferiores feita por Sung et al. (2010), que foi na horizontal. A EMG-S também foi coletada nos músculos eretores da espinha, e o teste era repetido em dois dias nas mesmas condições. A análise dos dados apontou baixa reprodutibilidade (ICC de 0,26 a 0,30) do índice de fadiga baseado na

reta de regressão da MDF. Utilizando o mesmo procedimento adotado por Sung et al. (2010), Ng e Richardson (1996) registraram os sinais dos músculos ilíocostas lombares e multífidos em contrações isométricas de 60 s. As retas de regressão da MDF registradas para o músculo multífidos mostraram-se reprodutíveis, enquanto o índice dos ilíocostas lombares não foram fidedignos (CV de 33% a 48,70%; ICC de 0,37 a 0,56). Ainda sobre o mesmo protocolo experimental, Coorevits et al. (2008) investigaram a reprodutibilidade dos índices eletromiográficos de fadiga da MDF e da INSMDF. Os 20 participantes da pesquisa executaram os testes em duas oportunidades, com uma semana de intervalo entre elas. Oito grupamentos musculares das costas e quadris foram avaliados (grande dorsal, parte lombar do longíssimo torácico, parte torácica e lombar dos iliocostais lombares, multífidos, glúteo máximo e bíceps femoral). Somente para o músculo grande dorsal as inclinações das retas de INSMDF e de MDF não apresentaram resultados com nível de reprodutibilidade satisfatório (ICC de 0,443 a 0,727).

A literatura também não apresenta consenso sobre a reprodutibilidade dos índices de fadiga na musculatura do membro inferior. Merletti et al. (1998) avaliaram a reprodutibilidade dos índices eletromiográficos de fadiga em contrações isométricas estimuladas durante 30 s, experimento esse realizado no músculo vasto medial em cinco dias diferentes. Merletti et al. (1998) relataram alto nível de variação intradias nos índices estimados pelo ARV, RMS, MDF e MNF (ICC de 0,20 a 0,64). Kollmitzer et al. (1999) avaliaram a extensão isométrica do joelho em três avaliações intercaladas por seis semanas de intervalo. Neste estudo, 18 participantes executaram extensões isométrica de joelho com 50% da máxima intensidade até a exaustão. A análise da fadiga de Kollmitzer et al. (1999) concluiu que a inclinação da reta de regressão da MDF do músculo reto femoral proporciona respostas bastante fidedignas em avaliações realizadas em um intervalo relativamente longo de seis semanas (ICC de 0,89). Diferentemente do músculo reto femoral, os músculos vasto lateral e vasto medial não apresentaram índice de fadiga similares entre as avaliações. Zech et al. (2008) mensuraram a reprodutibilidade da inclinação da reta de regressão da MDF dos sinais de EMG-S registrados nos músculos extensores do joelho. Onze estudantes esportistas foram orientados a sustentar contração isométrica até a falha muscular com carga equivalente a 50% da força estática máxima. Esse teste foi repetido por três vezes em um período de 14 dias. Como resultado, Zech et al. (2008) concluíram que as inclinações das retas de MDF dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral não apresentaram valores compatíveis entre as avaliações (ICC de 0,34 a 0,41). Callaghan et al. (2009) ampliaram a proposta de análise de reprodutibilidade dos índices de fadiga para membros

inferiores e estudaram o comportamento eletromiográfico não somente em indivíduos saudáveis, mas também em pessoas que possuíam problemas ósteo-articulares no joelho. Cento e cinquenta e oito voluntários foram divididos em três grupos: 29 participantes saudáveis, 55 portadores de ósteo-artrite e 74 sujeitos que haviam sofrido trauma no joelho. Todos eles realizavam extensão isométrica de joelho e quadril com 60% da intensidade máxima e duração de 60 s. Em nenhum dos músculos estudados (vasto lateral, vasto medial e reto femoral) e em nenhum dos grupos as inclinações das retas de regressão calculadas a partir da amplitude e da frequência produziram índices de fadiga consistentes (ICC de 0,31 a 0,72).

Os estudos existentes sobre a reprodutibilidade dos índices de fadiga eletromiográficos nos músculos dos membros superiores são ainda menos conclusivos. Linssen et al. (1993) avaliaram contrações isométricas intermitentes do músculo bíceps braquial com carga de 80% da força máxima. Os participantes repetiam esse esforço por três segundos em ritmo de 30 contrações por minuto, até que não pudessem alcançar a intensidade prevista para o teste. As avaliações foram realizadas em duas oportunidades. Foi reportada boa reprodutibilidade para a inclinação calculada com as informações do RMS, da frequência de potência mediana e da velocidade de condução. No entanto, esses autores utilizaram o coeficiente de correlação como teste estatístico para a avaliação da reprodutibilidade e, segundo Atkinson e Nevill (1998), isso constitui procedimento inadequado para esse tipo de análise. Rainoldi et al. (1999) investigaram o sinal eletromiográfico do bíceps braquial de 43 sujeitos que realizaram contrações isométricas de 30 s com 10%, 30%, 50% e 70% da força máxima. As contrações em cada intensidade foram repetidas em três dias diferentes. As variáveis ARV e MNF não produziram índices de fadiga confiáveis (ICC de -0,05 a 0,48). Pesquisa com protocolo similar ao proposto por Rainoldi et al. (1999) foi conduzida por Lee et al. (2011). Nela, foram recrutados 11 participantes para realizar flexões isométricas de cotovelo. Três testes de 30 s foram executados em três intensidades 20%, 50%, 80% da força obtida na contração estática máxima. O procedimento de teste foi executado em três dias e os resultados obtidos apontaram baixa reprodutibilidade para as inclinações da MDF, MNF, RMS e ARV (ICC de 0,18 a 0,62). Ollivier et al. (2005) solicitaram a dez voluntários que realizassem contração isométrica do bíceps durante 30 s com 60% da força voluntária máxima. Os pesquisadores repetiram os testes em três dias diferentes. Os valores de inclinação da reta calculada com os parâmetros RMS, MDF e velocidade de condução não apresentaram bons padrões de reprodutibilidade (ICC de 0,26 a 0,46). O índice baseado na razão entre as áreas das variáveis analisadas nesse estudo

apresentou reprodutibilidade mais satisfatória (ICC de 0,50 a 0,73) que as inclinações das retas de regressão.

A baixa consistência dos índices eletromiográficos de fadiga pode ser acarretada por fatores intrínsecos e extrínsecos que influenciam diretamente na assinatura espectral do sinal da EMG-S. Os fatores intrínsecos estão relacionados às características fisiológicas do indivíduo avaliado e às particularidades na constituição de cada grupamento muscular. Entre os fatores intrínsecos estão: espessura do tecido adiposo e demais camadas de tecido compreendidas entre músculo e pele; predominância do tipo de fibra muscular que compõe o músculo; distribuição de unidade motoras e a posição de junções neuromusculares (Deluca, 1997; Farina, et al., 2004a). Os fatores extrínsecos englobam elementos alheios à fisiologia muscular, tais como distância intereletrodica do equipamento; forma e área de contato dos eletrodos; posicionamento/orientação dos eletrodos (Burden e Bartlett, 1999).

Os equipamentos com eletrodos bipolares, principal tecnologia utilizada nas pesquisas sobre os índices de fadiga, são propensos a interferência dos fatores externos e internos no sinal EMG-S. Esse tipo de equipamento possui grande limitação, que é a dificuldade de se obter um correto posicionamento dos eletrodos para a captação do sinal. Via de regra, há dois locais que devem ser evitados na fixação dos eletrodos: zonas de inervação (áreas de concentração das junções neuromusculares) e regiões tendíneas. As zonas de inervação mostram-se inadequadas pois nelas ocorrem o fenômeno de cancelamento de amplitude que acaba por reduzir a energia do sinal (Farina et al., 2004a). Nas regiões tendíneas os potenciais de ação são extintos e não há registro efetivo de EMG-S. As regiões tendíneas são facilmente evitadas mesmo com os eletrodos bipolares. No entanto, com esse instrumental não é possível garantir que colocação dos eletrodos não foi efetuada em zonas de inervação. Há na literatura científica diversos mapas anatômicos que recomendam o posicionamento dos eletrodos bipolares em cada grupo muscular. Porém, os mapas representam apenas um subterfúgio, pois eles não levam em consideração as diferenças individuais como o tamanho dos segmentos corporais e volume muscular (Masuda et al., 1984; Merletti et al., 2003). A Figura 2.12 ilustra as orientações para posicionamento de eletrodos no músculo vasto lateral e as variações do sinal em relação ao posicionamento dos eletrodos.

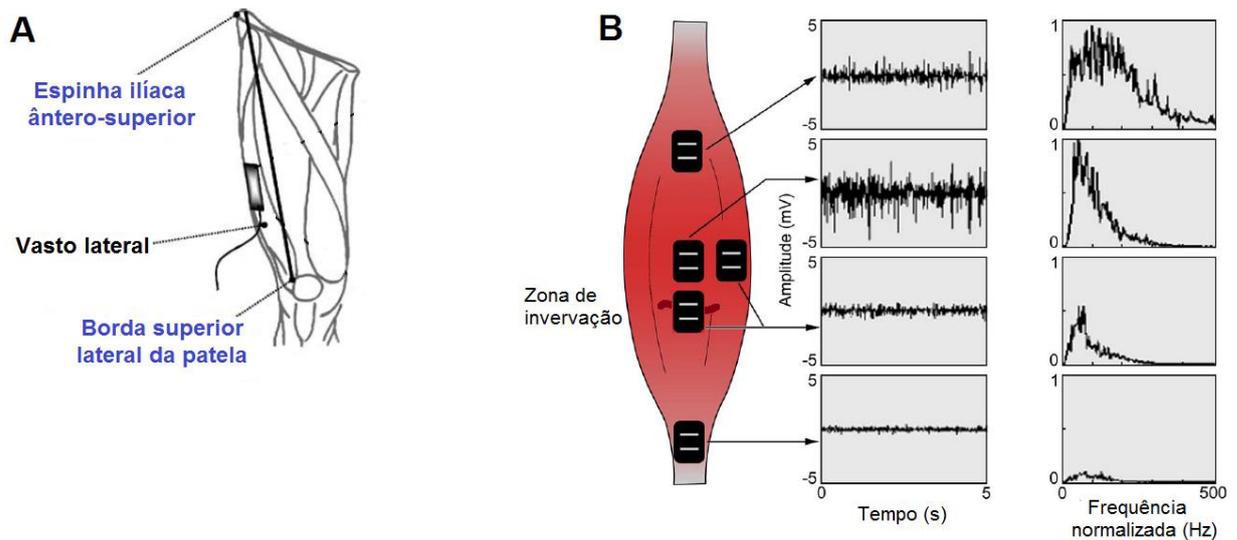


Figura 2.12 - Mapa anatômico para posicionamento do eletrodo no músculo vasto lateral (A) e variações de amplitude e frequência no sinal da EMG de acordo com o posicionamento do eletrodo (B). Adaptado de De Luca (1997) e Rainoldi et al. (2004).

O emprego dos arranjos lineares de eletrodos pode reduzir o problema de posicionamento dos sensores (Merletti et al., 2003) e, conseqüentemente, aumentar o nível de reprodutibilidade dos índices de fadiga. Como os eletrodos dispostos em linha recobrem grande parte do ventre muscular em sua extensão longitudinal, é possível acompanhar o potencial de ação desde sua origem até sua extinção. A análise visual dos sinais captados pelo arranjo linear permite apontar as áreas em que o sinal eletromiográfico apresenta boa qualidade (Masuda et al., 1984). A Figura 2.13 apresenta um arranjo linear de eletrodos. A identificação da zona de inervação e das regiões de boa propagação é realizada por meio da análise visual do sinal eletromiográfico. A influência da localização da região de boa propagação na reprodutibilidade dos índices de fadiga pode ser exemplificada ao se retomar as análises sobre os relatos de Rainoldi et al. (2001). Esses pesquisadores utilizaram o arranjo linear de eletrodos no procedimento experimental e foram os únicos a encontrar valores fidedignos nos índices de fadiga dos músculos vasto lateral e vasto medial.

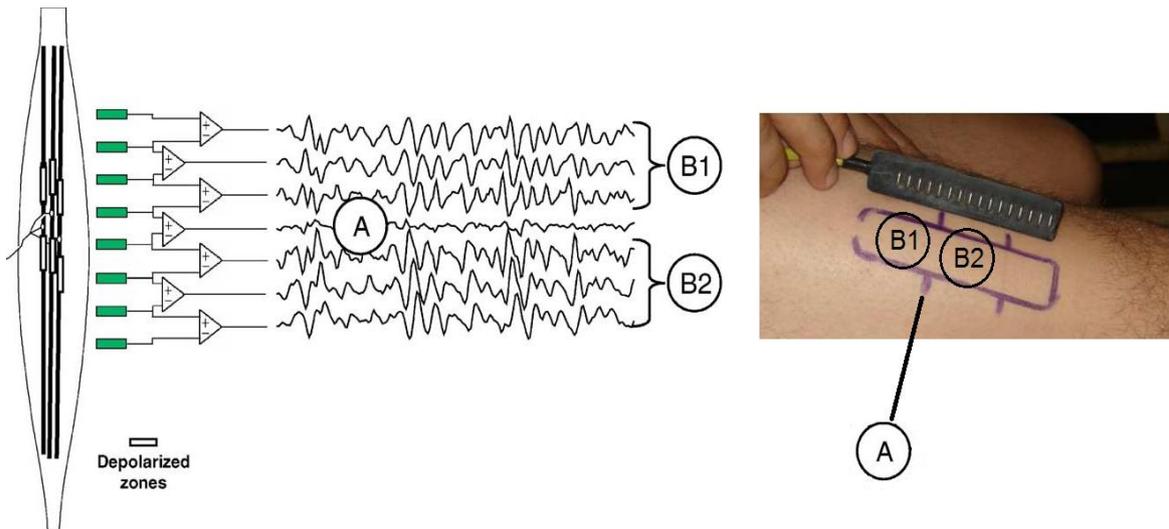


Figura 2.13 - Arranjo linear de eletrodos e ilustração dos sinais captados com o filtro espacial duplo diferencial. Por meio da análise visual dos sinais, é possível identificar a zona de inervação no músculo (A), bem com as regiões de boa propagação do sinal (B1 e B2).

Adaptado de Rainoldi et al. (2004).

Ainda que as regiões de boa propagação sejam localizadas com arranjos lineares, as características anisotrópicas dos tecidos que recobrem as estruturas musculares podem causar distorções de natureza espacial no sinal eletromiográfico captado em diferentes regiões do ventre muscular. Em Ollivier et al. (2005) nem mesmo o posicionamento dos eletrodos nas regiões de boa propagação com o arranjo linear foi suficiente para produzir índices de fadiga consistentes. Além das distorções espaciais decorrentes da não homogeneidade do tecido subcutâneo, a posição relativa entre eletrodo/músculo não é absolutamente constante, mesmo em contrações estáticas. Essa foi a conclusão de Piitulainen et al. (2009), que reportaram pequenas variações no comprimento muscular em esforços isométricos. Piitulainen et al. (2009) utilizaram matrizes de eletrodos e mapas topográficos no bíceps braquial para acompanhar o deslocamento da zona de inervação em contrações de 10%, 20%, 30%, 40%, 50%, 75% e 100% da força isométrica máxima. Os resultados obtidos indicaram que as zonas de inervação se deslocam de -0,8 cm a 2,4 cm entre as intensidades mínimas e máximas. A variação média entre as intensidades intermediárias foi $0,6 \pm 0,8$ cm. As distorções espaciais provocadas no sinal pela movimentação da zona de inervação foram $21,8 \pm 9,9$ Hz para a MDF, $0,16 \pm 0,15$ mV no RMS e $1,15 \pm 0,93$ m/s na velocidade de condução. Mademli e Arampatzis (2005) também observaram modificações na arquitetura muscular que alteram a posição relativa do eletrodo. Por meio da ultrassonografia, eles

analisaram o comprimento muscular e o ângulo de penetração das fibras do músculo gastrocnêmio medial em contrações isométricas de intensidade correspondente a 40% da força isométrica máxima. As imagens registradas durante o esforço indicaram diminuição de 11% no comprimento do fascículo muscular e um aumento de 10% em seu ângulo de penetração. Deste modo, é razoável presumir que os eletrodos dificilmente captam sinais da mesma região muscular, ainda que não ocorram movimentação de segmentos corpóreos durante os testes de fadiga. Esse fato enseja a criação de estratégias de processamento que minimizem as distorções espaciais observadas no sinal eletromiográfico.

3 - PROPOSTA DE NOVOS ÍNDICES ELETROMIOGRÁFICOS DESCRITORES DE FADIGA

Os índices eletromiográficos de fadiga são o principal objeto de análise da presente tese. Como o processo de construção dos índices envolve várias etapas, cada uma delas foi considerada na tentativa de se estabelecer índices mais consistentes. A primeira etapa foi a proposição de novos parâmetros eletromiográfico a partir do quais os índices são estabelecidos. A segunda etapa foi o delineamento de um modelo estocástico markoviano para o cálculo dos novos índices. A última etapa foi a verificação da influência de diferentes janelamentos na estimativa dos índices. As próximas seções deste capítulo destinam-se a descrever e justificar as estratégias adotadas na elaboração das novas ferramentas eletromiográficas de mensuração da fadiga.

3.1 - PROPOSIÇÃO DE NOVOS PARÂMETROS ELETROMIOGRÁFICOS PARA O ESTUDO DA FADIGA

3.1.1 - Fundamentação

As modificações na arquitetura muscular em contrações isométricas reportadas por Piitulainen et al. (2009) e Mademli e Arampatzis (2005), bem como outras interferências relativas a irregularidades no volume condutor (Basmajian e De Luca, 1985, Merletti e Parker, 2004), podem influenciar a reprodutibilidade do sinal de EMG-S em bandas de frequência específicas. Essa hipótese fundamenta-se nos achados de Dolan et al. (1995) que avaliaram a reprodutibilidade de parâmetros eletromiográficos dos extensores da coluna. Os voluntários dessa pesquisa sustentaram por 46 s uma extensão de tronco com 60% da força isométrica máxima em três ocasiões. As duas primeiras sustentações foram realizadas em um único dia, com intervalo de uma hora. A terceira sustentação foi repetida seis dias após as primeiras avaliações. Dolan et al. (1995) indicaram que a faixa de frequência entre 5 Hz e 30 Hz mostrou-se mais reprodutível em termos de energia total, frequência mediana e pico de amplitude. É importante destacar que nesse estudo houve reposicionamento de eletrodos nas avaliações intradias e que, possivelmente, as superfícies de contato não foram colocadas exatamente no mesmo lugar. A reprodutibilidade do sinal da EMG-S em faixas específicas de frequência também foi testada por Silva et al. (2012) que avaliaram 15 sujeitos do sexo

masculino em uma extensão isométrica do joelho com intensidade equivalente a 50% da força máxima. Nesse estudo, os voluntários sustentavam a contração até a falha muscular representada por uma queda superior a dez por cento da tensão exercida. O teste foi realizado em três oportunidades e a reprodutibilidade do sinal EMG-S foi avaliada no espectro de potência dividido em bandas de 20 Hz. Os pesquisadores constataram que as faixas entre 100 Hz e 140 Hz apresentam melhores índices de reprodutibilidade.

A ideia de segmentar a análise do sinal eletromiográfico em bandas de frequência é reforçada ao se analisar os achados de Chowdhury e Nimbarte (2015). Esses pesquisadores submeteram dez voluntários a tarefa repetitiva de flexão e extensão do ombro e avaliaram o sinal do músculo trapézio superior. Utilizando banco de filtros de transformada wavelets, os pesquisadores verificaram que os coeficientes de baixa frequência (faixa entre 12 Hz e 46 Hz) são mais sensíveis ao processo de exaustão em contrações repetitivas. Da mesma forma, Karthick e Ramakrishnan (2016) também utilizaram ferramentas de análise tempo-frequência (distribuição B das distribuições tempo frequência da classe de Cohen) para analisar a fadiga em contrações isométricas e dinâmicas. Nesta pesquisa 15 voluntários sustentaram halter de 6 kg com o cotovelo em flexão de 90° e mais 15 participantes realizaram sucessivas flexões e extensões de cotovelo com os mesmos 6 kg. Tanto o teste isométrico quanto o dinâmico foram realizados até a falha na ação muscular. Karthick e Ramakrishnan (2016) concluíram que a relação entre coeficientes de média e baixas frequências (46 a 95 Hz e 15 a 45 Hz, respectivamente) foi mais sensível ao processo de fadiga que a relação estabelecida com faixas de frequência superiores. Assim, as faixas de baixas frequências (< 100 Hz) do sinal EMG-S, além de apresentarem maior estabilidade, também parecem ser mais sensíveis à instauração da fadiga.

3.1.2 - Avaliação da distorção espacial do sinal eletromiográfico

A partir da constatação de que determinadas bandas de frequência do sinal eletromiográfico podem ser menos suscetíveis a interferência de fatores intrínsecos e extrínsecos, o primeiro desafio do estudo foi verificar se há faixas frequenciais que sofrem menor distorção durante a propagação dos potenciais de ação ao longo do ventre muscular. Para esse propósito, foram analisados sinais captados por um arranjo linear de sete canais diferenciais posicionados no bíceps braquial de oito voluntários sedentários do sexo masculino, que realizaram contrações isométricas de 90 segundos com intensidade

equivalente a 40% da força máxima (detalhes da coleta na seção 4.1). Esses sinais foram segmentados em faixas de frequência por um banco de filtros e a função de correlação cruzada aplicada em cada banda foi utilizada para quantificar a deformação nas formas de onda do sinal de EMG-S que se propaga ao longo do ventre muscular.

O banco de filtros implementado correspondeu ao procedimento de cálculo da SWT. Optou-se por essa ferramenta porque ela tem apresentado bons resultados na análise dos sinais eletromiográficos (Lee e Lee, 2000; González-Izal, 2010; Yochum et al. 2012). Além disso, com a SWT também foi possível avaliar o desempenho de diversas wavelets mãe na caracterização do sinal. No presente estudo foram exploradas algumas wavelets normalmente utilizadas na análise eletromiográfica. São elas: daubechies 4 (db4), daubechies 5 (db5), symlet 5 (sym5) e biortogonal 3.1 (bio31) (Lee e Lee, 2000; Berger, 2001; Flanders, 2002; González-Izal et al., 2009; González-Izal et al., 2010; Yochum et al. 2012).

Na investigação da correlação cruzada dos sinais da SWT, cada um dos sete sinais diferenciais do arranjo linear foi decomposto em um nível de aproximação e cinco níveis de detalhes. Esse escalonamento foi adotado com base nos procedimentos descritos por González-Izal et al. (2009) e González-Izal et al. (2010). As frequências de corte para os diferentes níveis de decomposição foram determinadas da seguinte forma (Miao e Pecht, 2011; Cong et al., 2012; Chowdhury e Nimbarte, 2015):

$$f_{a_j} \in [0, f_s/2^{j+1}], \quad (3.1)$$

$$f_{d_j} \in [f_s/2^{j+1}, f_s/2^j], \quad (3.2)$$

em que j é o nível de decomposição do sinal; f_s é a frequência de amostragem do sinal; f_{a_j} é a banda de frequência dos filtros de aproximação e f_{d_j} é a faixa de corte dos filtros dos detalhes. A Tabela 3.1 apresenta as faixas de corte do banco de filtros implementado na presente investigação. A resposta em frequência dos filtros é ilustrada Figura 3.1.

Tabela 3.1 – Faixas de corte dos filtros passa-baixas e passa-altas empregados no banco de filtros da análise wavelets.

Nível de decomposição	Faixa de corte do sinal (Hz)
d ₁	512 – 1024
d ₂	256 – 512
d ₃	128 – 256
d ₄	64 – 128
d ₅	32 – 64
a ₁	0 – 32

Níveis de decomposição dos filtros wavelets. d₁ indica o nível de detalhes 1; d₂, detalhes 2; d₃, detalhes 3; d₄, detalhes 4; d₅, detalhes 5; a₁, aproximações.

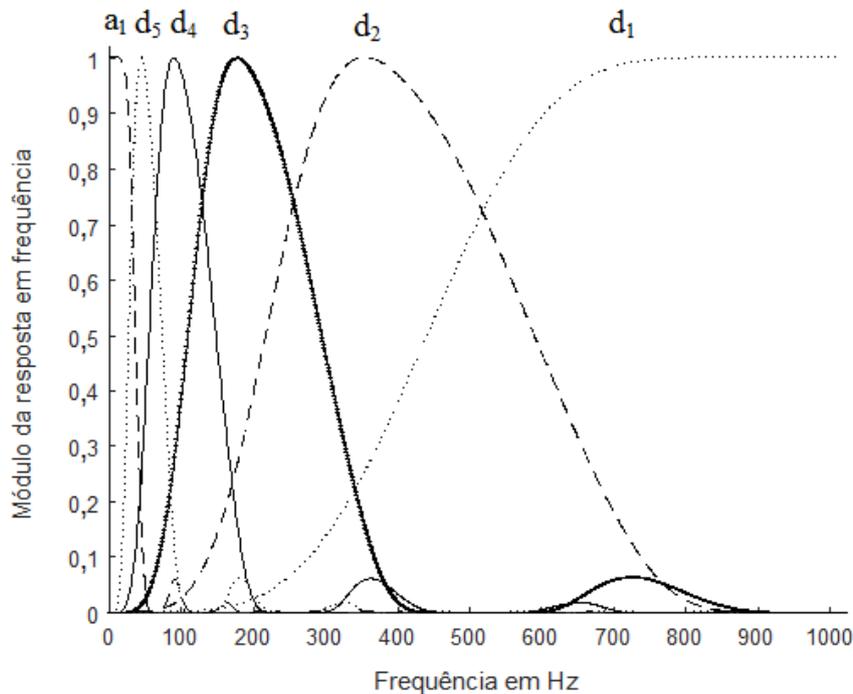


Figura 3.1 - Respostas em frequência normalizadas dos filtros passa-baixas e passa-altas que compõem o banco de filtros da wavelet mãe symlet 5. A frequência de amostragem utilizada para o delineamento dos filtros foi de 2048 Hz. Na figura: a₁ aproximação; d₅ nível 5 dos detalhes; d₄ nível 4 dos detalhes; d₃ nível 3 dos detalhes; d₂ nível 2 dos detalhes; d₁ nível 1 dos detalhes.

A função de correlação cruzada, empregada para avaliar a similaridade entre os sinais, gera vetor com valores que oscilam entre zero e um. O valor zero no vetor indica que não há nenhuma correlação entre os sinais e o valor um representa similaridade máxima das

formas de onda (Nelson-Wong et al., 2009). Considerando que k representa o índice dos canais diferenciais do arranjo linear ($k = 1, 2, \dots, 7$) e que no canal 1 há o primeiro registro do sinal eletromiográfico, a função de correlação cruzada entre a forma de onda do sinal inicialmente propagado e aquela registrada em outros pontos do ventre muscular é dada por:

$$\rho_{1,k(\tau)} = \frac{\sum_{n=1}^N x_k(n - \tau)x_1(n)}{\sqrt{\sum_{n=1}^N x_k^2(n) \sum_{n=1}^N x_1^2(n)}} \quad (3.3)$$

Somente o valor máximo do vetor de correlação cruzada foi considerado na análise, pois ele quantifica o valor da correlação cruzada quando ocorre a melhor sobreposição dos sinais. A Figura 3.2 ilustra a análise correlação cruzada conduzida entre os canais diferenciais do arranjo linear de eletrodos (c_1 a c_7).

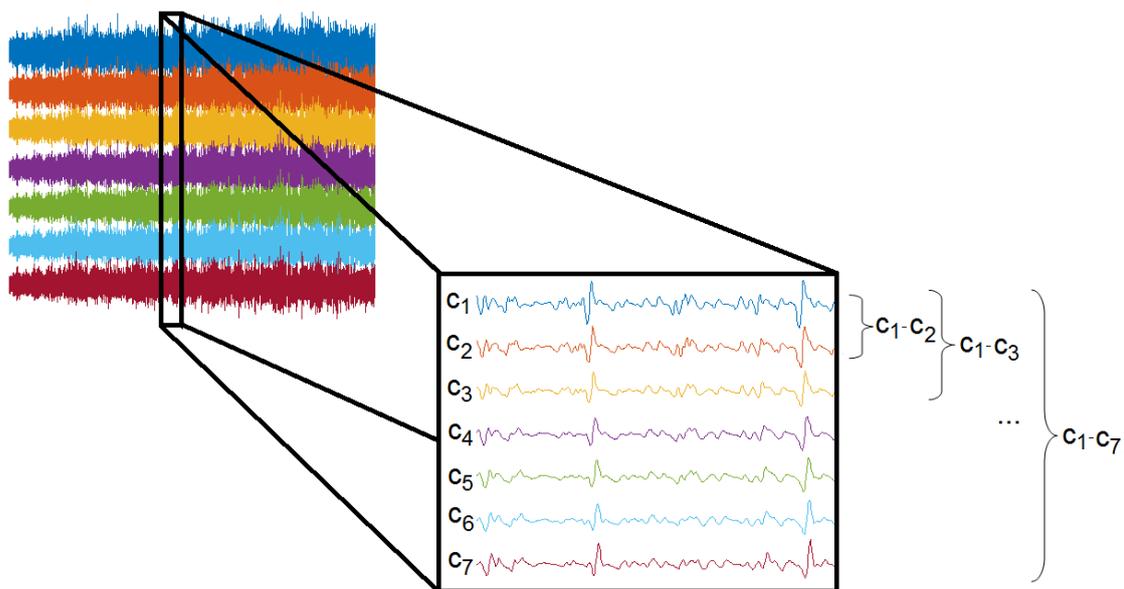


Figura 3.2 - Esquema ilustrando a análise da correlação cruzada entre os canais diferenciais (c_1 a c_7) do arranjo linear de eletrodos. O primeiro canal (c_1) indica o ponto inicial de propagação do sinal eletromiográfico e é utilizado como referência da forma de onda original.

Na Figura 3.3 são ilustrados os decréscimos na função de correlação dos sinais diferenciais captados no bíceps braquial dos voluntários. Nessa figura são apresentadas as correlações do sinal original e as correlações obtidas com o sinal decomposto nos níveis de aproximações (a_1) e detalhes (d_1 a d_5).

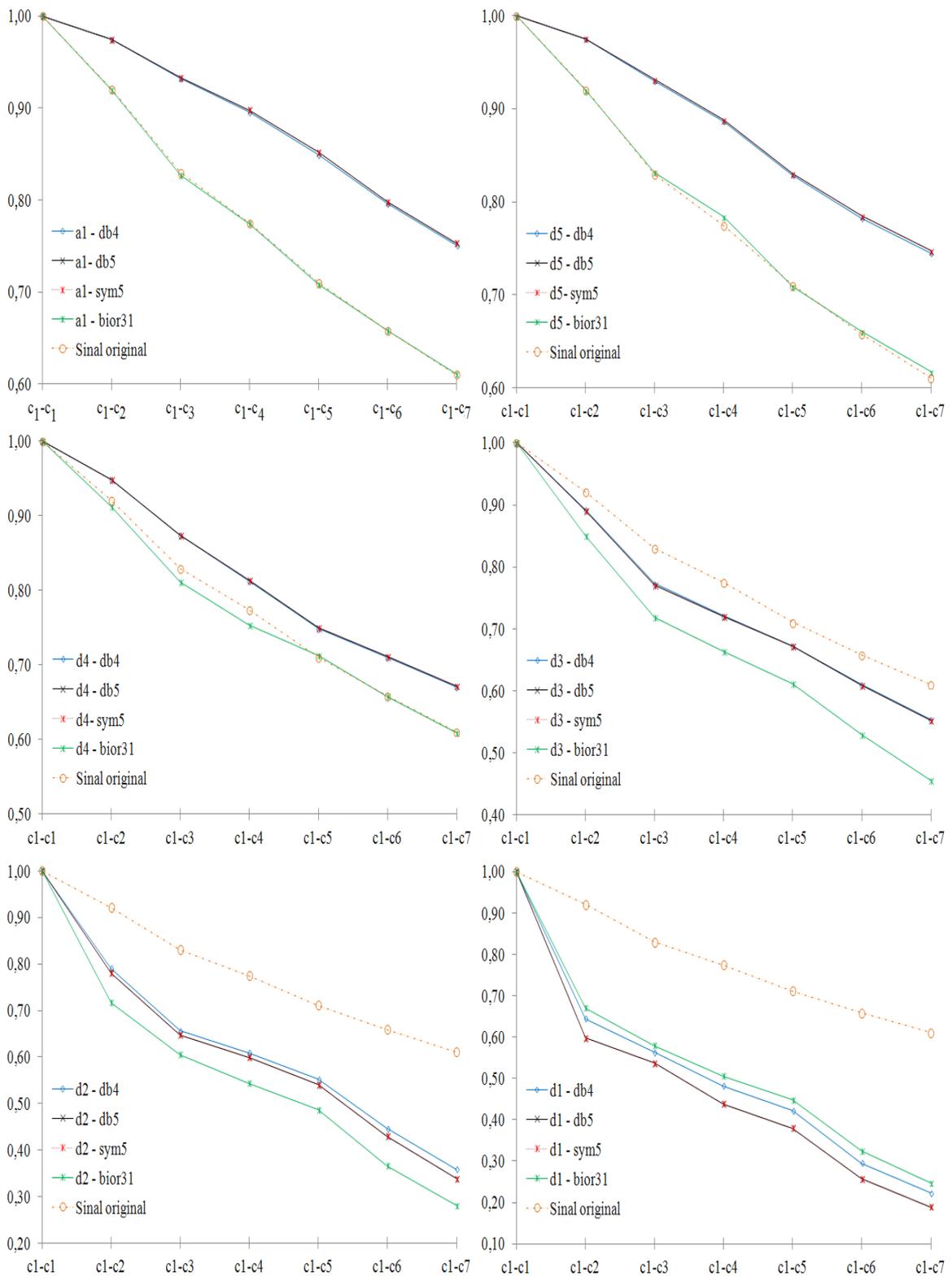


Figura 3.3 - Decréscimo no coeficiente de correlação cruzada entre os sinais captados pelo arranjo linear de eletrodos. O decréscimo nos coeficientes indica o nível de distorção espacial sofrido pelo sinal ao longo de sua propagação. O primeiro canal de aquisição (c_1) representa o ponto inicial de registro da propagação e os canais subsequentes (c_2 a c_7) correspondem ao sinal captados em pontos cada vez mais distantes. São ilustradas as correlações do sinal original e as correlações do nível das aproximações (a_1) e dos detalhes (d_1 a d_5). Foram analisadas as aproximações obtidas com as wavelets daubechies 4 (db4), daubechies 5 (db5), symlet 5 (sym5) e biortogonal 3.1 (bio31).

Com a análise das correlações em cada nível de decomposição, verificou-se que as frequências mais baixas apresentavam queda menos acentuada da correlação entre os canais adjacentes. O coeficiente de correlação médio entre o sinal de origem (canal 1) e o sinal do último eletrodo (canal 7) foi superior a 0,70 no nível das aproximações (a_1) no nível de detalhes 5 (d_5) para todas as wavelets mãe testadas. À medida que a análise progredia para os níveis correspondentes às maiores frequências (detalhes 4 a detalhes 1 – d_4 a d_1), observou-se maior queda nos valores de correlação cruzada entre os sinais dos sete canais do arranjo de eletrodos. A queda aproximada na correlação cruzada no primeiro para o sétimo canal foi de aproximadamente 25% para o nível a_1 , 25% para o d_5 , 34% para o d_4 , 44% para o d_3 , 56% para o d_2 , 78% para o d_1 . Esse fato corrobora os achados nos quais foi verificado que as características do sinal original são mais preservadas nas faixas de baixa frequência.

3.1.3 - Proposição dos novos parâmetros eletromiográficos

Após a averiguação de que as baixas frequências do sinal de EMG-S são mais robustas às distorções espaciais do sinal, além de serem mais reprodutíveis e mais sensíveis à fadiga (Chowdhury e Nimbarte, 2015; Karthick e Ramakrishnan, 2016), novos parâmetros de análise eletromiográfica foram propostos para ressaltar coeficientes dessas faixas de frequências. O primeiro parâmetro proposto foi denominado escalar ponderado de Fourier (*scale weighted Fourier*, SWF). A projeção do segmento r sobre uma base composta pela Transformada Discreta de Fourier retorna um total de N coeficientes complexos transformados. O SWF proposto é calculado com base no vetor de coeficientes $X_r[k]$, $k = 0, 1, \dots, N - 1$. Para cada janela de índice r extraída do sinal eletromiográfico (conforme janelamento descrito na equação 2.1), o SWF pode ser expresso em termos matemáticos como

$$\lambda_{SWF}[r] = \sqrt{\sum_{k=0}^{N-1} \left(\frac{|X_r[k]|}{k+1} \right)^2}. \quad (3.4)$$

O segundo parâmetro proposto baseia-se na DWT e é denominado escalar ponderado wavelet (*scale weighted wavelet*, SWW). A projeção de um segmento $\hat{x}_r[n]$ de índice r e

comprimento de N amostras sobre uma base correspondente a uma determinada wavelet mãe suporta uma decomposição de $\log_2(N)$ níveis (Vetterli e Kovacevic, 2007). Assim, o SWW será definido por

$$\lambda_{SWW}[r] = \sqrt{\sum_{m=0}^{\log_2(N)-1} \sum_{k=0}^{2^m-1} \frac{|W_r[2^m + k - 1]|^2}{2^m}}, \quad (3.5)$$

em que $\lambda_{SWW}[r]$ representa o vetor que armazena os valores do SWW calculado no r -ésimo segmento $\hat{x}_r[n]$ e W_r representa os coeficientes de aproximação e detalhes da DWT. Visto que todas as wavelets mãe estudadas, exceto a biortogonal 3.1, apresentaram performances semelhantes em relação ao decrescimento da correlação cruzada dos sinais do arranjo linear (Figura 3.3), optou-se por adotar a wavelet mãe sym5 no cálculo do SWW.

O último parâmetro proposto fundamentou-se na relação de energias dos coeficientes da SWT. Esse parâmetro foi denominado de razão wavelet entre a energia das escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes (*wavelet index of ratio of energies at scales of low frequency and wavelets energy*, WIRELT). Essa variável é a modificação do WIRE51 apresentado por González et al. (2009). Propõe-se a modificação porque o nível de decomposição d_1 escolhida por González et al. (2009) como ponto chave para a estimativa do WIRE51 (equação 2.16) é a faixa frequencial que possui menor energia (De Luca, 1997; Merletti e Parker, 2004) e seus coeficientes caracterizam com muita pobreza o sinal EMG-S. O WIRELT é expresso em termos matemáticos como

$$\lambda_{WIRELT}[r] = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N |a_{1_r}[n]|^2 + \sum_{i=1}^N |d_{5_r}[i]|^2}{\sum_{i=1}^N |a_{1_r}[i]|^2 + \sum_{k=1}^5 \sum_{i=1}^N |d_{k_r}[i]|^2}}, \quad (3.6)$$

em que $\lambda_{WIRELT}[r]$ representa o vetor que armazena os valores do WIRELT calculados no r -ésimo segmento $\hat{x}_r[n]$ (equação 1); r representa o índice das janelas; N é número total de amostras da janela; n representa o índice da amostra do segmento janelado; $a_{1_r}[n]$ são os coeficientes de aproximação e $d_{k_r}[n]$ são os coeficientes de detalhe ($k_r = 1, \dots, 5$). O WIRELT também foi estimado somente com a wavelet mãe sym5 e, assim como o SWW.

É importante destacar que, como o espectro do sinal de EMG-S tende a deslocar-se

para as baixas frequências à medida em que o músculo exaure sua capacidade contrátil, espera-se observar comportamento crescente dos três novos parâmetros propostos.

3.2 - ÍNDICES DE FADIGA PROPOSTOS COM BASE EM PARÂMETROS ACUMULADOS

Em estudos pilotos realizados na presente tese, identificou-se que os parâmetros eletromiográficos obtidos em diferentes pontos do ventre muscular apresentavam comportamento bastante semelhante (Figura 3.4). No entanto, os índices de fadiga tradicionais não representavam de forma satisfatória essa similaridade facilmente identificada em análises visuais. Diante dessa limitação, diversas estratégias para construção de índices com menor nível de variação decorrente da posição dos eletrodos foram avaliadas. A estratégia cujos resultados indicaram menor oscilação dos índices de fadiga foi baseada em um processo de acumulação dos parâmetros eletromiográficos normalizados. A modelagem e justificativa matemáticas para a implementação do procedimento de acumulação de parâmetros na análise da fadiga com a EMG-S são apresentadas a seguir.

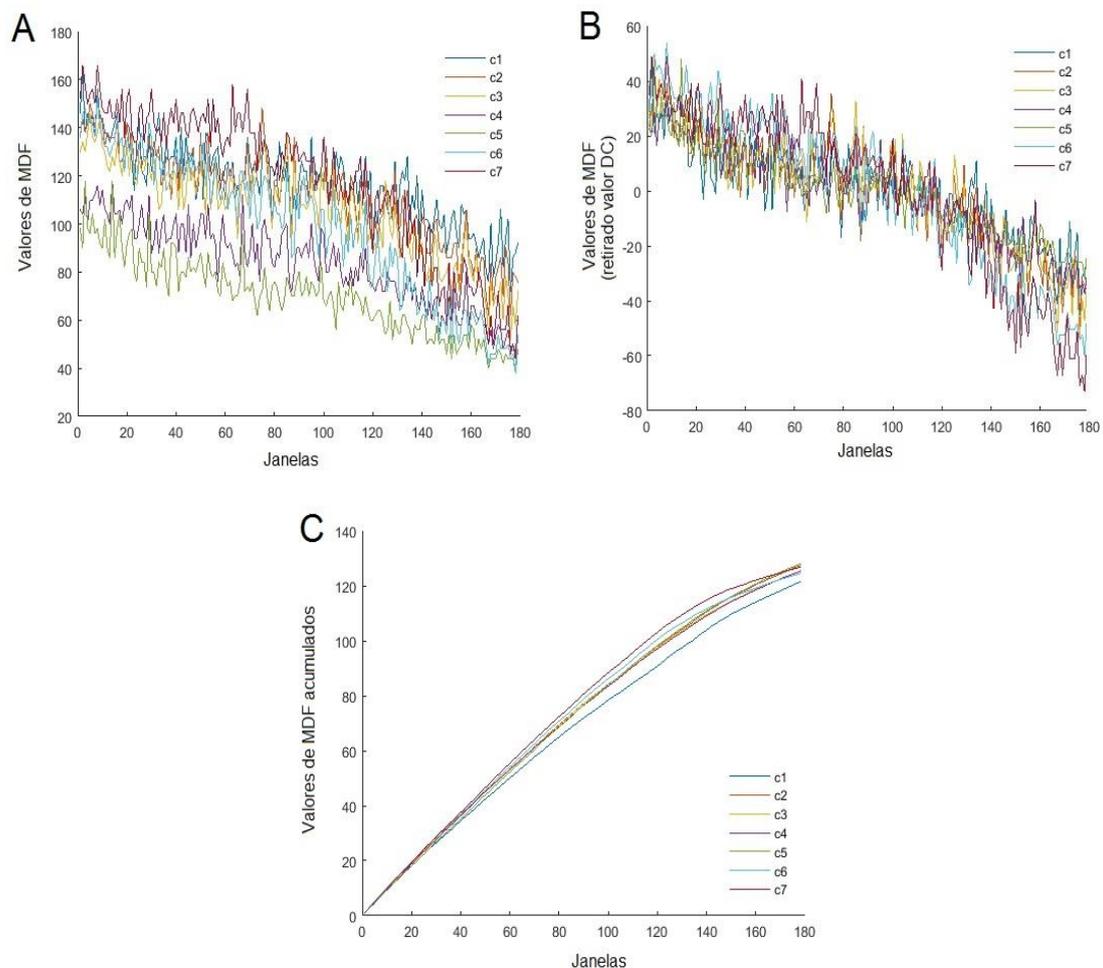


Figura 3.4 - Valores de MDF em Hz ilustrando o comportamento do parâmetro ao longo de contração isométrica fadigante do bíceps braquial: A) valores brutos calculados nos canais diferenciais (c_1 a c_7) do arranjo linear de eletrodos; B) valores brutos com retirada do componente DC para facilitar a visualização da sobreposição das curvas; C) valores de MDF normalizados e acumulados.

