

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

**ANÁLISE DO COMPORTAMENTO DOS DESCRITORES
BIOMECÂNICOS E ELETROMIOGRÁFICOS DE
SUPERFÍCIE EM EXERCÍCIO RESISTIDO POR
DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA COM PRODUÇÃO DE
FADIGA**

FABIANO PERUZZO SCHWARTZ

**ORIENTADOR: FRANCISCO ASSIS DE OLIVEIRA NASCIMENTO
CO-ORIENTADOR: MARTIM FRANCISCO BOTTARO MARQUES**

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

**PUBLICAÇÃO: PPGENE.TD – 053/10
BRASÍLIA/DF: DEZEMBRO – 2010.**

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

“ANÁLISE DO COMPORTAMENTO DOS DESCRITORES
BIOMECÂNICOS E ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE EM
EXERCÍCIO RESISTIDO POR DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA COM
PRODUÇÃO DE FADIGA”.

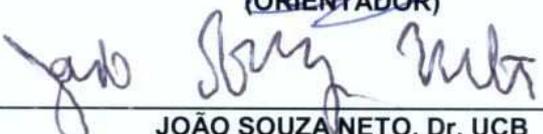
FABIANO PERUZZO SCHWARTZ

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.

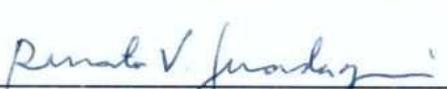
APROVADA POR:



FRANCISCO ASSIS DE OLIVEIRA NASCIMENTO, Dr. ENE/UNB
(ORIENTADOR)



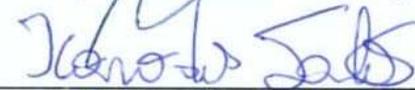
JOÃO SOUZA NETO, Dr. UCB
(EXAMINADOR EXTERNO)



RENATO DA VEIGA GUADAGNIN, Dr. UCB
(EXAMINADOR EXTERNO)



WILSON HENRIQUE VENEZIANO, Dr. CIC/UNB
(EXAMINADOR EXTERNO)



ÍCARO DOS SANTOS, Dr., ENE/UNB
(EXAMINADOR INTERNO)

BRASÍLIA, 23 DE DEZEMBRO DE 2010.

FICHA CATALOGRÁFICA

SCHWARTZ, FABIANO PERUZZO

Análise do Comportamento dos Descritores Biomecânicos e Eletromiográficos de Superfície em Exercício Resistido por Dinamometria Isocinética com Produção de Fadiga [Distrito Federal] 2010.

xviii, 115p., 210 x 297 mm (ENE/FT/UnB, Doutor, Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação, 2010).

Tese de Doutorado – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Elétrica.

- | | |
|-----------------------------------|-----------------------------|
| 1. Eletromiografia de superfície | 2. Dinamometria Isocinética |
| 3. Fases do exercício isocinético | 4. Fadiga muscular |
| I. ENE/FT/UNB | II. Título (série) |

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

SCHWARTZ, F. P. (2010). Análise do Comportamento dos Descritores Biomecânicos e Eletromiográficos de Superfície em Exercício Resistido por Dinamometria Isocinética com Produção de Fadiga. Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica, Publicação PPGENE.TD-053/10, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 115p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Fabiano Peruzzo Schwartz

TÍTULO: Análise do Comportamento dos Descritores Biomecânicos e Eletromiográficos de Superfície em Exercício Resistido por Dinamometria Isocinética com Produção de Fadiga.

GRAU: Doutor

ANO: 2010

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.

Fabiano Peruzzo Schwartz
Condomínio Villages Alvorada, Quadra 07, Casa 55-B.
71.680-351 Brasília – DF - Brasil.

DEDICATÓRIA

À minha esposa Flávia, ao meu filho Diogo, aos meus pais, José e Nina,
meus sogro e sogra, Agostinho e Maristella, e ao amigo Alfredo.

“A arte da vida está na habilidade de vivermos o máximo que pudermos, com alegria.
Lutemos pela vida até o último segundo. Após a morte, aceitemos a morte.”

Alfredo José Procaci Ferreira

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente ao professor Francisco Assis de Oliveira Nascimento, meu orientador, pela oportunidade, orientação, confiança, incentivo e amizade. A sua experiência e conhecimento sempre o fizeram enxergar mais longe do que os meus olhos poderiam, o que foi determinante para a minha motivação e para os rumos tomados neste trabalho.

Ao professor Martim Bottaro, por ter acreditado e aberto as portas do Laboratório de Biomecânica para que esse trabalho pudesse ser desenvolvido. O professor Martim teve a intuição de unir os esforços deste trabalho ao do Rodrigo Celes, grande sujeito e parceiro de pesquisas, a quem também sou muito grato pela convivência, amizade e pelas longas horas de laboratório em que aprendemos juntos.

À minha esposa e filho, razões da minha vida, que suportaram minhas ausências e acolheram com amor e carinho os meus retornos.

Aos meus pais e aos meus sogro e sogra que sempre me acompanharam nas longas viagens a congressos, para a apresentação dos artigos, nas quais suas companhias foram o meu porto seguro e tornaram tudo mais divertido.

Ao amigo Fábio Rodrigues Pereira, Diretor de Recursos Humanos da Câmara dos Deputados, que sempre apoiou esta iniciativa mesmo se tratando de um assunto tão distante dos nossos inúmeros desafios na área de RH da Câmara.

Aos amigos de pesquisa, Valdinar, Maria Cláudia (Claudinha), Fabiano Soares, Sauro Salomoni e novamente o Rodrigo Celes, sempre tão empenhados em ajudar a qualquer tempo, exemplos de pessoas que mantêm vivo o espírito acadêmico, que conhecem o bom trabalho em equipe e que o fazem de forma alegre e descontraída, mesmo nos momentos difíceis.

Aos precursores desta linha de investigação, professores Jake, Wilson, Marcelino e Adson, porque abriram os caminhos para os inúmeros trabalhos que seguiram essa mesma trilha, e pela disposição em ajudar sempre.

Ao amigo Luiz Vicente que, com sua simplicidade, simpatia e competência, filmou e editou o vídeo sobre o protocolo experimental deste trabalho, tornando simples a explicação de algo que, sem esse recurso, pareceria muito complexo.

A todos os que se voluntariaram a fazer os testes isocinéticos, doando um pouco do seu tempo para literalmente suar a camisa. Gostaria de citá-los, como forma de agradecimento, mas o sigilo da pesquisa me impede.

À Universidade de Brasília que me acolheu desde os tempos da graduação e do mestrado, e agora nesta jornada para o doutorado.

RESUMO

ANÁLISE DO COMPORTAMENTO DOS DESCRITORES BIOMECÂNICOS E ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE EM EXERCÍCIO RESISTIDO POR DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA COM PRODUÇÃO DE FADIGA

Autor: Fabiano Peruzzo Schwartz

Orientador: Francisco Assis de Oliveira Nascimento

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação
Brasília, dezembro de 2010**

Nesta tese de doutorado foi realizado um estudo do comportamento dos descritores biomecânicos e eletromiográficos de superfície durante a execução do exercício resistido isocinético, configurado para a produção de fadiga. A principal investigação quantificou, por meio desses descritores, a influência do artefato de oscilação da velocidade (*velocity overshoot* - VO) sobre a interpretação dos dados coletados em dinamometria isocinética (DI) combinada à eletromiografia de superfície (EMG-S). A motivação partiu do princípio de que a estimativa exata da função muscular deve ocorrer somente na faixa isocinética (por definição, onde a velocidade é constante). Para tanto, foi desenvolvido um algoritmo específico de segmentação de sinais para delimitar, com exatidão, cada fase do exercício isocinético, o que permitiu dividir a região de carga em dois segmentos: VO e região de velocidade constante. Também foi concebida uma arquitetura de instrumentação integrada para a digitalização, armazenamento e processamento simultâneo e sincronizado de sinais de EMG-S e de DI.

Os dados experimentais foram coletados a partir de um protocolo para a execução de exercício resistido isocinético de intensidade máxima, baseado nas velocidades angulares de extensão do joelho de 60°/s e 180°/s. Esse protocolo foi elaborado por especialistas do Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília e configurado na arquitetura de instrumentação proposta.

Os resultados encontrados sugerem que a subtração dos trechos de sinais referentes ao VO garante que o estudo da função muscular ocorra na faixa de velocidade constante – onde os sinais de EMG-S se mostraram ciclo-estacionários – e, portanto, essa prática poderia ser

incorporada à análise de exercícios isocinéticos, especialmente quando combinados à EMG-S. A arquitetura de instrumentação desenvolvida contribuiu, também, para o estudo do fenômeno da fadiga muscular, o qual foi analisado sob dois aspectos: o primeiro consistiu na definição de indicadores de fadiga (inclinação da reta de regressão) para os descritores eletromiográficos tradicionais e para a velocidade de condução, apresentando resultados semelhantes ao caso isométrico quando a análise se restringiu à região de velocidade constante; o segundo avaliou a produção do pico de torque e o trabalho isocinético realizado em relação à energia do sinal eletromiográfico consumida a cada ciclo do movimento, caracterizando a fadiga de uma forma inédita com indicadores de eficiência muscular.

Como principais contribuições podem ser destacadas: (1) a arquitetura de instrumentação integrada, (2) a análise de impacto de VO sobre os descritores de EMG-S e de DI, (3) a identificação da região de velocidade constante como ciclo-estacionária (a 60°/s e 180°/s) e adequada ao estudo da EMG-S, (4) a proposta para a organização de arquivos de dados e criação de bancos de sinais digitais, de EMG-S e de DI, e (5) os recursos de *software* para a manipulação e o processamento desses sinais.

ABSTRACT

ANALYSIS OF THE BEHAVIOR OF BIOMECHANICAL AND SURFACE ELECTROMYOGRAPHY DESCRIPTORS IN ISOKINETIC RESISTANCE EXERCISES WITH FATIGUE PRODUCTION

Author: Fabiano Peruzzo Schwartz

Supervisor: Francisco Assis de Oliveira Nascimento

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação
Brasília, december of 2010**

This thesis is a study of the behavior of biomechanical and surface electromyographic (EMG-S) descriptors during the execution of isokinetic resistance exercise, configured to produce fatigue. The main work consisted of measuring the influence of velocity overshoot (VO) artifact on the interpretation of data collected in isokinetic dynamometry (ID). It was motivated by the assumption that the accurate estimate of muscle function should only occur in the isokinetic range (which is, by definition, the range where the speed of movement is constant). For this purpose, it was developed a specific algorithm for signal segmentation in order to accurately identify each stage of the isokinetic exercise. The algorithm makes possible the segmentation of the load range in two parts: (1) VO and (2) the range of constant velocity. It was also designed an architecture of integrated instrumentation for simultaneous scanning, storing and processing of EMG-S and ID signals.

The experimental data were collected from a protocol to perform isokinetic resistance exercise of maximum intensity, based on the angular velocities of knee extension of 60°/s and 180°/s. This protocol was developed by specialists of the Biomechanics Laboratory of the Faculty of Physical Education of Universidade de Brasília (Brazil) and it was configured in the proposed architecture of instrumentation.

The found out results suggest that the subtraction of signal sections relating to VO ensures that the study of muscle function occurs in the range of constant speed – where the EMG-S signal behaved as cyclostationary – and, therefore, this practice could be incorporated in the analysis of isokinetic exercises, especially when they are combined with EMG-S. The

developed architecture also contributed for the two studies of muscle fatigue described in this thesis. The first one showed similar results to the isometric case when the analysis was restricted to the region of constant velocity. It was made by establishing the indicators of fatigue (slope of linear regression) for the traditional EMG-S descriptors as well as for the conduction velocity. The second one assessed the peak torque performed and the isokinetic work accomplished in relation to the mioelectrical energy of each cycle of motion, characterizing the fatigue by a novel form using muscular efficiency indicators.