Em muitas abordagens, os sinais de EMG-S obtidos em procedimentos experimentais isométricos são modelados como processos estocásticos estacionários. A estacionaridade geralmente é postulada com respeito à variância, à expectância e à função de autocorrelação associada com EMG-S. Essas variáveis indicam que localmente o sinal de EMG-S pode ser considerado um fenômeno estacionário (Bonato et al., 2001; Merletti e Parker, 2004). Outros parâmetros de natureza estocástica que caracterizam os fenômenos fisiológicos também podem ser investigados na descrição da fadiga por meio da EMG-S. Entre esses parâmetros, podemos citar a função densidade de probabilidade, o espectro de potência e outras possíveis grandezas (Lo Conte e Merletti, 1995; Merletti e Parker, 2004, Nelson-Wong et al., 2009). Para chegar a proposição de novos índices de fadiga muscular,

são estabelecidas condições de contorno para utilização de alguns desses parâmetros. Da mesma forma serão estabelecidos os requisitos tecnológicos para atender as condições de contorno reportadas e será desenvolvido modelo estocástico teórico estimador do comportamento das variáveis aleatórias investigadas. Por fim, será apresentada a metodologia para o cálculo dos índices de fadiga.

3.2.1 - Restrições para a proposição dos novos parâmetros indicadores de fadiga

A proposta para a estimativa dos novos índices de fadiga foi estabelecida com base no seguinte conjunto de restrições:

1 – Reduzir os efeitos da localização espacial dos eletrodos de superfície, visto que se observa grande variação da faixa dinâmica do sinal adquirido em função da localização dos eletrodos.

2 – Reduzir a variação temporal da faixa dinâmica do sinal observada durante a aquisição de sinais de eletromiografia de superfície quando os experimentos são realizados em momentos distintos.

3 – Reduzir os ruídos espúrios de banda larga: reduzir ruído de fundo (ruído branco com distribuição de probabilidade gaussiana) e outros fenômenos locais de curta duração que podem ocorrer durante a execução do experimento.

4 – Preservar a assinatura espectral do indivíduo em experimentos realizados em testes repetidos. Esse tema aborda a “invariância fisiológica temporal” do indivíduo. Se o condicionamento físico é mantido, os parâmetros caracterizadores deverão se preservar quando avaliados em momentos distintos no tempo.

5 – Como o objeto de estudo é a fadiga muscular e este processo é relativamente lento (com respeito a taxa de amostragem), a não-estacionaridade possui uma certa “inércia” que se torna presente à medida em que o tempo decorre. Deseja-se discriminar a não-estacionaridade de forma a associá-la com a instalação do fenômeno fisiológico da fadiga muscular.

6 – O parâmetro discriminador deve apresentar estimativa do comportamento temporal que permita inferir sobre o nível de instalação do processo de fadiga (uma quantificação) que ocorre durante a realização do procedimento experimental. Esse parâmetro discriminador deve apresentar a invariância temporal e espacial (reprodutibilidade do índice).

3.2.2 - Requisitos decorrentes das restrições estabelecidas

Com base nas restrições estabelecidas foram observados os requisitos de base tecnológica que nortearam a proposição dos índices discriminadores de fadiga muscular:

1 – O parâmetro descritor deve ser preferencialmente normalizado (grandeza adimensional) de forma que minimize o efeito da variância temporal do procedimento físico e da variância espacial da localização dos eletrodos (busca-se atender as restrições 1 e 2). A normalização deve ajustar a faixa dinâmica dos parâmetros descritores de forma que, independentemente do local de aplicação dos eletrodos ou da data de realização do experimento, ele possa assumir o mesmo valor inicial.

2 – O parâmetro descritor deve ter característica temporal acumulativa. Essa abordagem visa reduzir os efeitos do ruído branco gaussiano, que, por característica intrínseca, é ortogonal consigo mesmo e se autocancela em um processo que envolve promediação. Esse processo também minimiza os efeitos de ruídos espúrios (como os gerados pelo deslocamento dos eletrodos), na medida em que o processo acumulativo dilui os efeitos de fenômenos locais (busca-se atender a restrição 3). Por outro lado, o descritor acumulativo tem por característica preservar as assinaturas espectrais do fenômeno da fadiga, visto que essas características também se preservam no decorrer do tempo (busca-se atender a restrição 4).

3 – Como se opta por um descritor com característica acumulativa, a não-estacionariedade também deve ser um fator acumulativo que faça com que o respectivo parâmetro divirja do seu valor estimado caso o fenômeno seja estritamente estacionário. Essa grandeza (a medida da discrepância entre o parâmetro computado sobre o fenômeno real e não-estacionário com respeito a estimação tomando-se a abordagem estacionária) deve inferir o nível de fadiga do indivíduo (busca-se atender as restrições 5 e 6).

3.2.3 - Modelo estocástico adotado

Considere um segmento de sinal estocástico de EMG-S $x_r[n]$, $n = 0, 1, \dots, N - 1$, que constitui um conjunto de N amostras e r corresponda ao índice do segmento (janela), $r = 1, 2, \dots, L$, e também uma variável aleatória (um determinado parâmetro temporal, frequencial ou tempo-frequência) $\lambda[r]$ que é computada sobre janelas de índice r (sucessivas ou com superposição) e constitui uma cadeia em tempo discreto, que vamos supor ser uma

cadeia Markoviana com espaço amostral Ω . A estrutura de probabilidades da variável $\lambda[r]$ é totalmente determinada desde que: 1) a distribuição conjunta de cada conjunto de variáveis aleatórias é determinada; 2) a função de densidade de cada conjunto de variáveis aleatórias é conhecida. Assumindo que a sequência aleatória gerada possa ser descrita por cadeia de Markov em tempo discreto e estacionário (ou homogêneo), a probabilidade de $\lambda[r]$ assumir valor futuro depende somente do estado atual (também dito processo sem memória), neste caso:

$$\begin{aligned} P(\lambda[M] \leq \lambda_M | \lambda[1] = \lambda_1, \lambda[2] = \lambda_2, \dots, \lambda[M-1] = \lambda_{M-1}) \\ = P(\lambda[M] \leq \lambda_M | \lambda[M-1] = \lambda_{M-1}). \end{aligned} \quad (3.5)$$

Neste caso (homogêneo), a expectância (valor esperado ou média estatística), μ_x , é independente da posição \vec{v} , isto é, $\mu_\lambda(\vec{v}) = \mu_\lambda$, em que

$$\mu_\lambda = \sum_{r=1}^L p(\lambda) \lambda[r]. \quad (3.6)$$

Uma variável estocástica homogênea apresenta função de autocorrelação invariante, ou seja:

$$R_\lambda(\vec{v}) = R_\lambda\{x(\vec{v})x(-\vec{v})\} = R_\lambda(-\vec{v}). \quad (3.7)$$

Se representarmos \vec{v} pelo respectivo par de coordenadas n, m respectivamente, então a função de autocorrelação pode ser expressa como:

$$R_\lambda(n, m) = R_\lambda(n - m) = R_\lambda(m - n). \quad (3.8)$$

Se usarmos a variável discreta k para representar a diferença entre os índices n e m , isto é, $k = n - m$, temos:

$$R_\lambda(n, m) = R_\lambda(k) = R_\lambda(-k). \quad (3.9)$$

Em geral, a função de autocorrelação em um processo estocástico é função de duas variáveis. Contudo se o processo for homogêneo, a autocorrelação pode ser descrita em termos de uma única variável:

$$R_\lambda[k] = E\{\lambda[r]\lambda[r+k]\} = \sum_{r=1}^L \lambda[r]\lambda[r+k]. \quad (3.10)$$

Neste caso, a função de autocovariância, $C_x[k]$, pode ser escrita como

$$C_\lambda[k] = E\{\lambda[r]\lambda[r+k] - \mu_\lambda^2\} = \sum_{r=1}^L (\lambda[r]\lambda[r+k] - \mu_\lambda^2). \quad (3.11)$$

A partir do modelo adotado, que coloca as funções de autocorrelação e autocovariância como invariantes, pode-se escrever

$$R_\lambda[k] = (R_\lambda[0] - \mu_\lambda^2)e^{-\gamma|k|} + \mu_\lambda^2 \quad (3.12)$$

e

$$C_\lambda[k] = R_\lambda[0]e^{-\gamma|k|}, \quad (3.13)$$

em que γ é um fator de decaimento da função de autocorrelação (e também da função de autocovariância) que explicita a dependência estatística temporal do parâmetro (estocástico).

Com base no modelo proposto, markoviano e estacionário, pode-se verificar que

$$\sum_{r=1}^L E\{\lambda[r]\} \cong \sum_{r=1}^L \mu_\lambda \cong \mu_\lambda \sum_{r=1}^L 1 \cong L\mu_\lambda. \quad (3.14)$$

3.2.4 - Índices propostos

Com base nos requisitos 1, 2 e 3 da seção 3.2.2, a ideia é ter indicador acumulativo e normalizado, produzindo grandeza adimensional com comportamento que minimize as

interferências espaciais e temporais do processo de digitalização do sinal de EMG-S. Assim, o parâmetro normalizado acumulativo pode ser definido da seguinte forma

$$\lambda_n^a[r] = \frac{1}{\lambda[1]} \sum_{k=1}^r \lambda[k]. \quad (3.15)$$

Observe que, à medida em que o índice r cresce e em face da estacionariedade, a última expressão convergirá para (Papoulis, 1991)

$$\lambda_n^a[r] \cong \frac{1}{\lambda[1]} r\mu_\lambda \cong r. \quad (3.16)$$

Uma discrepância deve ser observada quando se compara o modelo teórico estritamente estacionário com o discriminador calculado com base no processo estocástico real: um sinal de EMG-S obtido em um experimento isométrico com produção de fadiga que apresenta uma não-estacionariedade. Essa discrepância é o nosso índice de fadiga que minimiza os efeitos espaciais, temporais e ruídos espúrios do tipo branco gaussiano e eventuais (de curta duração). A diferença entre o modelo teórico estritamente estacionário e o processo estocástico real é ilustrada na Figura 3.5.

Os parâmetros que apresentam comportamento crescente com a instauração da fadiga irão divergir do modelo estritamente estacionário de maneira ascendente. Nesse caso, os valores normalizados e acumulados são subtraídos de $2r$ para que toda as análises sejam realizadas com variáveis que apresentam divergência em padrão decrescente (Figura 3.6).

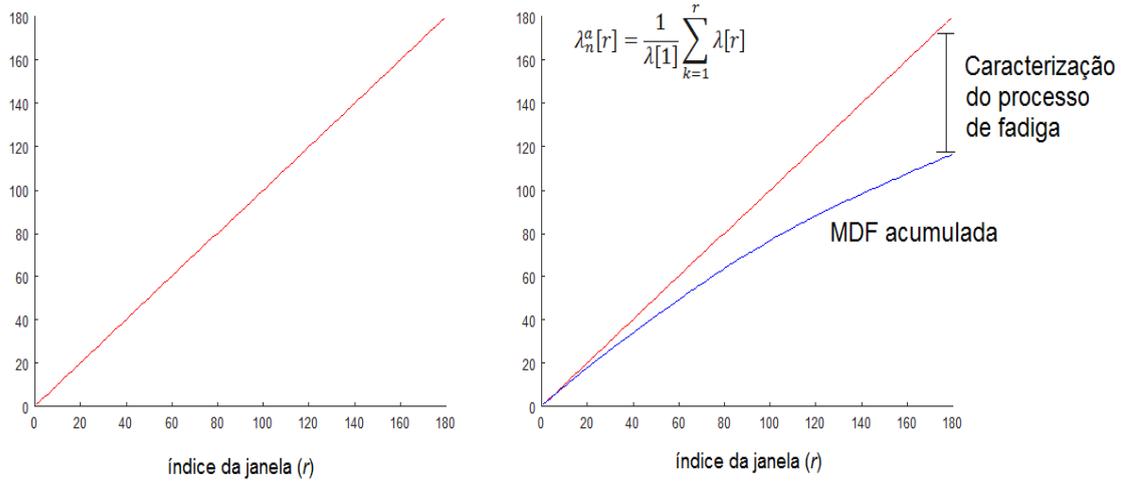
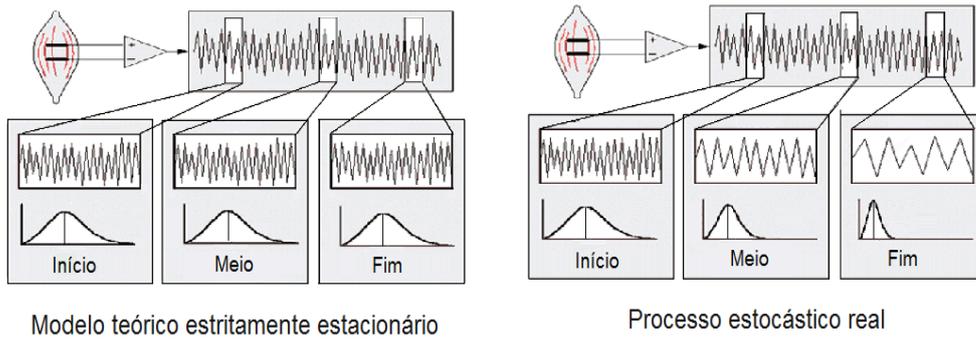


Figura 3.5 - Representação do processo de fadiga a partir do modelo estocástico markoviano. A figura ilustra o comportamento da variável MDF normalizada e acumulada. A divergência entre o modelo teórico estritamente estacionário e o processo estocástico real indica a fadiga.

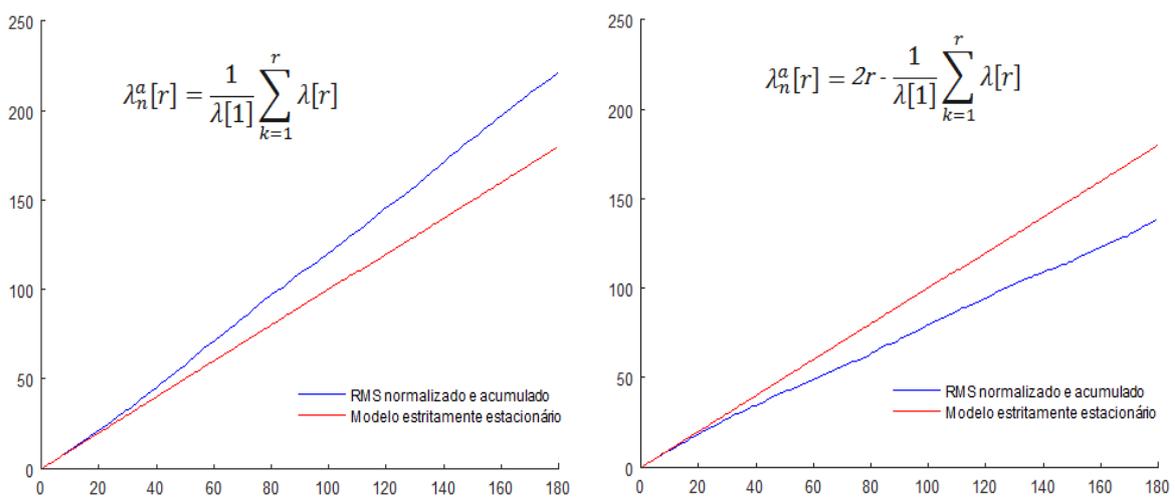


Figura 3.6 - Divergência do RMS normalizado e acumulado com padrão ascendente e a utilização do fator $2r$ para que os valores sejam rebatidos e apresentem padrão de divergência decrescente.

Como o modelo markoviano estacionário é muito utilizado para descrever os sinais de EMG-S em procedimentos experimentais isométricos, não é incoerente estendê-lo, com bom senso e parcimônia, para os parâmetros descritores de fadiga propostos. Considerando segmento de sinal $\hat{x}_r[n]$, $n = 0, 1, \dots, N - 1$, em que N é uma potência inteira de 2 e r corresponda ao índice do segmento $r = 1, 2, \dots, L$ (janelamento definido pela equação 2.1). Observe que NL determina o comprimento total do sinal em número de amostras. Partindo dessas definições, os seguintes parâmetros acumulados e normalizados são estabelecidos:

1 – Raiz da média quadrática normalizada e acumulada (*normalized accumulated root mean square*, RMS_n^a):

$$\lambda_{\text{RMS}_n^a} [r] = 2r - \frac{1}{\lambda_{\text{RMS}} [1]} \sum_{j=1}^r \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \hat{x}_j[n]^2}. \quad (3.17)$$

2 – Taxa de cruzamento em zero normalizada e acumulada (*normalized accumulated zero crossing rate*, ZCR_n^a):

$$\lambda_{\text{ZCR}_n^a} [r] = \frac{1}{\lambda_{\text{ZCR}} [1]} \sum_{j=1}^r \frac{N_{\text{ZC}_j}}{N}. \quad (3.18)$$

3 – Frequência mediana normalizada e acumulada (*normalized accumulated median frequency*, MDF_n^a):

$$\lambda_{\text{MDF}_n^a} [r] = \frac{1}{\lambda_{\text{MDF}} [1]} \sum_{j=1}^r \sum_{k=M}^{N-1} |X_j[k]|^2. \quad (3.19)$$

4 – Índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1 normalizado e acumulado (*normalized accumulated wavelet index of ratio of energies at scales 5 and 1*, WIRE51_n^a):

$$\lambda_{\text{WIRE51}_n^a} [r] = 2r - \frac{1}{\lambda_{\text{WIRE51}} [1]} \sum_{j=1}^r \frac{\sum_{i=1}^N |d_{5_j}[i]|^2}{\sum_{i=1}^N |d_{1_j}[i]|^2}. \quad (3.20)$$

5 – Escalar ponderado de Fourier normalizado e acumulado (*normalized accumulated scale weighted Fourier*, SWF_n^a):

$$\lambda_{SWF_n^a}[r] = 2r - \frac{1}{\lambda_{SWF}[1]} \sum_{j=1}^r \sqrt{\sum_{k=0}^{N-1} \left(\frac{|X_j[k]|}{k+1} \right)^2}. \quad (3.21)$$

6 – Escalar ponderado wavelet normalizado e acumulado (*normalized accumulated scale weighted wavelet*, SWW_n^a):

$$\lambda_{SWW_n^a}[r] = 2r - \frac{1}{\lambda_{SWW}[1]} \sum_{j=1}^r \sqrt{\sum_{m=0}^{\log_2(N)-1} \sum_{k=0}^{2^m-1} \frac{|W_j[2^m+k-1]|^2}{2^m}}. \quad (3.22)$$

7 – Razão wavelet entre a energia das escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes normalizada e acumulada (*normalized accumulated wavelet index of ratio of energies at scales of low frequency and wavelets energy*, $WIRELT_n^a$):

$$\lambda_{WIRELT_n^a}[r] = 2r - \frac{1}{\lambda_{WIRELT}[1]} \sum_{j=1}^r \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N |a_{1_j}[n]|^2 + \sum_{i=1}^N |d_{5_j}[i]|^2}{\sum_{i=1}^N |a_{1_j}[i]|^2 + \sum_{k=1}^5 \sum_{i=1}^N |d_{k_j}[i]|^2}}. \quad (3.23)$$

Na descrição matemática dos parâmetros normalizados e acumulados, $\lambda_{RMS_n^a}$, $\lambda_{ZCR_n^a}$, $\lambda_{MDF_n^a}$, $\lambda_{WIRE51_n^a}$, $\lambda_{SWF_n^a}$, $\lambda_{SWW_n^a}$ e $\lambda_{WIRELT_n^a}$ representam os vetores que armazenam os valores dos parâmetros acumulados nos segmentos janelados $\hat{x}_r[n]$ (equação 1); $X_r[k]$ é o componente da DFT de $\hat{x}_r[n]$ em k ; r representa o índice das janelas; N é número total de amostras do segmento janelado; n representa o índice da amostra do segmento janelado; M identifica o índice que divide a energia da DFT computada sobre o segmento janelado de índice r de $\hat{x}_r[n]$ ao meio. Na equação 3.21, W_r representa os coeficientes de aproximação e detalhes da DWT e na equação 3.22, $a_{1_r}[n]$ são os coeficientes de aproximação e $d_{k_r}[n]$ são os coeficientes de detalhe ($k_r = 1, \dots, 5$) da SWT.

Questão que surge após a determinação dos parâmetros cumulativos e normalizados é a forma mais adequada de quantificar a divergência entre o modelo teórico estritamente

estacionário e o processo estocástico real. Essa quantificação corresponde à própria determinação do índice de fadiga. O processo adotado na presente tese foi o cálculo da reta de regressão dos parâmetros normalizados e acumulados. A Figura 3.7 apresenta o padrão de análise utilizado na presente investigação. Nela está ilustrada a MDF acumulada e normalizada (janelamento retangular) e a reta de regressão determinada com esses valores ($IMDF_r^a$). A análise das curvas acumuladas por meio de um ajuste linear tem o propósito de indicar o comportamento global dos dados cumulativos. Nesse caso, relação inversamente proporcional se estabelece: quanto menor a inclinação da reta, maior o distanciamento do modelo teórico estacionário.

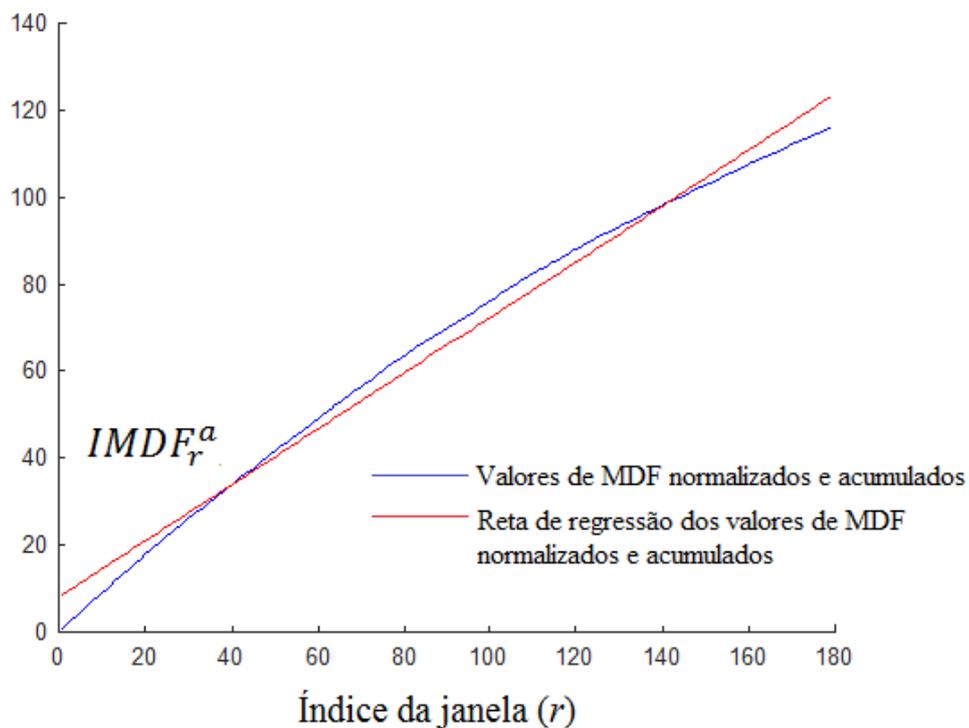


Figura 3.7 - Reta de inclinação obtida a partir da MDF normalizada e acumulada (janela retangular). A inclinação da reta representa o índice de fadiga ($IMDF_r^a$).

4 - PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

A ideia de implementar modelo estocástico markoviano para caracterizar a fadiga muscular mediante de um parâmetro eletromiográfico normalizado e acumulativo foi avaliada em algumas situações experimentais. A primeira etapa da avaliação consistiu em verificar a invariância espacial e temporal dos índices de fadiga oriundos da aplicação do modelo estocástico proposto. A invariância espacial foi avaliada com a comparação dos índices de fadiga calculados a partir dos sinais diferenciais de um arranjo linear de eletrodos (comparação intercanais). A invariância temporal foi avaliada por meio da comparação entre os índices calculados em dois testes consecutivos dentro das mesmas condições experimentais (comparação intracanalais). Ainda nessa etapa, a invariância espacial e temporal dos novos índices de fadiga foram confrontadas com a invariância observada nos índices de fadiga clássicos apresentados na literatura. Tanto na verificação da variância espacial quanto da invariância espacial, os índices de fadiga foram estimados com base em dois tipos de janelamento: a janela retangular e a janela de Hamming.

A segunda etapa da avaliação dos índices foi verificar se eles conseguem distinguir o processo de fadiga em indivíduos com características fisiológicas distintas e que, segundo a literatura, respondem de forma diferenciada a um mesmo estímulo fatigante. Da mesma maneira que na etapa anterior, a capacidade de os novos índices discriminarem o processo de fadiga em diferentes sujeitos foi confrontada com a capacidade observada nos índices de fadiga clássicos. Novamente os índices foram avaliados com base no janelamento retangular e no janelamento Hamming.

Na última etapa de avaliação, foi examinada a resposta dos novos índices de fadiga a esforços com diferentes intensidades. Indivíduos foram submetidos a contrações fatigantes com diferentes níveis para verificar se a velocidade de esgotamento muscular é apontada pelos índices provenientes dos parâmetros normalizados e acumulados. A sensibilidade dos novos índices à sobrecarga da contração fatigante foi comparada com a dos índices clássicos. Essa análise também foi conduzida com parâmetros segmentados pela janela retangular e pela janela Hamming.

As próximas sessões descrevem com detalhes o procedimento de coleta de dados, as características dos voluntários que participaram do experimento, os testes de fadiga realizados e o procedimento estatístico utilizado em cada etapa.

4.1 - AVALIAÇÃO DA INVARIÂNCIA TEMPORAL E ESPACIAL

4.1.1 - Amostra

A amostra desta avaliação foi composta por oito indivíduos do sexo masculino, saudáveis, com idade média de $26,90 \pm 4,00$ anos, estatura média de $179,0 \pm 7,32$ cm e massa corporal média de $71,53 \pm 7,51$ kg. A maioria dos voluntários não participava de programas de treinamento físico regular. Aqueles que possuíam rotina de exercícios físicos treinavam aproximadamente três vezes por semana durante no máximo uma hora por dia e não estavam envolvidos em atividades competitivas.

Nenhum dos voluntários reportou problemas agudos ou crônicos na articulação do cotovelo. Antes de participarem do experimento, os participantes preencheram o Questionário de Prontidão para Atividade Física (*Physical Activity Readiness Questionnaire*, PAR-Q) da Sociedade Canadense de Fisiologia do Exercício (Apêndice A). O objetivo desse questionário é identificar indivíduos para os quais os exercícios físicos possam significar risco à saúde. Às pessoas que respondem afirmativamente alguma das perguntas do questionário, a Sociedade Canadense de Fisiologia do Exercício sugere avaliação médica antes da realização de esforços físicos. No presente estudo, respostas afirmativas constituíam critério de exclusão.

Os procedimentos experimentais foram submetidos à aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília (Apêndice B). Os voluntários assinaram termo de consentimento livre e esclarecido que descrevia detalhadamente o objetivo e benefícios da pesquisa, os testes adotados e os riscos envolvidos no protocolo de experimental. O estudo foi realizado no Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos e Controle Motor da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília (FEF/UnB).

4.1.2 - Teste isométrico

Durante o experimento os voluntários ficavam sentados em uma cadeira com os joelhos fletidos em ângulo reto e o braço direito apoiado em um encosto. Os sujeitos eram

orientados a flexionar o cotovelo direito em 90° tracionando célula de carga (AEPH, Brasil, carga máxima 50 kgf) fixada à base da cadeira por meio de um cabo de aço. Todas as contrações foram executadas com o antebraço em posição supinada (Figura 4.1).

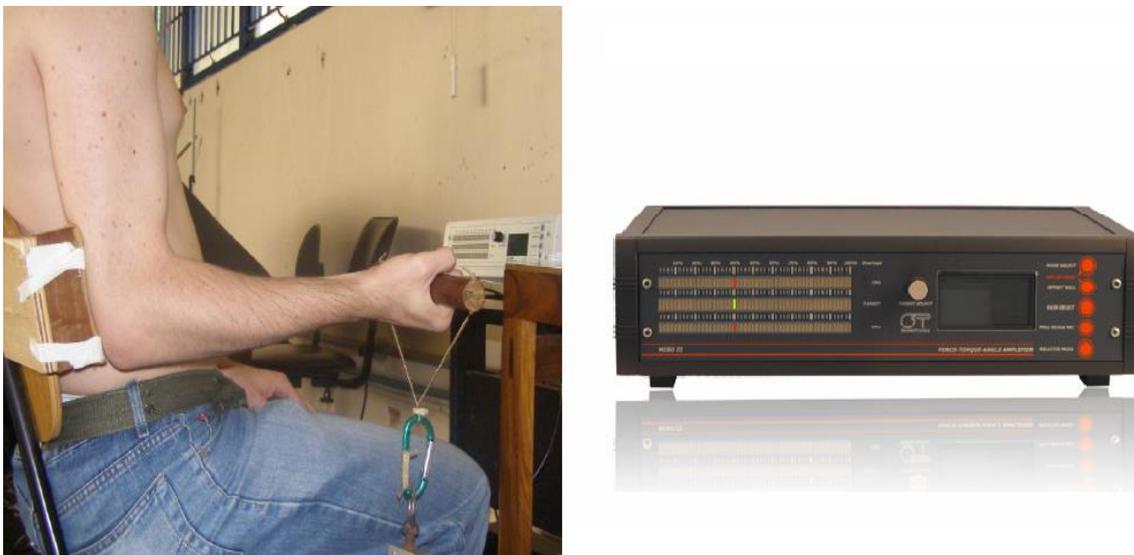


Figura 4.1 - Posição de coleta dos dados: cotovelo direito flexionado em ângulo reto tracionando a célula de carga. Equipamento MISO II (LISiN – Ot Bioelettronica, Itália) que fornecia o feedback visual para o controle da intensidade de contração.

Inicialmente os voluntários foram submetidos a avaliação da força isométrica máxima. Nessa avaliação os voluntários eram orientados a flexionar o cotovelo com a maior força possível por 3 s. O procedimento foi repetido três vezes, com o intervalo de um minuto entre as execuções. Os voluntários receberam incentivo verbal para atingir a força máxima em todas as tentativas do teste (McNair et al. 1996).

Após o teste de força máxima, houve o posicionamento dos eletrodos que será descrito na seção subsequente. Com os eletrodos fixados sobre o músculo bíceps braquial, os voluntários realizaram o teste de fadiga. Esse teste consistia em uma contração isométrica de 90 s com intensidade de 40% da força máxima. Um feedback visual era fornecido pelo equipamento MISO II (LISiN, Ot Bioelettronica, Itália) para a manutenção do nível de força desejado. A variação de $\pm 5\%$ na intensidade da contração foi tolerado no experimento. Caso a produção de força caísse abaixo desse patamar, o teste era interrompido. O teste de fadiga foi repetido uma segunda vez após 15 minutos de descanso.

4.1.3 - Posicionamento de eletrodos e registro dos sinais eletromiográficos

A análise eletromiográfica foi realizada com eletromiógrafo EMG-16 (LISiN – Ot Bioelettronica, Itália). O EMG-16 possui ganho de até 50.000 V/V, ruído de 1 μ V com referência à entrada, filtragem analógica passa-faixa com banda passante de 10 Hz a 500 Hz e rejeição de modo comum de 96 dB. Para a aquisição do sinal utilizou-se taxa de amostragem 2048 Hz e amplificação do sinal foi ajustada em 2.000 vezes. O EMG-16 foi conectado a um computador portátil (Toshiba Satellite A105-S4114, Estados Unidos) mediante placa conversora analógica-digital PCMCIA de 12 bit (DAQ6045E da National Instruments, Estados Unidos).

As regiões de boa propagação foram mapeadas com arranjo linear de 16 eletrodos fixado no músculo bíceps braquial. As superfícies de contato do arranjo são confeccionadas com prata clorada e ele possui as seguintes dimensões: um milímetro de largura; cinco milímetros de comprimento; cinco milímetros de distância intereletródica. Um eletrodo de referência foi posicionado sobre a articulação do punho e as áreas de contato do arranjo foram umedificadas para reduzir a impedância com a pele. Os voluntários executaram até três contrações isométricas de três segundos com 30% da força máxima. Essas contrações permitiram a visualização da propagação dos sinais a partir da zona de inervação (Figura 4.2) e não produziram fadiga nos voluntários. Para reduzir a possibilidade de ruído tonal oriundo da corrente elétrica, os equipamentos permaneceram ligados apenas a um no-break de 600 V.A (SMS, Brasil) em todas as aquisições de EMG-S.

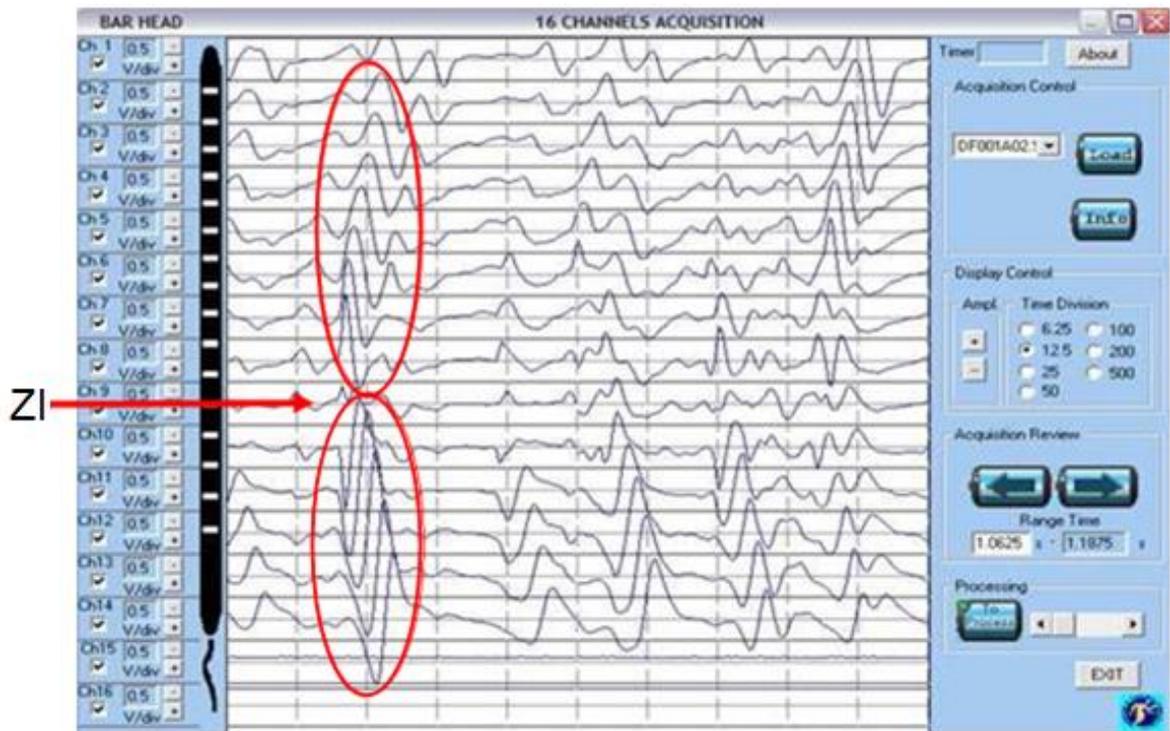


Figura 4.2 - Visualização do sinal captado pelo arranjo linear de eletrodos. Em destaque, as regiões de boa propagação do potencial de ação. Uma zona de inervação (ZI) é indicada pela seta. Essa zona é caracterizada pela inversão da fase do sinal.

As regiões de boa propagação do sinal da EMG-S foram marcadas na pele dos voluntários com caneta de alta fixação, conforme ilustrado na Figura 4.3. Na área destacada, foi posicionado arranjo linear semiflexível com oito canais (LISiN – Ot Bioelettronica, Itália). O arranjo semiflexível possui as mesmas dimensões do arranjo de prata clorada, porém, é fixado na pele por meio de espuma adesiva. Na espuma há pequenos orifícios nos quais foram depositados 30 microlitros de gel eletrolítico através de micropipeta (HTL, Brasil). Com arranjo semiflexível foi possível registrar sete sinais no bíceps braquial de cada participante. Os sinais desse arranjo semiflexível foram utilizados na determinação dos índices de fadiga porque o mesmo possui melhor adaptação aos contornos da musculatura, evitando a perda de áreas de contato com a pele durante os esforços. Além disso, o arranjo preenchido com gel mostrou-se mais imune a ruídos nos testes pilotos.

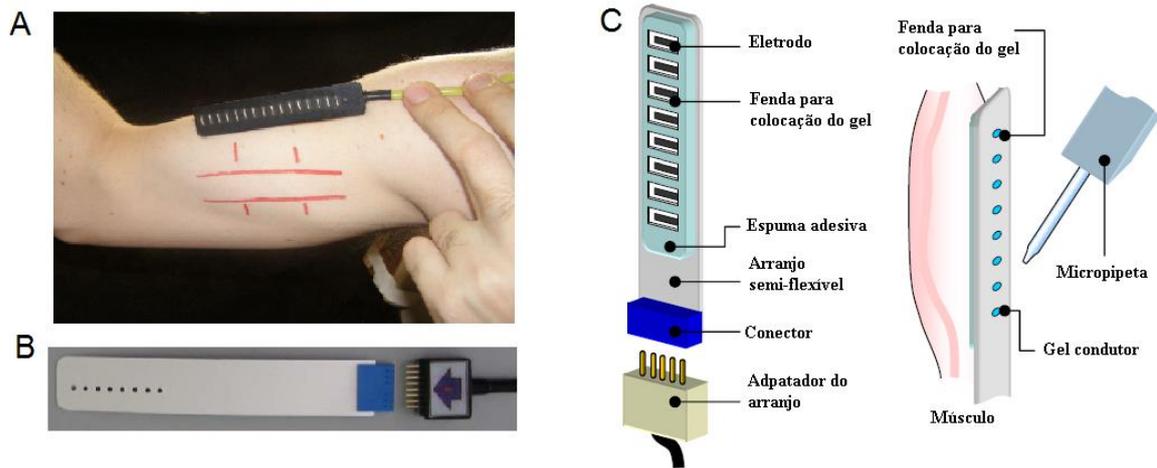


Figura 4.3 - Delimitação da região de boa propagação com caneta de alta fixação (A). Arranjo linear semiflexível de oito eletrodos (B) e ilustração do processo de fixação do arranjo e colocação do gel eletrolítico (C).

4.1.4 - Avaliação de ruídos nos sinais eletromiográficos

A primeira parte do processamento consistiu na avaliação da qualidade dos sinais. O espectro de frequência de todos os canais diferenciais foram submetidos a análise visual para averiguar a presença de ruídos oriundos da rede elétrica (Figura 4.4). Esse procedimento teve de ser adotado, pois foi identificado que, em algumas coletas, os sinais estavam contaminados.

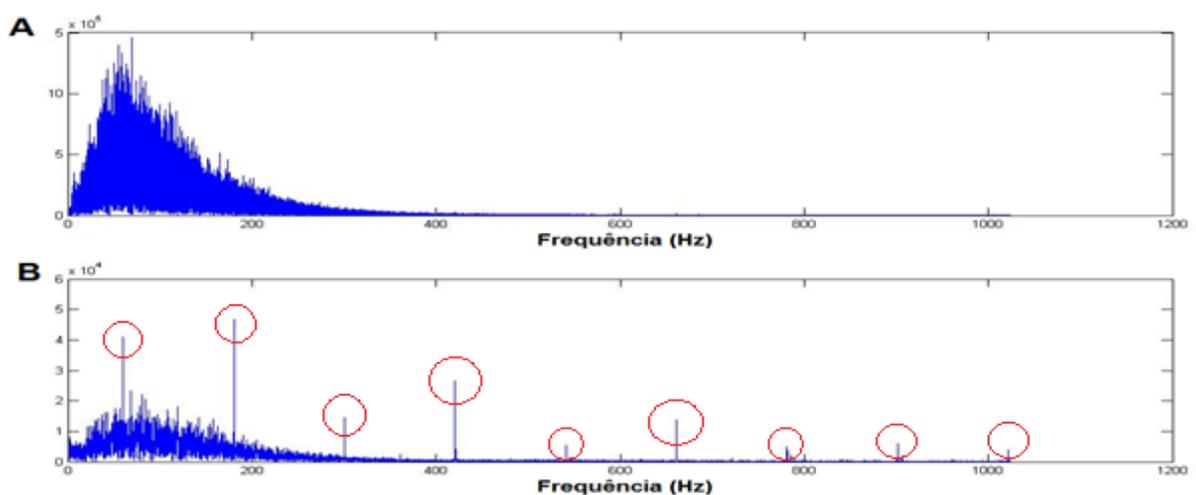


Figura 4.4 - Ilustração de um espectro de frequência sem ruídos (A) e outro contaminado por ruído de 60 Hz e frequências harmônicas (B).

Após a constatação da ausência de ruído tonal, a influência do ruído branco dos sinais foi determinada pela relação sinal-ruído (*signal-to-noise ratio*, SNR). No presente estudo o sinal eletromiográfico foi captado com frequência de amostragem 2048 Hz. Desta forma, a frequência superior do espectro é 1024 Hz. Como o sinal eletromiográfico tem frequência máxima limitada em 500 Hz, pode-se assumir que as faixas entre 500 Hz e 1024 Hz sejam ocupadas essencialmente por ruído branco pois esse ruído afeta, em média, o espectro de forma uniforme. Considerando a relação de Parserval e assumindo que as frequências entre 800 e 1024 Hz constituem boa região para determinar a energia média do ruído branco, a potência do ruído ($P_{ruído}$) foi determinada da seguinte forma:

$$P_{ruído} \cong \frac{1}{N(k_{máx} - k_{mín} - 1)} \sum_{k=k_{mín}}^{k_{máx}} |X[k]|^2, \quad (4.1)$$

em que N é o comprimento em amostras do sinal eletromiográfico, $X[k]$ é o k-ésimo harmônico da DFT, $k_{mín}$ é o índice de $X[k]$ correspondente à frequência de 800 Hz e $k_{máx}$ o índice correspondente a 1024 Hz. A Figura 4.5 ilustra a faixa do espectro de frequência utilizada para estimar o ruído branco presente nos sinais de EMG-S.

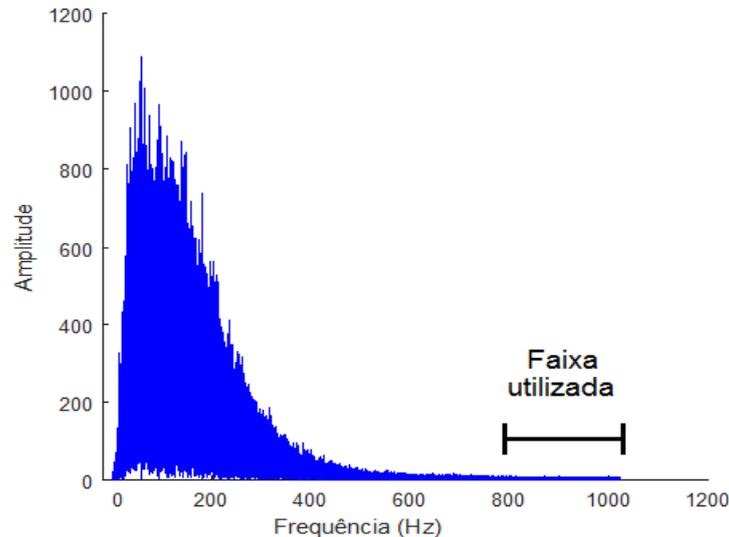


Figura 4.5 - Faixa do espectro do sinal de EMG utilizada para a estimação da potência do ruído.

Com a determinação da $P_{ruído}$, a SNR foi estimada por:

$$SNR = 10 \log_{10} \left(\frac{P_{sinal}}{P_{ruído}} \right), \quad (4.2)$$

em que P_{sinal} representa a potência média do sinal de EMG-S. Os sinais com SNR abaixo de 25 dB foram descartados.

A avaliação da qualidade dos sinais foi sucedida por filtragem digital com filtro butterworth passa-faixas de quarta ordem. A banda passante estabelecida foi 20 Hz a 500 Hz (De Luca, 1997). O atraso de fase ocasionado pela primeira filtragem foi corrigido com a segunda passagem do sinal rebatido pelo filtro butterworth. As duas passagens pelo filtro de quarta ordem acabaram por produzir filtragem de oitava ordem no sinal original. Após a utilização do filtro pela segunda vez, o sinal foi novamente rebatido para retornar que os dados retornassem à sequência inicial.

4.1.5 - Cálculo dos índices eletromiográficos de fadiga

Os índices eletromiográficos de fadiga clássicos foram calculados em todos os sete sinais diferenciais do arranjo linear de eletrodos semiflexível, conforme os procedimentos descritos na seção 2.4. Para o cálculo dos índices, os sinais foram divididos em janelas retangulares de 0,5 segundo (1024 amostras) sem sobreposição (Waly et al., 2003; Hollman et al., 2013), conforme a equação 2.1. De cada segmento foram estimados os parâmetros eletromiográficos previamente estabelecidos na literatura: RMS, ZCR, FPM e WIRE51. Também foram extraídos dos sinais os novos parâmetros de análise eletromiográfica SWF, SWW e WIRELT (seção 3.1). Na presente investigação dois tipos de janelas foram utilizados para a determinação dos parâmetros eletromiográficos: a janela retangular e a janela de Hamming (Waly et al., 2003). A diferença na magnitude dos parâmetros eletromiográficos calculados a partir do janelamento retangular e do janelamento Hamming foi determinada em valores percentuais para quantificar o efeito do tipo de segmentação na estimativa desses descritores.

Tomando por base os parâmetros obtidos em cada janela dos sinais de EMG-S, três índices de fadiga foram calculados. O primeiro deles corresponde à reta de regressão dos parâmetros eletromiográficos (Figura 2.9). Na presente investigação, as retas de regressão

foram normalizadas pelo coeficiente linear da equação de regressão (valor inicial da reta). O segundo índice de fadiga foi a relação entre as áreas (Figura 2.10), determinado conforme equação 2.13. O último índice examinado foi a inclinação da reta de regressão dos parâmetros acumulados e normalizados proposto como nova abordagem para o estudo da fadiga por meio da EMG-S (Figura 3.7). A seguinte notação foi utilizada para os índices referentes à inclinação das retas de regressão com janelamento retangular: $IRMS_r$, $IZCR_r$, $IMDF_r$, $IWIRE51_r$, $ISWF_r$, $ISWW_r$, $IWIRELT_r$. Para as inclinações calculadas com parâmetros da segmentação Hamming, a nomenclatura adotada foi: $IRMS_h$, $IZCR_h$, $IMDF_h$, $IWIRE51_h$, $ISWF_h$, $ISWW_h$, $IWIRELT_h$. De maneira análoga, a razão entre as áreas teve a seguinte denominação: $ARMS_r$, $AZCR_r$, $AMDF_r$, $AWIRE51_r$, $ASWF_r$, $ASWW_r$, $AWIRELT_r$, para o caso de janelas retangulares, e $ARMS_h$, $AZCR_h$, $AMDF_h$, $AWIRE51_h$, $ASWF_h$, $ASWW_h$, $AWIRELT_h$, para o janelamento Hamming. No caso dos novos índices, as inclinações das retas de regressão das variáveis normalizadas e acumuladas, a designação foi: $IRMS_r^a$, $IZCR_r^a$, $IMDF_r^a$, $IWIRE51_r^a$, $ISWF_r^a$, $ISWW_r^a$, $IWIRELT_r^a$, para a segmentação por janela retangular, e $IRMS_h^a$, $IZCR_h^a$, $IMDF_h^a$, $IWIRE51_h^a$, $ISWF_h^a$, $ISWW_h^a$, $IWIRELT_h^a$, nas situações em que o janelamento Hamming foi aplicado.

4.1.6 - Procedimento estatístico da avaliação da invariância espacial e temporal dos índices eletromiográficos de fadiga

Conforme descrito anteriormente, a invariância espacial foi avaliada por meio de comparação intercanais enquanto a invariância temporal por uma comparação intracanalais. A avaliação das medidas intercanais representa a comparação entre os índices de fadiga calculados em cada um dos canais diferenciais do arranjo linear de eletrodos. Na investigação intracanalais foi avaliada a reprodutibilidade dos índices nos dois testes de fadiga. A Figura 4.6 ilustra a sistemática das comparações executadas no presente estudo.

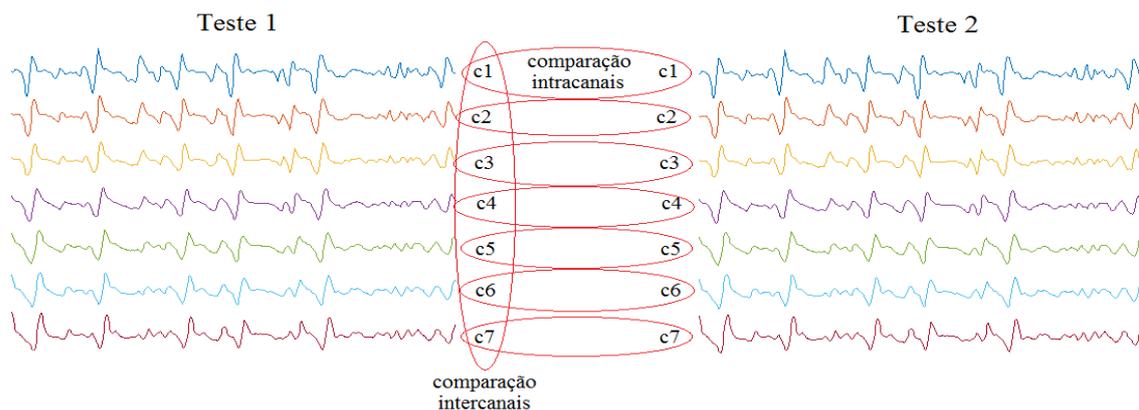


Figura 4.6 - Esquema da avaliação espacial (comparação intercanais) e temporal (comparação intracanalais) realizadas no estudo.

Os critérios de determinação da invariância dos índices de fadiga foram a reprodutibilidade absoluta e a reprodutibilidade relativa. Bruton et al. (2000) preconizam a associação de dois ou mais instrumentos de análise estatística para a avaliação da reprodutibilidade absoluta. Portanto, no presente estudo a reprodutibilidade absoluta foi avaliada por meio de dois instrumentos: o gráfico de limites de concordância de Bland e Altman (Figura 4.7) e o CV. O gráfico de concordância proposto por Bland e Altman (1986) é um método de análise visual dos dados, sendo um dos métodos mais efetivos para avaliação da reprodutibilidade (Atkinson e Nevill, 1998). Ele é obtido por meio dos seguintes passos (Bruton et al., 2000):

- 1º. Plota-se a média de duas medidas (medida do teste 1 e medida do teste 2) no eixo das abscissas e a diferença entre essas duas medidas no eixo das ordenadas.
- 2º. Calcula-se a média e o desvio padrão das diferenças entre as medidas.
- 3º. Estabelece-se os limites de concordância. O limite superior da concordância corresponde à média das diferenças mais dois desvios padrões das diferenças. Da mesma forma, o limite inferior corresponde à média menos dois desvios padrões.

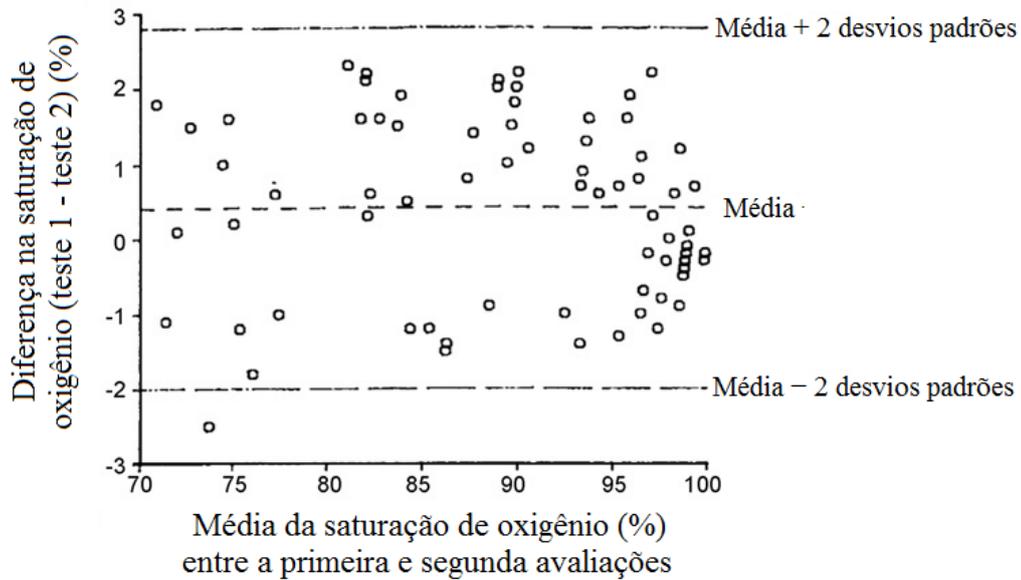


Figura 4.7 - Gráfico de limites de concordância de Bland e Altman. O gráfico apresenta a variação entre testes de saturação de oxigênio realizado em duas oportunidades. Adaptado de Bland e Altman (1986).

Pela metodologia de construção do gráfico de Bland e Altman, verifica-se que ele tem a limitação de comparar apenas o valor de duas medidas repetidas. Assim, esse instrumento será aplicado somente no procedimento de análise da invariância temporal (comparação intracanal) do estudo. Para determinar a razoabilidade dos limites, é possível fazer uma avaliação de quanto a diferença entre os testes representa em relação à medida dos testes em termos percentuais. A medida percentual é obtida pela divisão dos valores do eixo das ordenadas pelos valores das abscissas (Dewitte et al., 2002). Esse procedimento será implementado na presente investigação para que os desvios dos índices em relação à média tornem-se comparáveis.

O CV representa taxa percentual de variação em torno da média. Também é um método empregado no estudo da reprodutibilidade em sinais eletromiográficos (Araújo et al., 2000, Carius et al., 2015). Na presente investigação o CV foi calculado da seguinte maneira:

$$CV = \frac{100}{N} \sum_{n=1}^N \frac{\sigma_n}{|\bar{\chi}_n|}, \quad (4.3)$$

em que N corresponde ao número de voluntários de cada grupo experimental e σ_n e $\bar{\chi}_n$ são,

respectivamente, o desvio padrão e a média inter ou intracanalais dos índices de fadiga do n -ésimo voluntário. No presente estudo, o teste Wilcoxon signed-rank foi utilizado para verificar se os valores do CV intra e intercanais foram significativamente iguais ou inferiores a 10%, que é o patamar sugerido por Brown (2000) para o contexto de pesquisa científica.

Para o exame da reprodutibilidade relativa foi utilizado o ICC. Esse teste é preferível em relação a outros métodos de análise como a correlação de Pearson por permitir comparações entre diversas medidas repetidas e por ser sensível à presença de erros sistemáticos (Atkinson e Nevill, 1998). O ICC é baseado no teste estatístico denominado Análise de Variância (*Analysis of Variance* - Anova) e para sua determinação são consideradas a dispersão total dos dados, a dispersão intraindivíduo e a dispersão interindivíduos.

Shrout e Fleiss (1979) estabeleceram cálculos de ICC específicos para cada delineamento experimental. No presente estudo a comparação intercanais foi feita por meio do ICC (3,1), conforme recomendação dos autores. O primeiro passo para o cálculo do ICC (3,1) foi ordenar os dados em matriz em que as linhas representam os dados de cada voluntário e as colunas descrevem o índice de fadiga calculado em cada sinal diferencial do arranjo linear (Figura 4.8).

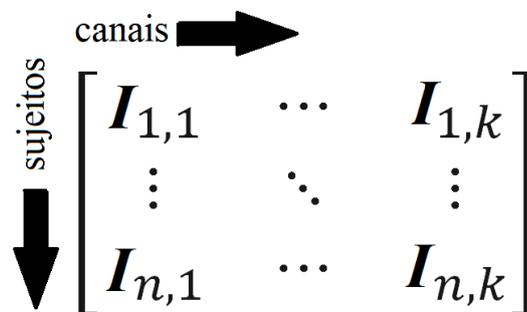


Figura 4.8 - Disposição dos índices de fadiga (I) na matriz de cálculo do ICC (3,1) para análise da reprodutibilidade intercanais – n corresponde ao índice dos sujeitos e k o índice dos canais diferenciais do arranjo linear de eletrodos.

A partir da matriz na Figura 4.8, o ICC (3,1) foi calculado da seguinte forma:

$$ICC (3,1) = \frac{\tau_{QME} - \tau_{QMR}}{\tau_{QME} + (k - 1)\tau_{QME}}, \quad (4.4)$$

em que τ_{QME} representa a variação intercanais dos índices determinada pelo quadrado médio intercanais.

$$\tau_{QME} = \frac{\sum_j k(\bar{I}_j - \bar{I})^2}{n - 1}, \quad (4.5)$$

sendo \bar{I}_j a média dos valores da coluna j , \bar{I} a média dos valores de toda a matriz, k o número de canais e n o número de participantes da pesquisa. Ainda na equação 4.4, o termo τ_{QMR} representa o quadrado médio dos resíduos determinado por:

$$\tau_{QMR} = \frac{\sum_j \sum_i k(I_{ji} - \bar{I}_j - \bar{I}_i + \bar{I})^2}{n - 1}. \quad (4.6)$$

A invariância temporal foi mensurada por meio do ICC (1,1) também proposto por Shrout e Fleiss (1979). A matriz base para o cálculo desse coeficiente foi:

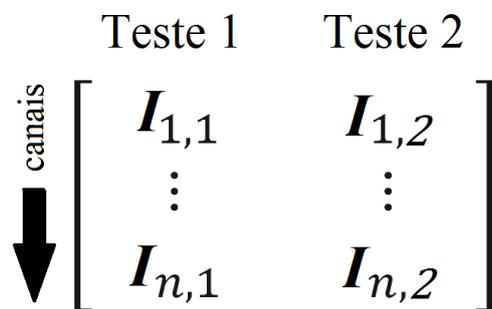


Figura 4.9 - Disposição dos índices de fadiga (I) na matriz de cálculo do ICC (1,1) para análise da reprodutibilidade intracanal – n corresponde ao índice dos sujeitos.

O ICC (1,1) é determinado por:

$$ICC(1,1) = \frac{\tau_{QME} - \tau_{QMI}}{\tau_{QME} + (k - 1)\tau_{QMI}}, \quad (4.7)$$

em que τ_{QME} é definido pela equação 4.5 e τ_{QMI} é a variação intracanal descrito pelo quadrado médio intracanal:

$$\tau_{QMR} = \frac{\sum_j \sum_i (I_{ji} - \bar{I}_j)^2}{kn - k}, \quad (4.8)$$

para \bar{I}_j correspondendo à média dos valores da coluna j , k o número total de canais avaliados (sete por sujeito) e $n = 2$ que corresponde ao teste e reteste do experimento.

Assim como o CV, o ICC tem valores que variam de zero a um, sendo que o valor nulo indica nenhuma reprodutibilidade e o valor um indica reprodutibilidade máxima. O critério de classificação da reprodutibilidade relativa seguido no presente estudo foi o proposto por Cicchetti (1994): valores de ICC menores que 0,40 são classificados como fracos; maiores que 0,40 e menores que 0,59 são considerados razoáveis; entre 0,60 e 0,74 são classificados como bons e entre 0,75 e 1,00 são excelentes. A avaliação da invariância espacial e temporal foi conduzida com os índices obtidos com o janelamento retangular e janelamento de Hamming.

Toda a análise estatística envolvida na avaliação da reprodutibilidade absoluta e relativa dos aspectos intra e intercanais foi realizada no software Statistical Package for the Social Sciences (SPSS 20.0 - IBM).

4.2 - COMPARAÇÃO ENTRE OS ÍNDICES DE FADIGA DO SEXO MASCULINO E FEMININO

Para verificar se os índices de fadiga analisados são capazes de identificar diferentes níveis de fadiga, os descritores calculados para os indivíduos do sexo masculino foram comparados com os dados obtidos em mulheres. Diversos estudos revelam que, para determinado nível de força, mulheres têm menor taxa de fadiga que os homens (Kent-Braun et al., 2002, Hunter et al., 2004a, Hunter et al., 2004b, Hunter et al., 2006). Portanto, um índice de fadiga que consiga realmente traduzir as alterações nos processos fisiológicos tem de ser capaz de apontar a diferença entre os sexos.

Para essa parte do experimento, foram recrutadas 8 voluntárias com idade média de $24,00 \pm 2,80$ anos, estatura média de $166,20 \pm 6,20$ cm e massa corporal $56,14 \pm 6,41$ kg. Da mesma forma que os homens, as participantes realizaram o procedimento para mensurar a força isométrica máxima e executaram o teste de fadiga isométrico com 90 s de duração e intensidade de 40% da força máxima (seção 4.1.2). A localização dos eletrodos e localização das regiões de zona de inervação seguiram exatamente o procedimento adotado para os

homens (seção 4.1.3). Diferentemente do procedimento adotado com os voluntários do sexo masculino, somente um teste feminino foi analisado.

A comparação entre os índices de fadiga dos voluntários do sexo masculino e feminino foi realizado por meio de Anova fatorial de mista. A opção deu-se porque tal procedimento mostra-se adequado para comparar os dados que apresentam avaliação intra e intersujeitos. Antes da Anova, os dados foram avaliados com elementos da estatística exploratória como o cálculo de outliers e o teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov. Novamente o procedimento estatístico da pesquisa foi realizado no software Statistical Package for the Social Sciences (SPSS 20.0, IBM) e o nível de significância foi $p < 0,05$. Como as mulheres não realizaram o reteste, somente os procedimentos de avaliação da reprodutibilidade intercanais foi empregada na análise de consistência de índices desse grupo de indivíduos.

4.3 - COMPARAÇÃO ENTRE OS ÍNDICES DA FADIGA ESTIMADOS EM DIFERENTES INTENSIDADES DE CONTRAÇÃO

Para serem considerados realmente efetivos, os novos índices de fadiga devem ser sensíveis à variação da sobrecarga imposta aos indivíduos durante esforços exaustivos. Desta forma, a última avaliação realizada no presente estudo foi a comparação dos índices de fadiga obtidos em ações de diferentes intensidades.

Nesta etapa, nove nadadores amadores do sexo masculino realizaram contração isométrica de 30 s com intensidade de 80% da máxima contração voluntária isométrica sob as mesmas condições especificadas nos testes com os sedentários (seção 4.1.2). A seleção desse público deu-se porque, em testes pilotos, verificou-se que indivíduos sedentários podem não suportar esse nível de esforço durante o tempo proposto. Também não foi adotado período de 90 s pois a intensidade de 80% é muito alta para ser mantida durante tanto tempo. Tal qual as mulheres, os nadadores realizaram apenas uma contração isométrica fatigante, vez que a fadiga residual do teste inviabiliza a repetição da tarefa em um curto espaço de tempo.

Os sinais eletromiográficos foram coletados de acordo com a metodologia adotada para os indivíduos sedentários (seção 4.1.3). Por conta do processo de avaliação da qualidade dos sinais, houve aproveitamento dos dados de seis voluntários nadadores. As características do grupo amostral cujas informações foram aproveitadas são: idade média de $32,50 \pm 8,92$

anos, estatura média de $178,33 \pm 7,09$ cm e massa corporal $79,23 \pm 8,92$ kg.

Os índices eletromiográficos de fadiga dos nadadores foram comparados com os índices calculados com os sinais dos voluntários sedentários. Nessa comparação, foram analisadas apenas as informações referentes aos 30 s iniciais da contração dos sedentários para que houvesse compatibilidade na duração da ação realizada pelos dois grupos. Assim como nas etapas anteriores, os janelamentos retangular e Hamming foram examinados nas comparações entre estes grupos. A Anova fatorial mista foi utilizada como teste estatístico nesta etapa. A avaliação da invariância espacial também foi realizada nos índices dos voluntários que realizaram o teste com carga de 80% da máxima contração voluntária. O nível de significância adotado foi $p < 0,05$ e os procedimentos estatísticos foram realizados com o software Statistical Package for the Social Sciences (SPSS 20.0, IBM).

5 - RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Na avaliação da qualidade dos sinais, não foram identificados ruídos provenientes da rede elétrica nos sinais dos sujeitos sedentários do sexo masculino e feminino. Em relação aos nadadores, somente os dados de seis voluntários foram utilizados, porque na coleta de três voluntários foi identificado ruído de 60 Hz e frequências harmônicas.

A SNR dos sinais selecionados para as análises variou entre 25 dB e 46 dB, o que denota boa qualidade nos dados obtidos no experimento. Não foram identificadas diferenças significativas na SNR dos grupos amostrais.

A Figura 5.1 ilustra o comportamento dos parâmetros eletromiográficos clássicos dos voluntários cujos grupos realizaram a contração com 40% da força isométrica máxima. Para esses participantes (homens e mulheres), os parâmetros eletromiográficos clássicos apresentaram o comportamento descrito na literatura: o ZCR e MDF decaíram, enquanto o RMS e o WIRE51 aumentaram durante o esforço. Os novos parâmetros exibiram o padrão de mudança previsto: o SWF, o SWW e o WIRELT apresentaram comportamento crescente com a fadiga independentemente do tipo de janelamento utilizado (Figura 5.2). Para alguns voluntários que realizaram esforço com 80% da sobrecarga isométrica máxima, o RMS mostrou-se constante ou ainda apresentou acréscimo seguido de decaimento (Figura 5.21). Esse mesmo padrão foi observado na curva referente ao SWF, enquanto o SWW do grupo de esforço mais intenso permaneceu constante (Figura 5.22).

O parâmetro ZCR calculado com base no janelamento retangular apresentou valor exatamente igual ao ZCR estimado com a implementação da janela Hamming. Para os parâmetros MDF e WIRELT a diferença percentual na magnitude dos parâmetros foi inferior a 5,10%. Os parâmetros RMS, SWF e SWW exibiram maiores magnitudes quando o janelamento retangular foi implementado. As diferenças percentuais nesses casos foram de 37,28% para o RMS, 24,68% para o SWF e 62,67% para o SWW. O WIRE51 também apresentou grande diferença de magnitude dos parâmetros provenientes do janelamento retangular e Hamming. No entanto, a diferença percentual média de 35,63% para o WIRE51 ocorreu de forma aleatória: ora o parâmetro do janelamento retangular era superior, ora o parâmetro do janelamento retangular era inferior.

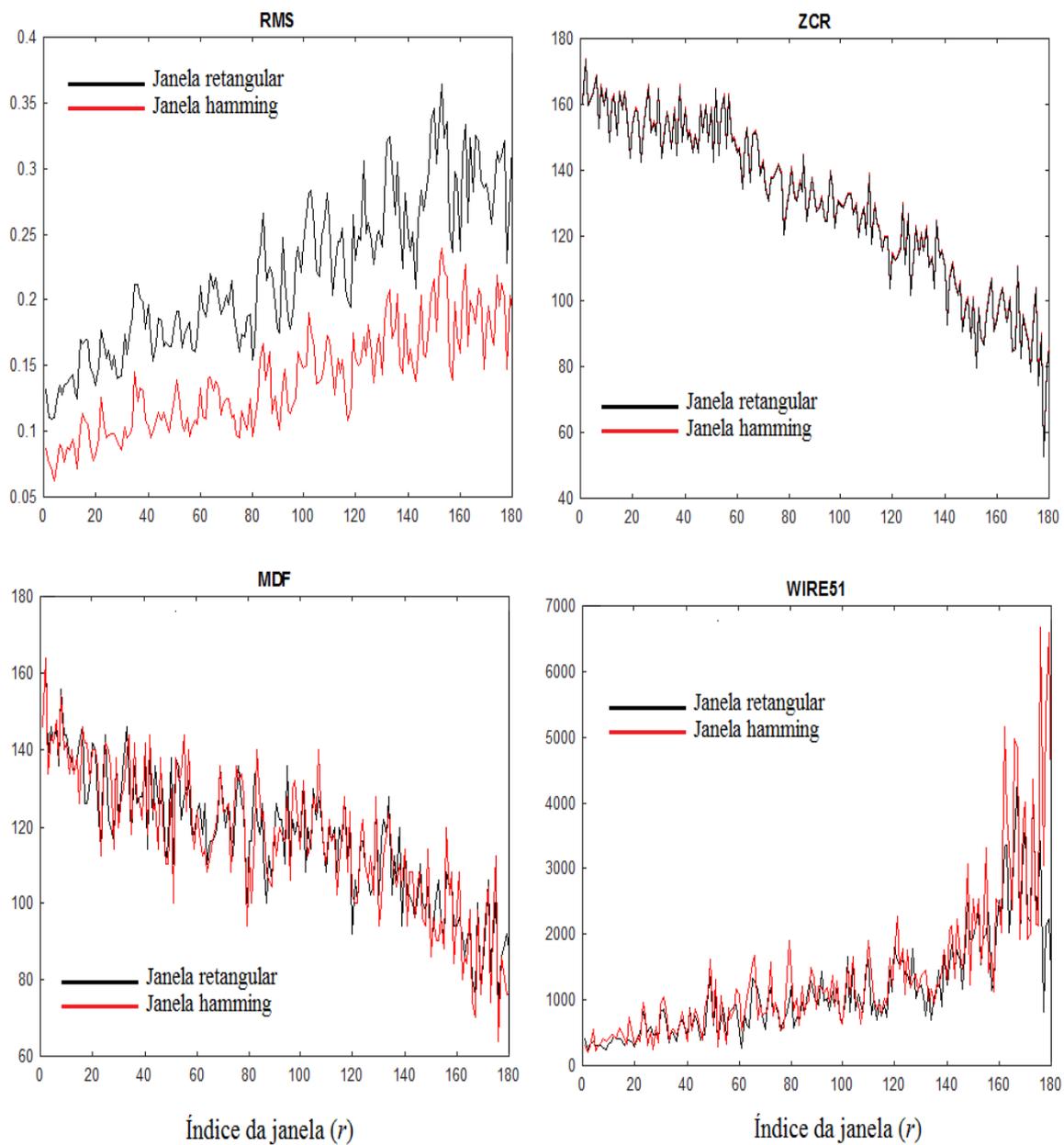


Figura 5.1 - Comportamento dos parâmetros clássicos de descrição do sinal eletromiográfico. A figura apresenta os parâmetros obtidos em um canal diferencial do arranjo linear de eletrodos posicionado no bíceps braquial de um voluntário.

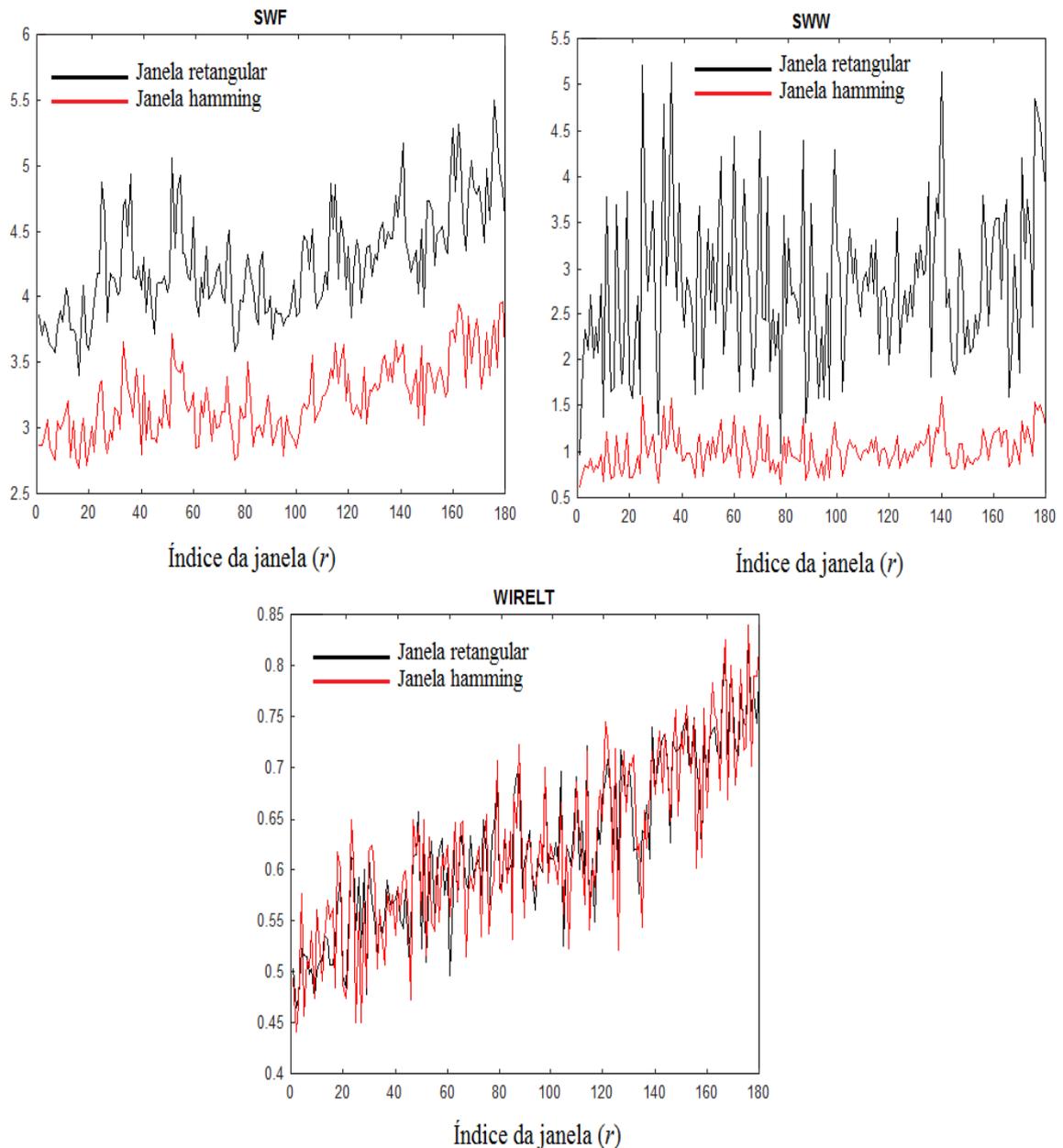


Figura 5.2 - Comportamento dos novos parâmetros de descrição do sinal eletromiográfico. A figura apresenta os parâmetros obtidos em um canal diferencial do arranjo linear de eletrodos posicionado no bíceps braquial de um voluntário.

O comportamento dos parâmetros acumulados e normalizados são apresentados nas Figuras 5.3 e 5.4. Nas figuras são expostos os parâmetros obtidos com janelamento retangular e Hamming. A acumulação referente ao modelo teórico estritamente estacionário também é ilustrada como referência para as comparações.

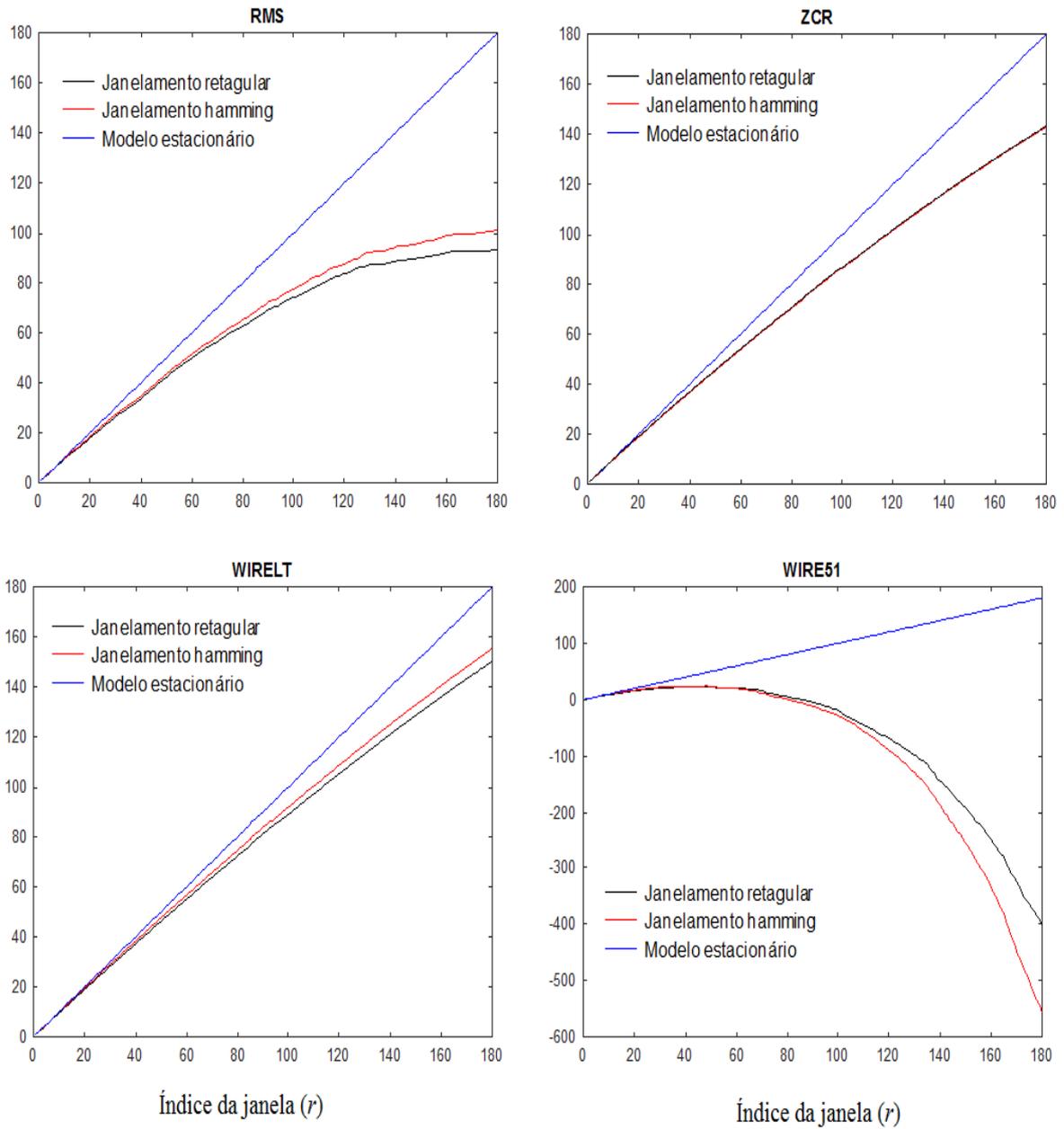


Figura 5.3 - Comportamento dos parâmetros clássicos normalizados e acumulados (curva média com as informações de todos os voluntários).

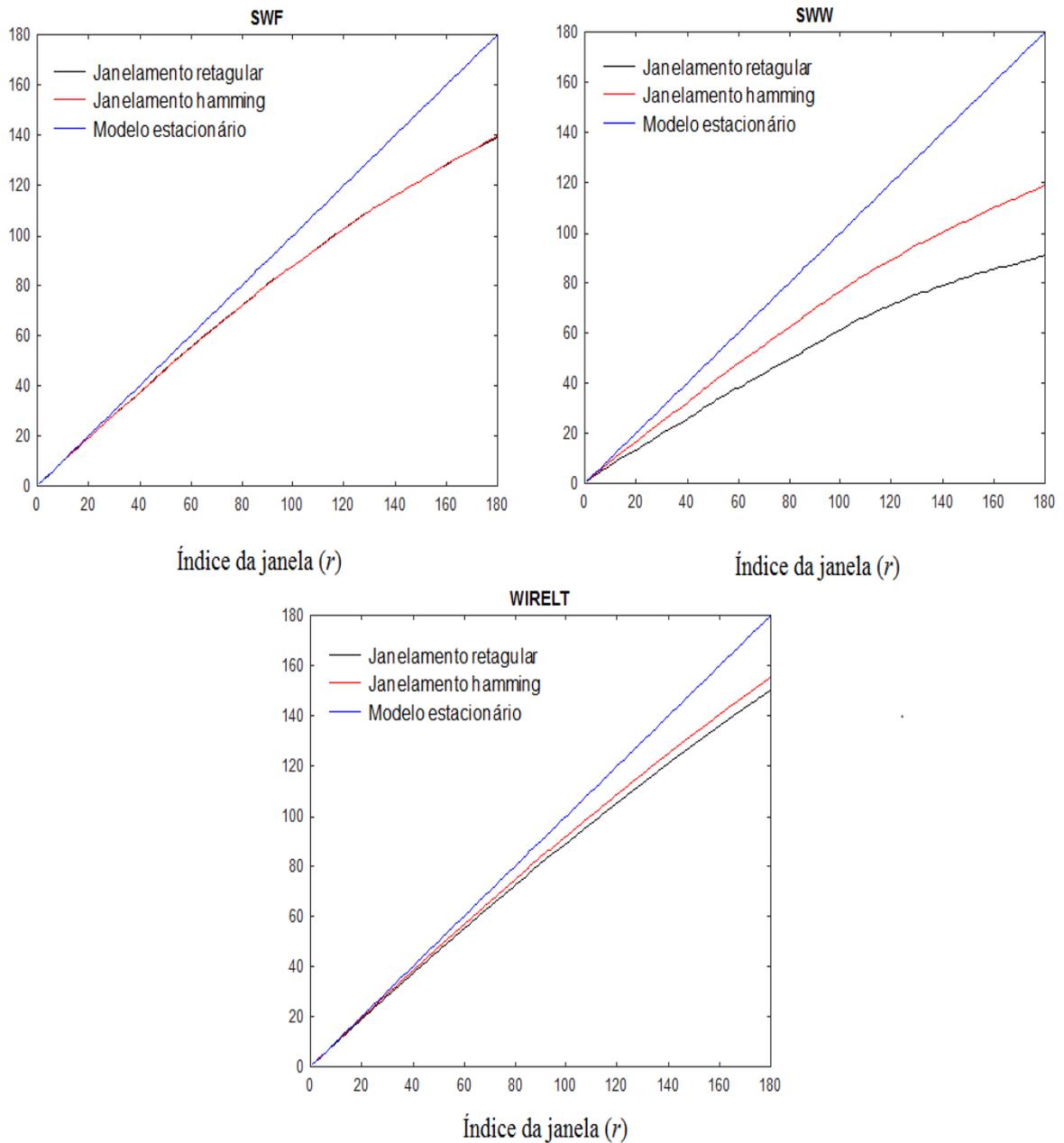


Figura 5.4 - Comportamento dos novos parâmetros normalizados e acumulados (curva média com as informações de todos os voluntários).

Na Figura 5.5 são ilustrados os parâmetros eletromiográficos RMS, ZCR, MDF, SWF, SWW e WIRELT médios acumulados de todos os voluntários da pesquisa (janelamento retangular). Essa representação foi feita para que o afastamento de cada variável do modelo teórico estritamente estacionário possa ser visualizado e comparado. Na Figura 5.6 está exposto o parâmetro WIRE51 acumulado médio. Optou-se por apresentar este parâmetro separadamente para que o ajustes das escalas não prejudicasse a percepção

das diferenças no comportamento das curvas acumuladas. Nas Figuras 5.7 e 5.8 são apresentadas as curvas referentes ao janelamento Hamming.

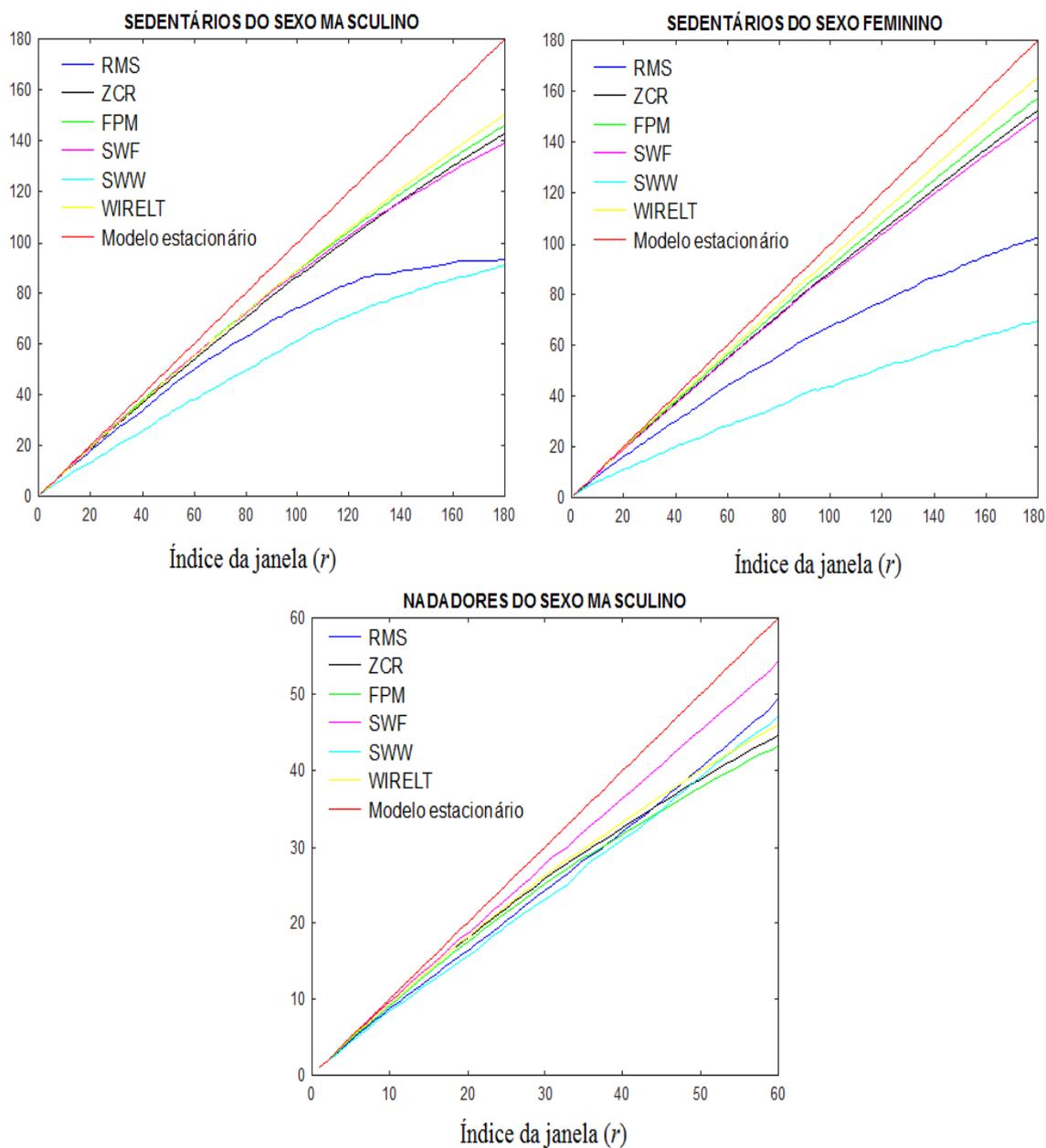


Figura 5.5 - Comportamento da curva dos parâmetros eletromiográficos acumulados com janelamento retangular (curva média com as informações de todos os voluntários).

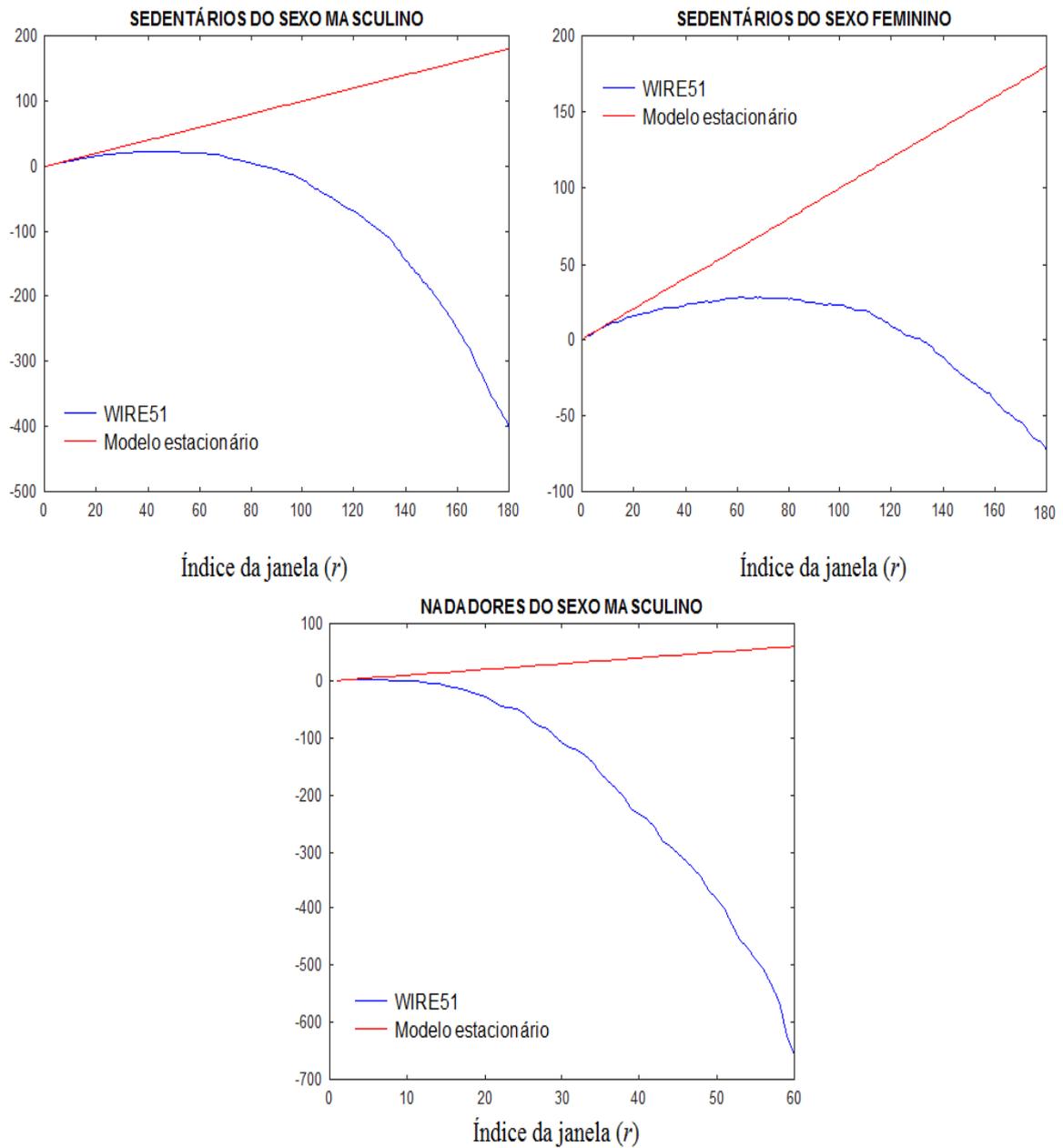


Figura 5.6 - Comportamento da curva do parâmetro eletromiográfico WIRE51 acumulado com janelamento retangular (curva média com as informações de todos os voluntários).