The main contributions are: (1) the architecture of integrated instrumentation, (2) the impact analysis of VO on the descriptors of EMG-S and ID, (3) the region of constant velocity identified as cyclostationary (at 60°/s and 180°/s) and, therefore, appropriate to the study of EMG-S, (4) the proposal for organizing data files and database creation of digital signals, and (5) the software features for handling and processing signals of EMG-S and ID.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS.....	XIII
LISTA DE QUADROS.....	XIV
LISTA DE FIGURAS.....	XV
LISTA DE ABREVIACOES	XVII
1 INTRODUÇÃO.....	1
2 TÉCNICAS DE AVALIAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR	8
2.1 ELETROMIOGRAFIA	8
2.2 DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA	11
2.2.1 Prática de reabilitação.....	15
2.2.2 Fases do exercício isocinético.....	16
3 PROPOSIÇÃO DE ARQUITETURA DE INSTRUMENTAÇÃO INTEGRADA E DE ALGORITMOS DE PROCESSAMENTO DE SINAIS PARA A ANÁLISE CONJUNTA DA EMG-S E DA DI	20
3.1 ARQUITETURA DE INSTRUMENTAÇÃO INTEGRADA	21
3.2 ALGORITMO PROPOSTO PARA A DELIMITAÇÃO DO ARTEFATO DE OSCILAÇÃO DA VELOCIDADE E DAS DEMAIS ETAPAS DO EXERCÍCIO ISOCINÉTICO	23
3.3 INTERFACE VISUAL PARA A SEGMENTAÇÃO DAS SÉRIES ISOCINÉTICAS	26
3.4 CONSTRUÇÃO DOS BANCOS DE SINAIS	28
3.5 ANÁLISE DE SINAIS.....	31
4 METODOLOGIA	35
4.1 PROTOCOLO EXPERIMENTAL.....	35
4.2 CUIDADOS REFERENTES  QUALIDADE DO SINAL DE EMG-S	41
4.2.1 Artefato de movimento.....	41
4.2.2 Interferência eletromagnética	41

4.2.3	Aterramento	43
4.2.4	Relação sinal-ruído	45
4.2.5	Mesma tripla na análise de EMG-S entre séries isocinéticas	46
4.3	TESTE DO ALGORITMO PARA A DELIMITAÇÃO DO ARTEFATO DE OSCILAÇÃO DA VELOCIDADE	47
4.4	MÉTODO PRÁTICO DE UTILIZAÇÃO DOS ALGORITMOS PROPOSTOS	48
4.5	TESTE DO ALGORITMO DE ESTIMATIVA DA VELOCIDADE DE CONDUÇÃO	50
5	RESULTADOS EXPERIMENTAIS.....	52
5.1	QUANTIFICAÇÃO DO ARTEFATO DE OSCILAÇÃO DA VELOCIDADE E DAS DEMAIS FASES DO EXERCÍCIO ISOCINÉTICO	52
5.1.1	Introdução	52
5.1.2	Métodos	52
5.1.3	Resultados	53
5.1.4	Discussão	56
5.1.5	Conclusão	58
5.2	ANÁLISE DA ESTACIONARIEDADE DO SINAL DE EMG-S NAS FASES VO E ILR DO EXERCÍCIO ISOCINÉTICO	58
5.2.1	Introdução	58
5.2.2	Estacionariedade e Integração	60
5.2.3	Teste de estacionariedade KPSS	61
5.2.4	Métodos	62
5.2.5	Resultados	64
5.2.6	Discussão	65
5.2.7	Conclusão	67
5.3	ESTUDO DA FADIGA MUSCULAR NO EXERCÍCIO ISOCINÉTICO COM INDICADORES ELETROMIOGRÁFICOS TRADICIONAIS E ESTIMATIVA DA VELOCIDADE DE CONDUÇÃO.....	67
5.3.1	Introdução	67
5.3.2	Métodos	69
5.3.3	Resultados	71
5.3.4	Discussão	73
5.3.5	Conclusão	75

5.4 ESTUDO DA FADIGA MUSCULAR COM INDICADORES DO TRABALHO BIOMECÂNICO, DO TORQUE E DA ENERGIA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE.....	75
5.4.1 Introdução	75
5.4.2 Métodos	76
5.4.3 Resultados	78
5.4.4 Discussão	82
5.4.5 Conclusão	84
6 CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES.....	85
6.1 CONCLUSÕES GERAIS	85
6.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	87
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	89
ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO	100
ANEXO B – COMITÊ DE ÉTICA	102
APÊNDICE A – INTERFACES COMPUTACIONAIS.....	104
APÊNDICE B – ARTIGOS CIENTÍFICOS PUBLICADOS DURANTE O CURSO DE DOUTORADO	114

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1: Fases do exercício isocinético quantificadas pelo método do algoritmo.....	53
Tabela 5.2: Velocidade angular e coeficiente de variância para as fases de oscilação da velocidade e de velocidade constante.....	54
Tabela 5.3: Fases do exercício isocinético quantificadas pela técnica de janelamento.....	54
Tabela 5.4: Fases do exercício isocinético quantificadas pela técnica de redução de dado.....	55
Tabela 5.5: Comparação das regiões de carga: método do algoritmo, janelamento e técnica de redução de dados.....	55
Tabela 5.6: Quantis da distribuição da estatística KPSS.....	62
Tabela 5.7: Nível de estacionariedade em cada etapa (VO e ILR) e para cada série isocinética, nas velocidades de 60°/s e 180°/s.....	64
Tabela 5.8: Comparação estatística dos níveis de estacionariedade das etapas VO e ILR entre as séries isocinéticas.....	65
Tabela 5.9: Comparação estatística entre os níveis de estacionariedade das etapas VO e ILR dentro de cada série isocinética.....	65
Tabela 5.10: Comparação do nível de estacionariedade entre as velocidades 60°/s e 180°/s e em cada etapa VO e ILR, dentro da série isocinética.....	65
Tabela 5.11: Média dos índices de fadiga para os descritores de EMG-S.....	71
Tabela 5.12: Média dos índices de fadiga para o pico de torque.....	71
Tabela 5.13: Média do valor máximo do PTBW.....	72
Tabela 5.14: Comparações estatísticas dos índices de fadiga (IF) e da variável PTBW entre as séries de uma mesma velocidade angular.....	72
Tabela 5.15: Comparação dos índices de fadiga (IF) e da variável PTBW entre as velocidades angulares de 60°/s e 180°/s, em uma mesma série isocinética....	73
Tabela 5.16: Variáveis de torque.....	79
Tabela 5.17: Energia do sinal de EMG-S.....	80
Tabela 5.18: Trabalho biomecânico.....	80
Tabela 5.19: Indicadores de eficiência para o trabalho (I_{efic1R}) e pico de torque (I_{efic2R})....	80
Tabela 5.20: Comparação entre TPT_{R1} e TPT_{R2}	80
Tabela 5.21: Comparação de PT_{R1} e de PT_{R2} entre as séries.....	81
Tabela 5.22: Comparações entre: $E_{\%R1p}$ e $E_{\%R2p}$; $E_{\%R1p+}$ e $E_{\%R2p+}$	81
Tabela 5.23: Comparação de I_{efic1R} e de I_{efic2R} entre as séries.....	81

LISTA DE QUADROS

Quadro 2.1: Dados normativos gerados pela Biodex Medical Systems, Inc.....	14
Quadro 3.1: Arquivos gerados em cada etapa de um experimento	27
Quadro 4.1: Relação dos recursos utilizados no protocolo experimental.....	40
Quadro 5.1: Média dos valores retornados pelo teste KPSS nas etapas VO e ILR em cada repetição da série isocinética s.....	63

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1: Unidades motoras formadas, cada uma, por um neurônio motor e pelas fibras musculares por ele inervadas.....	9
Figura 2.2: Sistema de dinamometria isocinética Biodex System 3 Pro.....	12
Figura 2.3: Ação da força muscular (F_m) e gravitacional (F_g) durante o teste isocinético de extensão do joelho	14
Figura 2.4: Fases do exercício isocinético e artefatos: (a) velocidade angular; (b) torque .	17
Figura 2.5: Exemplo de flutuações de um segmento VO que não devem ser consideradas como isocinéticas.....	18
Figura 3.1: Arquitetura de instrumentação integrada.....	21
Figura 3.2: Algoritmo para a delimitação de VO	25
Figura 3.3: Segmentação das séries isocinéticas	27
Figura 3.4: Banco de filtros <i>wavelet</i> em três níveis.....	28
Figura 3.5: Parâmetros para o ajuste de escala dos sinais biomecânicos.....	30
Figura 3.6: Esquema de aquisição de sinais eletromiográficos com canais diferenciais simples (D1, D2 e D3) e com diferenciação dupla (DD1 e DD2).....	32
Figura 3.7: Análise da extensão do joelho a 60°/s.....	33
Figura 3.8: Segmento de sinal de EMG-S, em cada repetição, tendo como centro o pico de torque	34
Figura 4.1: Configuração da ROM.....	36
Figura 4.2: Conexão do dinamômetro ao conversor A/D.....	37
Figura 4.3: Identificação da zona de inervação no ponto onde há a inversão de fase do sinal de EMG-S (circulado) por inspeção visual da tela do software EmgAcq.....	38
Figura 4.4: Demarcação da região de boa propagação do sinal mioelétrico	39
Figura 4.5: Representação esquemática do circuito do sensor de posição magnético (sistema de <i>trigger</i>).....	39
Figura 4.6: Fontes perturbadoras de EMI.....	42
Figura 4.7: Projeto inicial de aterramento da rede elétrica do Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física.....	44
Figura 4.8: Aterramento com 4 hastes alinhadas e separadas pela mesma distância d	44
Figura 4.9: Inspeção visual do movimento de extensão do joelho.....	48
Figura 4.10: Criação do banco de sinais de EMG-S e biomecânicos.....	49
Figura 4.11: Descritores de EMG-S resultantes da simulação de extensão do joelho na faixa angular de 100° a 40°, com janela deslizante de 250 ms e superposição de 125 ms.....	50
Figura 4.12: Velocidade de condução estimada nas fases do exercício isocinético pelo módulo Analisador (pontos) e pelo <i>software</i> EmgAcq (círculos).....	51

Figura 5.1: Técnicas do janelamento (WIN), da redução de dados (DRE) e do algoritmo proposto (ALG) nas velocidades de (a) 60°/s e (b) 180°/s.....	56
Figura 5.2: Indicador do nível de estacionariedade com base na média do teste KPSS.	63
Figura 5.3: Repetição com o maior pico de torque (R1)	78
Figura 5.4: Repetição com o menor pico de torque (R2)	79

LISTA DE ABREVIACÕES

ACC	<i>acceleration phase</i> ou fase da aceleração no exercício isocinético
AL	<i>average length</i> ou tamanho médio angular, em graus, de uma determinada etapa do exercício isocinético
ALG	<i>algorithm</i> ou algoritmo proposto neste trabalho para a identificação das fases do exercício isocinético
ARV	<i>average rectified value</i> ou valor retificado médio
CV	<i>conduction velocity</i> ou velocidade de condução do potencial de ação da fibra muscular
COV	coeficiente de variância
DEC	<i>deceleration phase</i> ou fase da desaceleração no exercício isocinético
DI	dinamometria isocinética
DRE	<i>data reduction</i> ou técnica de redução de dados do exercício isocinético onde são removidos 10° no início e no fim da extensão do exercício
E-EMG	energia do sinal de eletromiografia
EMG	eletromiografia
EMG-S	eletromiografia de superfície
EMI	<i>electromagnetic interference</i> ou interferência eletromagnética
FEI	fase do exercício isocinético
ILR	<i>isokinetic load range</i> ou faixa do exercício isocinético em que o dinamômetro oferece resistência ao movimento e a velocidade é constante
LR	<i>load range</i> ou faixa do exercício isocinético em que o dinamômetro oferece resistência ao movimento
MDF	<i>median frequency</i> ou frequência mediana
MMT	<i>manual muscle test</i> ou teste muscular manual
MNF	<i>mean frequency</i> ou frequência de potência média

MU	<i>motor unit</i> ou unidade motora
PT	<i>peak torque</i> ou pico de torque
PTBW	<i>peak torque to body weight</i> ou pico de torque pelo peso corporal
PW	<i>power</i> ou potência
ROM	<i>range of motion</i> ou extensão (faixa) do movimento
RMS	<i>root mean square</i> ou raiz média quadrática
SENIAM	<i>Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i> ou Eletromiografia de Superfície para a Avaliação Não-invasiva de Músculos
SNR	<i>signal to noise ratio</i> ou relação sinal-ruído
TI	<i>time interval</i> ou duração, em segundos, de uma determinada etapa do exercício isocinético
TW	<i>total work</i> ou trabalho total
WIN	<i>windowing</i> ou técnica de redução de dados do exercício isocinético onde a velocidade angular é igual ou superior a 95% da velocidade predeterminada no dinamômetro
VO	<i>velocity overshoot</i> ou artefato de oscilação da velocidade no exercício isocinético

1 INTRODUÇÃO

A atividade motora é uma das habilidades mais qualificadas do ser humano (Merletti e Parker, 2004). O conhecimento adequado da força muscular é um fator fundamental para a avaliação do desempenho motor de um indivíduo nos esportes e nas atividades do dia-a-dia, assim como para a prescrição de exercícios de reabilitação e de treinamento desportivo (Brown, 2000). Medir corretamente a força muscular e conhecer bem o seu comportamento – nas diversas formas do movimento humano – são requisitos indispensáveis à compreensão sobre a aptidão física de uma determinada pessoa (Bottaro *et al.*, 2005). As técnicas de avaliação da força muscular são geralmente classificadas em manuais e automatizadas.

O teste manual de força muscular (MMT – *manual muscle test*) é o método mais utilizado no exame físico de avaliação clínica da força muscular. Apesar disso, ele é considerado como um teste de duvidosa confiabilidade, especialmente pelo fato de ser realizado por diferentes profissionais com diferentes técnicas (Nicholas *et al.*, 1978). Schmitt e Cuthbert (2008) sugeriram a aplicação de procedimentos operacionais uniformes no uso clínico do MMT, a fim de aumentar a sua credibilidade como ferramenta de diagnóstico e de diminuir a resistência quanto à sua utilização por profissionais de saúde. Contudo, Schmitt e Cuthbert (2008) ressaltaram que o uso não-padronizado do MMT, observado em diversos artigos científicos sobre estimativas de força e diagnóstico, contribui para o seu estigma de método não-confiável.