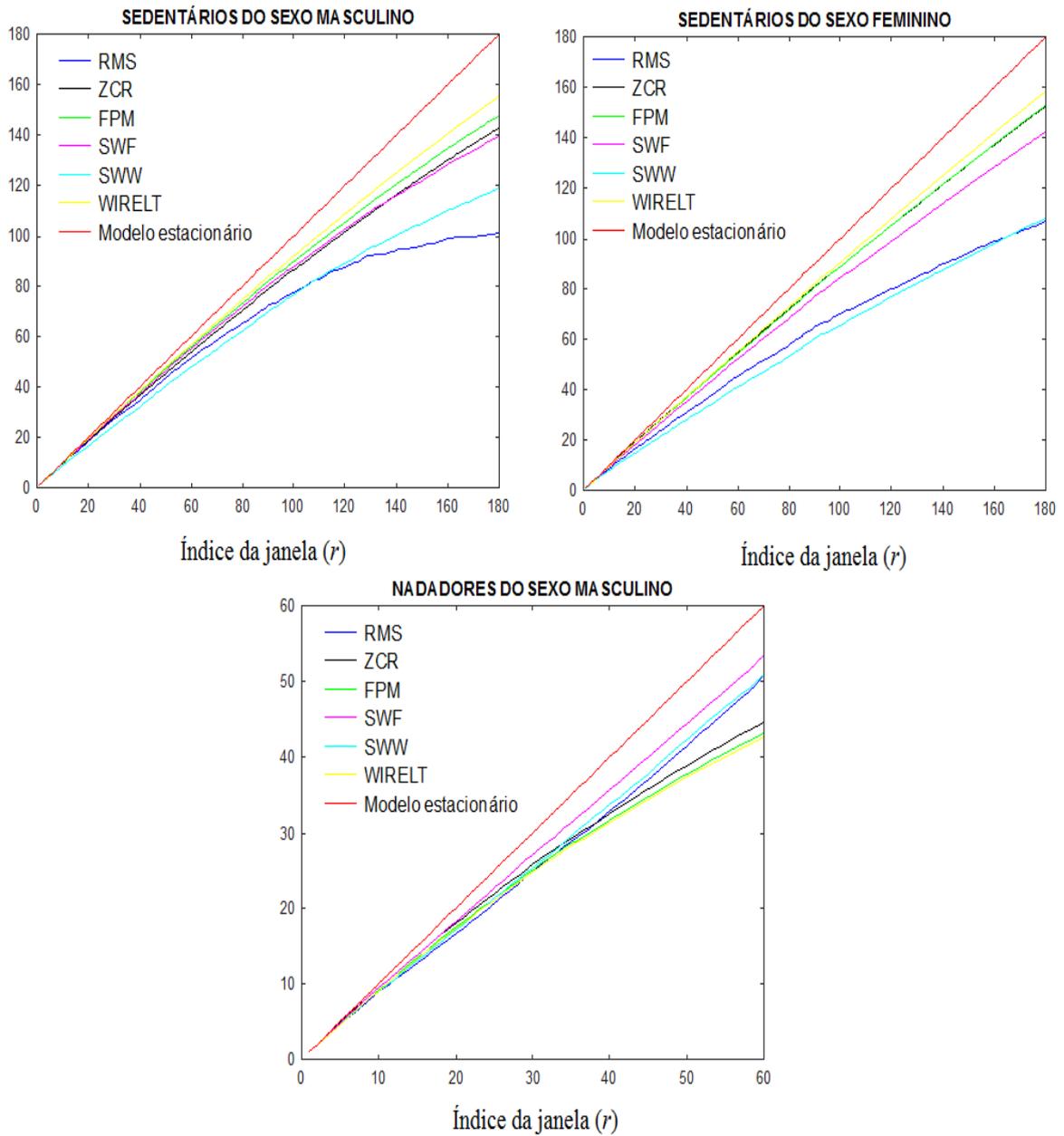


Figura 5.7 - Comportamento da curva dos parâmetros eletromiográficos acumulados com janelamento Hamming (curva média com as informações de todos os voluntários).

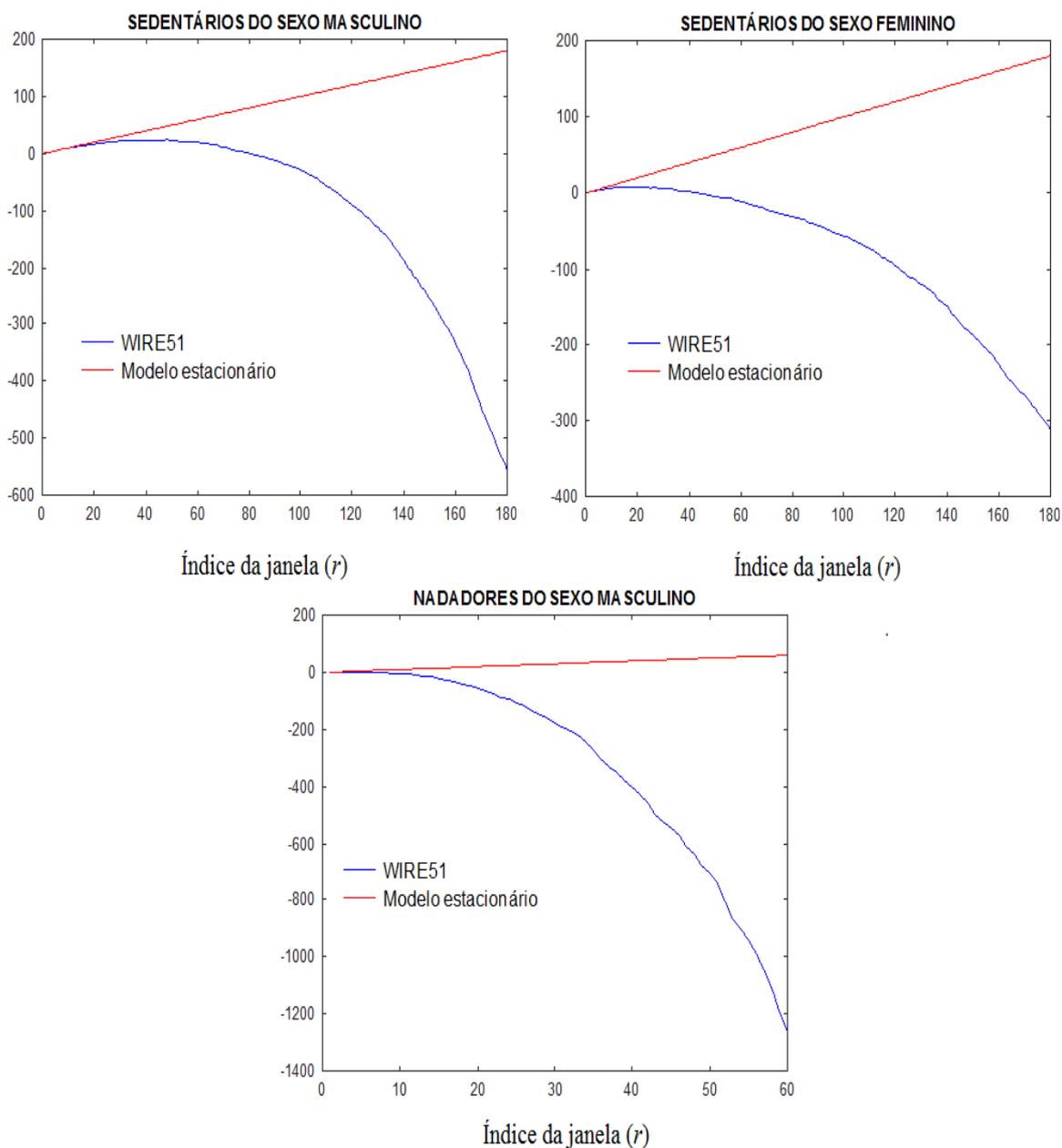


Figura 5.8 - Comportamento da curva do parâmetro eletromiográfico WIRE51 acumulado com janelamento Hamming (curva média com as informações de todos os voluntários).

Os valores dos índices de fadiga são apresentados nas Tabelas 5.1, 5.2 e 5.3. As informações apresentadas nessas tabelas representam os dados médios de todos os sinais diferenciados obtidos com o arranjo linear de eletrodos. Os valores dos índices obtidos com o janelamento retangular e com o janelamento Hamming são mostrados na sequência. Os valores das inclinações normalizadas da reta de regressão foram pequenos para alguns grupos e por isso são elevados à potência 10^{-3} em sua apresentação.

Tabela 5.1 - Valores médios dos índices de fadiga dos voluntários sedentários: índice de inclinação das retas de regressão dos parâmetros eletromiográficos.

Índice	Masculino intensidade 40% (sedentários)		Feminino intensidade 40% (sedentárias)	Masculino intensidade 80% (nadadores)
	Teste 1	Teste 2		
IRMS _r	5,75 (± 5,60)*	4,66 (± 3,53)*	2,10 (± 1,27)*	-1,04 (± 3,37)*
IZCR _r	-1,85 (± 0,55)*	-2,03 (± 0,65)*	-1,14 (± 0,39)*	-7,88 (± 1,39)*
IMDF _r	-1,95 (± 0,57)*	-2,09 (± 0,76)*	-1,04 (± 0,42)*	-7,93 (± 1,36)*
IWIRE51 _r	-0,18 (± 1,10)	-0,33 (± 2,94)	-6,49 (± 14,57)*	-0,09 (± 0,85)
ISWF _r	2,57 (± 1,72)*	2,50 (± 1,33)*	1,17 (± 0,53)*	0,96 (± 1,69)*
ISWW _r	2,09 (± 1,58)*	2,28 (± 1,27)*	1,03 (± 0,72)*	-0,49 (± 1,68)*
IWIRELT _r	1,41 (± 0,91)*	1,68 (± 1,07)*	0,57 (± 0,29)*	6,60 (± 3,69)*
IRMS _h	5,64 (± 5,26)*	4,72 (± 3,52)*	2,11 (± 1,24)*	-1,31 (± 3,62)*
IZCR _h	-1,85 (± 0,55)*	-2,03 (± 0,65)*	-1,14 (± 0,39)*	-7,88 (± 1,39)*
IMDF _h	-1,92 (± 0,58)*	-2,09 (± 0,75)*	-1,04 (± 0,43)*	-7,90 (± 1,25)*
IWIRE51 _h	-0,14 (± 0,74)	-0,04 (± 0,12)	-0,37 (± 0,31)	-0,35 (± 1,93)
ISWF _h	2,50 (± 1,66)*	2,43 (± 1,32)*	1,22 (± 0,51)*	0,54 (± 1,93)*
ISWW _h	2,28 (± 1,59)*	2,35 (± 1,22)*	1,08 (± 0,59)*	-0,04 (± 1,38)*
IWIRELT _h	1,42 (± 0,91)*	1,70 (± 1,11)*	0,57 (± 0,30)*	7,01 (± 4,34)*

* índices elevados à potência 10^{-3} . Na descrição dos índices utiliza-se a notação: *I* refere-se a inclinação da reta de regressão normalizada; RMS, raiz da média quadrática; ZCR, taxa de cruzamento em zero; MDF, frequência mediana; WIRE51, índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1; SWF, escalar ponderado de Fourier; SWW, escalar ponderado wavelet;

WIRELT, razão wavelet entre as escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes; *r*, índice calculado com base na janela retangular; *h*, índice calculado com base na janela Hamming.

Tabela 5.2 - Valores médios dos índices de fadiga dos voluntários sedentários: índice de razão entre as áreas (Merletti et al., 1991).

Índice	Masculino intensidade 40% (sedentários)		Feminino intensidade 40% (sedentárias)	Masculino intensidade 80% (nadadores)
	Teste 1	Teste 2		
ARMS _r	-0,44 (± 0,36)	-0,43 (± 0,40)	-0,39 (± 0,23)	-0,11 (± 0,18)
AZCR _r	0,20 (± 0,07)	0,21 (± 0,07)	0,14 (± 0,10)	0,25 (± 0,09)
AMDF _r	0,19 (± 0,07)	0,21 (± 0,08)	0,12 (± 0,07)	0,25 (± 0,09)
AWIRE51 _r	-3,21 (± 2,42)	-5,10 (± 5,64)	-1,34 (± 1,26)	-7,84 (± 5,84)
ASWF _r	-0,22 (± 0,14)	-0,22 (± 0,14)	-0,18 (± 0,08)	-0,08 (± 0,07)
ASWW _r	-0,36 (± 0,27)	-0,45 (± 0,37)	-0,41 (± 0,21)	-0,16 (± 0,20)
AWIRELT _r	-0,14 (± 0,08)	-0,17 (± 0,12)	-0,08 (± 0,05)	-0,18 (± 0,10)
ARMS _h	-0,41 (± 0,33)	-0,43 (± 0,39)	-0,38 (± 0,22)	-0,09 (± 0,18)
AZCR _h	0,20 (± 0,07)	0,21 (± 0,07)	0,14 (± 0,10)	0,25 (± 0,09)
AMDF _h	0,18 (± 0,08)	0,22 (± 0,09)	0,14 (± 0,08)	0,25 (± 0,09)
AWIRE51 _h	-4,24 (± 3,92)	-8,28 (± 9,92)	-2,22 (± 1,59)	-12,15 (± 9,54)
ASWF _h	-0,22 (± 0,14)	0,23 (± 0,15)	-0,19 (± 0,08)	-0,08 (± 0,08)
ASWW _h	-0,29 (± 0,17)	-0,35 (± 0,22)	-0,31 (± 0,12)	-0,12 (± 0,12)
AWIRELT _h	-0,13 (± 0,09)	-0,18 (± 0,13)	-0,09 (± 0,07)	-0,20 (± 0,13)

Na descrição dos índices utiliza-se a notação: a letra A indica razão entre as áreas; RMS, raiz da média quadrática; ZCR, taxa de cruzamento em zero; MDF, frequência mediana;

WIRE51, índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1; SWF, escalar ponderado de Fourier; SWW, escalar ponderado wavelet; WIRELT, razão wavelet entre as escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes; *r*, índice calculado com base na janela retangular; *h*, índice calculado com base na janela Hamming.

Tabela 5.3 - Valores médios dos índices de fadiga dos voluntários sedentários: inclinação das retas de regressão dos parâmetros normalizados e acumulados.

Índice	Masculino intensidade 40% (sedentários)		Feminino intensidade 40% (sedentárias)	Masculino intensidade 80% (nadadores)
	Teste 1	Teste 2		
IRMS _r ^a	0,53 (± 0,42)	0,58 (± 0,41)	0,56 (± 0,25)	0,80 (± 0,21)
IZCR _r ^a	0,79 (± 0,08)	0,80 (± 0,11)	0,84 (± 0,11)	0,73 (± 0,11)
IMDF _r ^a	0,81 (± 0,08)	0,81 (± 0,12)	0,87 (± 0,09)	0,71 (± 0,11)
IWIRE51 _r ^a	-1,93 (± 2,10)	-3,18 (± 4,04)	-0,39 (± 1,28)	-1,02 (± 0,94)
ISWF _r ^a	0,78 (± 0,18)	0,81 (± 0,16)	0,83 (± 0,11)	0,89 (± 0,10)
ISWW _r ^a	0,52 (± 0,50)	0,42 (± 0,50)	0,38 (± 0,47)	0,77 (± 0,43)
IWIRELT _r ^a	0,84 (± 0,08)	0,84 (± 0,13)	0,92 (± 0,07)	0,76 (± 0,15)
IRMS _h ^a	0,57 (± 0,39)	0,58 (± 0,43)	0,59 (± 0,25)	0,83 (± 0,19)
IZCR _h ^a	0,79 (± 0,08)	0,80 (± 0,11)	0,84 (± 0,11)	0,73 (± 0,11)
IMDF _h ^a	0,82 (± 0,09)	0,82 (± 0,13)	0,85 (± 0,11)	0,71 (± 0,11)
IWIRE51 _h ^a	-2,56 (± 3,11)	-5,39 (± 7,09)	-1,66 (± 1,94)	-1,93 (± 2,04)
ISWF _h ^a	0,79 (± 0,16)	0,78 (± 0,15)	0,79 (± 0,10)	0,88 (± 0,08)
ISWW _h ^a	0,67 (± 0,24)	0,61 (± 0,25)	0,60 (± 0,18)	0,84 (± 0,22)
IWIRELT _h ^a	0,86 (± 0,10)	0,83 (± 0,17)	0,88 (± 0,10)	0,70 (± 0,18)

Na descrição dos índices utiliza-se a notação: I indica inclinação da reta de regressão; RMS, raiz da média quadrática; ZCR, taxa de cruzamento em zero; MDF, frequência mediana; WIRE51, índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1; SWF, escalar ponderado de Fourier; SWW, escalar ponderado wavelet; WIRELT, razão wavelet entre as escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes; *a*, parâmetros normalizados e acumulados; *r*, índice calculado com base na janela retangular; *h*, índice calculado com base na janela Hamming.

5.1 - AVALIAÇÃO DA INVARIÂNCIA ESPACIAL E TEMPORAL DOS ÍNDICES ELETROMIOGRÁFICOS DE FADIGA

Nas Tabelas 5.4, 5.5 e 5.6 são apresentados os resultados da análise de invariância espacial dos índices no critério de reprodutibilidade absoluta. Dos índices tradicionais, somente a IZCR_r, a IMDF_r, a IZCR_h, a IMDF_h e a AMDF_r estimadas nos homens nadadores tiveram CV estatisticamente inferiores a 10%. Diferentemente, as inclinações dos parâmetros normalizados e acumulados demonstraram maior consistência intercanais para a avaliação da fadiga. Com estratégia de acumulação, o CV dentro do limiar estabelecido foi

observado nas seguintes variáveis: $IZCR_r^a$, $IMDF_r^a$, $ISWF_r^a$, $IWIRELT_r^a$, $IZCR_h^a$, $IMDF_h^a$, $ISWF_h^a$, $IWIRELT_h^a$. Esses índices de fadiga atenderam o critério de reprodutibilidade absoluta em todos os grupos estudados.

Tabela 5.4 - Análise de invariância espacial do índice de inclinação das retas de regressão dos parâmetros eletromiográficos. O coeficiente de variação médio (CV %) corresponde ao critério de reprodutibilidade absoluta.

Índice	Masculino intensidade 40% (sedentários)		Feminino intensidade 40% (sedentárias)	Masculino intensidade 80% (nadadores)
	Teste 1	Teste 2		
$IRMS_r$	43,87	30,49	34,21	469,45
$IZCR_r$	16,10	16,21	15,88	6,91 [†]
$IMDF_r$	17,91	19,42	21,69	7,13 [†]
$IWIRE51_r$	434,62	662,20	415,28	152,34
$ISWF_r$	436,11	16,80	17,80	24,78
$ISWW_r$	42,44	76,36	96,26	178,34
$IWIRELT_r$	26,21	21,29	23,84	25,64
$IRMS_h$	41,28	30,17	32,99	317,81
$IZCR_h$	16,10	16,21	15,88	6,91 [†]
$IMDF_h$	18,43	19,47	23,53	7,84 [†]
$IWIRE51_h$	208,41	378,72	246,54	185,73
$ISWF_h$	65,05	16,02	20,43	23,63
$ISWW_h$	36,82	26,41	40,72	293,55
$IWIRELT_h$	27,72	22,23	24,25	25,82

[†] Valores inferiores a 10% ($p < 0,05$). Na descrição dos índices utiliza-se a notação: *I* indica inclinação da reta de regressão normalizada; *RMS*, raiz da média quadrática; *ZCR*, taxa de cruzamento em zero; *MDF*, frequência mediana; *WIRE51*, índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1; *SWF*, escalar ponderado de Fourier; *SWW*, escalar ponderado wavelet; *WIRELT*, razão wavelet entre as escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes; *r* índice calculado com base na janela retangular; *h* índice calculado com base na janela Hamming.

Tabela 5.5 - Análise de invariância espacial do índice razão entre as áreas (Merletti et al., 1991). O coeficiente de variação médio (CV %) corresponde ao critério de reprodutibilidade absoluta.

Índice	Masculino intensidade 40% (sedentários)		Feminino intensidade 40% (sedentárias)	Masculino intensidade 80% (nadadores)
	Teste 1	Teste 2		
ARMS _r	41,52	23,52	18,82	36,25
AZCR _r	27,86	29,37	25,20	17,89
AMDF _r	29,68	28,71	43,68	10,63 [†]
AWIRE51 _r	48,70	65,99	54,10	44,37
ASWF _r	64,09	35,85	24,91	63,42
ASWW _r	177,58	67,89	47,93	116,76
AWIRELT _r	36,78	27,30	26,39	24,56
ARMS _h	82,37	24,36	22,58	58,49
AZCR _h	27,86	29,37	25,20	17,89
AMDF _h	35,80	32,86	49,45	13,33
AWIRE51 _h	51,79	62,28	30,45	30,23
ASWF _h	41,85	34,39	15,70	64,96
ASWW _h	42,50	48,64	32,59	85,70
AWIRELT _h	56,30	33,98	33,98	25,94

[†] Valor inferiores a 10% ($p < 0,05$). Na descrição dos índices utiliza-se a notação: a letra A indica razão entre as áreas; RMS, raiz da média quadrática; ZCR, taxa de cruzamento em zero; MDF, frequência mediana; WIRE51, índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1; SWF, escalar ponderado de Fourier; SWW, escalar ponderado wavelet; WIRELT, razão wavelet entre as escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes; *r*, índice calculado com base na janela retangular; *h*, índice calculado com base na janela Hamming.

Tabela 5.6 - Análise de invariância espacial do índice de inclinação das retas de regressão dos parâmetros normalizados e acumulados. O coeficiente de variação médio (CV %) corresponde ao critério de reprodutibilidade absoluta.

Índice	Masculino intensidade 40% (sedentários)		Feminino intensidade 40% (sedentárias)	Masculino intensidade 80% (nadadores)
	Teste 1	Teste 2		
IRMS _r ^a	44,48	15,26	38,38	8,91 [†]
IZCR _r ^a	7,70 [†]	6,28 [†]	4,91 [†]	7,01 [†]
IMDF _r ^a	6,89 [†]	6,26 [†]	5,03 [†]	4,42 [†]
IWIRE51 _r ^a	100,25	93,24	99,96	53,93
ISWF _r ^a	9,33 [†]	8,52 [†]	8,97 [†]	7,73 [†]
ISWW _r ^a	127,89	1308,40	558,50	71,99
IWIRELT _r ^a	6,50 [†]	7,88 [†]	2,12 [†]	9,91 [†]
IRMS _h ^a	65,25	14,89	26,35	8,05 [†]
IZCR _h ^a	7,70 [†]	6,28 [†]	4,91 [†]	7,01 [†]
IMDF _h ^a	8,11 [†]	6,88 [†]	7,11 [†]	4,90 [†]
IWIRE51 _h ^a	144,24	103,34	74,74	30,02
ISWF _h ^a	6,10 [†]	4,85 [†]	5,78 [†]	3,99 [†]
ISWW _h ^a	23,84	31,64	26,00	22,75
IWIRELT _h ^a	7,40 [†]	6,90 [†]	3,60 [†]	11,67 [†]

† Valores inferiores a 10% ($p < 0,05$). Na descrição dos índices utiliza-se a notação: I indica inclinação da reta de regressão; RMS, raiz da média quadrática; ZCR, taxa de cruzamento em zero; MDF, frequência mediana; WIRE51, índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1; SWF, escalar ponderado de Fourier; SWW, escalar ponderado wavelet; WIRELT, razão wavelet entre as escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes; *a*, parâmetros normalizados e acumulados; *r*, índice calculado com base na janela retangular; *h*, índice calculado com base na janela Hamming.

Nas tabelas 5.7, 5.8 e 5.9, estão descritos os resultados da avaliação de invariância espacial sob o critério de reprodutibilidade relativa. O ICC (3,1) apontou valores de reprodutibilidade intercanais relativa no mínimo razoáveis ($> 0,40$) tanto para os índices clássicos quanto para os índices baseados na nova metodologia. Esses resultados indicam que há manutenção da posição de ranque dos índices estimados com o sinal de cada eletrodo do arranjo linear. Excetuam-se dos índices com reprodutibilidade relativa aceitável a IWIRE51_r, a IWIRE51_h, a ASWW_r, a ISWW_r^a e a ISWW_h^a (este último somente no grupo com intensidade de contração de 80%).

Tabela 5.7 - Análise intercanais do índice inclinação das retas de regressão dos parâmetros eletromiográficos. O coeficiente de correlação intraclasse – ICC (3,1) – corresponde ao critério de reprodutibilidade relativa.

Índice	Masculino intensidade 40% (sedentários)		Feminino intensidade 40% (sedentárias)	Masculino intensidade 80% (nadadores)
	Teste 1	Teste 2		
IRMS _r	0,90	0,79	0,81	0,86
IZCR _r	0,68	0,70	0,79	0,85
IMDF _r	0,60	0,72	0,72	0,70
IWIRE51 _r	0,01	0,01	0,02	0,08
ISWF _r	0,91	0,83	0,82	0,93
ISWW _r	0,79	0,73	0,56	0,03
IWIRELT _r	0,73	0,87	0,75	0,71
IRMS _h	0,87	0,78	0,80	0,90
IZCR _h	0,68	0,71	0,79	0,85
IMDF _h	0,62	0,72	0,72	0,56
IWIRE51 _h	0,02	0,05	0,01	0,04
ISWF _h	0,91	0,84	0,82	0,95
ISWW _h	0,85	0,77	0,67	0,36
IWIRELT _h	0,78	0,88	0,77	0,76

Na descrição dos índices utiliza-se a notação: I indica inclinação da reta de regressão normalizada; RMS, raiz da média quadrática; ZCR, taxa de cruzamento em zero; MDF, frequência mediana; WIRE51, índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1; SWF, escalar ponderado de Fourier; SWW, escalar ponderado wavelet; WIRELT, razão wavelet entre as escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes; *r*, índice calculado com base na janela retangular; *h*, índice calculado com base na janela Hamming.

Tabela 5.8 - Análise intercanais do índice razão entre as áreas (Merletti et al., 1991). O coeficiente de correlação intraclasse – ICC (3,1) – corresponde ao critério de reprodutibilidade relativa.

Índice	Masculino intensidade 40% (sedentários)		Feminino intensidade 40% (sedentárias)	Masculino intensidade 80% (nadadores)
	Teste 1	Teste 2		
ARMS _r	0,93	0,93	0,84	0,92
AZCR _r	0,54	0,62	0,87	0,84
AMDF _r	0,50	0,68	0,57	0,94
AWIRE51 _r	0,64	0,63	0,58	0,73
ASWF _r	0,89	0,92	0,71	0,60
ASWW _r	0,44	0,33	0,16	0,28
AWIRELT _r	0,59	0,68	0,74	0,72
ARMS _h	0,92	0,92	0,84	0,92
AZCR _h	0,54	0,62	0,87	0,84
AMDF _h	0,48	0,73	0,48	0,90
AWIRE51 _h	0,65	0,59	0,72	0,85
ASWF _h	0,93	0,92	0,77	0,86
ASWW _h	0,69	0,61	0,29	0,40
AWIRELT _h	0,64	0,84	0,80	0,80

Na descrição dos índices utiliza-se a notação: a letra A indica razão entre as áreas; RMS, raiz da média quadrática; ZCR, taxa de cruzamento em zero; MDF, frequência mediana; WIRE51, índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1; SWF, escalar ponderado de Fourier; SWW, escalar ponderado wavelet; WIRELT, razão wavelet entre as escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes; *r*, índice calculado com base na janela retangular; *h*, índice calculado com base na janela Hamming.

Tabela 5.9 - Análise intercanais do índice de inclinação das retas de regressão dos parâmetros normalizados e acumulados. O coeficiente de correlação intraclasse – ICC (3,1) – corresponde ao critério de reprodutibilidade relativa.

Índice	Masculino intensidade 40% (sedentários)		Feminino intensidade 40% (sedentárias)	Masculino intensidade 80% (nadadores)
	Teste 1	Teste 2		
IRMS _r ^a	0,93	0,94	0,80	0,91
IZCR _r ^a	0,42	0,75	0,86	0,81
IMDF _r ^a	0,53	0,81	0,76	0,91
IWIRE51 _r ^a	0,59	0,47	0,76	0,88
ISWF _r ^a	0,87	0,83	0,53	0,42
ISWW _r ^a	0,27	0,22	0,18	0,30
IWIRELT _r ^a	0,46	0,64	0,68	0,77
IRMS _h ^a	0,91	0,93	0,77	0,88
IZCR _h ^a	0,50	0,75	0,86	0,81
IMDF _h ^a	0,42	0,82	0,67	0,90
IWIRE51 _h ^a	0,61	0,61	0,75	0,93
ISWF _h ^a	0,93	0,92	0,78	0,80
ISWW _h ^a	0,57	0,55	0,28	0,34
IWIRELT _h ^a	0,53	0,88	0,89	0,80

Na descrição dos índices utiliza-se a notação: *I* indica inclinação da reta de regressão; RMS, raiz da média quadrática; ZCR, taxa de cruzamento em zero; MDF, frequência mediana; WIRE51, índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1; SWF, escalar ponderado de Fourier; SWW, escalar ponderado wavelet; WIRELT, razão wavelet entre as escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes; *a*, parâmetros normalizados e acumulados; *r*, índice calculado com base na janela retangular; *h*, índice calculado com base na janela Hamming.

A variação temporal dos parâmetros de descrição dos sinais eletromiográficos registrados no primeiro e no segundo teste é representada nas Figuras 5.9 e 5.10. As Figuras 5.11 e 5.12 trazem a representação dos parâmetros acumulados e normalizados calculados no teste e no reteste.

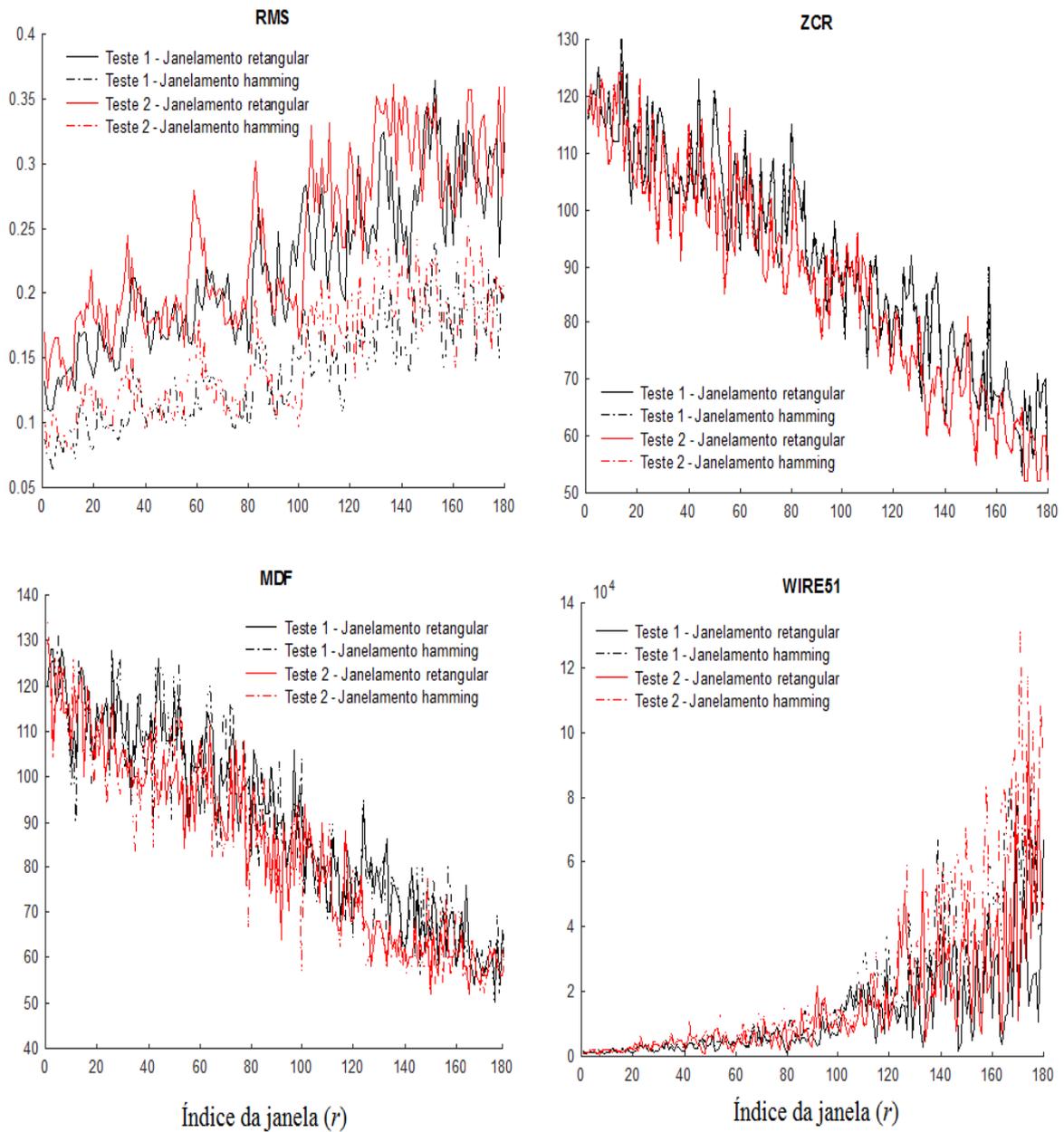


Figura 5.9 - Comportamento dos parâmetros clássicos de descrição do sinal eletromiográfico obtidos no primeiro e no segundo testes isométricos. A figura apresenta os parâmetros registrados em um canal diferencial do arranjo linear de eletrodos posicionado no bíceps braquial de um voluntário.

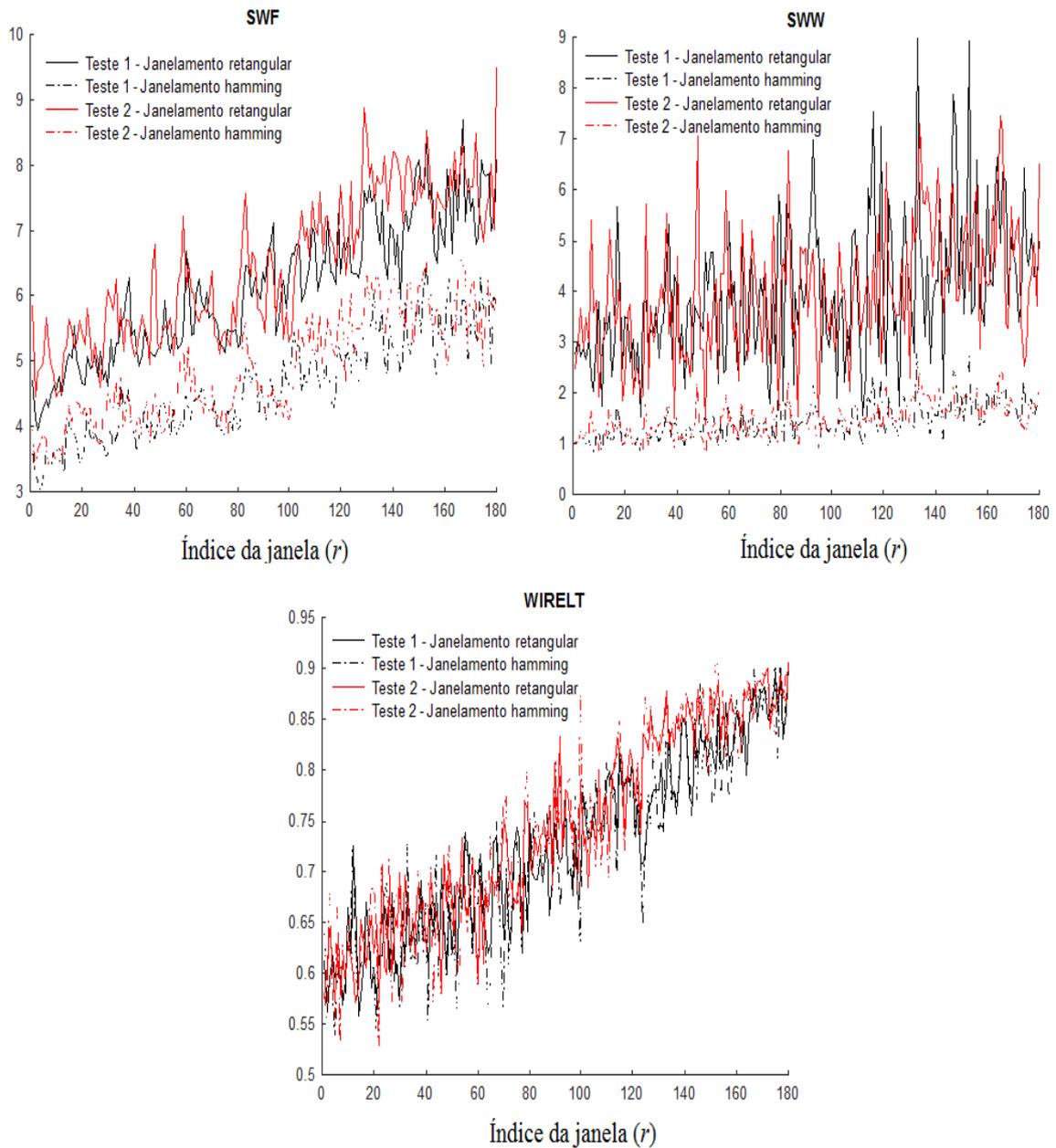


Figura 5.10 - Comportamento dos novos parâmetros de descrição do sinal eletromiográfico obtidos no primeiro e no segundo testes isométricos. A figura apresenta os parâmetros registrados em um canal diferencial do arranjo linear de eletrodos posicionado no bíceps braquial de um voluntário.

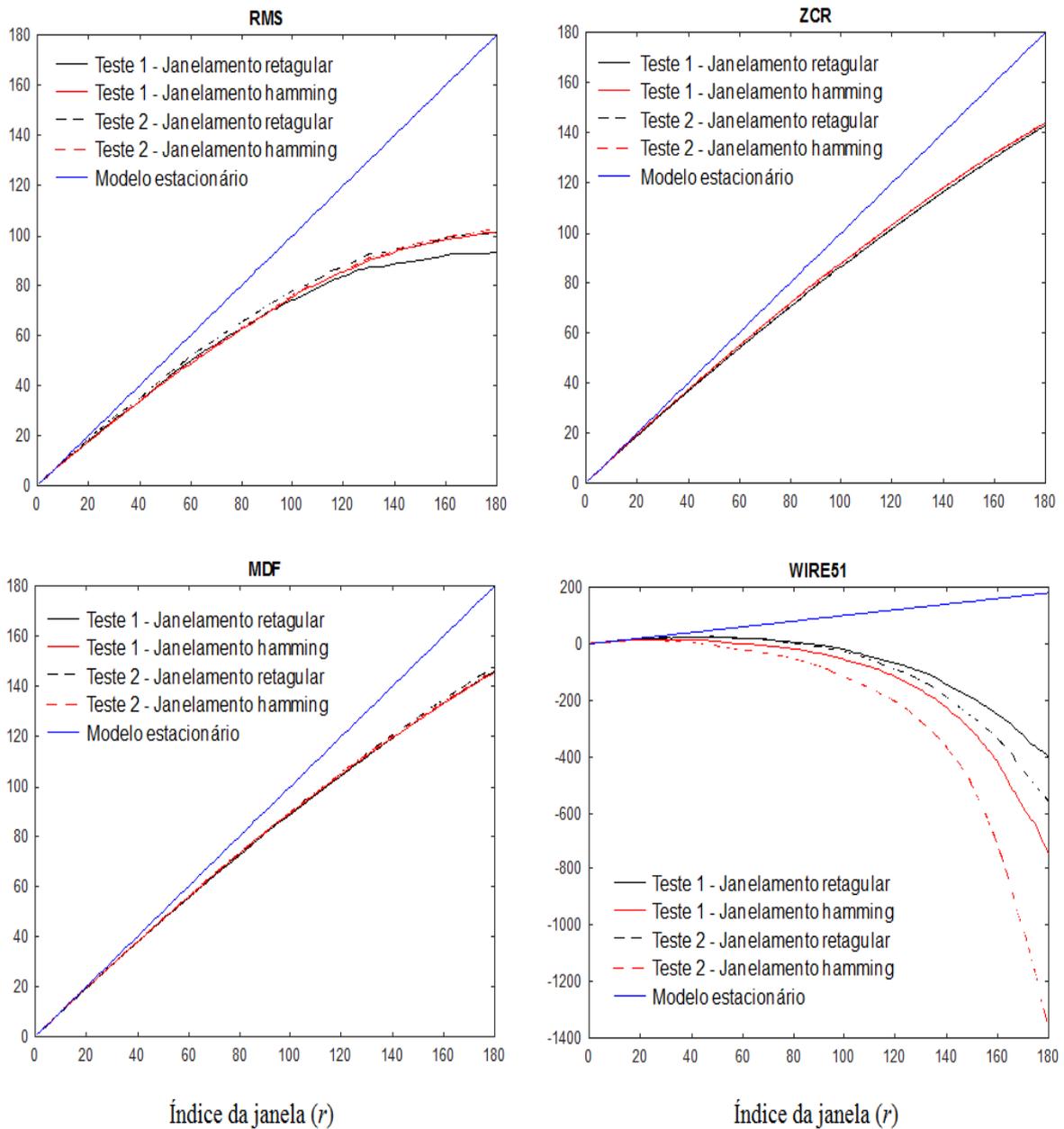


Figura 5.11 - Comportamento dos parâmetros clássicos normalizados e acumulados. Os sinais foram obtidos no primeiro e no segundo testes isométricos (curva média com as informações de todos os voluntários).