Dentre as técnicas automatizadas, destacam-se a dinamometria isocinética (DI) e a eletromiografia (EMG). Ambas também requerem cuidados específicos em suas aplicações – a fim de atender ao rigor científico – e muitos avanços já ocorreram no sentido da padronização de procedimentos dessas técnicas, o que as qualifica como métodos mais robustos que o MMT.

A dinamometria isocinética é o mais avançado recurso de treinamento resistido (Foss e Keteyian, 2000). O treinamento resistido, que originalmente aplicava cargas com pesos, é bastante utilizado para o aprimoramento da força muscular e do condicionamento físico de indivíduos (Bottaro *et al.*, 2007; Hill-Haas *et al.*, 2007). Um programa de exercício resistido pode ser desenhado para provocar diferentes adaptações na força, potência,

hipertrofia e resistência, variando-se parâmetros como a intensidade, a duração, a velocidade de execução e os intervalos entre as séries. Dinamômetros isocinéticos têm sido reportados como instrumentos confiáveis para a realização desses exercícios e para a coleta de dados referentes à posição da articulação, à velocidade angular do seu movimento e ao torque produzido (Brown *et al.*, 1993; Drouin *et al.*, 2004; Feiring *et al.*, 1990; Gross *et al.*, 1991; Ortqvist *et al.*, 2007; Taylor *et al.*, 1991). Contudo, há muitos fatores internos e externos que podem gerar efeitos indesejáveis nos dados resultantes de testes isocinéticos. Brown (2000) detalhou a influência das fases de aceleração e desaceleração na interpretação de resultados e alertou para os efeitos decorrentes dos artefatos de impacto e de movimento. A aplicação de técnicas como *windowing* (Wilk *et al.*, 1992) e a de redução de dados (Tis e Perrin, 1993) garantem maior confiabilidade aos testes isocinéticos em função do controle sobre esses artefatos. Contudo, essas técnicas apresentam certo grau de inexatidão (Schwartz *et al.*, 2010a). Para uma estimativa correta da função muscular, somente a faixa de velocidade constante deve ser analisada (Baltzopoulos e Brodie, 1989; Brown e Weir, 2001). Por definição, o termo “isocinético” significa velocidade constante. Portanto, faz-se necessário identificar com exatidão essa faixa. Também a força gravitacional pode influenciar a estimativa do torque. Entretanto, sistemas computacionais atuais, que acompanham os dinamômetros isocinéticos, possuem rotinas de correção dos erros gravitacionais e de inércia, registrando adequadamente os parâmetros isocinéticos.

A eletromiografia de superfície (EMG-S) é uma técnica que provê acesso aos processos fisiológicos responsáveis pela geração da força muscular e pela produção do movimento (De Luca, 1997). Ela é usada em aplicações nas áreas de neurologia, reabilitação, ortopedia, ergonomia, esportes e outras. Entretanto, suas limitações devem ser compreendidas, consideradas e, eventualmente, contornadas de forma a imprimir-lhe uma base científica sólida. As questões mais comuns dizem respeito às configurações e dimensões dos eletrodos, à origem e à estacionariedade do sinal eletromiográfico, ao tipo de contração e, também, aos procedimentos de análise dos sinais adquiridos (De Luca, 1997). Um projeto realizado pela União Européia, denominado SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*), organizou um conjunto de recomendações para a fabricação e a fixação dos sensores visando à aquisição eletromiográfica, bem como para os métodos de processamento dos sinais de EMG-S. Contudo, as recomendações do SENIAM são restritas ao caso bipolar. As particularidades inerentes aos arranjos lineares e matriciais de eletrodos têm sido objeto de trabalhos

específicos, em geral relacionados ao estudo das propriedades anatômicas das unidades motoras (MU – *motor unit*) – tais como comprimento da fibra muscular e localização da zona de inervação e tendões – e à estimativa da velocidade de condução (Masuda *et al.*, 1985; De Luca, 1997; Merletti *et al.*, 2003; Merletti e Parker, 2004; Farina *et al.*, 2004).

Diante da reconhecida aplicabilidade da EMG-S e da DI, muitos são os estudos combinando as duas técnicas. Molinari *et al.* (2006) estudaram as manifestações da fadiga muscular durante movimentos isocinéticos de extensão-flexão concêntrica e excêntrica do joelho. Eles observaram elevados níveis de não-estacionariedade e maior trabalho mecânico produzido no movimento excêntrico, assim como acentuada manifestação da fadiga no movimento concêntrico. Kellis (1999) tratou da fadiga observando os diferentes níveis da atividade de EMG em músculos agonistas e antagonistas, em diferentes posições angulares e durante um teste de resistência isocinético de extensão do joelho. Nenhum efeito significativo da posição angular foi encontrado com relação ao momento da fadiga. Ebben *et al.* (2010) avaliaram o efeito das contrações voluntárias remotas no pico de torque resultante de contrações isocinéticas concêntricas do joelho, constatando que elas contribuem para o aumento do desempenho muscular.

Beck *et al.* (2007) investigaram os efeitos causados nas variáveis eletromiográficas, relacionadas ao torque isocinético, quando os eletrodos foram posicionados sobre a zona de inervação. Nesse caso, os autores não encontraram diferenças significativas entre os movimentos isocinéticos concêntrico e excêntrico, no que diz respeito ao relacionamento das variáveis de amplitude e de frequência com o torque isocinético. Beck *et al.* (2006) procuraram por padrões de EMG durante as contrações máximas e submáximas do bíceps braquial em testes isocinéticos concêntricos, mas não chegaram a uma conclusão geral sobre as estratégias do controle motor que resultam no crescimento do torque ao longo da extensão ou faixa do movimento. Grabiner e Owings (2003) confirmaram a hipótese de que quando um indivíduo intenciona realizar uma contração voluntária máxima concêntrica (ou excêntrica) e lhe é imposta a condição contrária, ou seja, excêntrica (ou concêntrica), então o sinal de EMG-S da fase isométrica que precede o início do teste reflete a contração intencionada pelo indivíduo. Howatson *et al.* (2009) investigaram a confiabilidade do atraso eletromecânico e do torque durante contrações isométricas e isocinéticas concêntricas, com resultados que ajudam a entender a modificação significativa da função muscular nos flexores do cotovelo.

Guilherm *et al.* (2010) propuseram a padronização de exercícios isotônicos e isocinéticos excêntricos como um primeiro passo para a determinação de efeitos específicos na função neuromuscular. Remaud *et al.* (2010) compararam os efeitos do treinamento isotônico com os do treinamento isocinético de força concêntrica padrão, concluindo que ambos provêm crescimento significativo da força muscular. Sekir *et al.* (2009) mostraram que o alongamento dinâmico pode ser uma técnica efetiva para melhorar o desempenho muscular durante as rotinas de aquecimento pré-competição em atletas de elite mulheres. Oliveira *et al.* (2009) verificaram que o treinamento contínuo de alta intensidade fez decrescer o torque excêntrico da flexão-extensão do joelho, bem como as taxas do torque funcional à velocidade de 180°/s, como provável consequência da fadiga periférica.

Um sem número de outros trabalhos pesquisados, ilustrando o uso combinado da eletromiografia e da dinamometria isocinética, poderiam, ainda, ser aqui relacionados. Contudo, algumas questões observadas em todos esses trabalhos parecem ser comuns a estudos dessa natureza:

- a. configuração de eletrodos bipolares: a totalidade dos trabalhos citados utilizou a EMG-S com eletrodos bipolares, não tendo sido encontrados outros experimentos usando arranjos lineares ou matriciais combinados à DI; uma das razões pode ser atribuída ao fato desses arranjos requererem instrumentação apropriada, bem mais cara que o caso bipolar e de manuseio especializado;
- b. análise dos sinais em toda a faixa do movimento: apesar de amplamente conhecido o fato de que as etapas de aceleração e desaceleração do exercício isocinético não devem ser consideradas na análise de dados (Baltzopoulos e Brodie, 1989; Brown e Weir, 2001; Wilk *et al.*, 1992), os estudos combinando EMG-S e DI não são específicos quanto ao tratamento dessa restrição; além disso, para os estudos utilizando somente DI onde houve a preocupação em se delimitar a região de carga, nenhum registro foi encontrado sobre a quantificação do artefato de oscilação da velocidade, apesar deste não ser isocinético por definição;
- c. sincronização dos sinais de EMG-S e de DI: os detalhes sobre a técnica utilizada para a sincronização dos sinais de EMG-S e de DI são, em geral, omitidos;

- d. processamento de sinais: são raros os detalhes referentes à segmentação dos sinais, à faixa do exercício isocinético em que as variáveis de EMG-S e biomecânicas são calculadas, aos critérios de qualidade adotados para a utilização dos sinais de EMG-S e às formas de associação dos sinais de EMG-S aos indicadores de torque, velocidade e posição angular; os sinais biomecânicos são mais bem comportados (largura de banda estreita e com maior quantidade de energia concentrada nas componentes de baixa frequência – até 50Hz) que os de EMG-S e, geralmente, processados adequadamente pelos softwares de controle dos dinamômetros isocinéticos; porém, a análise conjunta de ambos ainda não segue um padrão determinado;
- e. bancos de sinais: em geral, os bancos de sinais digitais referentes aos experimentos realizados não ficam disponíveis para a comunidade científica; isso dificulta a análise e a comparação de resultados por diferentes grupos de pesquisadores.

As questões relacionadas representam obstáculos à padronização de procedimentos que se traduzem, também, em obstáculos à realização de estudos comparativos. Ao se combinar a eletromiografia e a dinamometria, há que se estabelecer uma interface bem definida entre ambas assim como devem ser somados os cuidados indispensáveis ao uso de cada uma. Além disso, o registro de sinais e de dados a partir de diferentes equipamentos (eletromiógrafos e dinamômetros) requer conhecimentos específicos dos especialistas da aplicação e também dos segmentos de instrumentação e de processamento digital de sinais. A dificuldade de se agregar tais conhecimentos pode desencorajar o desenvolvimento de pesquisas aplicadas ou comprometer a repetição/comparação de experimentos. A aparente inexistência de ensaios utilizando arranjos de eletrodos com a DI pode ser um reflexo das dificuldades inerentes às técnicas mencionadas, além do fato desses arranjos não possuírem um conjunto de práticas e recomendações semelhante ao proposto pelo SENIAM para a EMG-S bipolar. Entretanto, abrir mão do uso de arranjos lineares de eletrodos significa abrir mão da investigação de indicadores como a velocidade de condução do potencial de ação da fibra muscular, que é um parâmetro fisiológico básico que reflete as propriedades da fibra muscular, sendo, assim, um indicativo da condição do sistema neuromuscular (Mesin *et al.*, 2006). É também um indicador robusto da atividade muscular em estudos da fadiga (Merletti e Parker, 2004).

Nesse sentido, este trabalho de pesquisa tem como proposta a análise conjunta do comportamento dos descritores biomecânicos e de EMG-S produzidos durante a execução do exercício isocinético. O principal objetivo concentra-se na investigação, por meio desses descritores, de quão relevante é a influência do artefato de movimento de oscilação da velocidade, bem como das fases de aceleração e desaceleração, na interpretação dos resultados de experimentos isocinéticos configurados para o exercício resistido de intensidade máxima com produção de fadiga. Também se dedica a conhecer em que fases isocinéticas o estudo da eletromiografia pode ser considerado confiável e como a fadiga se manifesta nos descritores de EMG-S. Como objetivos específicos, visando contornar as dificuldades mais comuns encontradas na literatura atual, destacam-se: (1) a concepção de instrumentação apropriada à integração da DI e da EMG-S, com possibilidade do uso de arranjos lineares de eletrodos; (2) o desenvolvimento de recursos para o estudo do ciclo da repetição isocinética de forma segmentada; (3) o provimento de mecanismos para sincronização dos sinais biomecânicos e de EMG-S, digitalizados assincronamente; (4) a criação de ferramentas para a estimativa sistematizada dos parâmetros biomecânicos e de EMG-S, de acordo com as definições da literatura especializada; (5) a proposição de estrutura padronizada para a construção de bancos de sinais biomecânicos e de EMG-S, com o intuito de promover o compartilhamento de resultados e estimular o desenvolvimento de pesquisas aplicadas.

De forma geral, a análise aqui proposta difere das convencionais em dois aspectos principais: no uso da EMG com a estimativa da velocidade de condução e no tratamento do artefato de oscilação da velocidade como etapa independente da repetição isocinética.

Este trabalho está organizado em seis capítulos, incluindo o presente. O Capítulo 2 apresenta os conceitos básicos da eletromiografia e da dinamometria isocinética.

O Capítulo 3 apresenta os recursos desenvolvidos em termos de software e instrumentação, detalhando o algoritmo de segmentação das fases do exercício isocinético e descrevendo a arquitetura proposta para a integração EMG-S/DI. Apresenta, também, as características das ferramentas computacionais desenvolvidas e mostra alguns resultados parciais para ilustrar o seu uso.

O Capítulo 4 apresenta os procedimentos metodológicos aplicados aos experimentos de laboratório, descrevendo o protocolo experimental utilizado na construção dos bancos de sinais e discutindo os aspectos da qualidade do sinal de EMG-S. O algoritmo para a delimitação de VO é testado por inspeção visual e um exemplo prático ilustra o ciclo completo da aplicação dos algoritmos propostos no capítulo 3. Por fim, o algoritmo de estimativa da velocidade de condução é também testado.

O capítulo 5 detalha estudos relativos: ao impacto do artefato de oscilação da velocidade nas variáveis biomecânicas; à estacionariedade do sinal de EMG-S nas regiões de oscilação da velocidade e de velocidade constante; ao reflexo da fadiga muscular no comportamento dos descritores eletromiográficos tradicionais e na velocidade de condução; à fadiga muscular em função da produção do pico de torque e do trabalho isocinético relacionados à energia do sinal.

O Capítulo 6 sintetiza as principais conclusões e aponta os desafios para futuros trabalhos.

2 TÉCNICAS DE AVALIAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR

A força muscular tem ocupado um papel cada vez mais importante como componente da aptidão física (Rocha Jr, 2008). Atualmente, a ciência reconhece essa valência como fundamental para a saúde, qualidade de vida e capacidade funcional dos indivíduos (Kraemer *et al.*, 2002). Este capítulo apresenta os conceitos principais da eletromiografia e da dinamometria isocinética, duas importantes técnicas utilizadas na avaliação da força muscular.

2.1 ELETROMIOGRAFIA

A produção de força muscular é regulada por dois mecanismos principais: o recrutamento de unidades motoras adicionais e o aumento da taxa de disparo das unidades motoras já ativas (Merletti e Parker, 2004). Estes dois mecanismos estão presentes em diferentes proporções em diferentes músculos.

Uma unidade motora é formada por um neurônio motor e pelas fibras musculares por ele inervadas (Figura 2.1). A fibra muscular constitui a unidade estrutural da contração e pode ser classificada em três tipos, com base nas propriedades fisiológicas: de contração rápida e fatigável (chamadas fibras tipo IIb), de contração rápida e resistente à fadiga (tipo IIa) e de contração lenta (tipo I), sendo as últimas as mais resistentes à fadiga (Burke, 1981). Todas as fibras musculares de uma unidade motora são acionadas simultaneamente.

A contração muscular ocorre por meio de potenciais de ativação (ou de ação) que têm origem nas trocas iônicas ocorridas nas membranas das células musculares, o sarcolema. A concentração iônica destas células é tal que provoca uma diferença de potencial entre o interior e o exterior da célula de aproximadamente -90 mV em repouso (Kamen e Caldwell, 1996). Esse potencial se propaga ao longo das fibras musculares com uma velocidade de condução (*conduction velocity* – CV) que varia de 2 a 7 m/s em seres humanos saudáveis (Li e Sakamoto, 1996; Masuda *et al.*, 2001). A CV é um parâmetro fisiológico básico que está relacionado ao tipo e ao diâmetro da fibra muscular, à concentração de íons ao pH da fibra, assim como à taxa de disparo de uma unidade motora

(Farina *et al.*, 2000). Diversos estudos utilizam a CV para a investigação da fadiga muscular.

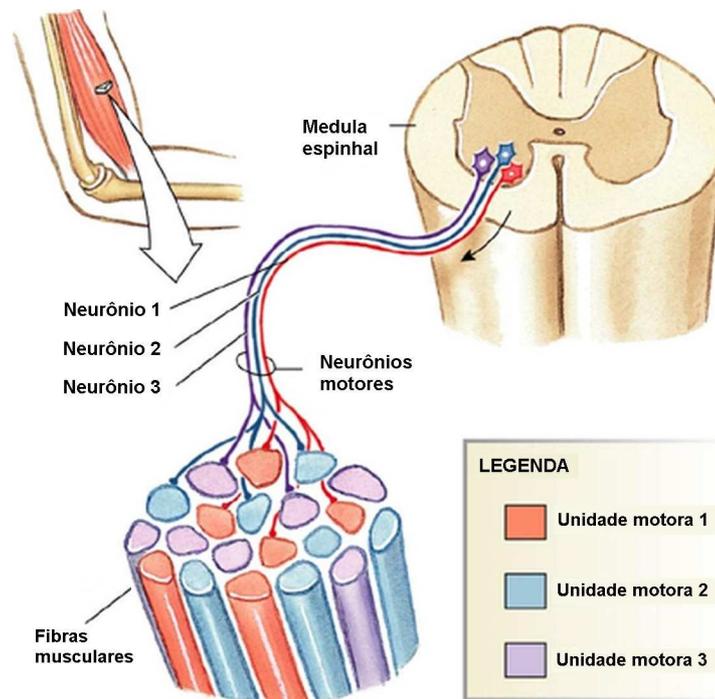


Figura 2.1: Unidades motoras formadas, cada uma, por um neurônio motor e pelas fibras musculares por ele inervadas (modificado – Pearson Education, Inc.).

Uma condição necessária à determinação da CV é a detecção do potencial de ação em diversos pontos de seu trajeto (Merletti e Parker, 2004; Farina e Merletti, 2004). Isso requer que os eletrodos de captação estejam alinhados com as fibras musculares durante a obtenção dos sinais (Martin e MacIsaac, 2005). Também necessária é a similaridade da forma dos sinais obtidos nas diferentes áreas de contato (Farina e Merletti, 2004), o que indica baixa distorção dos potenciais de ação ao longo do seu percurso e uma aquisição realizada em condições satisfatórias. A eletromiografia realizada por arranjos lineares de eletrodos permite estimar a CV de forma confiável e reproduzível (Merletti *et al.*, 2003). A qualidade do sinal é normalmente determinada pelo coeficiente de correlação cruzada entre sinais adjacentes (Rangayyan, 2002). Para estimar CV, duas quantidades devem ser mensuradas: a distância entre os eletrodos e o atraso entre dois sinais adjacentes. Um método robusto utilizado para a estimativa da CV com arranjos lineares e em contrações dinâmicas é descrito por Farina *et al.* (2004).

Comportamentos específicos do sinal eletromiográfico podem ser avaliados, também, por suas características de amplitude (no domínio do tempo) e de frequência. Os estimadores de amplitude mais comuns são o valor retificado médio (*average rectified value* – ARV) e a raiz média quadrática (*root mean square* – RMS), os quais são geralmente computados, sem qualquer pré-processamento dos dados, pelas equações 2.1 e 2.2 (Farina e Merletti, 2000).

$$ARV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (2.1)$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (2.2)$$

onde x_i são as amostras do sinal e N o número de amostras do segmento considerado. As variáveis de amplitude são, na verdade, uma retificação do sinal eletromiográfico original: ARV é o caso linear e RMS é o caso quadrático. Elas apresentam uma relação monotônica, algumas vezes linear, com a força desenvolvida no músculo (Merletti e Parker, 2004). Também a energia do sinal amostrado (Smith, 1998), definida pela equação 2.3, pode fornecer informação útil sobre o comportamento do sinal de EMG-S.

$$E = \sum |x[n]|^2 \quad (2.3)$$

Os estimadores espectrais normalmente utilizados são: a frequência média (*mean frequency* – MNF), ou centróide, do espectro de potência, definida como o seu momento de primeira ordem; a frequência mediana (*median frequency* – MDF) definida como a frequência que divide o espectro de potência em duas partes de igual potência. Esses estimadores são definidos nas equações 2.4 e 2.5 (Farina e Merletti, 2000).

$$f_{mean} = \frac{\sum_{i=1}^M f_i P_i}{\sum_{i=1}^M P_i} \quad (2.4)$$

$$\sum_{i=1}^{f_{med}} P_i = \sum_{i=f_{med}}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i \quad (2.5)$$

onde P_i é a i -ésima linha do espectro de potência e M é o maior harmônico considerado. A análise espectral do sinal de EMG-S tem sido aplicada no estudo da fadiga muscular, tanto em contrações voluntárias quanto nas eletricamente estimuladas (Merletti *et al.*, 1990). Farina *et al.* (2002) sugeriram que a MNF e a MDF refletiriam o recrutamento de novas unidades motoras, progressivamente maiores e mais rápidas, o que aconteceria até o final do processo de recrutamento. Então essas variáveis atingiriam um valor constante ou decairiam. Contudo, a relação entre força e as características espectrais podem ser confundidas por fatores anatômicos (Farina *et al.*, 2002).

Durante contrações dinâmicas, várias características, principalmente relacionadas à geometria e a fatores anatômicos, podem influenciar a geração do sinal de EMG-S: o grau de não-estacionaridade do sinal; o deslocamento relativo dos eletrodos com respeito à origem dos potenciais de ação; as mudanças nas propriedades de condutividade dos tecidos que separam as fibras musculares dos eletrodos (Farina, 2006).

Uma revisão completa da metodologia, das aplicações e dos cuidados inerentes à eletromiografia pode ser encontrada no trabalho de Merletti e Parker (2004).

2.2 DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA

A dinamometria isocinética tem sido usada por mais de 30 anos no teste e no aprimoramento do desempenho físico. O dinamômetro isocinético (DI) é um dispositivo que controla a velocidade do exercício. Quanto mais força é exercida sobre a alavanca do dinamômetro, mais energia do membro em movimento é absorvida pelo mecanismo de controle e retornada como resistência adicional ao movimento (Brown *et al.*, 1995a; 1995b). Dessa forma, o movimento ocorre a uma velocidade constante pré-determinada durante a faixa de movimento denominada região de carga (*load range* – LR) (Brown, 2000), onde o dinamômetro impõe uma carga externa em oposição ao movimento. Na verdade, a velocidade é constante apenas na parte da LR onde a carga imposta se iguala à

força muscular exercida. Há uma faixa de LR onde a velocidade oscila, quando o dinamômetro ainda está se ajustando à força aplicada.

Dinamômetros isocinéticos são usados para propósitos como (Keating e Matyas, 1996):

1. Coletar valores normativos para músculos de várias categorias de indivíduos.
2. Classificar o desempenho muscular como normal ou não, pela comparação com dados normativos ou com o desempenho de um grupo específico de indivíduos.
3. Traçar curvas de torque que podem indicar a presença de uma patologia ou outras características específicas.
4. Avaliar a eficácia de métodos de tratamento (reabilitação) e/ou treinamento.
5. Investigar fatores correlatos às medidas de dinamometria (torque, potência, velocidade e posição angular) como, por exemplo, os descritores de EMG-S.

Um sistema atual de dinamometria isocinética, disponível na Faculdade de Educação Física da UnB, é mostrado na Figura 2.2. Seus recursos possibilitam o teste e a reabilitação das articulações do joelho, tornozelo, ombro, cotovelo, antebraço e pulso nos modos de operação isocinético, passivo, isométrico, isotônico e excêntrico reativo.



Figura 2.2: Sistema de dinamometria isocinética Biodex System 3 Pro (modificado – Biodex, 1998).

A objetividade e reprodutibilidade do teste isocinético o torna uma ferramenta valiosa para a documentação do desempenho muscular e para a avaliação da efetividade de programas de exercícios físicos. Com o método isocinético, a máxima força muscular aplicada sobre uma faixa de movimento pode ser mensurada, em condições dinâmicas, quando a velocidade pré-configurada é alcançada (Baltzopoulos e Brodie, 1989).

Em um grande número de aplicações, a dinamometria isocinética possibilita a geração de dados normativos (ver Quadro 2.1), de determinadas populações, para uso clínico e treinamento desportivo (Goslin e Charteris, 1979; Timm, 1998; Ellenbecker e Roetert, 2003; Holm *et al.*, 2008). Alguns dos parâmetros mais comuns são (Brown, 2000):

- Pico de torque (*peak torque* – PT): é o parâmetro mais utilizado na literatura e representa o mais alto ponto na curva de torque. Ocorre entre a segunda e a sexta repetição de uma série e depende da posição angular (Osternig, 1975).
- Pico de torque pelo peso corporal (*peak torque to body weight* – PTBW): é a normalização do pico de torque, em relação ao peso corporal, utilizado na comparação entre indivíduos.
- Velocidade angular: velocidade de deslocamento do conjunto membro-alavanca, geralmente medida em graus por segundo (°/s).
- Posição angular: é uma estimativa da função muscular que provê informação sobre propriedades mecânicas da contração. Representa o ângulo da articulação e pode ser usada para avaliar o ponto em que ocorre o pico de torque.
- Faixa do movimento (*range of motion* – ROM): corresponde ao intervalo entre a posição angular de máxima flexão e a de máxima extensão.
- Trabalho total (*total work* – TW): é a quantidade total de trabalho produzido na série isocinética, onde trabalho é o produto do torque pela distância.
- Potência (*power* – PW): é o trabalho dividido pelo tempo necessário para realizá-lo.

Quadro 2.1: Dados normativos gerados pela Biodex Medical Systems, Inc.