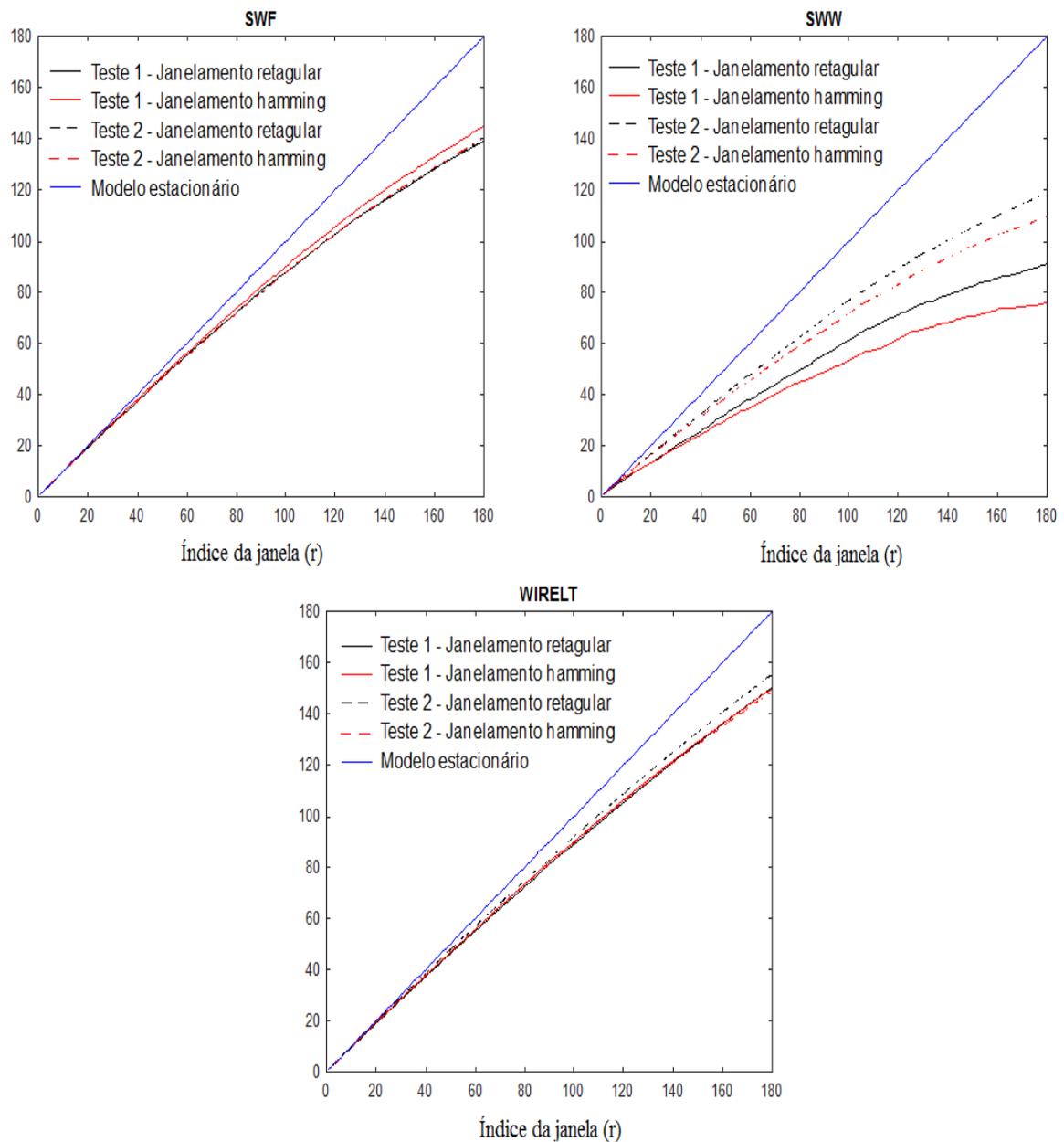


Figura 5.12 - Comportamento dos novos parâmetros normalizados e acumulados. Os sinais foram obtidos no primeiro e no segundo testes isométricos (curva média com as informações de todos os voluntários).

As Tabelas 5.10, 5.11 e 5.12, mostram os valores do CV intracanal dos índices estudados. Verificou-se que somente os índices $IZCR_r$, $IZCR_r^a$, $IMDF_r^a$, $ISWF_r^a$, $IWIRELT_r^a$, $IZCR_h^a$, $IMDF_h^a$, $ISWF_h^a$ e $IWIRELT_h^a$ apresentaram variação temporal com magnitude significativamente inferior ao critério de rejeição adotado para a reprodutibilidade absoluta ($CV < 10\%$). Isso indica que a utilização dos parâmetros normalizados e acumulados produz resultados com menor variação entre testes repetidos.

Nas tabelas 5.10 a 5.12 também são expostos os valores do ICC (1,1) de todos os índices. A reprodutibilidade relativa na avaliação de invariância temporal foi no mínimo razoável em grande parte dos índices ($ICC(1,1) < 0,40$). Em geral, a utilização das variáveis SWW e WIRE51 não conduziu a níveis de reprodutibilidade relativa satisfatória, independente da metodologia empregada no cálculo dos indicadores (inclinação da reta de regressão, razão entre as áreas e inclinação dos parâmetros normalizados e acumulados).

Tabela 5.10 - Análise intercanais do índice inclinação das retas de regressão dos parâmetros eletromiográficos. O coeficiente de variação – CV – corresponde ao critério de reprodutibilidade absoluta. O coeficiente de correlação intraclassa – ICC (1,1) – diz respeito ao critério de reprodutibilidade relativa.

Índice	CV %	ICC (1,1)
$IRMS_r$	107,70	0,62
$IZCR_r$	12,25 [†]	0,74
$IMDF_r$	14,31	0,73
$IWIRE51_r$	286,04	0,01
$ISWF_r$	39,67	0,77
$ISWW_r$	82,99	0,48
$IWIRELT_r$	22,88	0,86
$IRMS_h$	100,96	0,66
$IZCR_h$	12,25 [†]	0,74
$IMDF_h$	16,37	0,71
$IWIRE51_h$	425,52	0,03
$ISWF_h$	51,31	0,76
$ISWW_h$	54,96	0,65
$IWIRELT_h$	24,83	0,83

† Valores inferiores a 10% ($p < 0,05$). Na descrição dos índices utiliza-se a notação: *I* indica inclinação da reta de regressão normalizada; RMS, raiz da média quadrática; ZCR, taxa de cruzamento em zero; MDF, frequência mediana; WIRE51, índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1; SWF, escalar ponderado de Fourier; SWW, escalar ponderado wavelet; WIRELT, razão wavelet entre as escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes; *r*, índice calculado com base na janela retangular; *h*, índice calculado com base na janela Hamming.

Tabela 5.11 - Análise intercanais do índice de razão entre as áreas (Merletti et al., 1991). O coeficiente de variação – CV – corresponde ao critério de reprodutibilidade absoluta. O coeficiente de correlação intraclasse – ICC (1,1) – diz respeito ao critério de reprodutibilidade relativa.

Índice	CV %	ICC (1,1)
ARMS _r	407,57	0,62
AZCR _r	24,12	0,62
AMDF _r	67,43	0,69
AWIRE51 _r	51,34	0,29
ASWF _r	108,90	0,57
ASWW _r	64,26	0,10
AWIRELT _r	33,58	0,51
ARMS _h	110,03	0,65
AZCR _h	24,12	0,62
AMDF _h	69,11	0,62
AWIRE51 _h	50,41	0,35
ASWF _h	69,13	0,68
ASWW _h	46,92	0,02
AWIRELT _h	52,58	0,54

Na descrição dos índices utiliza-se a notação: a letra A indica razão entre as áreas; RMS, raiz da média quadrática; ZCR, taxa de cruzamento em zero; MDF, frequência mediana;

WIRE51, índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1; SWF, escalar ponderado de Fourier; SWW, escalar ponderado wavelet; WIRELT, razão wavelet entre as escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes; *r*, índice calculado com base na janela retangular; *h*, índice calculado com base na janela Hamming.

Tabela 5.12 - Análise intercanais do índice inclinação das retas de regressão dos parâmetros normalizados e acumulados. O coeficiente de variação – CV – corresponde ao critério de reprodutibilidade absoluta. O coeficiente de correlação intraclasse – ICC (1,1) – diz respeito ao critério de reprodutibilidade relativa.

Índice	CV %	ICC (1,1)
IRMS _r ^a	222,77	0,49
IZCR _r ^a	6,29 [†]	0,56
IMDF _r ^a	6,52 [†]	0,59
IWIRE51 _r ^a	184,63	0,25
ISWF _r ^a	14,13	0,46
ISWW _r ^a	265,81	0,09
IWIRELT _r ^a	2,10 [†]	0,50
IRMS _h ^a	138,82	0,65
IZCR _h ^a	6,29 [†]	0,56
IMDF _h ^a	7,59 [†]	0,58
IWIRE51 _h ^a	67,57	0,29
ISWF _h ^a	10,99 [†]	0,62
ISWW _h ^a	31,41	0,10
IWIRELT _h ^a	10,25 [†]	0,28

† Valores inferiores a 10% ($p < 0,05$). Na descrição dos índices utiliza-se a notação: I indica inclinação da reta de regressão; RMS, raiz da média quadrática; ZCR, taxa de cruzamento em zero; MDF, frequência mediana; WIRE51, índice wavelet da razão entre as escalas 5 e 1; SWF, escalar ponderado de Fourier; SWW, escalar ponderado wavelet; WIRELT, razão wavelet entre as escalas de baixa frequência e a energia total dos coeficientes; *a*, parâmetros normalizados e acumulados; *r*, índice calculado com base na janela retangular; *h*, índice calculado com base na janela Hamming.

O gráfico de limites de concordância de Bland e Altman referente ao índice IZCR_r^a pode ser visualizado na Figura 5.13. Percebe-se nesse gráfico padrão de reprodutibilidade intracanal bastante satisfatório: a diferença entre índices médios de teste e reteste foi pequena (-0,70%) e o limites de concordância foram reduzidos (20,00% e -22,60%). Adicionalmente, praticamente todos os valores estimados para a IZCR_r^a ficaram dentro dos limites estabelecidos, o que indica pouca divergência entre os resultados da primeira e segunda avaliações. É interessante observar que mesmo com os valores dos limites próximos a 20%, a maior parte das diferenças entre o primeiro e segundo testes ficou abaixo de 10%. Os demais gráficos de Bland e Altman são apresentados nos Apêndices C a E.

Características semelhantes ao gráfico da $IZCR_r^a$ foram observadas nos gráficos dos índices $IZCR_h^a$, $IMDF_r^a$ e $IMDF_h^a$.

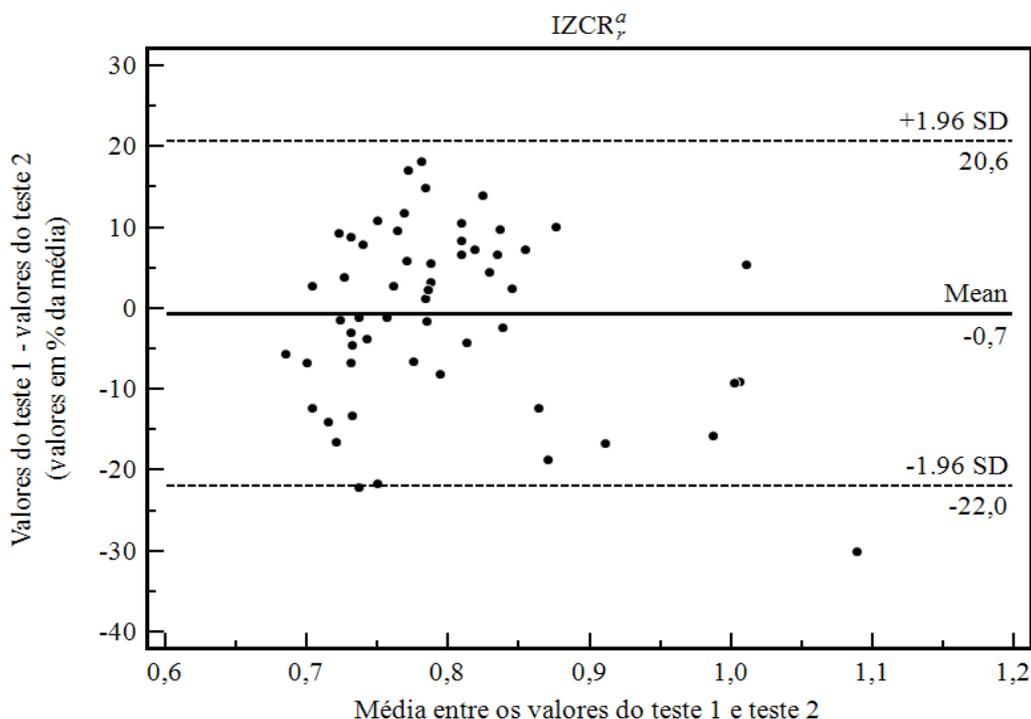


Figura 5.13 - Gráfico de limites de concordância do índice $IZCR_r^a$.

5.2 - COMPARAÇÃO ENTRE OS ÍNDICES DE FADIGA DO SEXO MASCULINO E FEMININO

As Figuras 5.14 e 5.15 representam os parâmetros eletromiográficos estimados a partir dos sinais dos voluntários sedentários de sexo masculino e das mulheres. Nessas figuras é possível observar nos parâmetros RMS, ZCR, WIRE51, SWF, SWW e WIRELT tendências de acréscimo ou decréscimo mais acentuadas nos indivíduos do sexo masculino que nas participantes do sexo feminino. Essas tendências também podem ser deduzidas a partir das Figuras 5.16 e 5.17, nas quais são exibidos os comportamentos dos parâmetros normalizados e acumulados. Verifica-se nestas ilustrações que as curvas acumuladas masculinas tendem a divergir de forma mais acentuada do modelo estritamente estacionário que as femininas (salvo o SWW, que exibiu curva com divergência mais acentuada nas mulheres). Constata-se também que o janelamento Hamming tende a reduzir a diferença intergêneros das curvas.

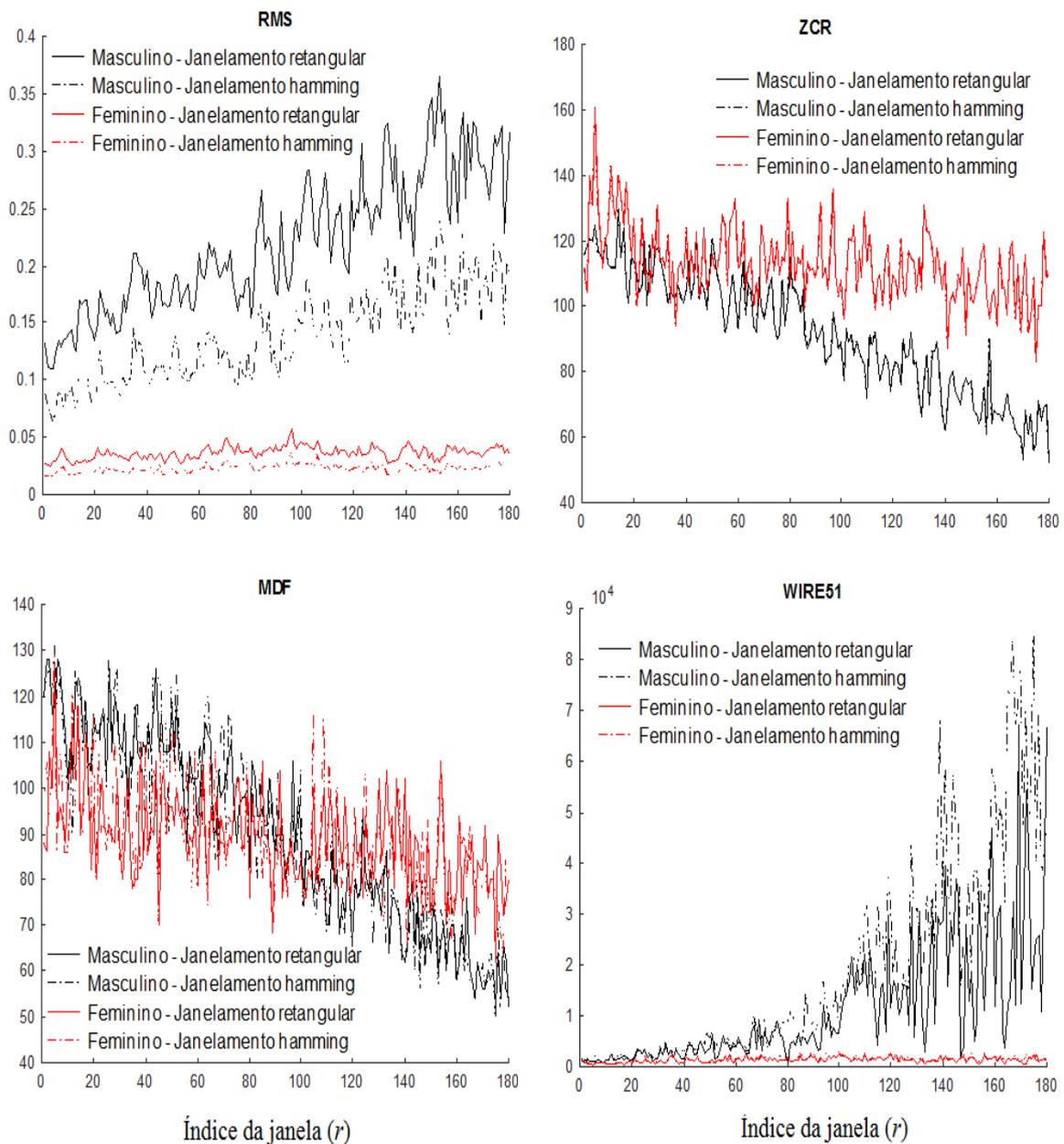


Figura 5.14 - Parâmetros eletromiográficos clássicos dos indivíduos do sexo masculino e feminino. A figura apresenta os parâmetros registrados em um canal diferencial do arranjo linear de eletrodos posicionado no bíceps braquial de um voluntário.

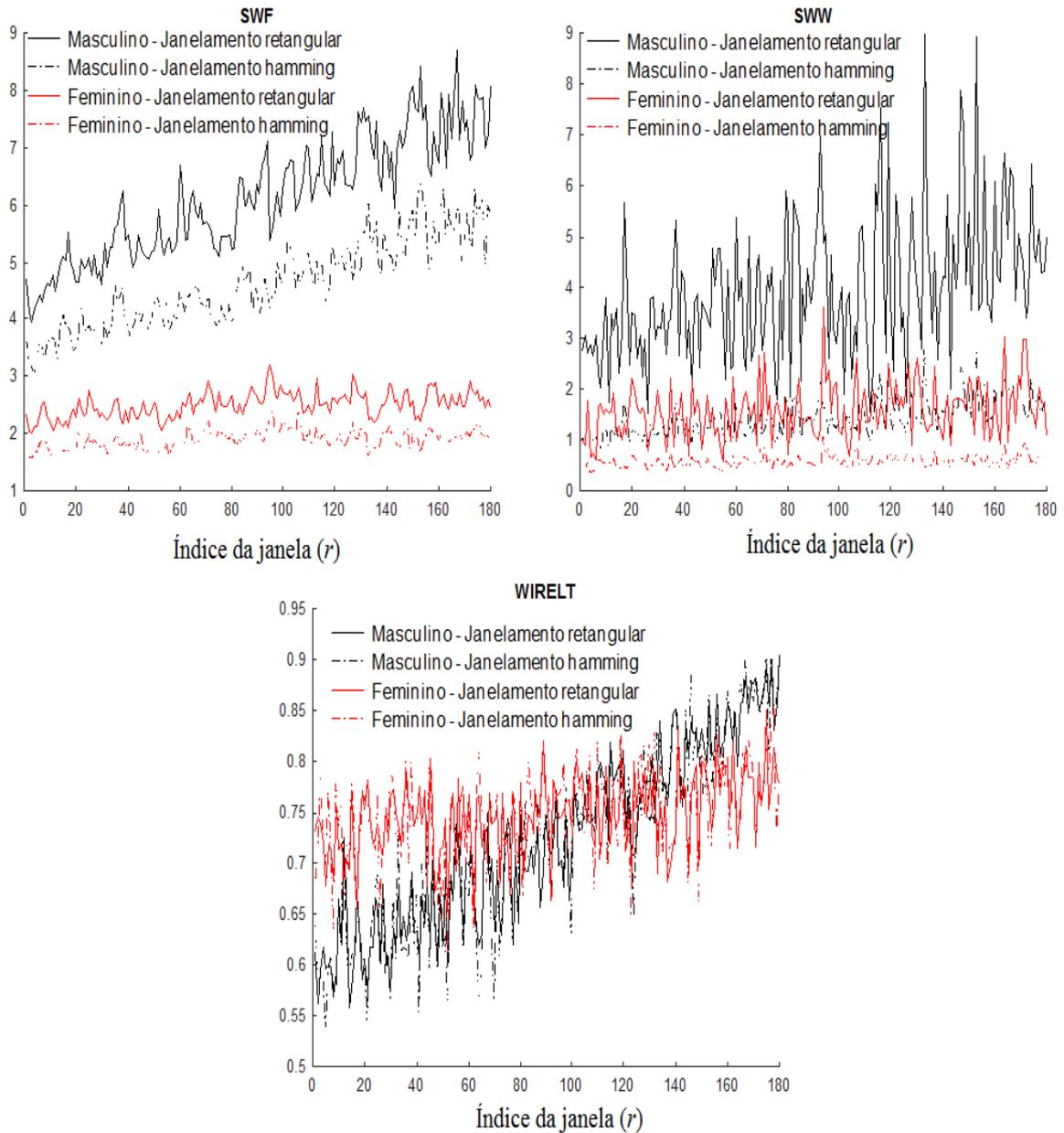


Figura 5.15 - Novos parâmetros de descrição dos sinais eletromiográfico. Os sinais foram coletados nos indivíduos do sexo masculino e feminino. A figura apresenta os parâmetros registrados em um canal diferencial do arranjo linear de eletrodos posicionado no bíceps braquial de um voluntário.

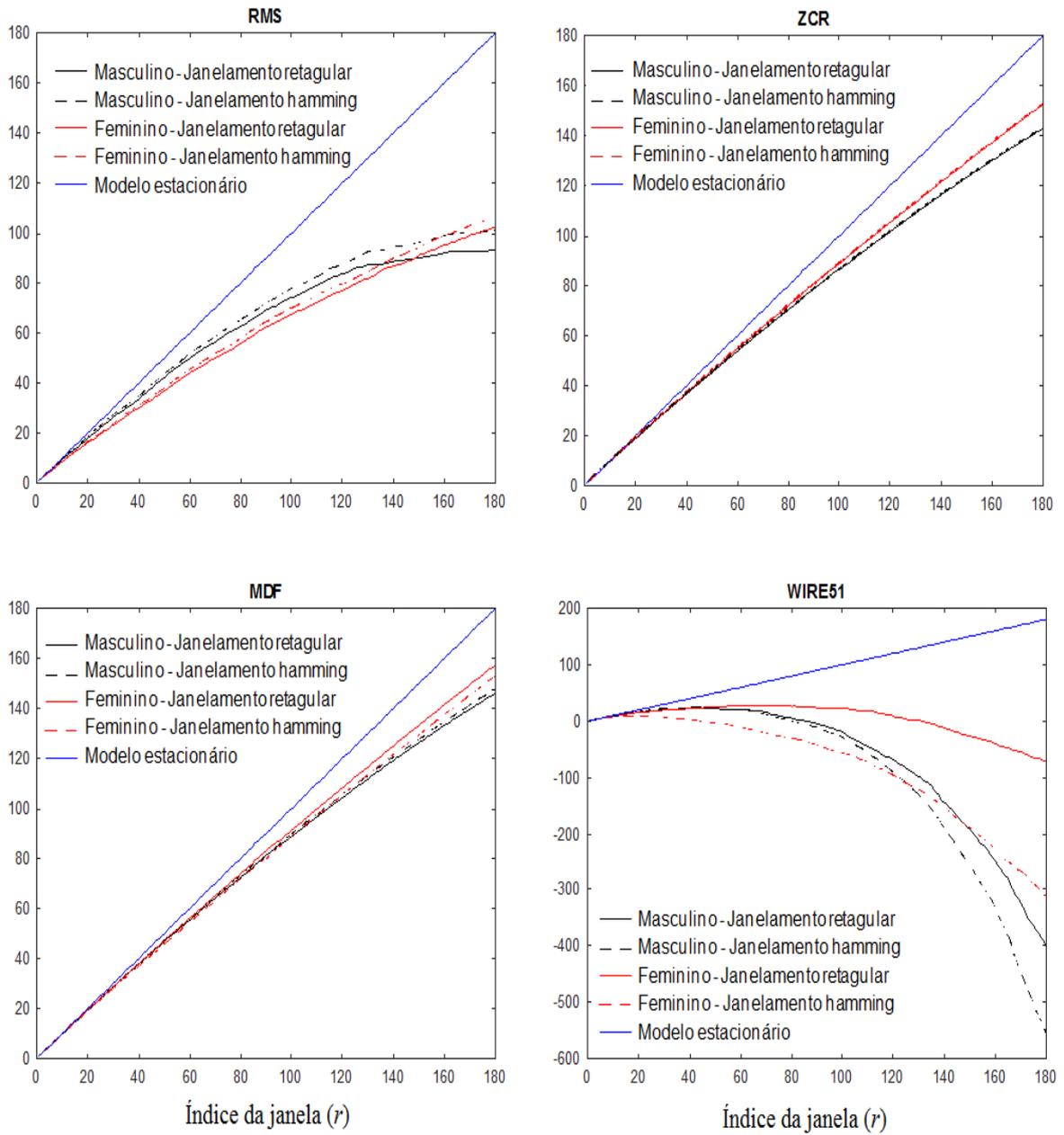


Figura 5.16 - Comportamento dos parâmetros clássicos normalizados e acumulados. Os sinais foram coletados nos indivíduos do sexo masculino e feminino (curva média com as informações de todos os voluntários).

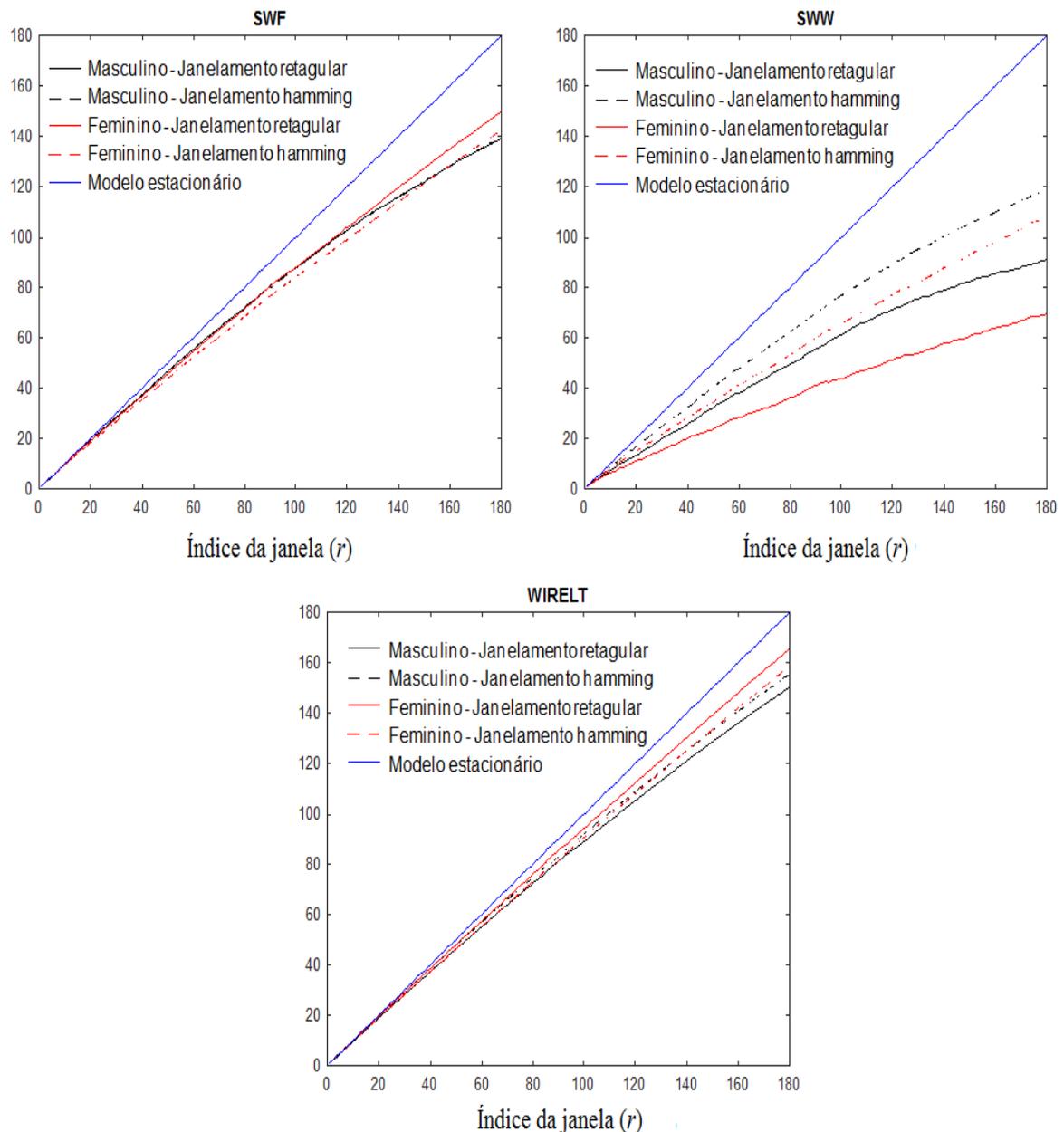


Figura 5.17 - Comportamento dos novos parâmetros normalizados e acumulados. Os sinais foram coletados nos indivíduos do sexo masculino e feminino (curva média com as informações de todos os voluntários).

As inclinações das retas de regressão $IRMS_r$, $IZCR_r$, $IMDF_r$, $IZCR_h$, $IMDF_h$ e $ISWW_h$ foram sensíveis à menor taxa de exaustão reportada para as mulheres. Essa capacidade de distinção entre os sexos é representada na Figura 5.18, que retrata a magnitude das inclinações das retas de regressão e indica os índices que apresentaram diferença estatística significativa entre os grupos.

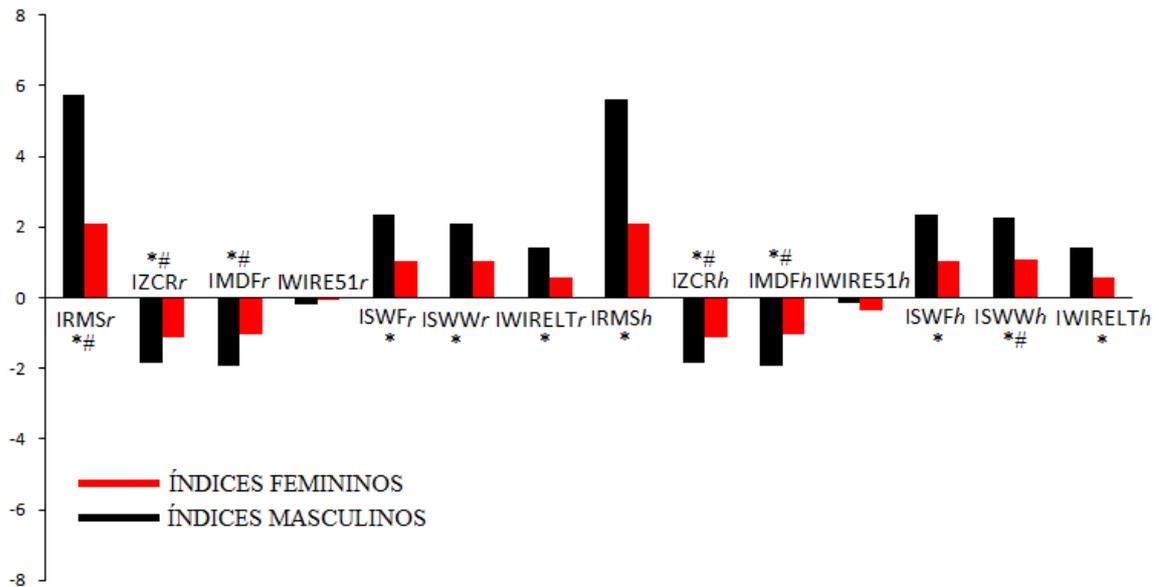


Figura 5.18 - Valores da inclinação normalizada das restas de regressão referentes aos parâmetros eletromiográficos analisados nos grupos masculino e feminino. * Índices elevados à potência 10^{-3} . # Diferença significativa entre os sexos.

Os índices de razão entre as áreas propostos por Merletti et al. (1991) foram pouco sensíveis às diferenças entre os sexos. Dos índices estimados com essa proposta, somente a $AMDF_r$, a $AWIRE51_r$ e a $ASWW_r$ indicaram diferença significativa entre homens e mulheres (Figura 5.19).

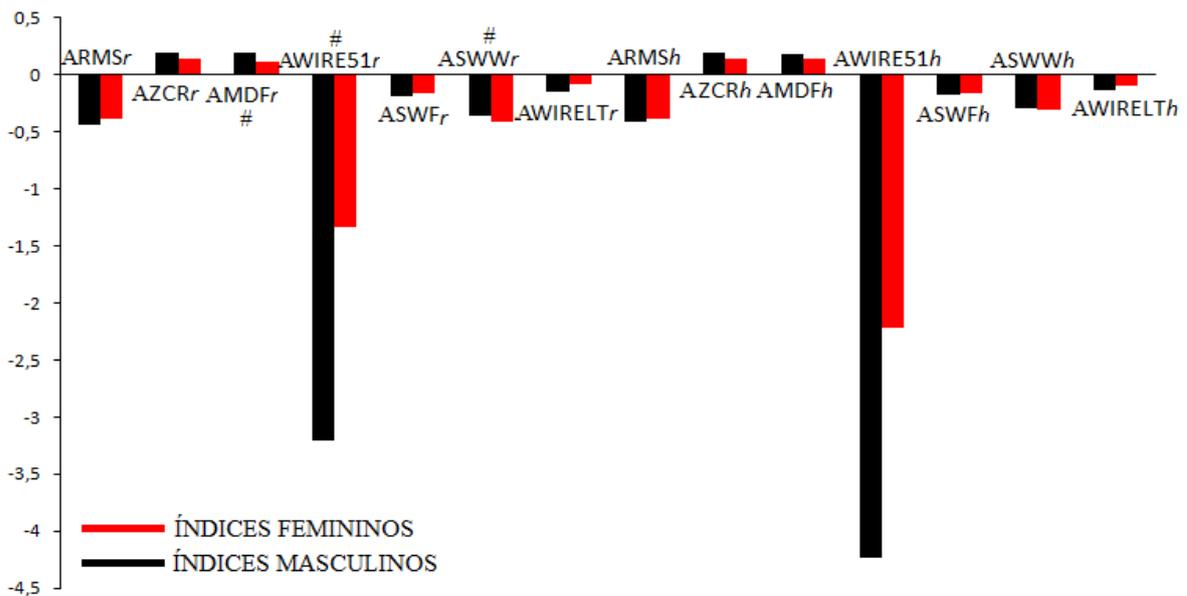


Figura 5.19 - Valores do índice de razão entre as áreas (Merletti et al., 1991) referentes aos parâmetros eletromiográficos analisados nos grupos masculino e feminino. # Diferença significativa entre os sexos.

O ajuste linear estabelecido a partir dos dados acumulados também se mostrou pouco sensível à fadiga e à diferença na taxa fadiga de homens e mulheres. A maior parte das inclinações das retas de regressão dos valores acumulados não apresentou diferença significativa entre os grupos (Figura 5.20). Ainda assim, os índices $IZCR_r^a$, $IWIRELT_r^a$ e $IZCR_h^a$ foram capazes de apontar as diferenças entre sexo no processo de fadiga muscular.

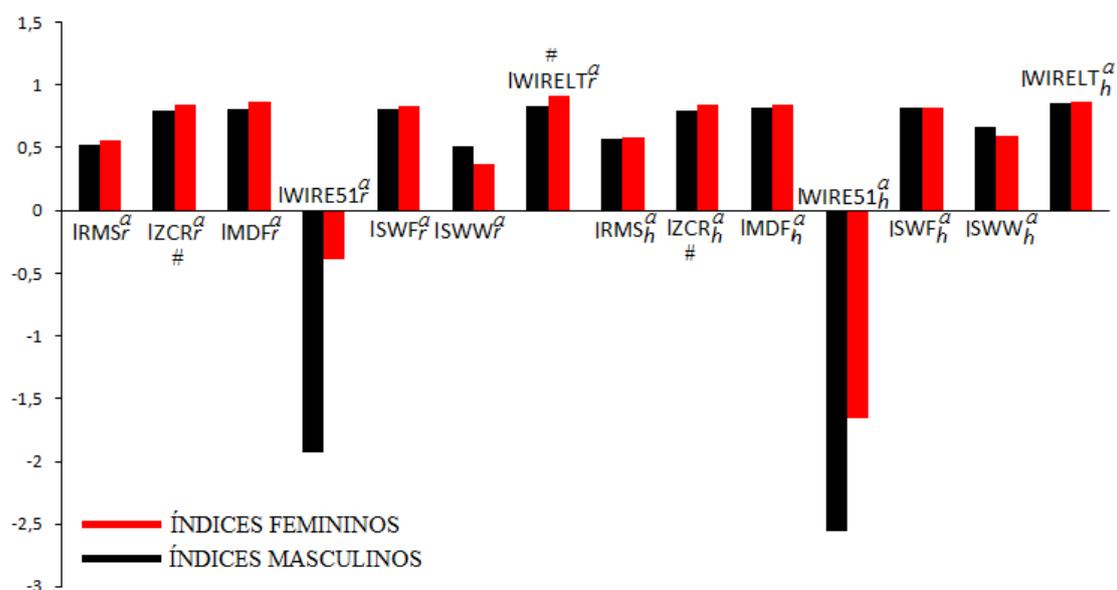


Figura 5.20 – Valores da inclinação das retas de regressão dos valores normalizados e acumulados referentes aos parâmetros eletromiográficos analisados nos grupos masculino e feminino. # Diferença significativa entre os sexos.

5.3 - COMPARAÇÃO ENTRE OS ÍNDICES DA FADIGA ESTIMADOS EM DIFERENTES INTENSIDADES DE CONTRAÇÃO

O ZCR e a MDF obtidos no grupo que realizou o exercício com intensidade de 80% da máxima contração voluntária (nadadores) apresentam comportamento com diferenças visualmente notáveis em relação ao grupo cuja intensidade do exercício correspondeu à 40% (sedentários). Observa-se decréscimo mais acentuado desses parâmetros do grupo de maior intensidade. A WIRE51 e a WIRELT também apresentaram maior taxa de crescimento nos indivíduos que realizaram esforços mais intensos. As variáveis RMS, SWW e SWF parecem ser pouco sensíveis à fadiga gerada com sobrecargas diferenciadas e não apresentam crescimento perceptível com menor e maior intensidades (Figura 5.22).

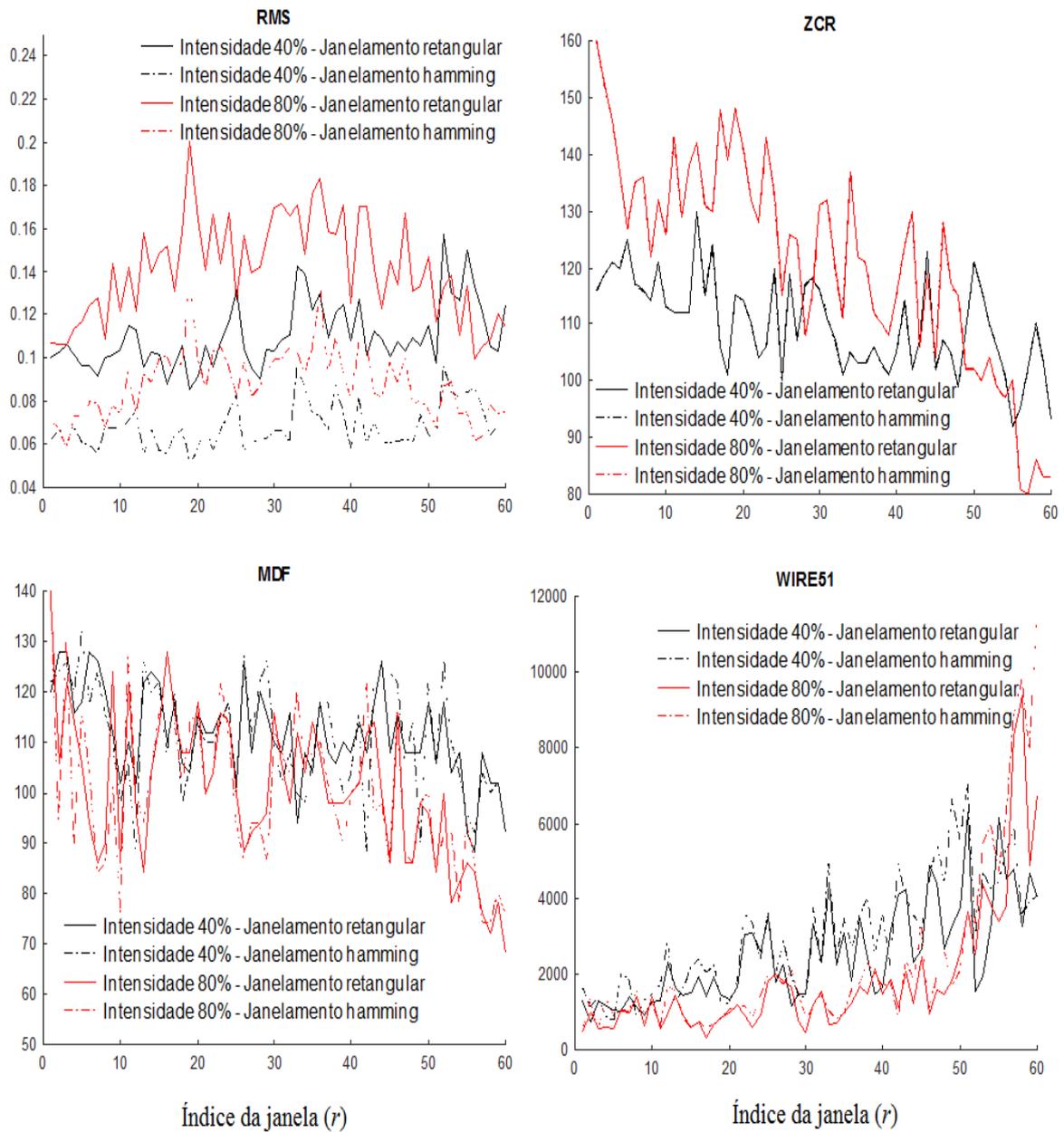


Figura 5.21 - Parâmetros eletromiográficos clássicos do grupo com esforço em intensidade de 80% da máxima contração isométrica voluntária e do grupo com sobrecarga equivalente a 40%. A figura apresenta os parâmetros registrados em um canal diferencial do arranjo linear de eletrodos posicionado no bíceps braquial de um voluntário.

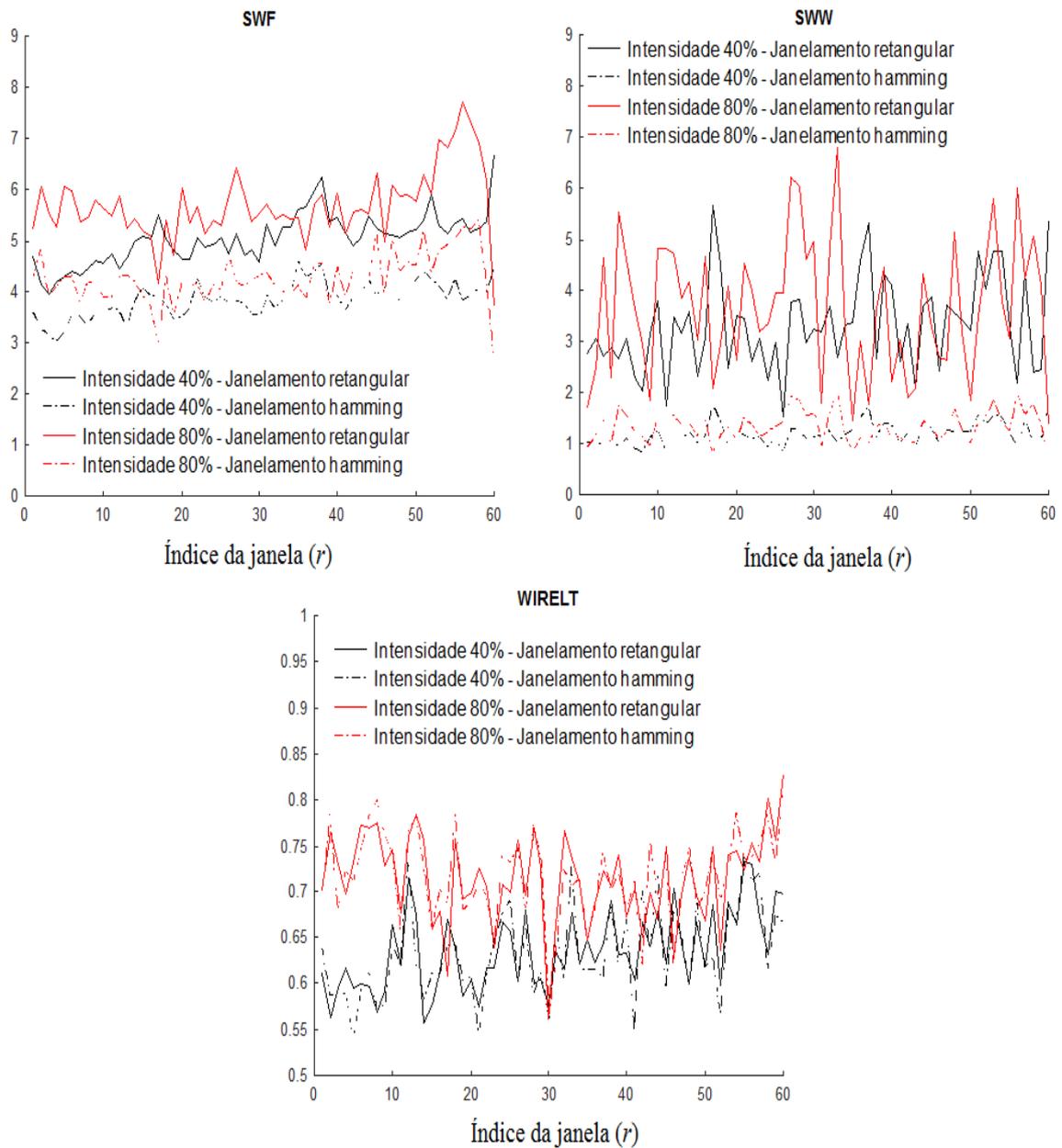


Figura 5.22 - Novos parâmetros de descrição dos sinais eletromiográfico. Os sinais foram coletados no grupo com esforço em intensidade de 80% da máxima contração isométrica voluntária e no grupo com sobrecarga equivalente a 40%. A figura apresenta os parâmetros registrados em um canal diferencial do arranjo linear de eletrodos posicionado no bíceps braquial de um voluntário.

O procedimento de acumulação associado à normalização foi capaz de destacar as diferenças observadas no comportamento das variáveis brutas. O ZCR, a MDF, a WIRE51, o SWW e a WIRELT do grupo de maior intensidade apresentam maior divergência do modelo estacionário. Nos parâmetros RMS e SWF o comportamento dos grupos de maior e menor intensidades se confundem (Figuras 5.23 e 5.24).

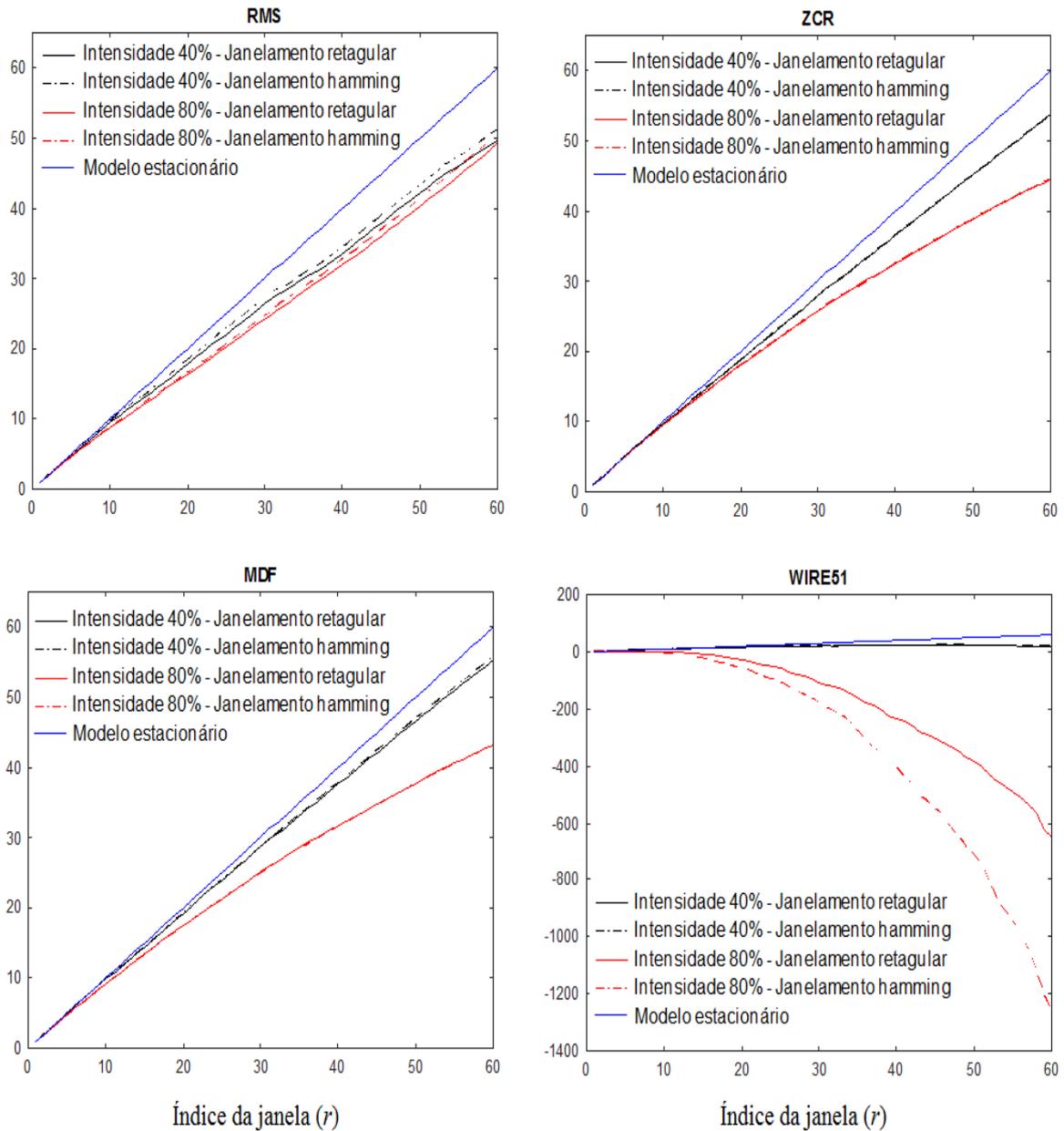


Figura 5.23 - Comportamento dos parâmetros clássicos normalizados e acumulados. Os sinais foram coletados no grupo com esforço em intensidade de 80% da máxima contração isométrica voluntária e no grupo com sobrecarga equivalente a 40% (curva média com as informações de todos os voluntários).

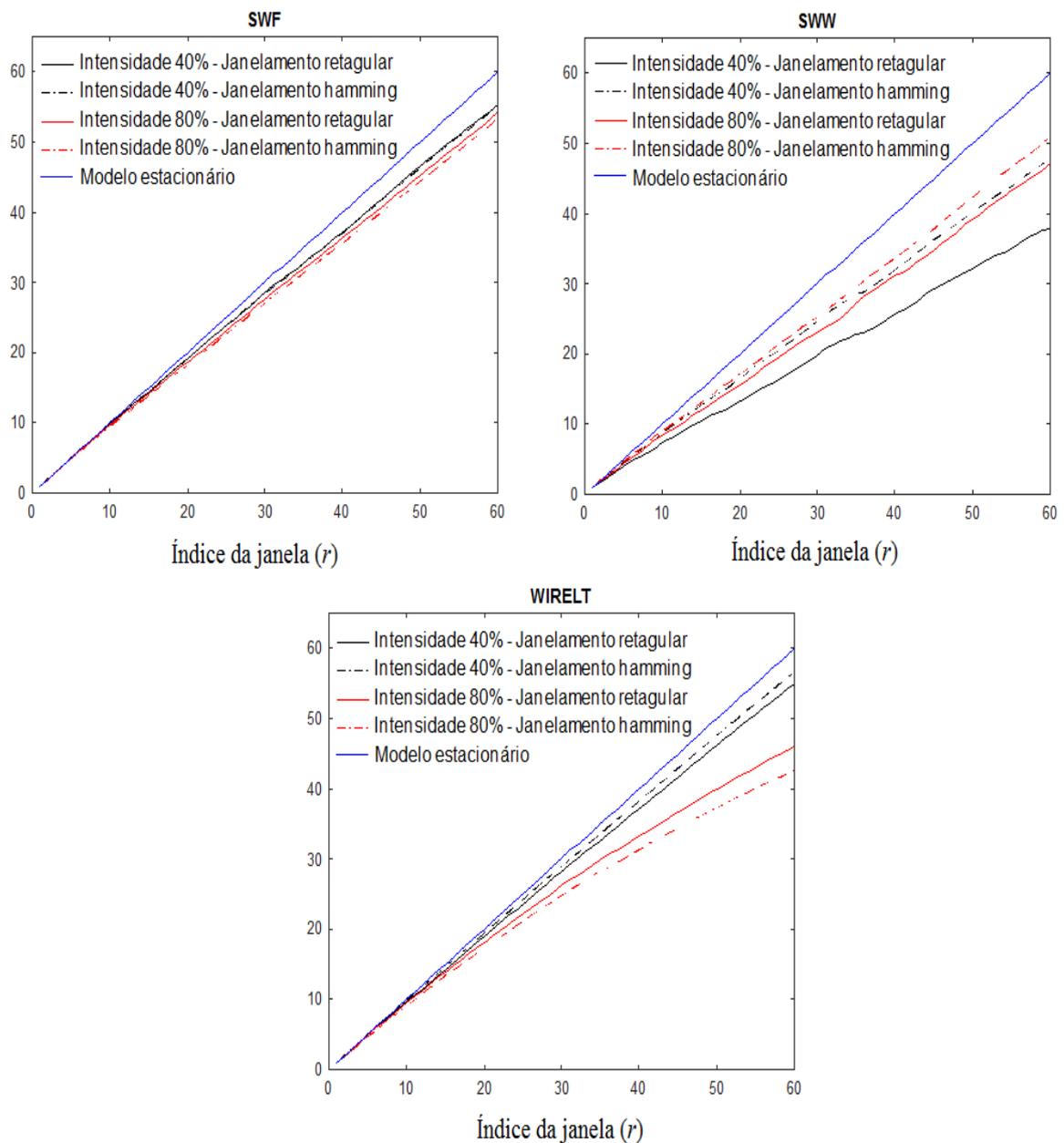


Figura 5.24 - Comportamento dos novos parâmetros normalizados e acumulados. Os sinais foram coletados no grupo com esforço em intensidade de 80% da máxima contração isométrica voluntária e no grupo com sobrecarga equivalente a 40% (curva média com as informações de todos os voluntários).

Na maioria dos parâmetros eletromiográficos, a inclinação normalizada da reta de regressão foi eficiente para detectar a diferença entre grupos de maior e menor intensidades de contração. A Figura 5.25 ilustra os valores das inclinações associadas a cada parâmetro e aponta os índices que apresentaram diferenças significativas entre os grupos.

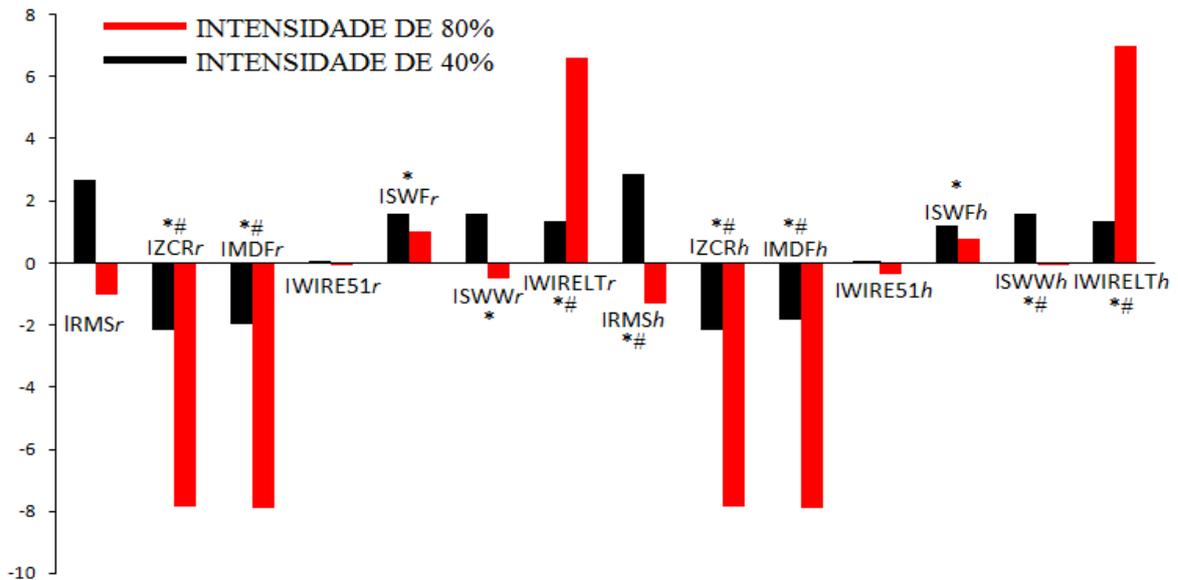


Figura 5.25 - Valores da inclinação normalizada das restas de regressão referentes aos parâmetros eletromiográficos analisados nos grupos com contrações realizadas em diferentes percentuais da contração isométrica máxima. * Índices elevados à potência 10^{-3} . # Diferença significativa entre as intensidades de 40% e 80% da força isométrica máxima.

Diferentemente dos resultados encontrados na comparação entre homens e mulheres, a maioria dos índices de fadiga baseados na razão entre as áreas mostrou eficácia para estabelecer a diferença entre os grupos de alta e baixa intensidades de contração (Figura 5.26). Resultados que não ressaltam a diferença entre os grupos foram observados somente no $ARMS_r$, $ASWF_r$, $ASWW_r$, $ARMS_h$, $ASWF_h$, $ASWW_h$.

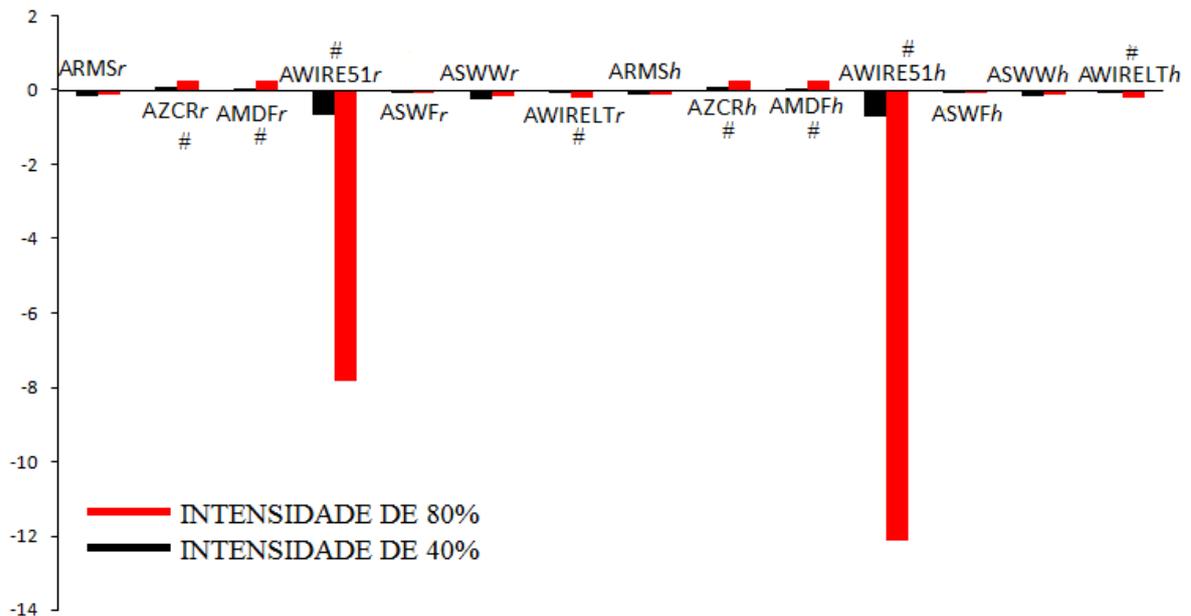


Figura 5.26 - Valores das razões entre as áreas (Merletti et al., 1991) referentes aos parâmetros eletromiográficos analisados nos grupos com contrações realizadas em diferentes percentuais da contração isométrica máxima. # Diferença significativa entre as intensidades de 40% e 80% da força isométrica máxima.

A inclinação da reta dos parâmetros normalizados e acumulados mostrou-se mais sensível para indicar a diferença entre os grupos que realizaram os testes em diferentes intensidades do que para apontar a diferença na fadiga de homens e mulheres. Nos parâmetros cujas curvas acumuladas dos testes de maior e menor intensidades se sobrepuseram (RMS e SWF) não foi identificada diferença entre a fadiga gerada por essas sobrecargas. Da mesma forma, o índice baseado na curva acumulada o SWW não detectou diferença significativa entre os grupos, embora na Figura 5.24 não se observe sobreposição de suas curvas cumulativas. A Figura 5.27 ilustra os índices baseados na nova proposta de análise cumulativa e aponta os indicadores sensíveis à aplicação de diferentes sobrecargas.



Figura 5.27 - Valores das inclinações das retas referentes aos parâmetros eletromiográficos normalizados e acumulados. Os resultados apresentados referem-se a parâmetros estimados nos grupos com contrações realizadas em diferentes percentuais da contração isométrica máxima. # Diferença significativa entre as intensidades de 40% e 80% da força isométrica máxima.

6 - DISCUSSÃO

Segundo Hogrel et al. (1998), é fantasiosa a ideia de se obter índices de fadiga consistentes sem considerar questões relativas às interferências intrínsecas e extrínsecas no sinal da EMG-S. Portanto, a consistência dos métodos e técnicas propostos na presente tese em relação às perturbações internas e externas que influenciam o diagnóstico da fadiga com EMG-S foi avaliada com dados experimentais de voluntários que realizaram esforços físicos fatigantes.

Para facilitar a interpretação dos resultados dos experimentos, a discussão será dividida em subtópicos, de acordo com as investigações realizadas. A primeira parte será dedicada à avaliação do comportamento das variáveis eletromiográficas estudadas, em especial os novos parâmetros propostos. Na segunda e terceira parte serão discutidos os resultados da invariância espacial e da invariância temporal dos índices de fadiga. Os critérios de reprodutibilidade absoluta e relativa adotados para quantificação das invariâncias serão debatidos nessa etapa. As duas últimas seções analisam a sensibilidade dos índices eletromiográficos para mensurar a fadiga de homens e mulheres, assim como a capacidade de os índices perceberem a fadiga em diferentes intensidades de contração muscular.

6.1 - COMPORTAMENTO DAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS

6.1.1 - Comportamento dos parâmetros eletromiográficos não acumulados

A primeira observação realizada na presente investigação foi que os parâmetros eletromiográficos clássicos (RMS, ZCR, MDF e WIRE51) registrados nos indivíduos que realizaram a contração com intensidade de 40% da força isométrica máxima comportaram-se dentro dos padrões descritos na literatura. O RMS apresentou incremento ao longo das contrações fatigantes, ao passo que o ZCR e a MDF decresceram. Assim como o RMS, o WIRE51, estimado com base em informações do domínio tempo-frequência, exibiu padrão de crescimento durante o esforço (Figura 5.1).

O comportamento crescente do RMS está associado ao recrutamento adicional de unidades motoras assim como à sincronização das unidades motoras ativas. Essa

característica é comumente reportada na literatura que investiga contrações isométricas submáximas (Tesch et al., 1990; Masuda et al., 1999; Lowery e O'Malley, 2003). É possível verificar que o RMS registrado nos indivíduos que realizaram contrações com maior intensidade não apresentou padrão de crescimento como o dos indivíduos que aplicaram menor tensão na célula de carga (Figura 5.21). A inexistência de padrão de crescimento perceptível no RMS do grupo de esforço intenso ocorre porque a maior parte das unidades motoras é imediatamente recrutada quando a sobrecarga da contração é elevada (Moritani et al. 1986, Bilodeau, 2003). O fato de quase todas as unidades motoras serem recrutadas inicialmente impossibilita que novas unidades motoras sejam mobilizadas para compensar a perda de capacidade contrátil das fibras fadigadas. Essa situação impede que a amplitude do sinal cresça continuamente, indicando mobilização progressiva de novas fibras musculares (Moritani et al. 1986, Bilodeau, 2003). Em situações como esta, o RMS pode até apresentar padrões decrescentes pois o número de unidades motoras ativas cai com a fadiga. Isso explica as inclinações negativas desse parâmetro expostas na Tabela 5.1.

Ao contrário do RMS, a MDF apresentou padrão de decaimento para todas as intensidades de contração. Esse padrão de decréscimo evidente nas diferentes sobrecargas avaliadas indica que, independentemente do número de unidades motoras recrutadas, a MDF é sensível a fenômenos como o acúmulo de metabólitos verificado na fadiga (Gerdle et al., 1990). O decréscimo da MDF pode ser atribuído às mudanças na forma de onda dos potenciais de ação, à redução na taxa de disparo das unidades motoras e à sincronização na atividade das fibras musculares (Bigland-Ritchie et al., 1983; Yao et al., 2000; Cifrek et al., 2009). Embora determinada no domínio do tempo, o ZCR teve padrão de decaimento semelhante à MDF. De acordo com Hagg (1991), características similares nessas variáveis são esperadas, exceto na presença de ruído que causa grandes perturbações no ZCR.

Como exposto anteriormente, o WIRE51 apresentou um aumento durante a fadiga. O crescimento do WIRE51 é consequência do aumento da energia dos coeficientes wavelets de alta escala e diminuição da energia dos coeficientes de baixa escala (González-Izal et al., 2010). As alterações fisiológicas que desencadeiam a mudança da energia dos coeficientes wavelets são as mesmas que promovem o deslocamento da MDF para as baixas frequências e causam o incremento no RMS. Destaca-se que o WIRE51 apresentou padrão de crescimento muito irregular, diferentemente dos demais parâmetros clássicos, nos quais é possível observar tendência de crescimento ou decaimento mais linear (Figura 5.1). A provável causa dessa irregularidade é a utilização da energia dos d_1 como denominador na fórmula de cálculo do WIRE51 (equação 2.11). A faixa de frequência desse nível de

decomposição corresponde a valores superiores a 512 Hz, banda em que praticamente não há informações relevantes para o estudo da EMG-S (De Luca, 1997).

Acerca dos novos parâmetros propostos, o SWF, o SWW e o WIRELT, verificou-se que todos apresentaram crescimento linear com a instauração da fadiga nos testes com intensidade de 40%. Tal o comportamento era esperado para essas variáveis, uma vez que elas foram concebidas para enfatizar as modificações registradas nos coeficientes das baixas frequências do sinal de EMG-S. No entanto, quando a intensidade da contração correspondeu a 80% da força máxima, a taxa de crescimento dos novos parâmetros propostos foi pequena e, por vezes, negativa (Tabela 5.1). Como esses parâmetros são baseados na energia do sinal, eles podem ter sido influenciados pelo recrutamento de grande número de unidades motoras em processo semelhante ao ocorrido com o RMS.

O tipo de janelamento provocou modificações em todos os parâmetros eletromiográficos estudados, exceto no ZCR que permaneceu inalterado independente da segmentação adotada. Uma alteração foi sistematicamente observada nos parâmetros RMS, SWF e SWW: houve redução na magnitude dessas variáveis com a utilização das janelas Hamming. Não houve surpresa aqui, visto que a janela Hamming promove atenuação do sinal em suas extremidades. Nos parâmetros MDF e WIRELT, que descrevem características no domínio das frequências e no domínio tempo-frequência respectivamente, a aplicação da janela Hamming gerou pequenas oscilações aleatórias que não descaracterizaram o comportamento destas variáveis nos testes de fadiga.

6.1.2 - Comportamento dos parâmetros eletromiográficos acumulados

Segundo Bonato et al. (2001), a não estacionariedade da EMG-S introduzida pela fadiga modifica o sinal de forma lenta em resposta a processos fisiológicos como o acúmulo de metabólitos. O procedimento de acumulação dos parâmetros normalizados mostrou-se um mecanismo eficiente para destacar esse tipo de não estacionariedade. É possível notar que, independente do domínio no qual o parâmetro de análise foi estabelecido, as curvas cumulativas afastaram-se do modelo teórico estritamente estacionário com a fadiga (Figuras 5.5 a 5.8). A constatação de que as informações da fadiga podem ser ressaltadas por meio da acumulação dos parâmetros extraídos do sinal segmentado em janelas sucessivas é o resultado mais importante da presente investigação. Outro aspecto que deve ser salientado sobre a utilização das curvas acumuladas na análise da fadiga por meio da EMG-S é a

possibilidade de se comparar o comportamento de diferentes parâmetros dentro de uma mesma sistemática. A normalização empregada nos métodos clássicos de análise de fadiga permite somente a comparação entre indivíduos ou grupos de indivíduos. A implementação da acumulação dos parâmetros normalizados gera grandezas adimensionais que podem ser consideradas mais ou menos sensíveis à fadiga por conta de seu afastamento em relação ao modelo teórico estritamente estacionário. Como diferentes grupamentos musculares possuem estratégias de produção e manutenção de força específicos, pesquisas futuras utilizando a metodologia proposta podem apontar qual parâmetro eletromiográfico deve ser aplicado em cada músculo. Exemplo prático é o músculo adutor do polegar. Nesse músculo, intensidades superiores a 30% da força isométrica máxima são suficientes para recrutar quase todas as unidades motoras, e a modulação da força a partir desse ponto é feita basicamente pela variação na taxa de disparo (Kukulka e Clamann, 1981). É provável que parâmetros como o RMS pouco contribuam para análise da fadiga nessa musculatura, visto que tal parâmetro tem grande dependência do número de unidades motoras recrutadas (Basmajian e De Luca, 1985).

No presente estudo, o parâmetro que se mostrou mais sensível à análise cumulativa da fadiga foi o WIRE51. A maior sensibilidade desse parâmetro é consequência dos coeficientes wavelets utilizados na sua composição. Conforme descrito anteriormente, a energia referente ao nível de decomposição wavelet d_1 no denominador do WIRE51 não representa faixa de frequência que caracteriza o sinal eletromiográfico. Por outro lado, o numerador desse parâmetro corresponde à faixa de maior energia do sinal de EMG-S, o nível d_5 . Desta forma, a razão entre numerador e denominador do WIRE51 promove crescimento rápido e irregular dessa variável. Como a não estacionariedade decorrente da fadiga possui característica lenta (Bonato et al., 2001), é pouco provável que a variação abrupta desse parâmetro seja reflexo do processo de exaustão muscular.

Dos demais parâmetros explorados, aqueles que têm por base a energia do sinal ou dos coeficientes transformados foram os mais sensíveis à fadiga. O SWW e o RMS, respectivamente, foram os parâmetros que mais divergiram do modelo estritamente estacionário durante os testes de fadiga com intensidade de 40%. O SWW mostrou-se mais sensível que o RMS na detecção da fadiga por sua capacidade de também evidenciar a energia dos coeficientes wavelets de baixa frequência. As faixas de frequência mais lentas do sinal de EMG-S sofrem maior influência da fadiga e representaram, de forma adequada, a falência da capacidade contrátil dos músculos (Moxham et al., 1982; Karthick e Ramakrishnan, 2016). Como na estimativa do SWW a energia dos coeficientes wavelets é

sucessivamente dividida por uma potência de 2^m , em que m representa fator que cresce unitariamente a cada nível de decomposição referente a uma banda de frequência superior, a amplitude das baixas frequências ganha mais peso que as das altas frequências e as alterações fisiológicas promovidas pela fadiga no sinal de EMG-S acabam sendo ressaltadas.

É importante reportar que, para alguns sujeitos que realizaram as contrações mais intensas, o SWW divergiu do modelo estacionário para cima. Esse fato indica que, ao contrário do esperado, o SWW não acumulado decresceu ao longo da contração de tais participantes. Conforme exposto, esse comportamento é compatível com a resposta de falência na capacidade contrátil das unidades motoras que não podem ser substituídas. Esse tipo de comportamento reforça a hipótese de que a acumulação de parâmetros normalizados de fato destaca os mecanismos fisiológicos da exaustão muscular. O RMS, mesmo sendo parâmetro que não identifica o deslocamento espectral, foi quase tão sensível à fadiga quanto o SWW nas situações experimentais com intensidade mais baixa. Esse achado pode estar relacionado com características específicas da musculatura analisada. Segundo Kukulka e Clamann (1981) o principal mecanismo de produção de força do bíceps braquial é o recrutamento de novas unidades motoras e pouca influência é atribuída à taxa de disparos das unidades motoras. Para esse músculo, é possível que o recrutamento de novas unidades motoras seja o mecanismo que prevalece na manutenção da força com a fadiga e, por essa razão, a sensibilidade do RMS e do SWW são aproximadas quando ocorre a acumulação dos parâmetros. A hipótese de que o recrutamento de unidades motoras se sobressai como estratégia fisiológica para manutenção da força do bíceps com a fadiga é ratificada ao se analisar as curvas dos voluntários que realizaram contrações mais intensas. Para esses indivíduos, a mobilização progressiva de fibras musculares é pequena (Moritani et al. 1986, Bilodeau, 2003), e os parâmetros SWW e RMS perderam sensibilidade como pode ser visualizado na Figura 5.5.

Assim como no SWW, a ponderação dos coeficientes de Fourier foi utilizada no SWF para enfatizar o deslocamento espectral para as baixas frequências. O aumento em cada frequência k do espectro de frequência utilizado no cálculo da SWF era ponderado por um denominador de magnitude 2^k , que reduzia de forma mais acentuada a influência dos coeficientes de Fourier nas altas frequências. Caso esse recurso não tivesse sido utilizado, o comportamento do SWF seria muito semelhante ao do RMS, tendo em vista que a energia do sinal é preservada no domínio transformado (teorema de Parseval). A sensibilidade semelhante do SWF e da MDF acumulados (Figura 5.5) sugere que o procedimento de ponderação foi uma estratégia eficiente para realçar o deslocamento espectral para as baixas

frequências no SWF.

Diversas investigações apontam que o ZCR, embora determinada no domínio do tempo, pode trazer informações consistentes sobre a assinatura espectral do sinal (Rainal, 1967; Kedem, 1986a; Kedem, 1986b). No presente estudo, a similaridade no comportamento do ZCR e da MDF reportada na literatura sobre EMG-S (Hagg, 1991) pôde ser observada nas curvas acumuladas desses parâmetros. Ambos os parâmetros se afastaram do modelo estacionário de forma muito similar para a maior parte dos voluntários e foram menos sensíveis à fadiga que os parâmetros fundamentados no cálculo da energia do sinal. Posto que o ZCR e a MDF têm relação com as características frequenciais do sinal, o afastamento do modelo estacionário de ambas as curvas foi sempre em sentido decrescente, ao contrário do SWW e do RMS acumulados, que subiram para alguns participantes que realizaram o teste de maior sobrecarga. O WIRELT também apresentou afastamento do modelo estacionário em um único sentido para todos os voluntários e sua sensibilidade assemelhou-se à do ZCR e à da MDF. O WIRELT representa relação entre as energias dos coeficientes wavelets de baixa frequência e a energia total do sinal decomposto, o que também o torna capaz de indicar o deslocamento espectral do sinal eletromiográfico para as baixas frequências. Por esse motivo, as alterações no padrão de recrutamento das unidades motoras pela aplicação de diferentes intensidades também não interferiram no comportamento do WIRELT acumulado.

6.2 - INVARIÂNCIA ESPACIAL DOS ÍNDICES ELETROMIOGRÁFICOS DE FADIGA

A análise da invariância espacial dos índices verificou o grau de comprometimento das informações sobre a fadiga obtidas em diferentes porções longitudinais do ventre muscular. A comparação foi feita sob os critérios de reprodutibilidade absoluta e relativa dos índices de fadiga tradicionais e dos novos índices propostos.

6.2.1 - Invariância espacial: critério de reprodutibilidade absoluta

No que concerne à reprodutibilidade absoluta dos índices clássicos, as inclinações normalizadas das retas de regressão exibiram grandes variações entre os sinais diferenciais

do arranjo linear de eletrodos. A $IWIRE51_r$ foi o índice baseado em parâmetro clássico com maior discrepância intercanais. O CV de tal índice foi superior a 150% em todos os grupos estudados (Tabela 5.4). O janelamento Hamming aplicado no recorte do sinal não atenuou a variação espacial da $IWIRE51_h$ que também apresentou CV superiores a 100% em todos os testes. Não foram identificados estudos anteriores que tratassem da variação da $IWIRE51_r$ e da $IWIRE51_h$ em função da posição dos eletrodos no músculo. No entanto, os resultados aqui obtidos indicam grande instabilidade desse índice à mudança do local de captação do sinal.

Embora tenham apresentado variações espaciais significativamente inferiores às da $IWIRE51_r$ e da $IWIRE51_h$, os demais índices clássicos também revelaram CV que excedem a margem de 10% tolerada para pesquisas científicas (Brown, 2000). As inclinações baseadas no RMS superaram os 30% em todas as avaliações realizadas, independentemente do tipo de segmentação utilizada. A alta variação espacial da $IRMS_r$ e da $IRMS_h$ está ligada às flutuações da amplitude do sinal de EMG-S conforme o local de registro. Huebner et al. (2014) estimaram o valor RMS em diversos músculos da região torácica e verificaram que modificações longitudinais e laterais na posição dos eletrodos influenciam a amplitude eletromiográfica em contrações não fatigantes. Apesar de o estudo de Huebner et al. (2014) não mencionar o comportamento da $IRMS_r$ ou da $IRMS_h$, os achados da presente investigação demonstram que o ponto de aquisição do sinal não só afeta os valores de amplitude, mas também interfere na forma como a amplitude cresce ou decresce ao logo do esforço. Smith et al. (2015) apresentam resultados que divergem com as observações realizadas na presente investigação e afirmam que o posicionamento dos eletrodos não distorce a taxa de variação do RMS em contrações dinâmicas. Entretanto, o teste estatístico utilizado por Smith et al. (2015) para comparar a inclinação da reta de regressão do RMS não é adequado para quantificar a variação espacial estimada em posições musculares distintas (Atkinson e Nevill, 1998). Assim, os resultados de Smith et al. (2015) devem ser analisados com cautela.

A $IMDF_r$ e a $IMDF_h$ registradas nos voluntários sedentários não apresentaram variação espacial satisfatória dentro do critério de reprodutibilidade absoluta estabelecido. Esses resultados vão ao encontro dos relatos de Hogrel et al. (1998). Esses pesquisadores verificaram que a posição dos eletrodos modifica a inclinação da reta de regressão da frequência de potência mediana em contrações isométricas fatigantes. Igualmente ao que ocorre com a instauração da fadiga, a forma de onda dos potenciais de ação também é modificada em função da posição do eletrodo (Lateva et al., 1993). Assim, a associação

dessas duas fontes de deformação dos potenciais de ação é a provável causa da variação espacial averiguadas na $IMDF_r$ e na $IMDF_h$. Essa hipótese é reforçada ao constatar-se que os dados da $IMDF_r$ e da $IMDF_h$ nos nadadores, que realizaram a contração com intensidade de 80% da força isométrica máxima, exibiram CV abaixo de 8%. Esses indivíduos usualmente possuem menor percentual de gordura corporal (Wan Nudri, 1996) e, por consequência, apresentam volume condutor mais homogêneo envolvendo a musculatura. Com mais uniformidade nas camadas subcutâneas sob os eletrodos, a principal causa da deformação dos potenciais de ação passa a ser a fadiga e a MDF consegue refletir o deslocamento espectral para as baixas frequências com invariância espacial dentro dos critérios de reprodutibilidade absoluta estabelecidos.

Ainda sobre os índices estimados com os parâmetros tradicionais, a $IZCR_r$ e a $IZCR_h$ mensuradas nos indivíduos sedentários apresentaram CV de aproximadamente 16%. Tais estimativas representam os melhores valores de invariância observados, porém ainda não são consideradas satisfatórias (Brown, 2000). O ZCR foi utilizado na presente tese porque os sinais diferenciais nas regiões de boa propagação apresentam aspecto visual bastante semelhante no domínio do tempo (Figura 3.2). O emprego desse parâmetro foi uma tentativa de quantificar essas similaridades. A grande desvantagem do ZCR é sua dependência de uma boa SNR (Cifrek, 2009). Com a qualidade dos sinais examinados no presente trabalho, essa variável pôde ser empregada sem restrições. Assim como no caso da $IWIRE51_r$ e $IWIRE51_h$, não foi possível localizar estudos sobre as inclinações das retas do ZCR em diferentes partes do ventre muscular. Segundo Haag (1981), o ZCR apresenta bastante relação com as variáveis eletromiográficas calculadas no domínio da frequência. Os CVs calculados para a $IZCR_r$ e a $IZCR_h$ ratificam as observações de Haag (1981) e a variação desses índices foi similar aos dados obtidos com a MDF. As variações espaciais das inclinações estimadas com os dados do ZCR dos nadadores foram inferiores a 7%. No grupo de sedentários as variações foram superiores a 10%. Como os nadadores apresentam menor camada de tecido adiposo recobrimo o músculo, os dados sobre a variação espacial do ZCR indicam que ele é sensível à irregularidade do volume condutor.

Todas as inclinações normalizadas oriundas dos novos parâmetros propostos (SWF, SWW e WIRELT) exibiram variação espacial superior a 20%. Isso significa que a construção de novos parâmetros eletromiográficos que salientam os coeficientes de baixas frequências e o deslocamento espectral não foi suficiente para produzir índices de fadiga consistentes. Tal conjuntura ratifica a necessidade de rever todo o modelo de composição de

índices eletromiográficos de fadiga e não somente empregar esforços na criação de mais parâmetros que realcem determinadas características do sinal de EMG-S.

Ao contrário do que foi preconizado por Merletti et al. (1991), a razão entre as áreas não se mostrou um índice de fadiga que minimiza os problemas observados nas inclinações das retas de regressão normalizadas. Dos índices de fadiga estimados a partir dos parâmetros clássicos submetidos ao método de razão entre área, somente o $AMDF_r$ do grupo de contração mais intensa teve valores de CV próximos a 10%. Os demais parâmetros clássicos não produziram razões entre áreas com variação espacial que atendessem aos critérios de reprodutibilidade absoluta.

O processo de acumulação de valores normalizados mostrou-se efetivo para a redução da variação espacial nos índices oriundos da maioria dos parâmetros estudados. Em relação ao critério de reprodutibilidade absoluta, os índices $IZCR_r^a$, $IMDF_r^a$, $ISWF_r^a$, $IWIRELT_r^a$, $IZCR_h^a$, $IMDF_h^a$, $ISWF_h^a$ e $IWIRELT_h^a$ apresentaram CV inferiores a 10% em todas as situações experimentais. Já os índices estabelecidos com base no RMS, no SWW e no WIRE51 acumulados continuaram exibindo grande variação espacial. Embora mecanismos para correlacionar a sensibilidade dos índices e a sua variação espacial não tenham sido idealizados na presente investigação, os dados obtidos sugerem relação direta entre esses fatores.

6.2.2 - Invariância espacial: critério de reprodutibilidade relativa

Apesar de apresentarem altos CV, a reprodutibilidade relativa das inclinações normalizadas das retas de regressão foi boa (Tabela 5.7). O ICC (3,1) maior que 0,60 para a maioria dos índices indica pequena variação no escalonamento dos índices dentro do conjunto amostral dos voluntários que realizaram os testes isométricos (Atkinson e Nevill, 1998). Em outras palavras, o voluntário com índice de maior magnitude no primeiro canal também foi o voluntário com índices de maiores magnitudes nos canais subsequentes. Assim, verifica-se que as diferenças interindividuais preponderaram no ranqueamento dos índices, apesar de as oscilações intercanais serem relevantes. Resultado dessa natureza sugere que a identificação da assinatura espectral da fadiga de cada indivíduo é um caminho a ser seguido nas novas investigações da fadiga com a EMG-S. Excetuam-se deste contexto os índices $IWIRE51_r$ e $IWIRE51_h$ que tiveram ICC (3,1) fracos em todas as situações experimentais ($< 0,40$). As razões para a baixa consistência das análises referentes ao

WIRE51 já foram discutidas anteriormente. O SWW dos nadadores também apresentou reprodutibilidade relativa fraca. Neste caso a ponderação dos coeficientes wavelets pode ter reduzido as diferenças individuais a ponto de alterar o ranqueamento dos índices nos grupos amostrais.

Até onde o presente autor tem ciência, não há estudos sobre a invariância espacial da razão entre as áreas que empregaram o rigor estatístico semelhante ao da presente investigação. Somente a pesquisa conduzida por Merletti et al. (1998) retrata, em diagrama, a avaliação da invariância espacial do índice de fadiga obtido por esse método. A representação gráfica implementada por Merletti et al. (1998) consegue ilustrar, de forma insipiente, os padrões de $AMDF_r$ observados no presente estudo: os índices calculados com o sinal de diversos eletrodos mostram agrupamento que caracteriza o ranqueamento dos indivíduos (reprodutibilidade relativa razoável), porém, é possível visualizar com clareza a dispersão intercanais (baixa reprodutibilidade absoluta). Quanto à reprodutibilidade relativa da razão entre as áreas dos novos parâmetros, resultados semelhantes à dos parâmetros clássicos foram identificados: ICC (3,1) superiores a 0,40 na maioria dos grupos estudados. Destaca-se que o ICC (3,1) do $ASWW_r$ foram fracos, o que reforça a ideia de eliminação das diferenças individuais com a ponderação dos coeficientes wavelets. Analisando conjuntamente os resultados dos índices de inclinação normalizada da reta de regressão e a razão entre as áreas estimados com os novos parâmetros, verifica-se que realmente é necessário rever o todo o modelo de análise da fadiga com a EMG-S e não somente criar novos parâmetros descritores do sinal.

A maior parte dos índices de fadiga dos parâmetros acumulados exibiu valores de ICC (3,1) superiores a 0,40, o que indica um padrão no mínimo razoável na manutenção do ordenamento ranque dos índices nos grupos amostrais. Esse resultado é importante pois indica que o acúmulo dos parâmetros normalizados não descaracterizou as diferenças entre os indivíduos, aspecto que deve ser avaliado sempre que qualquer processo de normalização é empregado nos estudos com EMG-S (Burden, 2010). Para os índices $ISWW_r^a$ e $ISWW_h^a$ os valores do ICC (3,1) indicaram fraca reprodutibilidade relativa, o que os torna índices frágeis para avaliação da fadiga. Nos demais casos, os resultados obtidos revelam que o modelo de análise proposto foi capaz de produzir índices pouco sensíveis à distorção espacial dos sinais.

6.3 - INVARIÂNCIA TEMPORAL DOS ÍNDICES ELETROMIOGRÁFICOS DE FADIGA

A avaliação da invariância temporal dos índices verificou a consistência dos mesmos em situações de teste e reteste. As ferramentas de comparação da reprodutibilidade absoluta dos índices foram o gráfico dos limites de concordância proposto por Bland e Altman (1986) e o CV. Para averiguação da reprodutibilidade relativa dos índices foi utilizado o ICC (1,1) (Shrout e Fleiss, 1979).

6.3.1 - Invariância temporal: critério de reprodutibilidade absoluta

O gráfico de Bland e Altman (1986) tem sido recomendado como uma das principais ferramentas de análise intratestes em ciências do esporte (Atkinson e Nevill, 1998). Ele leva vantagem em relação a outros métodos pois permite a visualização dos dados e da amplitude de suas diferenças (Rankin e Stokes, 1998). Considerando todos os critérios de análise do gráfico, verificou-se que somente os diagramas das $IZCR_r^a$, $IZCR_h^a$, $IMDF_r^a$ e $IMDF_h^a$ exibiram padrões aceitáveis de reprodutibilidade absoluta. Associando os resultados do CV à análise gráfica, constata-se que as inclinações das retas de regressão obtidas com os parâmetros eletromiográficos sem acumulação não produzem índices que contemplam padrão mínimo de reprodutibilidade absoluta. Essa limitação também foi identificada por Ng e Richardson (1996) ao analisar as inclinações não normalizadas das retas calculadas com a MDF. Os CV reportados por esses autores são mais elevados que os calculados na presente investigação: 48,70% para o músculo iliocostal e 25,80% para os multífidos. Com relação à inclinação normalizada da reta de regressão, Merletti et al. (1998) reportaram valores de CV superiores ao presente estudo para a $IMDF_r$ (42%) e para a $IRMS_r$ (142%), com sinais de EMG-S captados no músculo vasto medial durante contrações isométricas. A maior variação percebida por Merletti et al. (1998) pode ser consequência da realização do experimento em dias diferentes, obrigando o reposicionamento dos eletrodos em cada sessão. Embora eles tenham usado marcação fixa para a colocação dos eletrodos, pequenas variações de aproximadamente 10% da distância intereletrodica foram toleradas nessa pesquisa, e isso pode ter dado causa aos maiores CVs. Novamente não foram identificados na literatura estudos sobre a invariância temporal das inclinações das retas de regressão dos demais parâmetros eletromiográficos analisados.

Nenhum dos índices de fadiga baseados na razão entre as áreas foi consistente dentro do critério de reprodutibilidade absoluta. Os valores de CV da $AZCR_r$ e $AMDF_r$ ficaram em torno de 24% e 67%, enquanto a variação da ARMS foi bastante superior a estes valores (> 400%). Variações semelhantes nos índices de razão entre áreas foi reportada por Merletti et al. (1998). Os gráficos de limites de concordância de Bland e Altman (1986) também não se mostraram adequados na análise da invariância temporal dos índices razão entre áreas obtidos com os parâmetros clássicos. É reiterado, portanto, o entendimento de que esse método não produz descritores eletromiográficos de fadiga confiáveis em termos de reprodutibilidade absoluta. Nem mesmo com a implementação dos novos parâmetros eletromiográficos (SWF, SWW e WIRELT) o método de análise de razão entre as áreas foi capaz de produzir índices de fadiga com pequena variação temporal. Assim, a utilização dessa metodologia para a análise eletromiográfica da fadiga é desaconselhada.