ISOKINETIC TESTING AND DATA INTERPRETATION		normative database													
CURRENT RECORDED NORMATIVE GOALS (ENGLISH UNITS)															
JOINT MOVEMENT AND POSITION	SPEED DEGREES/SECONDS	PEAK TORQUE/BW RANGE				FLEX/EXT RATIO		EXT ROT/INT ROT RATIO		ABD/ADD RATIO		DORSI/PLANTAR RATIO		EVER/INVER RATIO	
		MALE	FEMALE	MALE	FEMALE	MALE	FEMALE	MALE	FEMALE	MALE	FEMALE	MALE	FEMALE		
Lumbar Flexion Semi Standing	60	114	121	*	*										
	90	*	*	*	*										
	120	*	*	*	*										
Lumbar Extension Semi Standing	60	150	162	*	*	49	49								
	90	133	139	*	*	59	59								
	120	145	150	*	*	51	51								
Shoulder External Rot. Mod. Neutral	60	13	17	10	13										
	180	11	15	8	12										
Ankle Dorsiflexion Seated	30	13	17	16	21						26	39			
	60	11	15	15	20						31	43			
	120	9	12	11	14						39	54			
⋮															
Wrist Extension Seated	60	2	4	2	4	57	57								
	120	2	4	2	4	97	97								

* THE BIODEX NORMATIVE DATABASE IS A COMPILATION OF PUBLISHED INFORMATION TO BE USED AS UNILATERAL GOALS. PEAK TORQUE TO BODY WEIGHT IS EXPRESSED IN A RANGE WHICH ENABLES THESE GOALS TO BE RECOMMENDED FOR VARIOUS GROUPS (PREPUBESCENT PATIENTS DO NOT APPLY)

© BIODEX MEDICAL SYSTEMS, INC.

Alguns desses parâmetros apresentam correlação entre si e/ou com fatores externos. Durante testes realizados no plano vertical como, por exemplo, o de extensão-flexão do joelho, as forças que agem sobre o sistema membro-alavanca são a força muscular (F_m) e a força gravitacional (F_g), ilustradas na Figura 2.3.

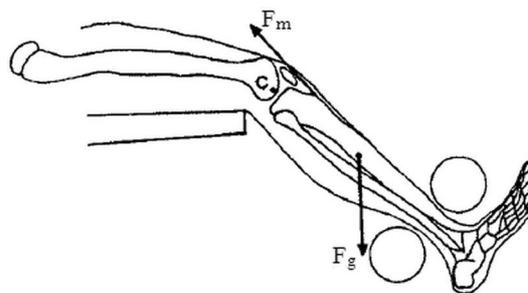


Figura 2.3: Ação da força muscular (F_m) e gravitacional (F_g) durante o teste isocinético de extensão do joelho (modificado - Baltzopoulos e Brodie, 1989).

Logo, o registro do torque pelo dinamômetro deve levar em consideração o efeito de F_g . Nelson e Duncan (1983) apresentaram um método computacional para a correção do efeito gravitacional durante a extensão-flexão do joelho. O método mede, inicialmente, o torque gerado pelo peso do conjunto membro-alavanca em uma posição angular específica dentro da ROM, quando o sujeito é orientado a deixar a perna completamente relaxada. O torque é, então, calculado automaticamente para cada posição angular dentro da ROM. Esse fator

de correção é adicionado ao torque produzido pelo grupo muscular que se opõe à gravidade (quadríceps, no exemplo da flexão-extensão do joelho) ou subtraído para o grupo facilitado pela gravidade (isquiotibiais). Sistemas atuais, como o da Figura 2.2, dispõem de recursos para efetuar essa correção.

Na relação torque-velocidade, primeiramente investigada por Thorstensson et al . (1976), pode ser observado que o pico de torque ocorre mais tarde, dentro da ROM, na medida em que a velocidade cresce. Já a magnitude do pico apresenta tendência decrescente com o crescimento da velocidade angular. Esse declínio do pico foi atribuído aos diferentes padrões de ativação neurológica das unidades motoras nas diferentes velocidades (Barnes, 1980). Ainda, os efeitos inerciais do movimento isocinético podem interferir na avaliação da velocidade e do torque, o que será discutido no próximo capítulo.

2.2.1 Prática de reabilitação

As características únicas da dinamometria isocinética – que consistem na resistência variável igual à força muscular aplicada em condições dinâmicas e na velocidade constante pré-determinada – provêm segurança na reabilitação de pacientes, com lesões musculares e de ligamentos, e na estimativa do desempenho muscular em diferentes velocidades (Baltzopoulos e Brodie, 1989).

O propósito de programas de reabilitação, após lesões ou procedimentos cirúrgicos, é restaurar a função muscular normal do membro afetado. Nas práticas de reabilitação, como fisioterapia e esportes, o corpo humano é frequentemente visto como um conjunto de segmentos interconectados, representando, por exemplo, um braço, ombro ou espinha dorsal. A teoria por trás disso é a de que o movimento de uma parte afeta as outras, como uma reação em cadeia (Kisner e Colby, 2002): quando uma pessoa caminha e dá um passo a frente com a perna direita, o tronco move-se para frente sobre essa perna, deslocando, com ele, a pélvis do lado direito e provocando uma rotação, para trás, da pélvis do lado esquerdo. Esse é um exemplo da “cadeia cinética” em ação. A cadeia cinética pode ser aberta (o membro em movimento está livre) ou fechada (o membro em movimento está fixo em uma superfície rígida). Vários estudos têm avaliado e comparado a efetividade das

duas cadeias cinéticas por meio do uso da dinamometria isocinética, em particular nos casos de recuperações referentes às lesões do ligamento cruzado (Brown, 2000).

Uma revisão completa da metodologia e das aplicações do exercício isocinético pode ser encontrada no trabalho de Brown (2000).

2.2.2 Fases do exercício isocinético

O exercício em um dispositivo isocinético é descrito por três fases distintas do movimento (ver Figura 2.4a), segundo a literatura especializada atual: aceleração, região de carga (geralmente dita de velocidade constante) e desaceleração. Inerentes a essas fases existem ocorrências únicas que podem confundir a interpretação dos dados resultantes de um teste isocinético. Métodos padrões de redução de dados – como, por exemplo, a técnica de janelamento (*windowing*) (Wilk *et al.*, 1992) e o método de redução das extremidades (Tis e Perrin, 1993) – consistem em remover as fases de aceleração e desaceleração de forma a garantir que a análise de dados se dê sob as condições de velocidade constante. Contudo, nenhuma das técnicas quantifica adequadamente o artefato de oscilação da velocidade (*velocity overshoot* – VO) que é resultante da resistência imposta pelo dinamômetro ao membro em movimento.

Um membro (como perna ou braço) em exercício isocinético deve acelerar livremente até uma velocidade pré-determinada e, então, desacelerar no final da ROM (Sapega *et al.*, 1982). Essas duas fases são executadas sem o benefício da imposição de uma resistência externa e, conseqüentemente, não deveriam ser consideradas na interpretação de resultados (Brown, 2000). Mas a ausência de resistência nas fases de aceleração (ACC – *acceleration phase*) e desaceleração (DEC – *deceleration phase*) não é a única razão para as interpretações equivocadas dos dados: o artefato de oscilação da velocidade (VO) e o artefato de impacto são, também, causas de equívocos de interpretação (Brown, 2000). A Figura 2.4b ilustra ambos os artefatos.

A oscilação da velocidade é um artefato de movimento que ocorre quando o membro em aceleração ultrapassa a velocidade desejada e o dinamômetro tenta corrigi-lo, imprimindo-lhe maior resistência. Isso pode gerar dois efeitos: (a) um pico acentuado de torque como

consequência do mecanismo de correção (Wilk *et al.*, 1992; Brown, 2000) e (b) um curto período de tempo onde a velocidade angular oscila (Figura 2.4a) até a sua estabilização na velocidade pré-determinada (Sapega *et al.*, 1982; Chen *et al.*, 1994).

O artefato de impacto tem um efeito similar ao do VO e é observado durante a desaceleração, quando o dinamômetro começa a parar a alavanca de movimento próxima ao ponto de retorno: ao tentar evitar o impacto mecânico, um pico acentuado de torque ocorre (Brown, 2000).

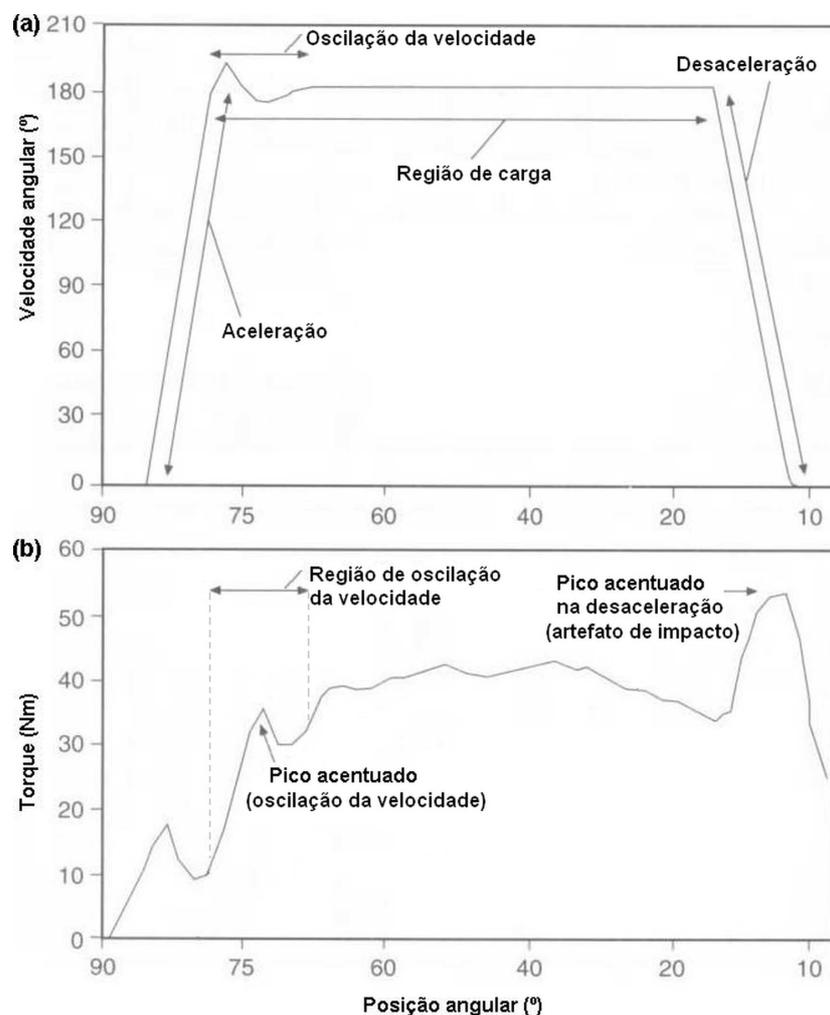


Figura 2.4: Fases do exercício isocinético e artefatos: (a) velocidade angular; (b) torque (modificado – Brown, 2000).

Tanto VO quanto o artefato de impacto produzem comportamentos indesejáveis e são geralmente removidos, juntamente com as fases ACC e DEC, antes da análise de um teste isocinético.

Wilk *et al.* (1992) descreveram o uso de uma “janela isocinética” que consiste na remoção de todos os dados que não tenham alcançado ao menos 95% da velocidade pré-determinada. Eles encontraram diferenças significativas entre os dados processados e os não-processados por essa técnica, concluindo que ela contribui para o aumento da confiabilidade do teste isocinético uma vez que é capaz de remover os picos de torque resultantes dos artefatos de movimento e de impacto.

Tis e Perrin (1993) sugeriram um método de redução de dados que consiste em eliminar 10° a partir do início e do final da ROM total. Contudo, Brown (2000) alertou que isso pode eliminar, também, a área de velocidade constante em que o pico de torque real ocorre, invalidando por completo o teste isocinético.

Kurdak *et al.* (2005) propuseram um método que calcula a derivada discreta de primeira ordem (ou *first-difference* em inglês) da velocidade angular e aceita flutuações próximas de zero ($0 \pm 0,2$) como sendo isocinéticas. Eles não encontraram o artefato VO em seus experimentos. Entretanto, pequenas flutuações dentro do segmento VO poderiam ser erroneamente consideradas como isocinéticas com a aplicação pura dessa técnica. A Figura 2.5 ilustra essa situação.

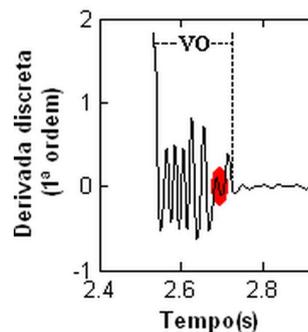


Figura 2.5: Exemplo de flutuações de um segmento VO que não devem ser consideradas como isocinéticas.

Todas as técnicas mencionadas são úteis para diminuir o efeito dos artefatos mencionados. Contudo, nenhuma é capaz de quantificar de forma exata o efeito de VO.

No próximo capítulo serão apresentados: (1) a arquitetura de instrumentação integrada que possibilita o uso combinado da DI e da EMG-S com arranjo de eletrodos; (2) o algoritmo de segmentação utilizado para a quantificação das etapas do exercício isocinético e para o

estudo da influência de VO sobre esse exercício; (3) os algoritmos tradicionais de processamento de sinais. Também serão mostrados alguns resultados parciais com o objetivo de ilustrar os mecanismos propostos.