Os CVs dos índices de fadiga das variáveis normalizadas e acumuladas foram inferiores a 10% para os seguintes índices: $IZCR_r^a$, $IMDF_r^a$, $IWIRELT_r^a$, $IZCR_h^a$, $IMDF_h^a$, $ISWF_h^a$ e $IWIRELT_h^a$. Fazendo avaliação conjunta dos gráficos de Bland e Altman (1986) e dos CVs com o intuito de ratificar as conclusões do estudo, verificou-se que a $IZCR_r^a$, a $IMDF_r^a$, a $IZCR_h^a$, a $IMDF_h^a$, apresentaram bons níveis de reprodutibilidade absoluta em ambos instrumentos de avaliação. Deste modo, é plausível aceitar que o uso das variáveis normalizadas e acumuladas é realmente vantajoso para reduzir as diferenças entre os índices de fadiga obtidos em testes e retestes.

6.3.2 - Invariância temporal: critério de reprodutibilidade relativa

Acerca da reprodutibilidade relativa, o ICC (1,1) estimado para maior parte dos índices inclinação normalizada da reta de regressão indicou níveis razoáveis ou bons de variação temporal (Tabela 5.10). Excetuam-se dessas classificações os índices $IWIRE51_r$ e $IWIRE51_h$ que possuem padrão de crescimento irregular, como exposto nos parágrafos anteriores. Os resultados relativos à inclinação das retas de regressão vão de encontro às observações de Rainold et al. (1999), que não reportaram boa reprodutibilidade relativa de índices obtidos com parâmetros eletromiográficos de amplitude e frequência (ARV e MNF) do bíceps braquial. A divergência dos achados pode ser consequência da fadiga residual identificada por Rainold et al. (1999) em seu protocolo experimental. Esses pesquisadores

utilizaram contrações em intensidades variadas com pequeno intervalo de cinco minutos entre as tentativas. Segundo os próprios autores, o tempo de repouso pode não ter sido suficiente para recuperação completa dos esforços mais intensos. Merletti et al. (1998) e Ollivier et al. (2005) também não registraram boa reprodutibilidade relativas nas inclinações normalizadas da frequência de potência mediana do ARV e da MNF e nos índices $IRMS_r$ e $IMDF_r$. Como nessas investigações as avaliações foram conduzidas em dias diferentes, o reposicionamento dos eletrodos é a provável causa da divergência com os resultados da presente investigação. As inclinações das retas normalizadas referentes aos novos parâmetros analisados também apresentaram valores de ICC (1,1) que indicam reprodutibilidade relativa razoável ou boa.

Tal qual as inclinações normalizadas, a maioria dos índices estabelecidos com base na razão entre as áreas apresentou reprodutibilidade relativa razoável ou boa (ICC (1,1) > 0,40; Tabela 5.11). Excetuam-se dessas classificações os índices $AWIRE51_r$, $ASWW_r$, $AWIRE51_h$, $ASWW_h$. Portanto, os parâmetros SWW e WIRE51 não se mostram adequados para análise de reprodutibilidade de teste e reteste quando o método de razão entre as áreas é utilizado para estabelecer o índice de fadiga. Na literatura atual, foram identificados somente os estudos de Merletti et al. (1998) e Ollivier et al. (2005) que tratam da reprodutibilidade relativa da razão entre as áreas. Esses autores relatam que os índices $ARMS_r$ e $AMDF_r$ não apresentam padrão satisfatório de reprodutibilidade relativa, indicação contrária aos resultados obtidos na presente investigação. Como discutido previamente, o reposicionamento dos eletrodos pode ser a provável causa do conflito entre os achados.

Os níveis razoável e bom prevaleceram no critério de reprodutibilidade relativa dos índices eletromiográficos estabelecidos a partir das curvas acumuladas. Não atingiram o patamar mínimo neste critério (ICC (1,1) > 0,40) a $IWIRE51_r^a$, a $ISWW_r^a$, a $IWIRE51_h^a$, a $ISWW_h^a$ e a $IWIRELT_h^a$. Conforme pode ser observado nas Figura 5.5 a 5.8, o WIRE51 e o SWW são os parâmetros mais sensíveis à fadiga muscular nas contrações com 40% de intensidade. A sensibilidade acentuada desses parâmetros pode ter dado causa à instabilidade que interferiu negativamente na reprodutibilidade relativa. Novamente os resultados obtidos suscitam a existência de relação direta entre sensibilidade e variação dos índices de fadiga que se baseiam nas curvas cumulativas. Antagonicamente, a $IWIRELT_h^a$ apresentou o nível mais baixo de sensibilidade à fadiga. Nesse caso, as diferenças individuais podem ser anuladas e, conseqüentemente, não há manutenção do ranqueamento dos índices (Burden, 2010). O ICC (1,1) dos demais índices dos parâmetros acumulados apontam bom

compromisso entre sensibilidade e estabilidade.

6.4 - ÍNDICES DE FADIGA DO SEXO MASCULINO E FEMININO

Diversos estudos apontam que mulheres possuem taxa de fadiga inferior a indivíduos do sexo masculino (Kent-Braun et al., 2002, Hunter et al., 2004a, Hunter et al., 2004b, Hunter et al., 2006). A menor fatigabilidade é normalmente associada a menor pressão intramuscular durante o exercício, maior fluxo sanguíneo no esforço, menor taxa de acúmulo de metabólitos e maior aporte de oxigênio para as fibras musculares (Hunter et al., 2004a; Hunter et al., 2004b). Além disso, homens e mulheres possuem diferenças entre o percentual de fibras tipo I e tipo II na composição de alguns grupamentos musculares (Miller et al., 1993). Diante das diferenças fisiológicas no processo de fadiga de homens e mulheres, buscou-se procedimento experimental que contemplasse o mesmo nível de esforço para ambos os sexos para verificar se os índices de fadiga são capazes de diferenciar as respostas eletromiográficas entre os indivíduos.

As diferenças entre a instauração da fadiga em homens e mulheres foi significativa nos índices clássicos $IRMS_r$, $IZCR_r$, $IMDF_r$, $IZCR_h$ e $IMDF_h$. Tais resultados corroboram os achados de Linssen et al. (1993) e Hunter et al. (2004) que mencionam aumento diferenciado na amplitude (ARV) e frequência (MDF) do sinal EMG-S de homens e mulheres durante contrações fatigantes do bíceps braquial. No estudo de Clark et al. (2003) também se verificou que a $IMDF_r$ é sensível à diferença intergêneros nos músculos extensores da coluna durante esforços estáticos. Entre os parâmetros clássicos, somente o WIRE51 não gerou retas cujas inclinações diferenciam a fadiga de homens e mulheres. O crescimento irregular desse parâmetro (Figura 5.14) torna-se um grande complicador para a adoção do modelo de ajuste linear para essa variável. As inclinações das retas obtidas com os novos parâmetros mostram maior taxa de variação nos dados masculinos em relação aos femininos (Figura 5.15). Apesar dessa tendência, somente a diferença intergêneros registrada na $ISWW_h$ foi estatisticamente significativa. Os demais índices propostos não foram capazes de retratar a diferença fisiológica entre homens e mulheres reportada na literatura para contrações fatigantes. Considerando a tendência dos dados experimentais, é possível que contrações sustentadas até o ponto de quebra acentuem essa desigualdade na taxa de variação dos novos parâmetros e eles passem a detectar as diferenças intergêneros

na fadiga.

No presente estudo, a razão entre as áreas foi capaz de detectar a diferença na fadiga de homens e mulheres apenas quando estimada a partir dos parâmetros MDF, WIRE51 e SWW com janelamento retangular. A maior parte dos parâmetros, clássicos e novos, não foi sensível às diferenças individuais com o uso da razão entre as áreas. Não foram observados outros estudos anteriores que avaliassem a aplicação da razão entre áreas na comparação da EMG-S em homens e mulheres.

As curvas acumuladas dos parâmetros masculinos tenderam a afastar-se mais do modelo estacionário que as curvas dos parâmetros obtidos nas mulheres (Figuras 5.16 e 5.17). Esse padrão não foi observado somente no SWW_r^a e no SWW_h^a (Figura 5.17). Apesar dessas tendências, o teste estatístico aplicado indicou diferença intergênero significativa apenas nos índices $IZCR_r^a$, na $IZCR_h^a$ e na $IWIRELT_r^a$. Esse resultado é relevante, pois demonstra que o procedimento de análise dos dados acumulados não mascarou as diferenças nos índices de fadiga obtidos com os parâmetros ZCR e WIRELT. Portanto, a análise dos dados acumulados de alguns parâmetros específicos pode ser empregada para mensurar a fadiga em indivíduos com características fisiológicas diferenciadas. Mais uma vez, a tendência observada nos dados experimentais sugere que contrações isométricas sustentadas até a falha muscular podem destacar as diferenças na fadiga intergêneros, e a nova metodologia de cálculo dos índices poderá a indicá-las nos demais parâmetros eletromiográficos.

6.5 - ÍNDICES DA FADIGA ESTIMADOS EM DIFERENTES INTENSIDADES DE CONTRAÇÃO

Contrações em diferentes intensidades são reguladas por mecanismos fisiológicos distintos. As vias metabólicas aeróbias predominam no fornecimento de energia em contrações menos intensas, ao passo que as vias anaeróbias assumem maior responsabilidade na ressíntese de fosfatos de alta energia em contrações com grande sobrecarga (Westerblad et al., 2010). A priorização do sistema anaeróbio, em especial do anaeróbio láctico, desencadeia um acúmulo de metabólitos que provoca a redução da frequência do sinal de EMG-S. A intensidade da contração também influencia o padrão de recrutamento das unidades motoras. Nas atividades em que a produção de força é baixa, as fibras tipo I são preferencialmente recrutadas. Em contrações vigorosas, tanto as fibras tipo I quanto as fibras

tipo II são mobilizadas (Moritani et al., 1896; Westerblad et al., 2010). As fibras tipo I possuem frequência de disparo mais lenta e apresentam potenciais de ação com menor amplitude que as fibras tipo II (Westerblad et al., 2010). Essas características eletrofisiológicas das fibras musculares também influenciam diretamente na assinatura espectral do sinal de EMG-S (Basmajian e De Luca, 1985; Mertletti e Parker, 2004). O propósito da comparação entre o sinal eletromiográfico do grupo dos sedentários, que realizou a contração de intensidade equivalente a 40% da contração voluntária isométrica máxima, com o sinal dos nadadores, que realizaram o teste com 80% da força isométrica máxima, foi verificar se os índices propostos são capazes de distinguir os mecanismos fisiológicos envolvidos nessas duas situações experimentais.

As inclinações das retas de regressão $IZCR_r$, $IMDF_r$, $IRMS_h$, $IZCR_h$ e $IMDF_h$, que correspondem a índices estimados com parâmetros clássicos, indicaram diferença significativa entre a fadiga dos grupos testados com menor e maior intensidades. Esses resultados ratificam os achados de Moritani et al. (1986) que reportam relação entre as variações na amplitude e frequência do sinal de EMG-S com a intensidade da contração muscular fatigante. Nesse estudo os autores verificaram que apesar de a amplitude crescer nas intensidades mais baixas, nas intensidades mais altas elas decresciam. O mesmo padrão de comportamento pode ser observado na Figura 5.25: o RMS nas contrações de menor intensidade apresenta taxa de variação positiva e nas altas intensidades, negativa. Conforme explicado em seções prévias, a queda da amplitude em contrações intensas está relacionada à impossibilidade de mobilizar novas fibras musculares para manter a contração. Ainda no estudo de Moritani et al. (1986) o comportamento da frequência do sinal corrobora as observações feitas nas $IZCR_r$, $IMDF_r$, $IZCR_h$ e $IMDF_h$: taxa de variação sempre negativa e proporcional à intensidade do esforço. As inclinações das retas de regressão procedentes dos novos parâmetros indicaram diferenças significativas nos casos da $IWIRELT_r$, $ISWW_h$ e $IWIRELT_h$. Entre os novos parâmetros, o WIRELT parece ser uma variável mais robusta para indicar a fadiga em diferentes níveis de intensidade, visto que sua resposta se manteve constante para ambas janelas de segmentação do sinal.

Os parâmetros clássicos que foram submetidos ao método de razão entre as áreas e geraram índices que distinguem a fadiga no grupo de maior e menor intensidades foram o ZCR, MDF e o WIRE51. Entre os novos parâmetros, somente o WIRELT originou índices de razão entre as áreas que diferenciaram os grupos. A razão entre as áreas dos parâmetros citados diferenciou os grupos tanto com a aplicação do janelamento retangular quanto o Hamming. Destaca-se que as razões entre áreas que não apontaram diferenças significativa

entre os grupos foram estimadas a partir de parâmetros descritores de energia e amplitude do sinal. Essa observação reitera a percepção de que repostas de amplitude diferentes para cada intensidade (Moritani et al., 1986) podem introduzir vieses na análise da fadiga.

A análise de valores normalizados e acumulados também foi eficiente para detectar as diferenças entre os grupos de maior e menor intensidade quando aplicada em alguns dos parâmetros eletromiográficos estudados. No que diz respeito aos parâmetros clássicos analisados com essa nova metodologia, a $IZCR_r^a$, a $IMDF_r^a$, a $IWIRE51_r^a$, a $IZCR_h^a$, a $IMDF_h^a$ e a $IWIRE51_h^a$ apresentaram diferenças significativas entre os grupos de 40% e 80% de intensidade de contração. No caso da análise cumulativa realizada com os novos parâmetros, somente o $IWIRELT_r^a$ e o $IWIRELT_h^a$ indicaram a diferença entre os grupos. Esses resultados demonstram que a proposta apresentada na presente tese foi efetiva para detectar a fadiga em condições de esforço bastante específicas. As curvas acumuladas dos parâmetros que enfatizam o deslocamento espectral para as baixas frequências mostraram maior capacidade de diferenciar maiores taxas de instauração de fadiga que as curvas dos parâmetros que destacam o aumento na amplitude do sinal.

7 - CONCLUSÕES

O objetivo do presente estudo foi propor índices de fadiga que minimizasse os problemas relativos à localização espacial do eletrodo (invariância espacial). Buscou-se também processamento que produzisse índices com menor variação temporal, ou seja, índices que apresentassem valores mais constantes em situações de teste e reteste. Além de apresentarem invariância espacial e temporal, os índices propostos deveriam ser capazes de distinguir diferentes níveis de fadiga em indivíduos com características fisiológicas distintas e indicar o processo de exaustão mais acentuado em esforços de maior intensidade.

O primeiro passo para a construção de índices de fadiga com invariância espacial foi a identificação das faixas de frequência da EMG-S menos sensíveis às distorções que o sinal sofre ao longo de seu eixo de propagação. A correlação cruzada aplicada aos coeficientes da SWT identificou que as faixas de baixa frequência da EMG-S são mais robustas às deformações espaciais do sinal. A partir dessa constatação, novos parâmetros de descrição do sinal eletromiográficos foram estabelecidos com o intuito de evidenciar as modificações que a fadiga induz nos coeficientes de baixa frequência. O primeiro parâmetro foi o SWF, baseado na energia dos coeficientes de Fourier ponderados. O segundo parâmetro foi o SWW, e nele também houve ponderação para a redução da energia das altas frequências, porém, o índice foi estimado com base nos coeficientes da DWT. O último índice foi o WIRELT, fundamentado em uma relação da energia dos coeficientes da SWT de baixa frequência e a energia total dos coeficientes SWT. Todos os novos parâmetros foram delineados para apresentar comportamento ascendente com a instauração da fadiga, uma vez que esse fenômeno provoca o deslocamento espectral para as baixas frequências do sinal eletromiográfico. Esse comportamento foi observado nas contrações fatigantes de baixa intensidade. Nas contrações com sobrecarga elevada, os novos parâmetros mantiveram-se constantes ou apresentaram pequeno decréscimo. Tal padrão condiz com o aumento de amplitude do sinal ocasionado pela incapacidade fisiológica de mobilização de novas unidades motoras quando a intensidade da contração é elevada.

Além do estabelecimento de novos parâmetros eletromiográficos, a proposta apresentada na presente tese contemplou o desenvolvimento de nova técnica de análise dos descritores da EMG-S. A técnica estabelecida foi baseada em um modelo estocástico markoviano que evidencia a não estacionariedade decorrente da fadiga por processo de acumulação dos parâmetros eletromiográficos normalizados. Além de explicitar a não

estacionariedade do sinal de EMG-S, esse tipo de acumulação foi implementada para reduzir os ruídos espúrios de banda larga, os ruídos de fundo, e para tentar preservar a assinatura espectral dos indivíduos. As curvas geradas a partir dos parâmetros eletromiográficos cumulativos são confrontadas com modelo teórico estritamente estacionário cuja acumulação resulta em reta de inclinação unitária. Quanto mais a curva do sinal de EMG-S se afasta da reta do modelo teórico, maior a sensibilidade do parâmetro em descrever a não estacionariedade introduzida pela fadiga. Toda justificativa teórica e fundamentação matemática para a adoção do modelo proposto foi desenvolvida e devidamente apresentada.

Para a convalidação do modelo teórico proposto dentro do contexto experimental, a nova técnica de acumulação foi testada em banco de sinais reais captados no bíceps braquial de voluntários que executaram flexão isométrica fatigante de cotovelo. O processamento proposto foi executado com os parâmetros clássicos consolidados na literatura como o RMS, o ZCR, a MDF e o WIRE51 e também com os novos parâmetros desenvolvidos (SWF, SWW e WIRELT). Dois tipos de segmentação de sinal foram explorados durante as análises: o janelamento retangular e o janelamento Hamming. Os resultados obtidos com a nova metodologia demonstraram que as curvas acumuladas são capazes de indicar a não estacionariedade do sinal de EMG-S provocada pela fadiga. A identificação da não estacionariedade com esse método é indicada independentemente do parâmetro utilizado na análise e do janelamento adotado. A constatação da eficácia do modelo teórico proposto a partir de dados experimentais foi o principal resultado da presente investigação. Aliada ao êxito do processamento desenvolvido, surge a possibilidade de se comparar a sensibilidade dos diferentes parâmetros eletromiográficos na descrição da fadiga muscular.

A análise das curvas acumuladas obtidas durante contração de baixa intensidade e longa duração indica que os parâmetros eletromiográficos cujas estimativas vinculam-se ao aumento da energia do sinal ou da energia dos coeficientes transformados (WIRE51, SWW e RMS) são mais sensíveis à fadiga que aqueles que refletem características espectrais do sinal (ZCR e MDF). Excetuam-se desse padrão o SWF e o WIRELT que, embora sejam baseados na energia dos sinais, apresentaram respostas semelhantes aos parâmetros espectrais por conta da ponderação dos coeficientes e da relação de energia implementadas em seus cálculos. Quando as contrações fatigantes são mais intensas, os parâmetros relacionados à energia do sinal perdem sensibilidade porque há pouco recrutamento de novas unidades motoras, e isso mantém a amplitude do sinal mais estável ao longo do esforço. O comportamento das curvas acumuladas dos parâmetros fundamentados em características espectrais sugere que a descrição da fadiga por esses elementos sofre menos influência do

número de unidades motoras ativas e, portanto, pode ser mais eficiente para apontar respostas fisiológicas como o acúmulo de metabólitos.

A invariância espacial dos índices de fadiga obtidos com a aplicação da nova metodologia de análise da EMG-S também foi objeto de avaliação. Os sinais eletromiográficos utilizados nessa etapa da investigação foram captados em diversos pontos do ventre muscular e os índices extraídos desses sinais foram comparados sob critérios de reprodutibilidade absoluta e reprodutibilidade relativa. Os dados das curvas cumulativas foram ajustados por uma regressão linear e a inclinação da reta de regressão foi utilizada como o índice de fadiga que reflete o comportamento global dos dados cumulativos. As comparações realizadas indicaram que os índices calculados com os parâmetros acumulados ZCR, MDF, SWF e WIRELT apresentam nível de variação espacial que atende aos requisitos de reprodutibilidade absoluta e reprodutibilidade relativa necessários para aplicações em contexto de pesquisas científicas. Essa característica não foi observada nos índices de fadiga estimados com métodos clássicos descritos na literatura (inclinação normalizada da reta de regressão e cálculo de razão entre as áreas). Isso representa vantagem do modelo de acumulação em relação às metodologias tradicionais de descrição da fadiga com a EMG-S.

Outra avaliação conduzida na presente tese foi a verificação da invariância temporal dos novos índices de fadiga. Esse procedimento consistiu na comparação dos índices obtidos em dois testes de contração isométrica fatigante nos quais as mesmas condições experimentais foram repetidas. Os procedimentos estatísticos empregados na avaliação dos dados experimentais indicaram que a reprodutibilidade absoluta e relativa dos índices determinados com o ZCR e MDF acumulados atenderam aos requisitos estabelecidos na literatura para utilização em pesquisas científicas. Os demais parâmetros acumulados não produziram índices com variação temporal aceitável. Apesar disso, o método de análise proposto se mostrou mais efetivo que as metodologias tradicionais, pois essas, quando aplicadas nos parâmetros aqui estudados, não produziram índices com variação satisfatória dentro dos critérios de reprodutibilidade adotados.

A última avaliação realizada com os novos índices de fadiga consistiu em verificar a capacidade dos indicadores para identificar diferentes níveis de fadiga. Para esse propósito, os índices de voluntários sedentários do sexo masculino foram confrontados com os índices obtidos em mulheres sedentárias submetidas ao mesmo teste isométrico. Essa estratégia foi adotada porque diversos estudos apontam que a instauração da fadiga ocorre mais lentamente nas mulheres que nos homens e esperava-se que os novos índices pudessem

indicar essas particularidades fisiológicas. As expectativas foram confirmadas e os novos índices calculados com o ZCR e a WIRELT apontaram diferença intergêneros significativa. Os resultados obtidos também sugerem que a sensibilidade para identificar diferenças na fadiga intergêneros com os novos índices pode ser aumentada caso as contrações isométricas sejam realizadas até o ponto de falência muscular. Assim como a abordagem de parâmetros acumulados, as metodologias clássicas detectaram a diferença na fadiga de homens e mulheres com a maior parte dos parâmetros estudados.

Ainda sobre a capacidade de os índices indicarem diferentes níveis de fadiga, os dados dos voluntários sedentários, que realizaram contração isométrica com 40% da intensidade da força isométrica máxima, foram comparados com as informações eletromiográficas de nadadores, para os quais a carga de teste foi de 80% da intensidade da força máxima. Os mecanismos fisiológicos que governam a fadiga nessas situações são distintos e foram retratados com a método de parâmetros acumulados aplicado nos parâmetros ZCR, MDF e WIRE51. Da mesma forma que os novos índices, os índices clássicos também indicaram a diferença na fadiga dos indivíduos que executaram os testes com intensidades distintas.

Compilando todas as comparações feitas na presente tese (análise da invariância espacial, análise da invariância temporal, comparação entre os sexos e comparação de diferentes sobrecargas), conclui-se que as limitações observadas nos métodos clássicos de descrição eletromiográfica da fadiga podem ser contornadas com a aplicação das novas técnicas propostas. Os índices de fadiga $IZCR_r^a$ e $IZCR_h^a$ atenderam a todos os critérios de invariância estabelecidos na avaliação dos dados experimentais e ainda se mostraram sensíveis para identificar diferentes níveis de fadiga. Com base nos resultados obtidos, é possível afirmar que o uso do $IZCR_r^a$ e do $IZCR_h^a$ é preferível em relação aos demais indicadores por serem menos suscetíveis a distorções com a mudança na posição relativa do eletrodo, por apresentarem resultados mais consistentes em testes e retestes. Além disso esses índices foram capazes de identificar a instauração de fadiga quando diferentes processos fisiológicos atuam na perda da capacidade contrátil dos músculos.

Novos estudos devem ser conduzidos para confirmar os resultados obtidos em diferentes contextos experimentais. Protocolos de teste que utilizam contrações isométricas sustentadas até a falha muscular, por exemplo, podem acentuar o afastamento dos parâmetros acumulados do modelo teórico estritamente estacionário e tornar a diferença entre indivíduos com características fisiológicas particulares mais perceptível. Investigações sobre a fadiga até a exaustão completa também podem indicar qual parâmetro acumulado é

o melhor preditor do ponto de quebra da atividade muscular. Como no presente estudo não houve reposicionamento de eletrodos e esse fato pode influenciar as características do sinal de EMG-S, novas investigações em que a recolocação dos eletrodos seja parte do procedimento experimental são necessárias para a confirmação dos dados aqui apresentados. Por fim, a metodologia proposta deve ser aplicada e avaliada em contrações dinâmicas. Nesse tipo de contração, as alterações no comprimento muscular e oscilações na posição dos eletrodos são constantes. Como a metodologia de acumulação de parâmetros mostrou-se mais robusta às variações espaciais, a implementação dessa nova técnica pode produzir resultados mais consistentes em experimentos cuja movimentação dos segmentos corporais é livre.

8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Adam A, De Luca CJ (2005). Firing rates of motor units in human vastus lateralis muscle during fatiguing isometric contractions. *J Appl Physiol*, 99:268-280.
- Alkner BA, Tesch PA, Berg HE (2000). Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. *Med Sci Sports Exerc*, 32(2):459-463.
- Ananthi (2006). A textbook of medical instruments. New Age International Pvt Ltd Publishers.
- Araújo RC, Duarte M, Amadio AC (2000). On the inter and intra-subject variability of the electromyographic signal in isometric contractions. *Electromyography Clin Neurophysiol*, 40:225-229.
- Araújo RC, Tucci HC, Andrade R, Martins J, Bevilaqua-Grossi D, Oliveira AS (2009). Reliability of electromyographic amplitude values of the upper limb muscles during closed kinetic chain exercises with stable and unstable surfaces. *J Electromyography Kinesiology*, 19:685-694.
- Ascensão AJ, Magalhães J, Oliveira J, Duarte J, Soares J (2003). Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, 3(1):108-123.
- Atkinson G, Nevill AM (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med*, 26(4):217-38.
- Basmajian J, DeLuca CJ (1985). "Muscles Alive", Baltimore, MD: Williams & Wilkins.
- Beck TW, Stock MS, De Freitas JM (2014). Shifts in EMG spectral power during fatiguing dynamic contractions. *Muscle & Nerve*, 50(1):95-102.

- Bekka RE, Chikouche D (2003). Effect of the window length on the EMG spectral estimation through the Blackman-Tukey method. *Signal Processing and Its Applications*, 2003. Proceedings. Seventh International Symposium on. IEEE, 2:17-20.
- Bigland-Ritchie B, Johansson R, Lippold OC, Smith S, Woods JJ (1983). Changes in motoneurone firing rates during sustained maximal voluntary contractions. *J Physiol*, 340:335-346.
- Bilodeau M, Schindler-Ivens S, Williams DM, Chandran R, Sharma, SS. (2003). EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *J Electromyogr Kinesiol*, 13(1):83-92.
- Blaesser RJ, Couls LM, Lee CF, Zuniga JM, Malek (2015). Comparing EMG amplitude patterns of responses during dynamic exercise: Polynomial vs log-transformed regression. *MH. Scand J Med Sci Sports*, 2:159-165.
- Bland JM, Altman DG (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1:307-310.
- Bonato P, Roy SH, Knaflitz M, deLuca CJ (2001). Time-frequency parameters of de surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48(7):745-753.
- Broman H, Bilotto G, De Luca CJ (1985). Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time. *J Appl Physiol*, 58(5):1428-1437.
- Brown LE (2000). *Isokinetics in Human Performance*. Champaign IL: Human Kinetics.
- Bruton A, Conway JH, Holgate ST (2000). Reliability: What is it and how is it measured? *Physiotherapy*, 86(2):94-99.
- Burden A (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kinesiol*, 20(6):1023-35.

- Burden A, Bartlett R (1999). Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Med Eng Phys*, 21(4):247-57.
- Callaghan MJ, McCarthy CJ, Oldham JA (2009). The reliability of surface electromyography to assess quadriceps fatigue during multi joint tasks in healthy and painful knees, 19:172-180.
- Carius D, Kugler P, Kuhwald RM, Wollny R (2015). Absolute and relative intrasession reliability of surface EMG variables for voluntary precise forearm movements. *J Electromyogr Kinesiol*, 25:860-869.
- Chowdhury SK, Nimbarte AD (2015). Comparison of Fourier and wavelet analysis for fatigue assessment during repetitive dynamic exertion. *J Electromyogr Kinesiol*, 25:205-213.
- Cicchetti DV (1994). Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology. *Psychological Assessment*, 6(4):284-290.
- Cifrek M, Medved V, Tonković S, Ostojić S (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clin Biomech*, 24(4):327-340.
- Clancy EA (1999). Electromyogram amplitude estimation with adaptive smoothing window length. *IEEE Trans BME*, 46:717-729.
- Clark BC, Todd MM, Dwight JT, Neil AD, Lori LPS (2003). Gender differences in skeletal muscle fatigability are related to contraction type and EMG spectral compression. *J Appl Physiol*, 94:2263-227.
- Clarys JP (2000). Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 43(10):1750-1762.
- Coorevits P, Danneels L, Cambier D, Ramon H, Druyts H, Karlsson JS, De Moor G, Vanderstraeten G, (2008). - Correlations between short-time Fourier- and

continuous wavelet transforms in the analysis of localized back and hip muscle fatigue during isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol*, 18:637-644.

- Dederling A, Roos af Hjelmsäter M, Elfving B, Harms-Ringdahl K, Németh G (2000). Between-days reliability of subjective and objective assessments of back extensor muscle fatigue in subjects without lower-back pain. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(3):151-8.
- De Luca CJ (2002). *Surface electromyography: detection and recording*. DelSys Incorporated.
- De Luca CJ. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2):135-163.
- DeLuca CJ (1984). Myoelectrical Manifestations of Localized Muscular Fatigue in Humans. *Crit Rev Biomed Eng* 11(4):251-279.
- Dimitrova NA, Dimitrov GV (2003). Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *J Electromyogr Kinesiol*, 13(1):13-36.
- Dolan P, Mannion AF, Adams MA (1995). Fatigue of the erector spinae muscles. A quantitative assessment using "frequency banding" of the surface electromyography signal. *Spine*, 20(2):149-59.
- Dumitru D, Amato AA, Zwarts M (2002). *Electrodiagnostic medicine – 2nd edition*. Philadelphia (PA): Hanley & Belfus.
- Falla D, Farina D (2005). Muscle fiber conduction velocity of the upper trapezius muscle during dynamic contraction of the upper limb in patients with chronic neck pain. *Pain*, 116(1-2):138-145.
- Farina D (2006). Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exerc Sport Sci Rev*, 34(3):121-127.

- Farina D, Merletti R (2000). Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol*, 10:337-350.
- Farina D, Merletti R, Enoka RM (2004a). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol*, 96(4):1486-1495.
- Farina D, Merletti R (2004). Methods for estimating muscle fibre conduction velocity from surface electromyographic signals. *Med Biol Eng Comput*, 42:432-445.
- Farina D, Pozzo M, Merlo E, Bottin A, Merletti R (2004b). Assessment of average muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during fatiguing dynamic contractions. *IEEE Trans Biomed Eng*, 51(8):1383-1393.
- Finucane SD, Rafeei T, Kues J, Lamb RL, Mayhew TP (1998). Reproducibility of electromyographic recordings of submaximal concentric and eccentric muscle contractions in humans. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 109(4):290-96.
- Forti F (2005). Análise do sinal eletromiográfico em diferentes posicionamentos, tipos de eletrodos, ângulos articulares e intensidades de contração. Dissertação de Mestrado. Universidade Metodista de Piracicaba, 145p.
- Fowler JE (2005). The Redundant Discrete Wavelet Transform and Additive Noise. *IEEE Signal Processing Letters*, 12(9): 629-632.
- Freriks B, Disselhorst-Klug C, Hermens HJ. Sensors GR. and sensor placement procedures used in the european labs, in: Hermens HJ, Freriks B (1997). In: *The State of the Art on Sensors and Sensor Placement Procedures for Surface Electromyography: a Proposal for Sensor Placement Procedures*, SENIAM 5, Roessingh Research and Development, Enschede, 7-27.
- Gandevia SC (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev*, 81(4):1725-1789.

- Georgakis A, Stergioulas LK, Glakas G (2003). Fatigue Analysis of the Surface EMG Signal in Isometric Constant Force Contractions Using the Averaged Instantaneous Frequency. *IEEE Trans Biomed Eng*, 50(2):262-265.
- Gerdle B, Eriksson NE, Brundin L (1990). The behaviour of the mean power frequency of the surface electromyogram in biceps brachii with increasing force and during fatigue. With special regard to the electrode distance. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 30(8):483-489.
- González-Izal M, Cadore EL, Izquierdo M (2014). Muscle conduction velocity, surface electromyography variables, and echo intensity during concentric and eccentric fatigue. *Muscle & Nerve*, 49(3):383-397.
- González-Izal M, Rodríguez-Carreño I, Malanda A, Mallor-Giménez F, Navarro-Amézqueta I, Gorostiaga EM, Izquierdo M (2010). sEMG wavelet-based indices predicts muscle power loss during dynamic contractions. *J Electromyogr Kines*, 20:1097–1106.
- González-Izal M, Rodriguez-Carreno I, Mallor_Gimenez F, Malanda A, Izquierdo M (2009). New wavelet indices to assess muscle fatigue during dynamic contractions. *International Journal of Medical, Health, Biomedical, Bioengineering and Pharmaceutical Engineering*, 3(7):151-156.
- Grimnes S, Martinsen OG (2000). *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*, London, Academic Press.
- Guyton AC, Hall JE (2006). *Tratado de fisiología médica - 11 ed.* Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- Hagg G (1981). Electromyographic fatigue analysis based on the number of zero crossings. *Eur J Physiol*, 391:78-80.

- Hering GO, Hennig EM, Riehle HJ (1988). Reproducibility of IEMG Measurements on the M. triceps brachii. In: de Groot G, Hollander AP, Huijij PA, van Ingen Schenau GJ, editors. International series on biomechanics: biomechanics XIA. Amsterdam: Free University Press, 148-152.
- Hogrel JY, Duchêne J, Marini JF (1998). Variability of some SEMG parameter estimates with electrode location. *J Electromyogr Kines*, 8:305-315.
- Hollman JH, Hohl JM, Kraft JL, Strauss JD, Traver KJ (2013). Does the fast Fourier transformation window length affect the slope of an electromyogram's median frequency plot during a fatiguing isometric contraction? *Gait & Posture*, 38:161-164.
- Horita T, Ishiko T (1987). Relationships between muscle lactate accumulation and surface EMG activities during isokinetic contractions in man. *Eur J Appl Physiol*, 56:18-23.
- Huebner A, Faenger B, Schenk P, Scholle H-C, Anders C (2014). Alteration of Surface EMG amplitude levels of five major trunk muscles by defined electrode location displacement. *J Electromyogr Kinesiol*, 25(2):214-223.
- Hug F, Bendahan D, Le Fur Y, Cozzone PJ, Grelot L (2004). Heterogeneity of muscle recruitment pattern during pedaling in professional road cyclists: a magnetic resonance imaging and electromyography study. *Eur J Appl Physiol*, 92:334-342.
- Hunter SK, Butler JE, Todd G, Gandevia SC, Taylor JL. (2006). Supraspinal fatigue does not explain the sex difference in muscle fatigue of maximal contractions. *J Appl Physiol*, 101(4):1036-1044.
- Hunter SK, Critchlow A, Enoka RM (2004a). Influence of aging on sex differences in muscle fatigability. *J Appl Physiol*, 97(5):1723-1732.
- Hunter SK, Critchlow A, Shin IS, Enoka RM (2004b). Men are more fatigable than strength-matched women when performing intermittent submaximal contractions. *J Appl Physiol*, 96(6):2125-2132.

- Kamen G, Gabriel DA (2010). Essentials of electromyography, Human Kinetics.
- Karthick PA, Ramakrishnan S (2016). Muscle fatigue analysis using surface EMG signals and time–frequency based mediumto- low band power ratio. Electronics Letters, 52(3):185–186.
- Kashiwagi K, Tanaka M, Kawazoe T, Furuichi K, Takada H (1995). Effect of amplitude normalization on surface EMG linear envelopes of masticatory muscles during gum chewing. J Osaka Dent Univ, 29:19-28.
- Kedem B (1986a). On frequency detection by zero-crossings. Signal Processing, 10(3):303-306.
- Kedem B (1986b). Spectral analysis and discrimination by zero-crossings. Proceedings of the IEEE, 74(11):1477-1493.
- Kellis E, Katis A (2008). Reliability of EMG power-spectrum and amplitude of the semitendinosus and biceps femoris muscles during ramp isometric contractions. J Electromyogr Kinesiol, 18(3):351-358.
- Kleine BU, Schumann NP, Stegeman DF, Scholle HC (2000). Surface EMG mapping of the human trapezius muscle: The topography of monopolar and bipolar surface EMG amplitude and spectrum parameters at varied forces and in fatigue. Clin Neurophysiol, 111:686-693.
- Kollmitzer J, Ebenbichler GR, Kopf A (1999). Reliability of surface electromyographic measurements. Clin Neurophysiol, 110(4):725-34.
- Kukulka CG, Clamann HP (1981). Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. Brain Res, 219(1):45-55.
- Kupa E J, Roy SH, Kandarian SC, De Luca CJ (1995). Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. J Appl Physiol, 79(1):23-32.

- Lee J, Jung M-Y, Kim S-H (2011). Reliability of spike and turn variables of surface EMG during isometric voluntary contractions of the biceps brachii muscle. *J Electromyogr Kinesiol*, 21:119-127.
- Lee YS, Lee J (2000). Fatigue analysis of electromyographic signal based on stationary wavelet transform. *Journal of the Korea Society for Industrial and Applied Mathematics*, 2:143-152.
- Lehman GJ (2002). Clinical considerations in the use of surface electromyography: three experimental studies. *J Manipulative Physiol Ther*, 25(5):293-299.
- Li W, Sakamoto K (1996). Distribution of muscle fiber conduction velocity of M. biceps brachii during voluntary isometric contraction with use of surface array electrodes. *Appl Human Sci*, 15(1):41-53.
- Linszen WH, Stegeman DF, Joosten EM, van't Hof MA, Binkhorst RA, Notermans SL (1993). Variability and interrelationships of surface EMG parameters during local muscle fatigue. *Muscle & Nerve*, 16(8): 849-856.
- Lo Conte L, Merletti R (1995). Advances in processing of surface myoelectric signals. Part 2. *Med Biol Eng Comput*, 33:373–384.
- Lowery MM, O'Malley MJ (2003). Analysis and simulation of changes in EMG amplitude during high-level fatiguing contractions. *IEEE Trans Biomed Eng*, 50(9):1052-1062.
- Mademli L, Arampatzis A (2005). Behaviour of the human gastrocnemius muscle architecture during submaximal isometric fatigue. *Eur J Appl Physiol*, 94:611-617.
- Maïsetti O, Guével A, Legros P, Hogrel JY (2002). SEMG power spectrum changes during a sustained 50% Maximum Voluntary Isometric Torque do not depend upon the prior knowledge of the exercise duration. *J Electromyogr Kines*, 12(2):103-109.

- Malek MH, Coburn JW, Weir JP, Becka TW, Housha TJ (2006). The effects of innervation zone on electromyographic amplitude and mean power frequency during incremental cycle ergometry. *Journal of Neuroscience Methods*, 155(1):126-133.
- Mallat SG (1989). A Theory for Multiresolution Signal Decomposition: The Wavelet Representation. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2(7):674-693.
- Mannion AF, Dolan P (1996). Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle group. *Eur J Appl Physiol*, 74:411-419.
- Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, Inaki M, Katsuta S (1999). Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *J Electromyogr Kines*, 9(1):39-46.
- Masuda T, Kizukaa T, Zhe JY, Yamada H, Saitoub K, Sadoyama T, Okadad T (2001). Influence of contraction force and speed on muscle fiber conduction velocity during dynamic voluntary exercise. *J Electromyogr Kines*, 11(2):85-94.
- Masuda T, Miyano H, Sadoyama T (1984). The position of innervation zones in the biceps brachii investigated by surface electromyography. *IEEE Trans Biomed Eng*, 32:36-42.
- McNair PJ, Depledge J, Brett Kelly M, Stanley SN (1996). Verbal encouragement: effects on maximum effort voluntary muscle action. *BrJ Sports Med*, 30:243-245.
- Merletti R (1999). Standards for reporting EMG data. *International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, 1-4.
- Merletti R, Balestra G, Knaflitz M (1989). Effect of FFT based algorithms on estimation of myoelectric signal spectral parameters. *11th An Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 1022-1023.

- Merletti R, Farina D, Gazzoni M (2003). The linear electrode array: a useful tool with many applications. *J Electromyogr Kinesiol*, 13(1):37-47.
- Merletti R, Fiorito AMS, Lo Conte LR, Cisari CMS (1998). Repeatability of electrically evoked EMG signals in the human vastus medialis muscle. *Muscle Nerve*, 21:184-193.
- Merletti R, Lo Conte L, Avignone E, Guglielminotti P (1999). Modelling of surface myoelectric signals. Part I: Model implementation. *IEEE Trans BME*, 46:810-820.
- Merletti R, Lo Conte RL, Orizio SC (1991). Indices of Muscle Fatigue. *J Electromyogr Kinesiol*, 1(1):20-33.
- Merletti R, Parker PA (2004). *Electromyography, physiology, engineering, and noninvasive applications*. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- Merletti R, Roy S (1996). Myoelectric and mechanical manifestations of muscle fatigue in voluntary contractions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 24(6):342-353.
- Merletti R, Knaflitz M, De Luca C (1990). Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *J Appl Physiol*, 69(5):1810-20.
- Misiti M, Misiti Y, Oppenheim G, Poggi JM (1996). *Wavelet Toolbox User's Guide*. The MathWorks, Inc.
- Morettin PA (1999). *Ondas e ondaletas: da Análise de Fourier à análise de ondaletas de séries temporais*. Coleção Acadêmica: São Paulo.
- Moritani T, Muro M (1987). Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *Eur J Appl Physiol*, 56:260-265.
- Moritani T, Muro M, Nagata A, (1986). Intramuscular and Surface Electromyogram Changes During Muscle Fatigue. *J Appl Physiol* 60:1179-1185.

- Moxham J, Edwards RH, Aubier M, De Troyer A, Farkas G, Macklem PT, Roussos C. (1982). Changes in EMG power spectrum (high-to-low ratio) with force fatigue in humans. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*, 53(5):1094-1099.
- Nelson-Wong E, Howarth D, Winter DA, Callaghan JP (2009). Application of Autocorrelation and Crosscorrelation Analyses in Human Movement and Rehabilitation Research. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(4):287–295.
- Ng JK, Richardson CA (1996). Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 77(3):259-264.
- Ollivier K, Portero P, Olivier Maïsetti O, Hogrel JY (2005). Repeatability of surface EMG parameters at various isometric contraction levels and during fatigue using bipolar and Laplacian electrode configurations. *J Electromyogr Kinesiol*, 15:466-473.
- Oskouei AH, MG, Carman AB (2013). Intra-session and inter-day reliability of forearm surface EMG during varying hand grip forces. *J Electromyogr Kinesiol*, 23:216-222.
- Papoulis A (1991). *Probability, Random Variables, and Stochastic Processes - Third Edition*. McGraw-Hill.
- Piitulainen H, Rantalainen T, Linnamo VV, Komi P, Avela J (2009). Innervation zone shift at different levels of isometric contraction in the biceps brachii muscle. *J Electromyogr Kinesiol*, 19:667-675.
- Pincivero DM, Green RC, Mark JD, Campy RM. Gender and muscle differences in EMG amplitude and median frequency, and variability during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris. *J Electromyogr Kines*, 10:189-196.
- Piper H (1912). *Elektrophysiologie Menschlicher Muskeln*, Berlin: Springer Verlag.
- Potvin JR (1997). Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. *J Appl Physiol*, 82:144-151.

- Rainal AJ (1967). Another zero-crossing principle for detecting narrow-band signals. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 16(2):134-138.
- Rainoldi A, Bullock-Saxton JE, Cavarretta F, Hogan N (2001). Repeatability of maximal voluntary force and surface EMG variables during voluntary isometric contractions of quadriceps muscles in healthy subjects. *J Electromyogr Kinesiol*, 11:425-438.
- Rainoldi A, Galardi G, Maderna L, Comi G, Lo Conte LR, Merletti (1999). Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. *J Electromyogr Kinesiol*, 2:105-119.
- Rainoldi A, Melchiorri G, Caruso I (2004). A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *Journal of Neuroscience Methods*, 134:37-43.
- Reed GF, Lynn F, Meade BD (2002). Use of coefficient of variation in assessing variability of quantitative assays. *Clin Diagn Lab Immunol*, 9(6):1235-1239.
- Ricamato AL, Hidler JM (2005). Quantification of the dynamic properties of EMG patterns during gait. *J Electromyogr Kinesiol*, 15(4):384-392.
- Rocha-Júnior VA, Bottaro M, Pereira MC, Ferreira-Júnior, João B, Carmo J, Brown LE, Nascimento FAO (2015). Reliability of normalized surface electromyographic signals of maximal upper-body isokinetic strength. *Isokinetics and Exercise Science*, 23(1)1-12.
- Rocha-Junior VA, Gentil P, Oliveira E, Carmo J (2007). Comparação entre a atividade EMG do peitoral maior, deltóide anterior e tríceps braquial durante os exercícios supino reto e crucifixo. *Rev Bras Med Esporte*, 13(1):51-54.
- Sbriccoli P, Sacchetti M, Felici F, Gizzi L, Lenti M, Scotto A, De Vito G (2009). Non-invasive assessment of muscle fiber conduction velocity during an incremental maximal cycling test. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(6):e380-386.

- ShROUT PE, Fleiss JL (1979). Intra-class correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull*, 86(2):420-28.
- Silva CR, Geres BS, Kuriki HU, Filho RFN, Alves N, Azevedo FM (2012). Análise da reprodutibilidade de parâmetros no domínio da frequência do sinal EMG utilizados na caracterização da fadiga muscular localizada. *Motriz*, 18(3):456-464.
- Smith CM, Housh TJ, Herda TJ, Zuniga JM, Ryan ED, Camic CL, Bergstrom HC, Smith DB, Weir JP, Cramer JT, Hill EC, Cochrane HC, Jenkins NDM, Schmidt RJ, Johnson GO (2015). Effects of the innervation zone on the time and frequency domain parameters of the surface electromyographic signal. *J Electromyogr Kinesiol*, 25:565-570.
- Sung PS, Zurcher U, Kaufman M (2010). Reliability difference between spectral and entropic measures of erector spinae muscle fatigability. *J Electromyogr Kinesiol*, 20:25-30.
- Tesch PA, Dudley GA, Duvoisin MR (1990). Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 138(3):263-271.
- Thongpanja S, A. Phinyomark A, Phukpattaranont P, Limsaku C (2013). Mean and median frequency of emg signal to determine muscle force based on time-dependent power spectrum. *Elektronika ir Elektrotechnika*, 19(3):1392-1215.
- Vetterli M, Kovacevic J (2007). *Wavelets and Subband coding*. Prentice-hall.
- Waly SM, Asfour SS, Khalil TM (2003). Effects of window size and load on estimated myoelectric signal power spectrum. *Computers & Industrial Engineering*, 44:595–610.
- Wan Nudri WD, Ismail MN, Zawiak H (1996). Anthropometric measurements and body composition of selected national athletes. *Mal J Nutr*, 2:138-147.

- Westerblad H, Bruton JD, Katz A (2010). Skeletal muscle: Energy metabolism, fiber types, fatigue and adaptability. *Experimental cell research*, 316:3093-3099.
- Weir JP (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res*, 19(1):231-240.
- Welsch E A, Bird M, Mayhew JL (2005). Electromyographic activity of the pectoralis major and anterior deltoid muscles during three upper-body lifts. *J Strength Cond Res*, 19(2):449-452.
- Winter DA (1979). *Biomechanics of human movement*. John Wiley and Sons.
- Yang JF, Winter DA (1983). Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions. *Arch Phys Med Rehabil*, 64:417-20.
- Yao W, Fuglevand AJ, Enoka RM (2000). Motor-unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions, *J Neurophysiol*, 83:441-452.
- Yochum M, Bakir T, Lepers R, Binczak S (2012). Estimation of Muscular Fatigue Under Electromyostimulation Using CWT. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(12):3372-3378.
- Zech A, Witte K, Pfeifer K (2008). Reliability and performance-dependent variations of muscle function variables during isometric knee extension. *J Electromyogr Kinesiol*, 18(2):262-269.
- Zuniga JM, Housh TJ, Hendrix R, CAmic CL, Wielk M, Schmidt RJ, Johnson GO (2009). The effects of electrode orientation on electromyographic amplitude and mean power frequency during cycle ergometry. *Journal of Neuroscience Methods*, 184:256-262.

APÊNDICES

A - Questionário de Prontidão para Atividade Física (Physical Activity Readiness Questionnaire – PAR-Q).

PAR-Q & VOCÊ

Questionário Sobre Atividade Física

PAR-Q (revisado em 2002) [traduzido do documento original PAR-Q & YOU também anexado neste documento]

(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 ____/____/____

B - Carta de aprovação do Comitê de Ética da Faculdade Medicina da Universidade de Brasília.



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

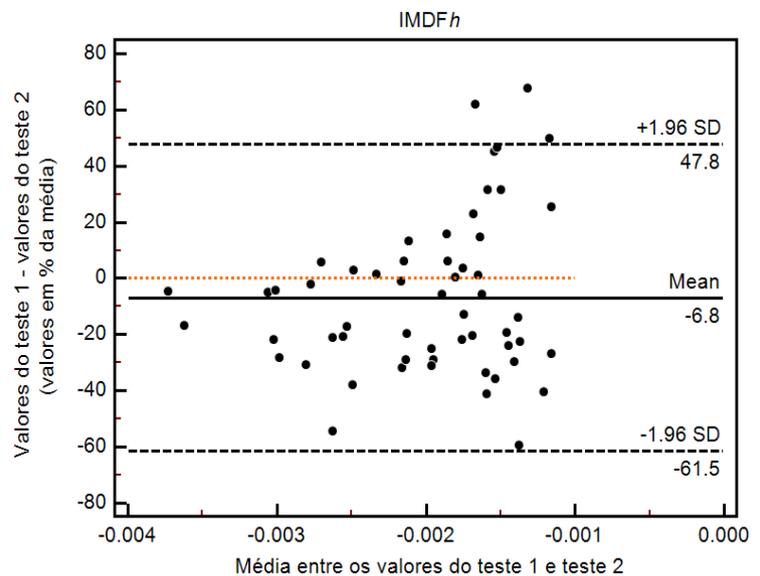
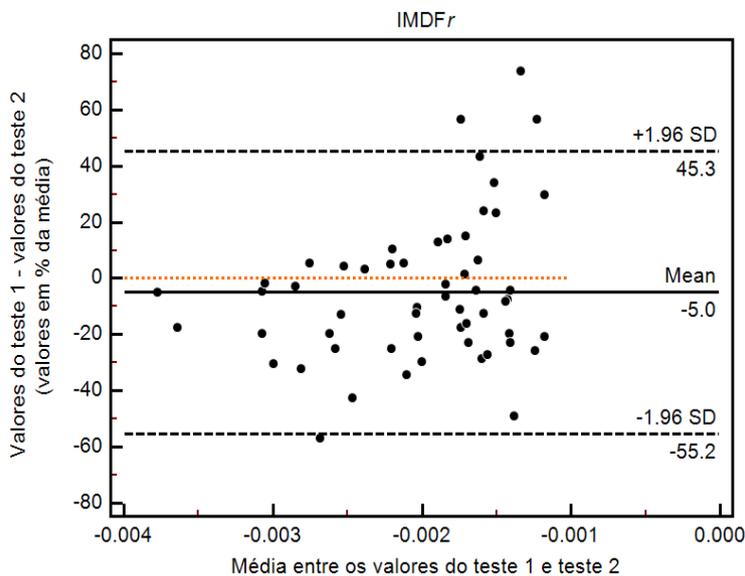
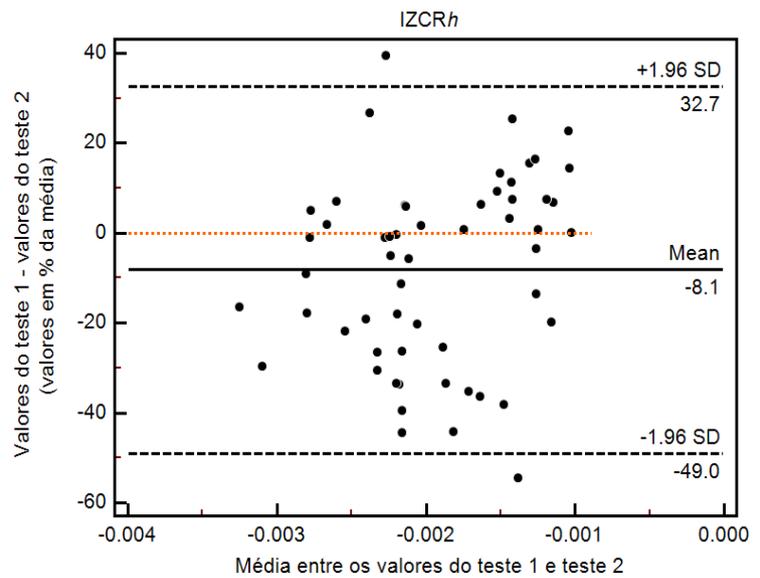
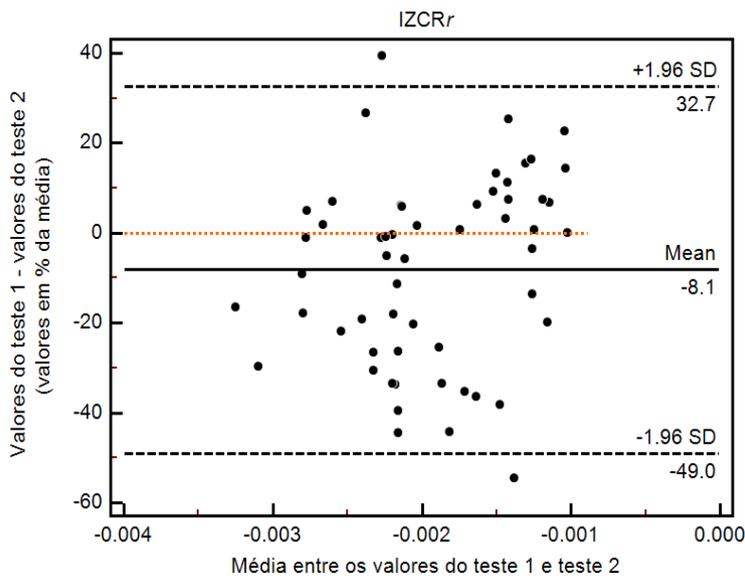
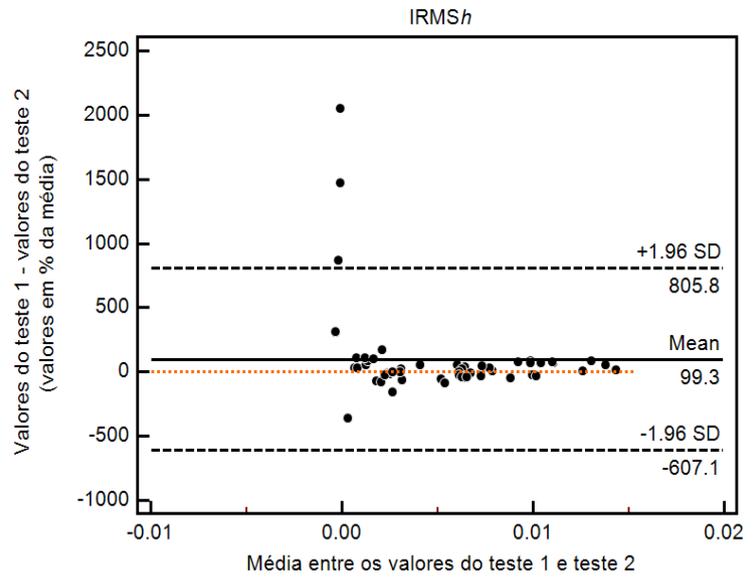
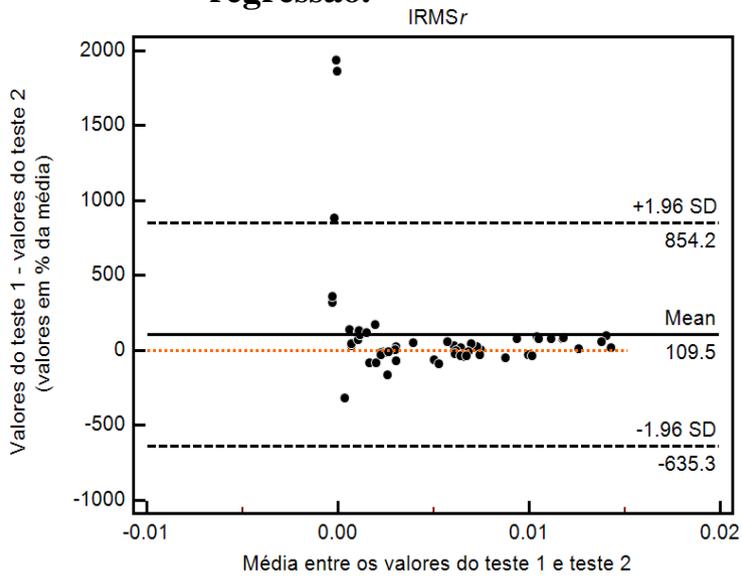
Com base na Resolução CNS/MS Nº 196/96, que regulamenta a matéria, a Coordenação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília decidiu **APROVAR** *ad referendum*, conforme parecer do(a) relator(a), o projeto de pesquisa acima especificado, quanto aos seus aspectos éticos.

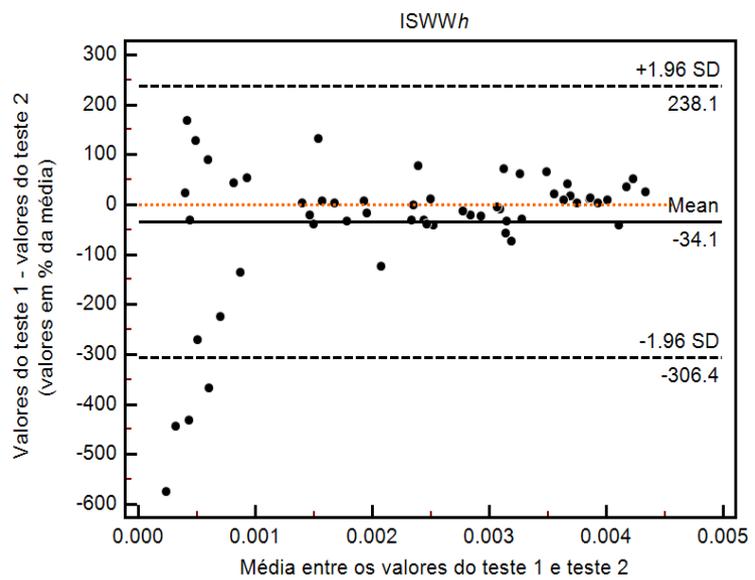
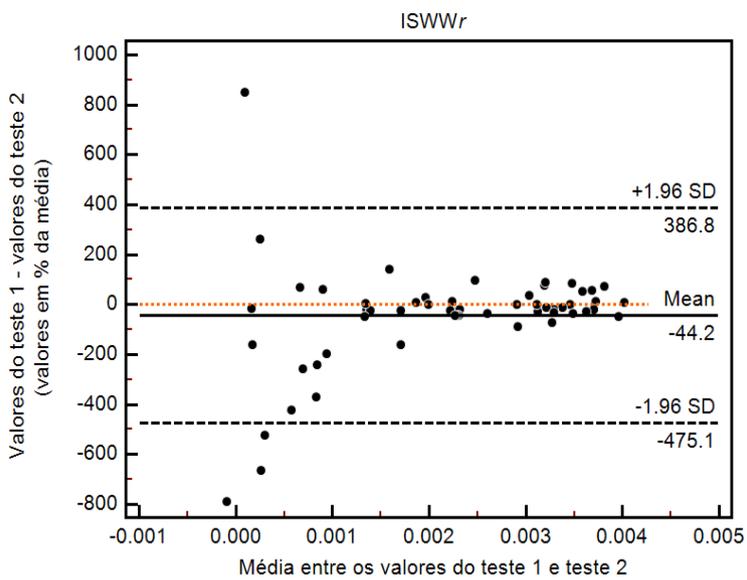
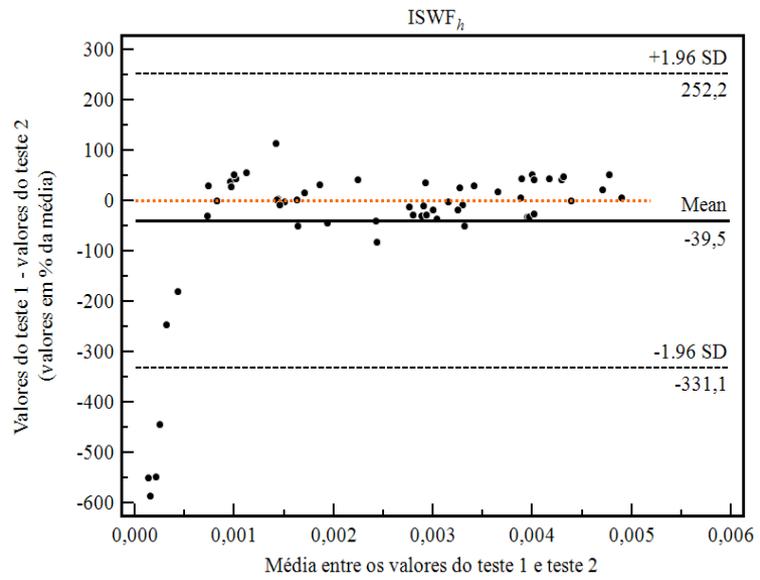
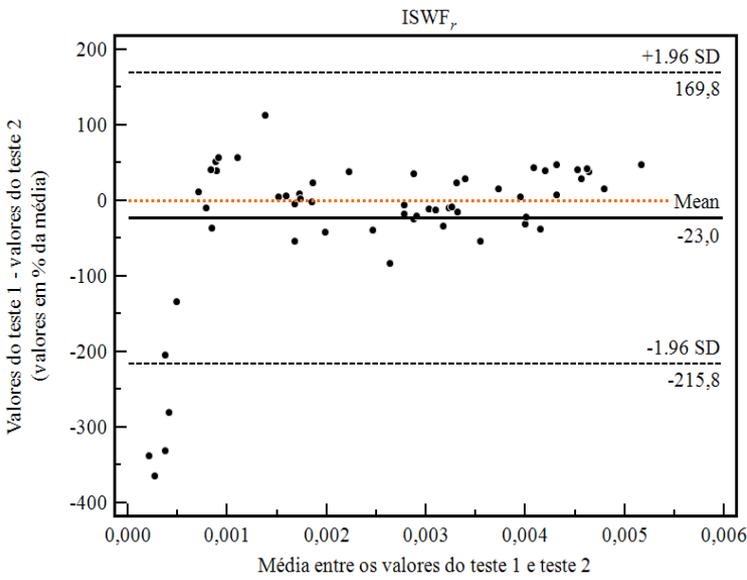
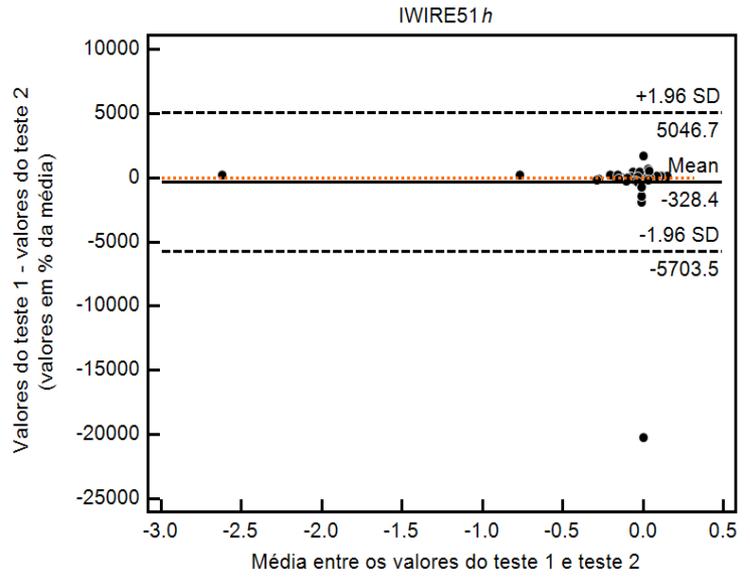
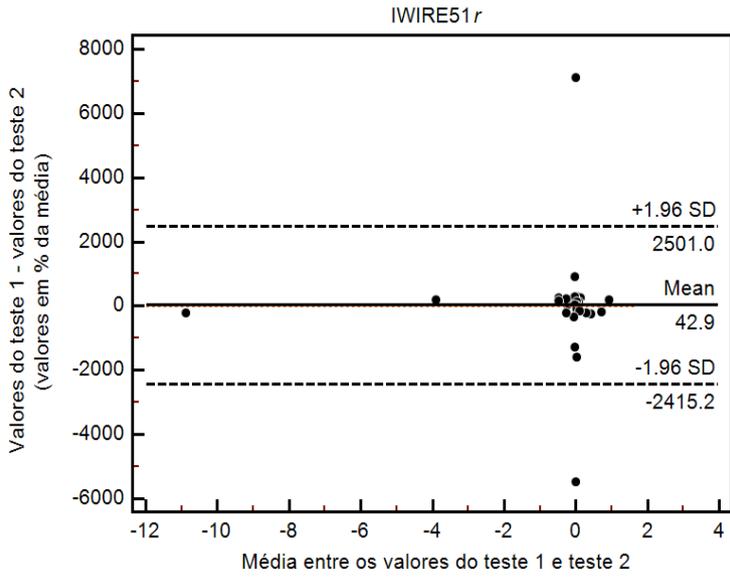
- 1 – Modificações no protocolo devem ser submetidas ao CEP, assim como a notificação imediata de eventos adversos graves;
- 2 – O(s) pesquisador(es) deve(m) apresentar relatórios periódicos do andamento da pesquisa ao CEP-FM.

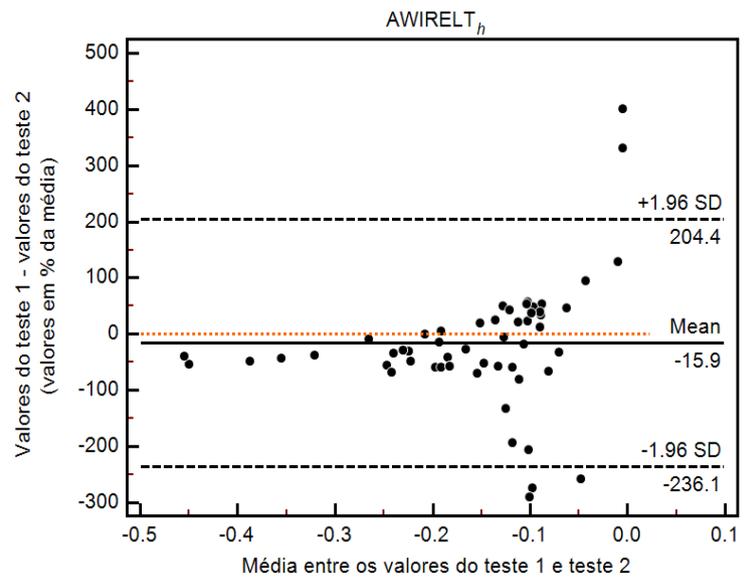
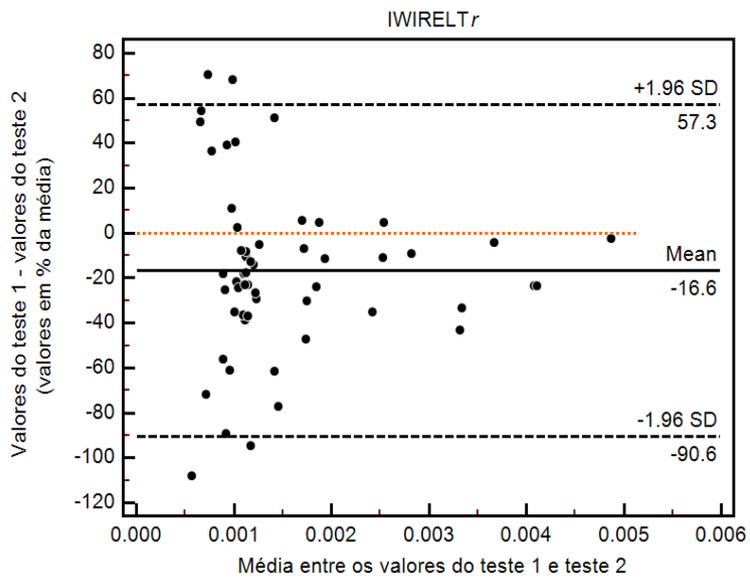
Brasília, 01 de junho de 2007.


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

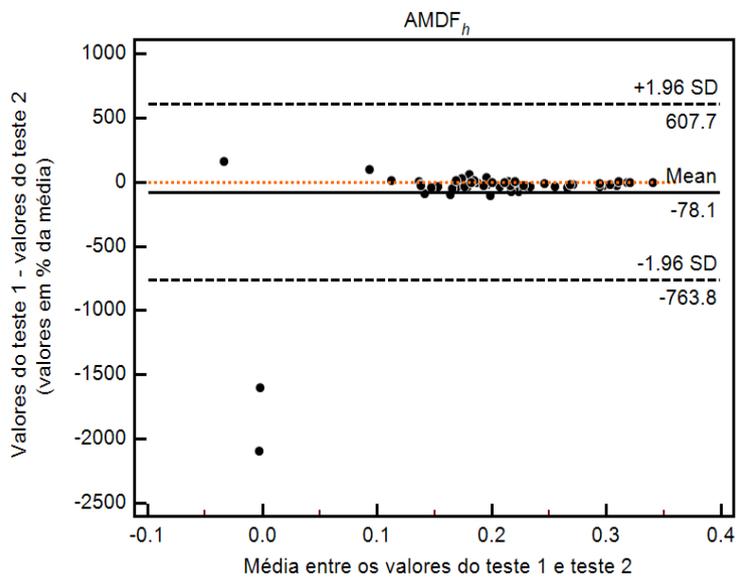
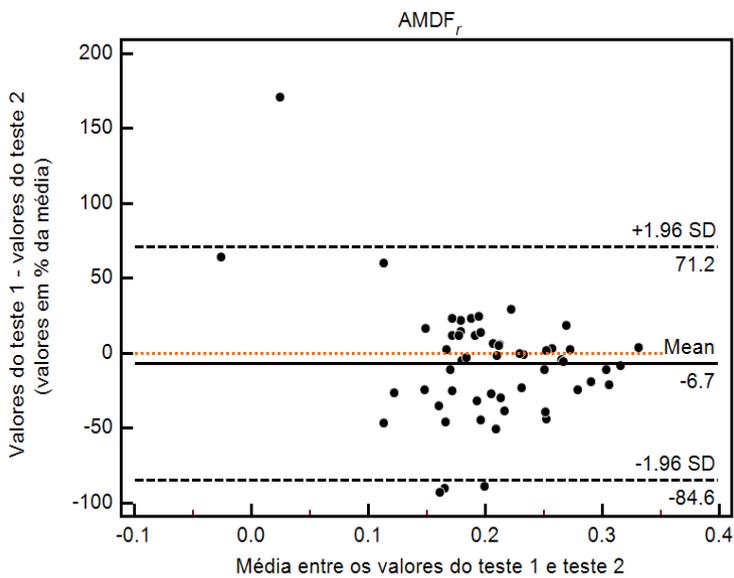
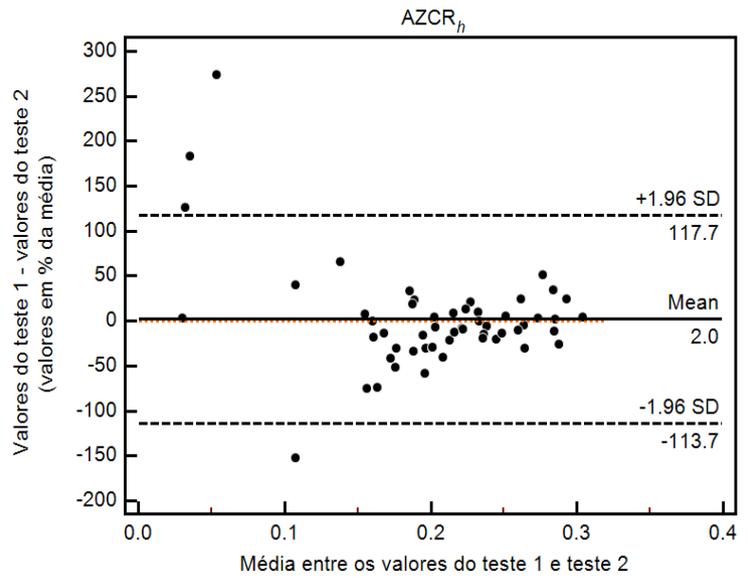
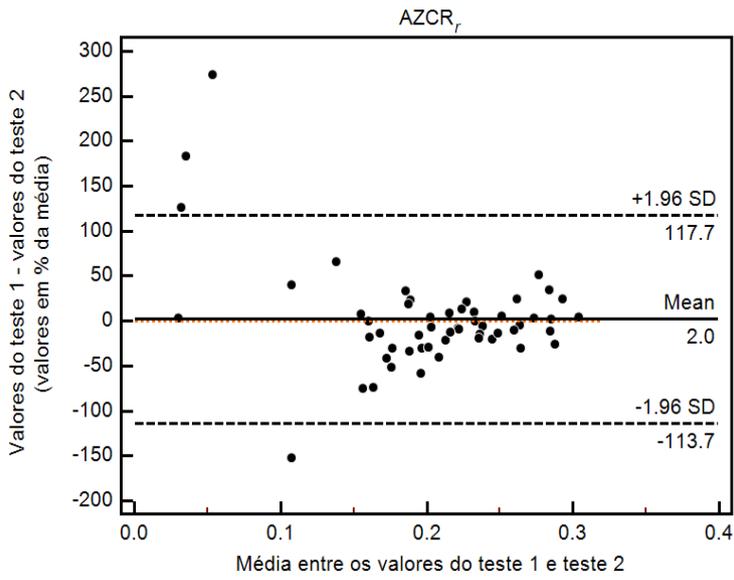
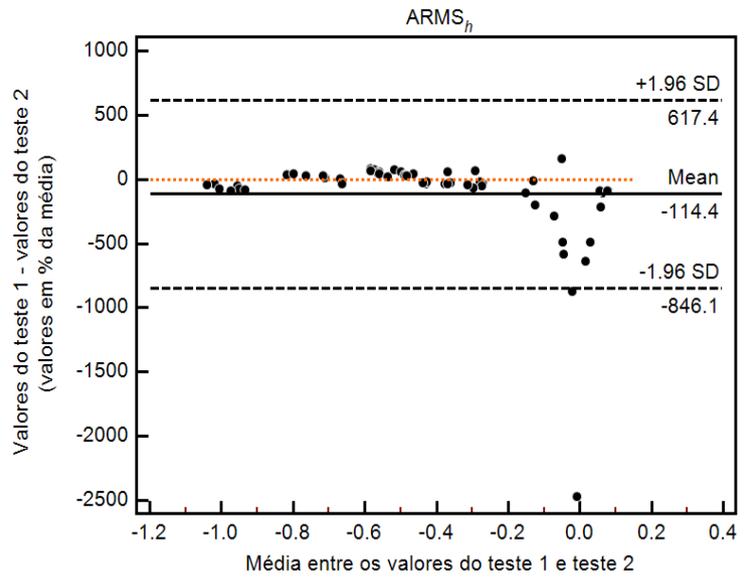
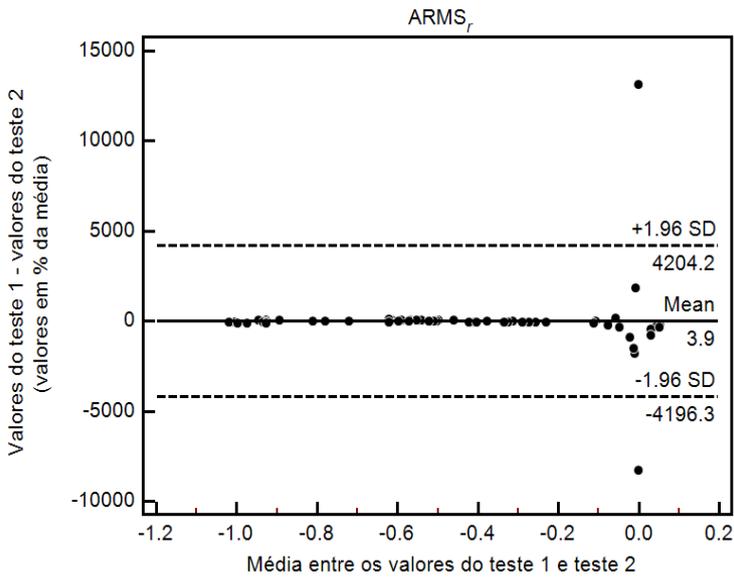
C - Gráficos de limite de concordância de Bland e Altman: avaliação da invariância temporal dos índices de fadiga (critério de reprodutibilidade absoluta da análise intracanal). Índice de inclinação das retas de regressão.

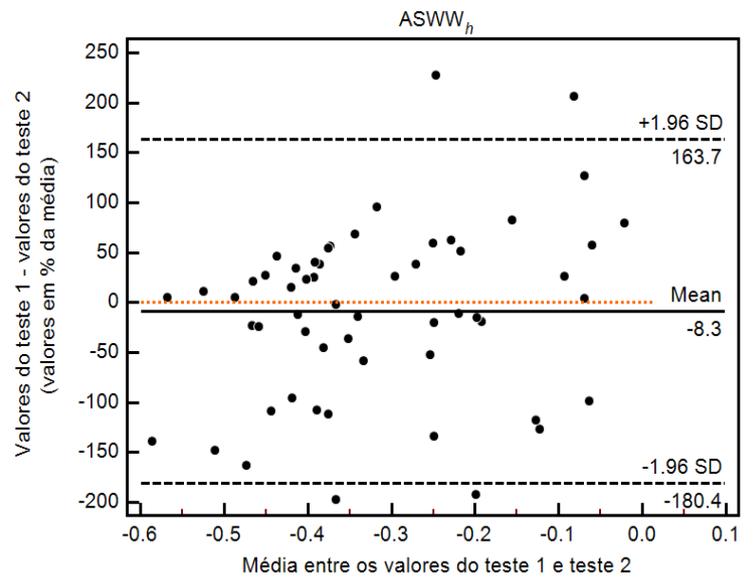
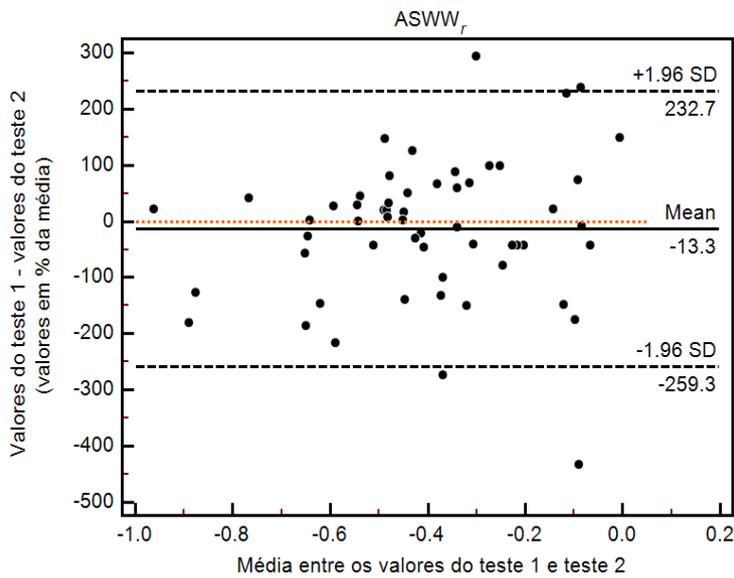
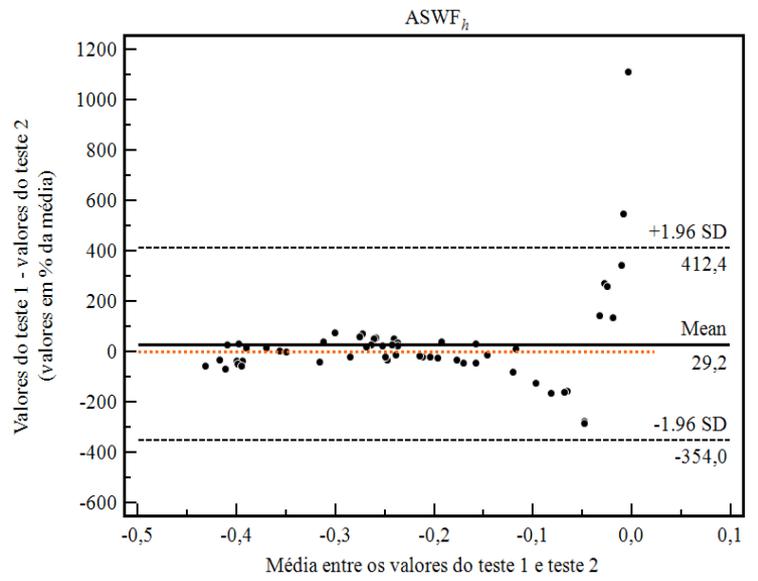
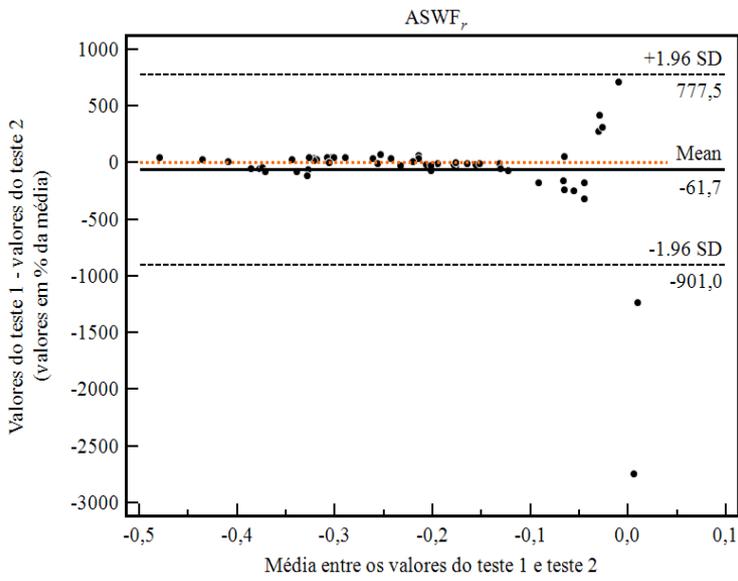
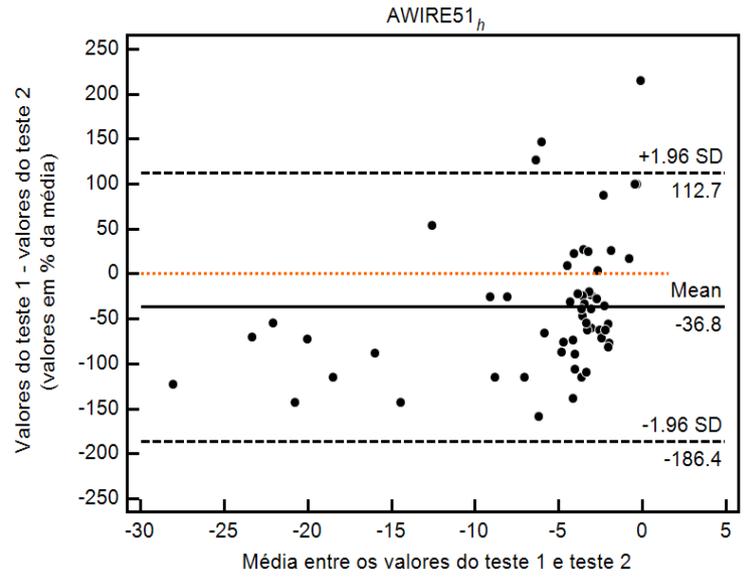
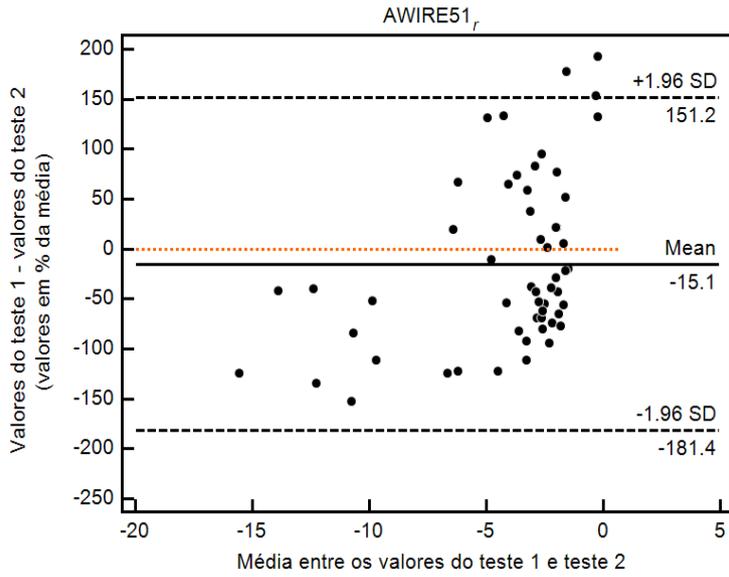


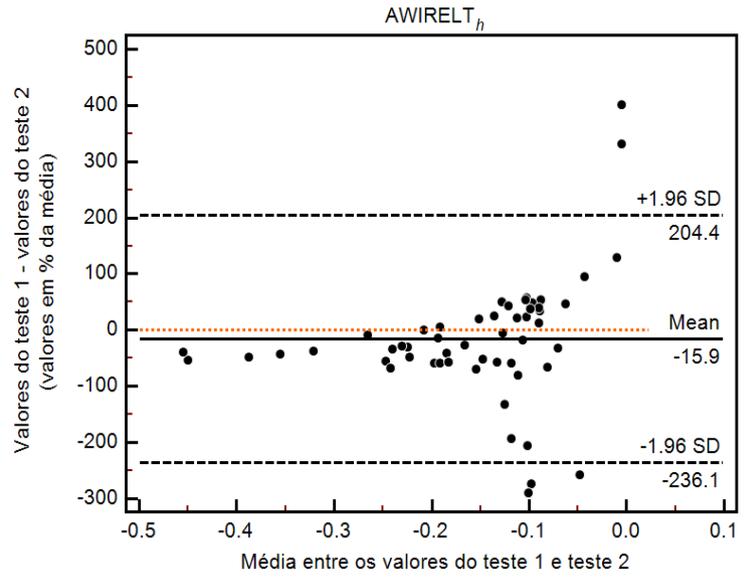
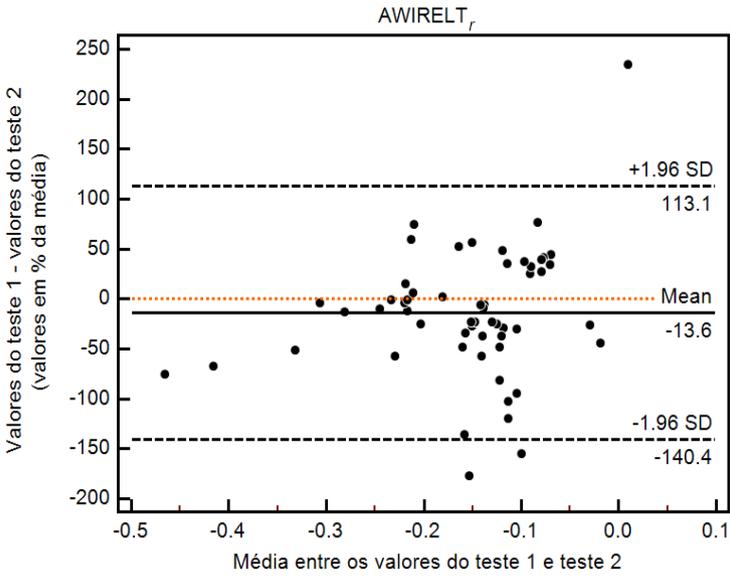




D - Gráficos de limite de concordância de Bland e Altman: avaliação da invariância temporal dos índices de fadiga (critério de reprodutibilidade absoluta da análise intracanal). Índice de razão entre as áreas.







E - Gráficos de limite de concordância de Bland e Altman: avaliação da invariância temporal dos índices de fadiga (critério de reprodutibilidade absoluta da análise intracanal). Índice inclinação das retas de regressão dos parâmetros normalizados e acumulados.