3 PROPOSIÇÃO DE ARQUITETURA DE INSTRUMENTAÇÃO INTEGRADA E DE ALGORITMOS DE PROCESSAMENTO DE SINAIS PARA A ANÁLISE CONJUNTA DA EMG-S E DA DI

São muitas as possibilidades de protocolos experimentais quando se combina EMG-S e DI. Essa união requer uma arquitetura de instrumentação capaz de comportar as diversidades de cada técnica, bem como necessita de recursos computacionais específicos para dar suporte à integração dos instrumentos e ao processamento de sinais. Nesse sentido foi concebida uma arquitetura de instrumentação integrada e baseada em computador com ênfase nos seguintes princípios:

1. Arquitetura flexível – combinação de protocolo isocinético com protocolo eletromiográfico, de quaisquer naturezas, integrando a instrumentação independentemente de marca/modelo dos equipamentos.
2. Metodologia de sincronização – acionamento assíncrono dos instrumentos de digitalização e posterior sincronização por meio de sinal de pulsos gerado em um sensor de posição, proporcionando fácil operação.
3. Parametrização – programação de protocolos e de parâmetros associados ao experimento, possibilitando a EMG-S com arranjos lineares de eletrodos e a análise individual ou conjunta das fases do exercício isocinético.
4. Padronização – padronização das técnicas de processamento digital de sinais, com estimativa da velocidade de condução, e da estrutura de armazenamento dos sinais eletromiográficos e biomecânicos.
5. Automação – desenvolvimento de ferramentas computacionais, em MATLAB® 6.5, para a integração e análise de sinais de EMG-S, torque, velocidade e posição angular.

Este capítulo apresenta a arquitetura proposta e descreve os algoritmos computacionais programados para a análise conjunta dos sinais de EMG-S e DI, com destaque para o algoritmo que segmenta o artefato de oscilação da velocidade como etapa independente no exercício isocinético. Os algoritmos clássicos de processamento de sinais, relatados na literatura especializada, são descritos como funcionalidades de programas computacionais desenvolvidos para trabalhar com arranjos lineares de eletrodos de até 16 canais.

3.1 ARQUITETURA DE INSTRUMENTAÇÃO INTEGRADA

Uma arquitetura **flexível** pressupõe independência de modelo/fabricante na composição de seus instrumentos. O esquema ilustrado na Figura 3.1 é um exemplo de configuração que atende ao requisito da flexibilidade por considerar apenas as características técnicas dos equipamentos, sem levar em conta a sua origem de fabricação.

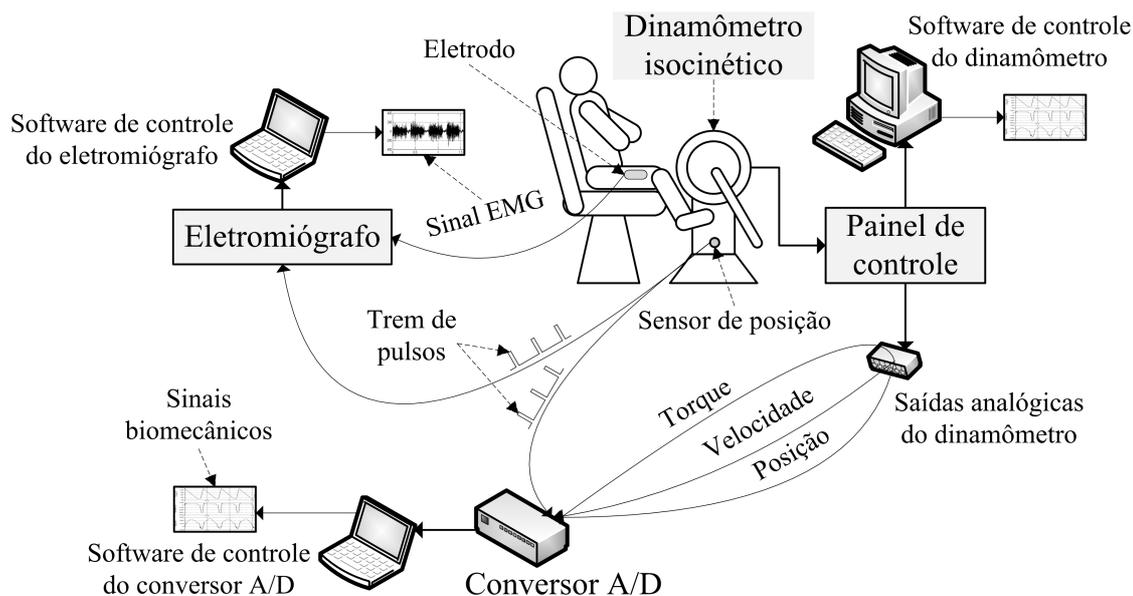


Figura 3.1: Arquitetura de instrumentação integrada.

Um problema inicial a ser considerado é o da resolução temporal dos sinais digitais isocinéticos e de EMG-S. Em geral, os sistemas de digitalização de sinais embutidos nos dinamômetros isocinéticos utilizam taxas de amostragem em torno de 100 amostras/s, visto que, de acordo com o critério de Nyquist (Smith, 1998), são suficientes para a minimização do efeito de superposição de espectros (*anti-aliasing*) e para a recuperação do sinal analógico original referente ao torque, velocidade e posição angular. Contudo, quando se deseja estudar o comportamento desses sinais associando-os aos eletromiográficos, taxas em torno de 1000 amostras/s são necessárias (Merletti e Parker, 2004). Uma alternativa para a digitalização a taxas maiores é a conexão das saídas analógicas (torque, posição e velocidade angular) do dinamômetro isocinético a um conversor A/D (Analógico/Digital) que seja compatível com a amplitude desses sinais e capaz de amostrá-los na frequência desejada. Isso possibilita a aquisição dos sinais de EMG-S e biomecânicos com a mesma taxa de amostragem. Se tal situação não for possível em face da limitação tecnológica da instrumentação, os sinais biomecânicos digitalizados no dinamômetro deverão ser

interpolados para a mesma taxa de amostragem dos sinais de EMG-S, condição necessária à sua análise conjunta. Contudo, a amostragem das saídas analógicas é preferível à interpolação, visto que esta última consiste em uma aproximação. Com relação à quantização dos sinais na interface A/D, é necessário que o comprimento da palavra digital seja o mesmo utilizado no eletromiógrafo, ou seja, que ambos tenham a mesma resolução de quantização. Recomenda-se que a palavra digital seja de pelo menos 12 (doze) bits lineares (Berger *et al.*, 2006). A compatibilidade entre o par **dinamômetro isocinético + conversor A/D** (amplitude dos sinais) e o par **eletromiógrafo + conversor A/D** (tamanho da palavra digital) é o que garante a reprodutibilidade dos experimentos na arquitetura da Figura 3.1. Desde que observadas as compatibilidades, quando da reprodução de um experimento por outro grupo de pesquisadores, os equipamentos não precisam ter a mesma marca e/ou modelo.

Outra questão a ser tratada é a **sincronização** dos sinais adquiridos, uma vez que há dois pontos independentes, na instrumentação, onde a digitalização ocorre com alta taxa de amostragem: 1) no eletromiógrafo e 2) no sistema de conversão A/D conectado às saídas analógicas do dinamômetro. Uma solução viável é a adaptação de um sensor de posição no corpo do dinamômetro para que seja produzido um pulso elétrico a cada passagem da alavanca de movimento. Como resultado, um trem de pulsos elétricos é gerado e enviado simultaneamente ao eletromiógrafo e ao conversor A/D a fim de servir como sinal de referência para a sincronização (por meio de software específico) dos sinais biomecânicos e de EMG-S.

Uma vez efetuada a montagem da instrumentação, o foco se volta à **parametrização** (configuração) dos instrumentos e à sequência de passos para a execução do experimento. No diagrama mostrado na Figura 3.1, o primeiro passo consiste na especificação do protocolo isocinético. A instrumentação permite, de acordo com o fenômeno a ser investigado, que o pesquisador configure, utilizando o software de controle do dinamômetro, a natureza do experimento, o número de séries e repetições, e o intervalo de descanso entre cada série. A partir disso, uma estimativa da duração total do teste isocinético, monitorado pelo dinamômetro, é calculada (duração total = tempo de cada repetição * número de repetições * número de séries + intervalo de descanso * (número de séries - 1)), acrescida de uma margem de aproximadamente 10% de folga e usada para configurar o tempo de aquisição dos sinais de EMG-S (no software de controle do

eletromiógrafo) e dos sinais biomecânicos (no software de controle da interface de conversão A/D). A adição da margem de folga é necessária para permitir o acionamento assíncrono dos equipamentos, além de tornar possível a operação de todo o instrumental por um único indivíduo. O valor de 10% foi determinado de forma empírica e se mostrou adequado a esse propósito. Após o posicionamento do sujeito na cadeira e a fixação do eletrodo no músculo a ser avaliado, ainda no estado de repouso, o acionamento dos equipamentos e respectivos softwares deve acontecer na seguinte ordem: 1) eletromiógrafo; 2) interface de conversão A/D; 3) dinamômetro isocinético. O experimento é então guiado pelo software de controle do dinamômetro isocinético (último a iniciar e primeiro a terminar) e se encerra quando os tempos programados tiverem se encerrado em todos os instrumentos. Tanto o eletromiógrafo quanto o conversor A/D poderiam iniciar a sequência de acionamento. Aqui o eletromiógrafo foi sugerido em primeiro para manter coerência com as interfaces computacionais desenvolvidas. Depois da aquisição, os sinais são tratados de forma **padronizada** (recortados por série, sincronizados e processados para análise), utilizando-se as ferramentas computacionais para a **automação**.

3.2 ALGORITMO PROPOSTO PARA A DELIMITAÇÃO DO ARTEFATO DE OSCILAÇÃO DA VELOCIDADE E DAS DEMAIS ETAPAS DO EXERCÍCIO ISOCINÉTICO

Na literatura especializada, o segmento VO é entendido, em geral, como parte da fase de aceleração ou parte da região de velocidade constante. Na verdade isso parece ser um equívoco visto que VO, por ser resultante da imposição de uma carga externa, não deveria ser tratado como um segmento ACC. Por outro lado, ele também não pode ser considerado um segmento de velocidade constante uma vez que a sua velocidade oscila. Por definição, “isocinético” significa “velocidade constante” e representa uma coincidência entre a velocidade mecanicamente imposta pelo dinamômetro e o movimento do membro sob teste. Assim, uma “análise isocinética pura” não deve conter VO em sua extensão.

Com o intuito de identificar adequadamente as etapas do exercício isocinético e de quantificar o efeito do VO sobre os descritores eletromiográficos e biomecânicos, uma das propostas deste trabalho é a elaboração de um algoritmo de segmentação capaz de delimitar com exatidão cada uma dessas etapas (Schwartz *et al.*, 2010a).

O algoritmo consiste em dividir a região de carga (LR) do exercício isocinético (ver Figura 2.4a), na qual o dinamômetro oferece resistência ao movimento, em dois segmentos: (1) VO e (2) LR com velocidade constante (ou ILR – *isokinetic load range*). Seu funcionamento pode ser descrito em cinco passos (Figura 3.2), descritos a seguir, os quais ilustram apenas a direção de extensão do exercício para facilitar o entendimento:

1. Inicialmente, zero é atribuído a todos os valores menores que o valor médio do sinal da velocidade angular. Assim, o sinal original fica deslocado para a trajetória da linha tracejada ilustrada na Figura 3.2a.
2. A técnica da derivada discreta de primeira ordem, que corresponde a um filtro passa-alta (Smith, 1998), é aplicada ao sinal deslocado (linha tracejada do passo anterior), evidenciando os pontos em que a trajetória varia bruscamente de zero ao valor médio (pontos circulados). Destacam-se, também, as regiões com maior oscilação de velocidade, o que pode ser observado no trecho em negrito da Figura 3.2b.
3. O segmento formado pelo trecho em negrito situado entre os dois pontos circulados é, então, delimitado para tratamento (a Figura 3.2c mostra uma imagem ampliada do segmento). Os seus valores absolutos são determinados e o valor médio desses valores absolutos é calculado. A Figura 3.2d mostra esse segmento com seus valores absolutos, destacando a linha reta que representa o valor médio dos valores absolutos.
4. O algoritmo, então, parte do centro do segmento da Figura 3.2d em direção às suas extremidades e identifica, à esquerda e à direita, o primeiro ponto maior que a média dos valores absolutos (ou seja, que estão acima da linha reta), marcando-os como os delimitadores do segmento ILR, o que está representado pelos asteriscos ilustrados na Figura 3.2d.
5. Em seguida, a primeira aproximação para o segmento VO é estimada como a região entre o ponto da Figura 3.2b circulado à esquerda e o primeiro asterisco, à esquerda, mostrado na Figura 3.2d. Finalmente, com o intuito de se adequar o algoritmo ao critério da técnica do janelamento (Wilk *et al.*, 1992), o ponto inicial de VO é ajustado para o primeiro ponto maior ou igual a 95% do valor da velocidade angular pré-determinada. O resultado final é mostrado na porção destacada em perspectiva na Figura 3.2e.

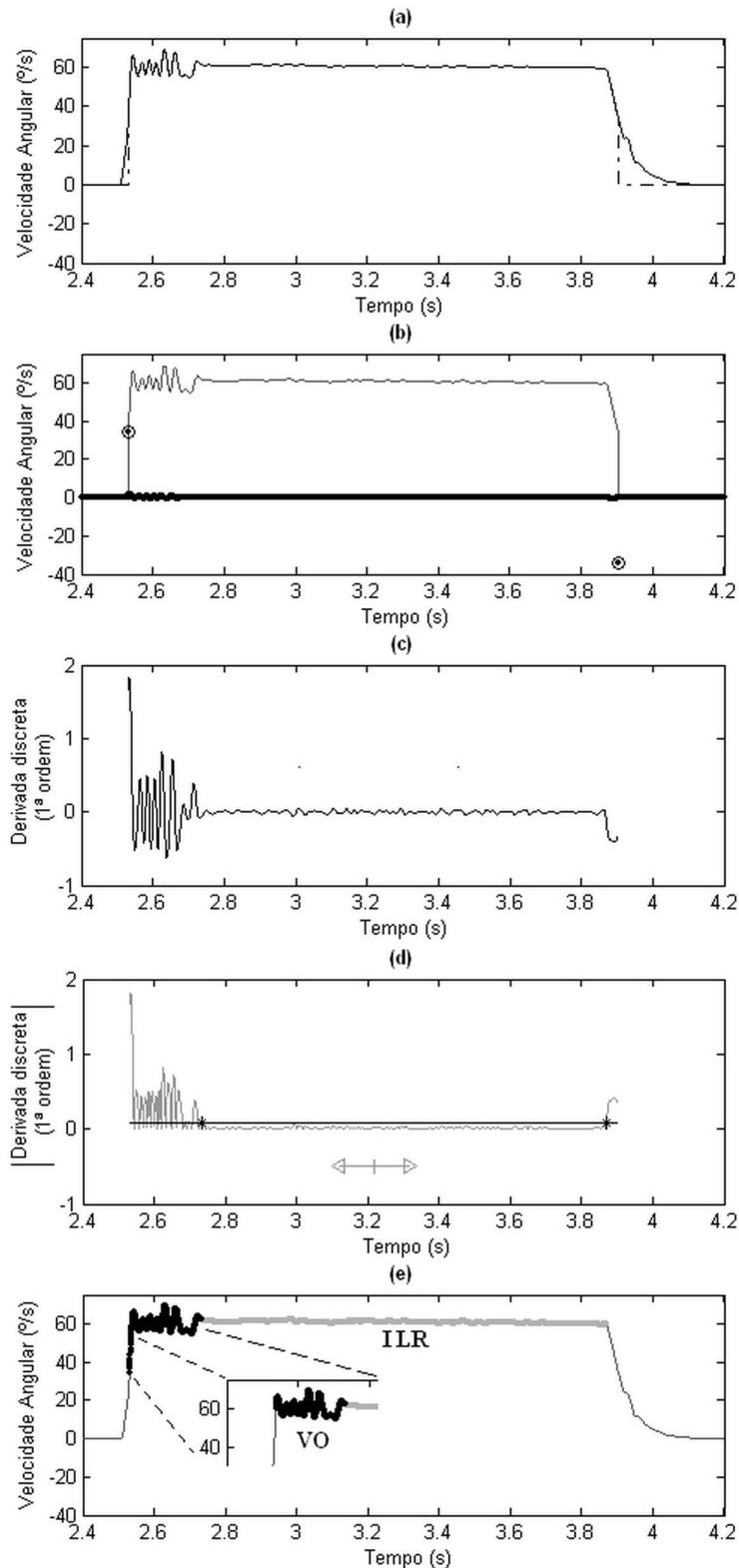


Figura 3.2: Algoritmo para a delimitação de VO: (a) extensão do joelho a 60°/s (linha sólida) e pontos menores que o valor médio (linha tracejada); (b) derivada discreta de 1ª ordem (pontos circulados e linha em negrito); (c) ampliação da linha negritada entre os pontos circulados; (d) valores absolutos da linha negritada entre os pontos circulados, linha reta representando o seu valor médio e asteriscos delimitando o segmento ILR; (e) aproximação inicial e final de VO. (modificado – Schwartz *et al.*, 2010a).

3.3 INTERFACE VISUAL PARA A SEGMENTAÇÃO DAS SÉRIES ISOCINÉTICAS

Toda grandeza mensurada ou estimada (EMG-S, torque, velocidade e posição angular) durante um experimento com a configuração da Figura 3.1 fica registrada em um longo sinal digital que inclui todas as séries do experimento isocinético (uma série é um conjunto de repetições associadas a um protocolo isocinético específico), bem como os intervalos de descanso entre elas. Isso é desejável para facilitar o manuseio da instrumentação, contudo, as análises de dados devem ser feitas série a série. Essa interface visual (ver APÊNDICE A) foi concebida para efetuar o recorte das séries, a partir do sinal longo, e armazená-las em arquivos separados (ver Quadro 3.1), permitindo processamentos independentes. O procedimento é feito visualmente por meio da marcação do início e do fim dos trechos a serem segmentados. Nessa demarcação não é necessário definir os segmentos com exatidão, apenas informar trechos que contenham toda a informação de uma série.

A Figura 3.3 apresenta um exemplo dessa segmentação, ilustrando um canal do sinal de EMG-S, o sinal da posição angular proveniente da saída analógica e três trechos demarcados contendo, cada um, uma série com dez repetições. Neste exemplo, os sinais de EMG-S e biomecânicos ainda não estão sincronizados (ver linhas pontilhadas na Figura 3.3), e o sinal de EMG-S apresenta-se ligeiramente adiantado em razão da sequência de acionamento dos instrumentos. No caso de protocolos experimentais com uma única série, esse procedimento de segmentação é desnecessário.

Quadro 3.1: Arquivos gerados em cada etapa de um experimento isocinético-eletromiográfico com três séries de extensão-flexão (60°/s-300°/s) executadas pelo sujeito “S01”, com intervalo de um minuto entre as séries.

Aquisição de sinais (origem)	Segmentador		Pré-processador	
	Entrada	Saída	Entrada	Saída (banco de sinais da série)
EMG-S.bin (eletromiógrafo)	EMG-S.bin	EMG-S_S1.bin EMG-S_S2.bin EMG-S_S3.bin	(Série 1) EMG-S_S1.bin BIOMECC_AD_S1.txt BIOMECC_DIN_S1.txt	S01_1min_60x300_S1_INFO.mat S01_1min_60x300_S1_EMG-S.mat S01_1min_60x300_S1_DIN.mat S01_1min_60x300_S1_DINi.mat S01_1min_60x300_S1_AD.mat
BIOMECC_AD.txt (conversor A/D)	BIOMECC_AD.txt	BIOMECC_AD_S1.txt BIOMECC_AD_S2.txt BIOMECC_AD_S3.txt	(Série 2) EMG-S_S2.bin BIOMECC_AD_S2.txt BIOMECC_DIN_S2.txt	S01_1min_60x300_S2_INFO.mat S01_1min_60x300_S2_EMG-S.mat S01_1min_60x300_S2_DIN.mat S01_1min_60x300_S2_DINi.mat S01_1min_60x300_S2_AD.mat
BIOMECC_DIN_S1.txt BIOMECC_DIN_S2.txt BIOMECC_DIN_S3.txt (dinamômetro isocinético)			(Série 3) EMG-S_S3.bin BIOMECC_AD_S3.txt BIOMECC_DIN_S3.txt	S01_1min_60x300_S3_INFO.mat S01_1min_60x300_S3_EMG-S.mat S01_1min_60x300_S3_DIN.mat S01_1min_60x300_S3_DINi.mat S01_1min_60x300_S3_AD.mat

Nota. Significado das siglas que denominam os arquivos: EMG-S = sinais de eletromiografia de superfície; BIOMECC = sinais biomecânicos; AD = sinais provenientes do conversor analógico digital; DIN = sinais provenientes do dinamômetro isocinético; DINi = sinais DIN com resolução aumentada por interpolação; S# = série número #; INFO = arquivo com as informações do experimento realizado.

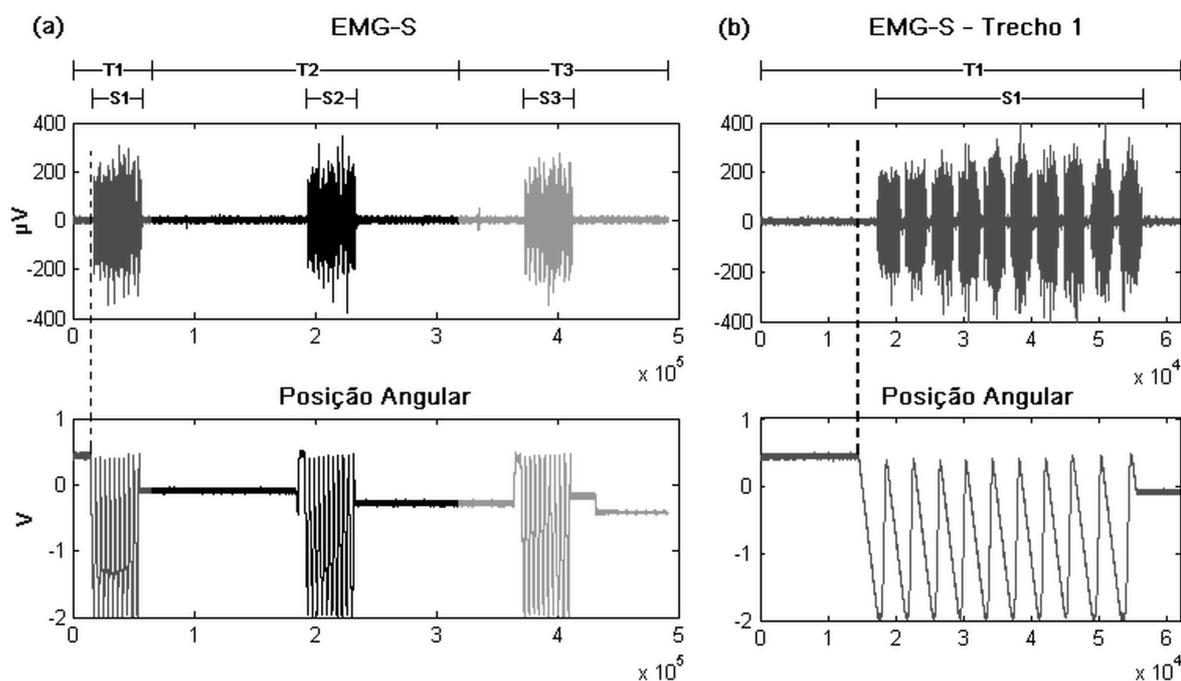


Figura 3.3: Segmentação das séries isocinéticas: (a) sinais longos de EMG-S e de posição angular, demarcados nos trechos T1, T2 e T3 que contêm, respectivamente, as séries S1, S2 e S3; (b) ampliação do trecho T1, ilustrando as 10 (dez) repetições da série S1 e o atraso do sinal de posição angular.

3.4 CONSTRUÇÃO DOS BANCOS DE SINAIS

A construção dos bancos de sinais passa pela sincronização, ajuste das escalas e determinação da faixa útil dos sinais para análise (Schwartz *et al.*, 2008a). Inicialmente, os sinais biomecânicos adquiridos a partir das saídas analógicas do dinamômetro são filtrados para a minimização do ruído branco e obtenção do sinal de tendência, com base no estudo de Pifer *et al.*, (2008). Eles realizaram um comparativo entre algumas *wavelets* existentes e procuraram, dentre as diversas combinações possíveis entre o tipo e a ordem da *wavelet* e o nível de *threshold*, aquelas que melhor recuperassem os sinais originais. O melhor resultado foi conseguido com banco de filtros *wavelet* Daubechie 3, com 5 níveis de resolução e sem uso do *threshold*. Na análise *wavelets*, um sinal pode ser visto sob a ótica da sua aproximação (componentes de baixa frequência) e do seu detalhe (componentes de alta frequência). Para sinais como o torque, a posição e a velocidade angular, o conteúdo de baixa frequência (tendência) conserva a maior quantidade de informação do sinal original, é a que provê identidade ao sinal. A filtragem aqui sugerida consiste na remoção dos detalhes de alta frequência, conforme ilustra a Figura 3.4.

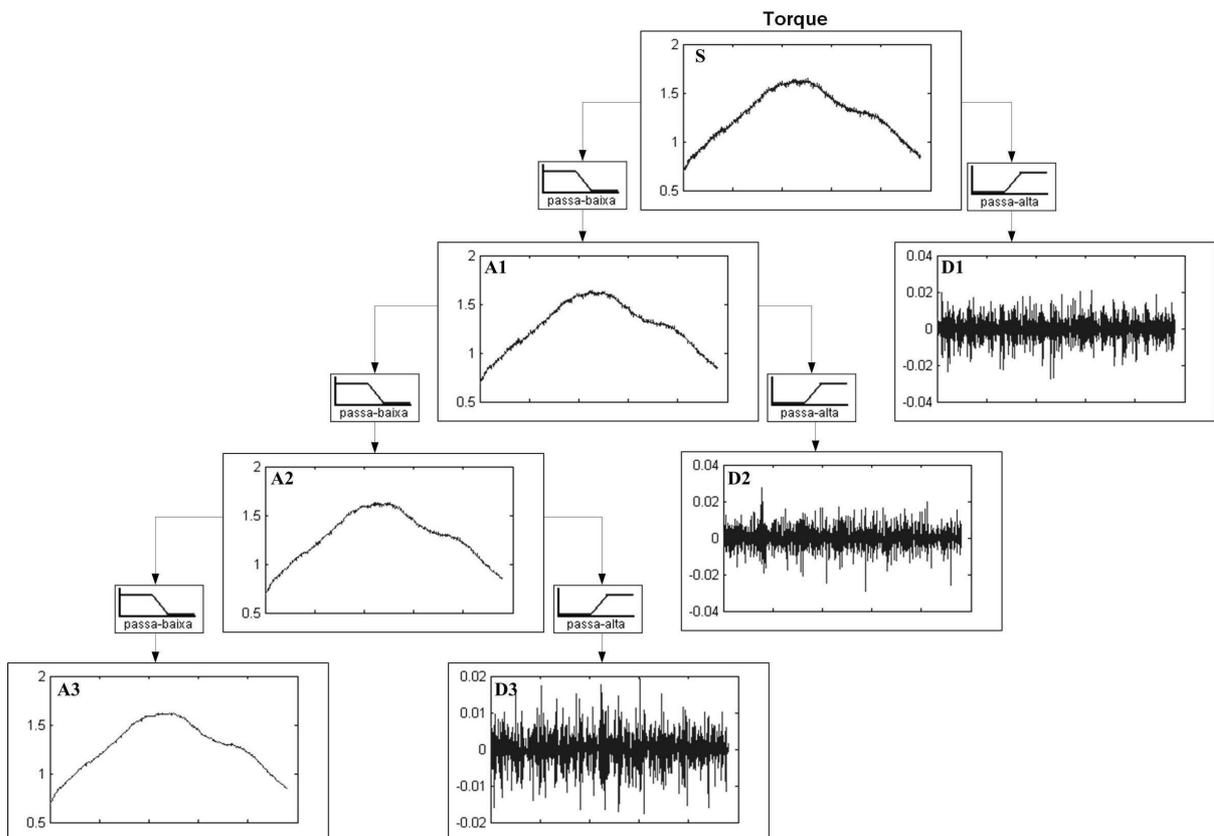


Figura 3.4: Banco de filtros *wavelet* em três níveis: **S** é um trecho do sinal de torque, **An** é a aproximação **n** e **Dn** é o detalhe **n** ($n = 1, 2, 3$).

A sincronização, então, se dá no ponto da máxima correlação-cruzada entre os trens de pulsos enviados ao eletromiógrafo e ao conversor A/D (ver Figura 3.1). Um modelo analítico simples de dois sinais (x_1 e x_2) que possuem a mesma forma e estão atrasados no domínio do tempo discreto, um em relação ao outro, pode ser descrito pelo modelo a seguir:

$$\begin{aligned}x_1 &= s(n) + w_1(n) \\x_2 &= s(n - \theta) + w_2(n)\end{aligned}\tag{3.1}$$

onde θ é o atraso entre os dois sinais e $w_k(n)$ ($k = 1, 2$) é assumido como o ruído branco, gaussiano, independente, com média zero e igual variância σ^2 . A função de correlação-cruzada normalizada de dois sinais como os da equação 3.1 é dada por (Naeije e Zorn, 1983):

$$\rho_{1,2}(\tau) = \frac{\sum_{n=1}^N x_2(n + \tau)x_1(n)}{\sqrt{\sum_{n=1}^N x_1^2(n)\sum_{n=1}^N x_2^2(n)}} = \frac{R_{1,2}(\tau)}{\sigma_1\sigma_2} = \frac{1}{2\sigma_1\sigma_2}[\sigma_1^2 + \sigma_2^2 - e_t(\tau)]\tag{3.2}$$

onde e_t é a função erro quadrático:

$$e_t(\tau) = \sum_{n=1}^N [x_2(n + \tau) - x_1(n)]^2\tag{3.3}$$

O máximo da função de correlação-cruzada coincide com o mínimo da função e_t (Lo Conte e Merletti, 1995; Merletti e Lo Conte, 1995) e ocorre quando o sinal x_2 do modelo da equação 3.1 é adiantado de θ . Então, o deslocamento do tempo onde a função da correlação-cruzada é máxima pode ser usado como um estimador de θ (Parker e Scott, 1973). Assim, o algoritmo de sincronização consiste em encontrar o atraso θ entre os dois trens de pulsos.

A adequação da escala dos sinais biomecânicos é feita de acordo com as especificações técnicas das representações analógicas do torque, posição e velocidade angular. Isso depende da marca e do modelo do dinamômetro usado. Por exemplo, na Figura 3.3, a posição angular (expressa em Volts) foi adquirida a partir das saídas analógicas do Biodex

System 3 Pro, cujo manual do fabricante (Biodex, 1998) relata um fator de escala de 13,64 mV/°. A fim de permitir o uso do módulo Pré-processador com os diversos modelos de dinamômetros comercialmente disponíveis, ele foi desenvolvido para se adaptar às características de cada equipamento a partir dos parâmetros de configuração ilustrados na Figura 3.5 (que corresponde a um arquivo de leitura no padrão “mat” do MATLAB®). Sua estrutura contém as informações referentes ao equipamento, ao tipo do teste isocinético executado, aos fatores de escala de cada grandeza medida e aos pontos da escala onde a tensão de saída analógica é zero Volt. Ao se preparar um banco de sinais, um arquivo nesse formato deve ser selecionado para que os algoritmos se adaptem à configuração desejada. Na prática, não basta extrair os valores expressos nos manuais dos fabricantes. Na verdade, os parâmetros devem ser ajustados de forma a compensar o efeito de *offset* (variação na tensão de entrada de um circuito elétrico requerida para produzir uma tensão de saída igual a zero quando nenhum sinal é aplicado na entrada). Uma maneira de encontrar os parâmetros adequados é aferi-los diretamente por meio da interface A/D, manipulando a alavanca de movimento. Por exemplo, para identificar o ponto de zero Volt do sinal de posição, basta movimentar a alavanca até o momento em que a interface A/D registrar zero Volt no canal de posição. Os demais parâmetros podem ser encontrados de forma análoga.

	1	2
1	'Dinamômetro'	'Biodex System 3 Pro'
2	'Teste isocinético'	'knee-extension-flexion'
3	'Ponto de zero volt (°)- sinal posição'	90
4	'Fator de escala (V/°) - sinal posição'	0.01364
5	'Ponto de zero volt (°/s) - sinal velocidade'	0
6	'Fator de escala (V/(°/s)) - sinal velocidade'	0.01
7	'Ponto de zero volt (Nm) - sinal torque'	0
8	'Fator de escala (V/Nm) - sinal torque'	0.00663

Figura 3.5: Parâmetros para o ajuste de escala dos sinais biomecânicos.

Vários arquivos como o da Figura 3.5 podem ser criados para representar as diversas combinações dinamômetro/teste isocinético. Ao iniciar o programa computacional para a criação dos bancos de sinais, o operador precisa selecionar o arquivo de configuração correspondente à combinação em que os dados foram coletados. O ajuste da escala dos sinais biomecânicos se dá, então, pela equação 3.4.

$$s(n)_{ajustado} = PontoZeroVolt + (s(n)_{interface-serial} / FatorEscala) \quad (3.4)$$

A faixa útil para a análise dos resultados compreende o tempo de execução de uma série do teste isocinético. A identificação dessa faixa para os sinais digitalizados pelo conversor A/D é baseada na mesma faixa definida, pelo software controlador, para os sinais digitalizados no dinamômetro ($a \approx 100$ amostras/s). No primeiro passo, a resolução destes últimos é igualada à dos primeiros pela técnica de interpolação *spline* de ordem cúbica (De Boor, 1978). Depois, os sinais interpolados são sincronizados com os do conversor A/D, utilizando-se o modelo da equação 3.1. Encontrados o ponto inicial e o final da série, os sinais do conversor A/D e os EMG-S são recortados e armazenados em novos arquivos “mat”. Também são gravados nesse formato os sinais interpolados, os do dinamômetro e as informações sobre a série (código do sujeito, peso, altura, equipamento...). O conjunto desses arquivos é definido como o “banco de sinais” da série. O Quadro 3.1 exemplifica os arquivos gerados em cada etapa de um experimento isocinético-eletromiográfico com três séries de extensão-flexão ($60^\circ/\text{s}$ – $300^\circ/\text{s}$) executadas pelo sujeito hipotético “S01”, com intervalo de um minuto entre as séries.

3.5 ANÁLISE DE SINAIS

Uma vez construídos os bancos de sinais, os algoritmos de análise podem ser usados para a investigação do comportamento das variáveis biomecânicas e de EMG-S, mediante a informação de parâmetros como: natureza do exercício (isocinético ou isométrico), origem das variáveis biomecânicas (sinais interpolados ou adquiridos pelo conversor A/D), direção do movimento (extensão ou flexão), etapas do exercício isocinético (aceleração, oscilação, velocidade constante e desaceleração), critério de segmentação do sinal dentro da série (posição angular ou quantidade de energia do sinal de EMG-S) e tamanho da janela deslizante para o cálculo dos descritores de EMG-S.

O banco de sinais de uma série é recuperado a partir da leitura do seu arquivo de informações. Depois de carregados, é feita uma aferição da qualidade dos sinais de EMG-S. Isso é necessário devido à possibilidade de contaminação desses sinais por diferentes fontes de ruído (De Luca, 1997). O critério de qualidade utilizado se baseia na determinação da relação sinal-ruído (discutido no capítulo 4, seção 4.2, subseção 4.2.4) definida na equação 4.3 e reescrita, aqui, na equação 3.5 em função de sinais captados durante a contração muscular e com o músculo em repouso. Um segmento de sinal com o

músculo em repouso pode ser extraído dentre a execução de duas séries (como mostra o sinal de EMG-S da Figura 3.3a) ou ser adquirido em separado.

$$SNR_{contração/repouso} = 20 \log_{10} \frac{RMS_{contração}}{RMS_{repouso}} [dB] \quad (3.5)$$

Os algoritmos de análise foram escritos de forma a descartar os sinais com $SNR_{contração/repouso}$ menor que 20dB. Esse critério é motivado pelas considerações discutidas no capítulo 4.

Uma modalidade de detecção para estimativa da CV com a qual se pode realizar uma filtragem espacial (Merletti e Parker, 2004; Schwartz *et al.*, 2007; Schwartz *et al.*, 2008b) é mostrada na Figura 3.6. Inicialmente, o Analisador precisa encontrar o melhor conjunto de três sinais diferenciais consecutivos (como o trio D1, D2 e D3 da Figura 3.6) a ser usado no cálculo dos descritores de EMG-S, dentre todos os canais do arranjo linear.

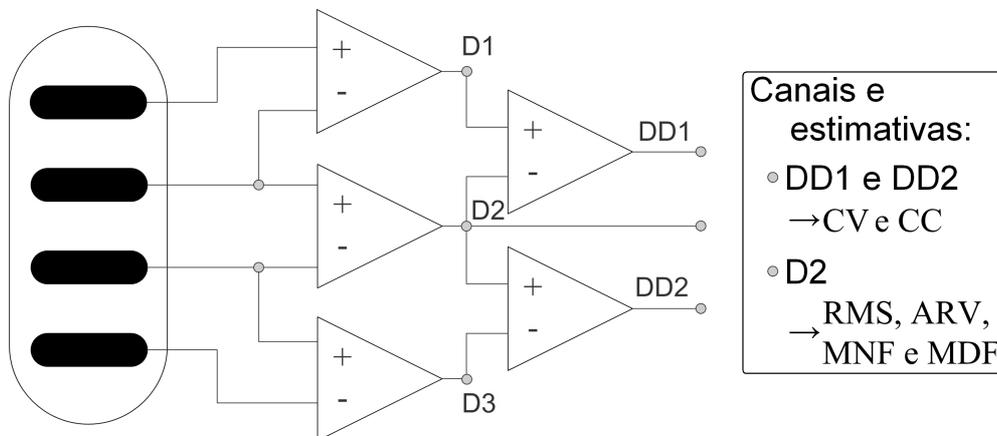


Figura 3.6: Esquema de aquisição de sinais eletromiográficos com canais diferenciais simples (D1, D2 e D3) e com diferenciação dupla (DD1 e DD2).

O critério de escolha do trio consiste em se determinar o maior coeficiente de correlação (CC) entre dois sinais duplamente diferenciados (DD1 e DD2 na Figura 3.6). No caso de empate, será escolhido o conjunto onde D2 apresentar a maior relação $SNR_{contração/repouso}$. Uma vez encontrado o melhor trio, ou triplete (*triplet*), de sinais de EMG-S, os descritores eletromiográficos de amplitude (RMS e ARV) e de frequência (MNF e MDF) são estimados a partir do sinal D2, de acordo com equações clássicas descritas em Farina e Merletti (2000) e apresentadas no capítulo 2. Para a velocidade de condução, o método da

comparação espectral (*spectral matching*) (Farina e Merletti, 2004; Farina *et al.*, 2004) é aplicado aos sinais DD1 e DD2. Os cálculos são efetuados sobre o sinal de EMG-S resultante da combinação dos parâmetros definidos para a análise. A Figura 3.7 mostra um exemplo em que a investigação se dá na direção de extensão entre as posições 100° e 40°. O sinal resultante é mostrado na Figura 3.7c.

As variáveis biomecânicas são estimadas para cada repetição da série, dentro da região delimitada pelas etapas do exercício isocinético selecionadas e pelos critérios escolhidos de segmentação do sinal dentro da série, nessa ordem. São calculados o trabalho total (TW), o pico de torque (PT), o pico de torque pelo peso corporal (PTBW), a potência (PW) e a extensão do movimento (ROM), de acordo com as definições em Brown (2000).

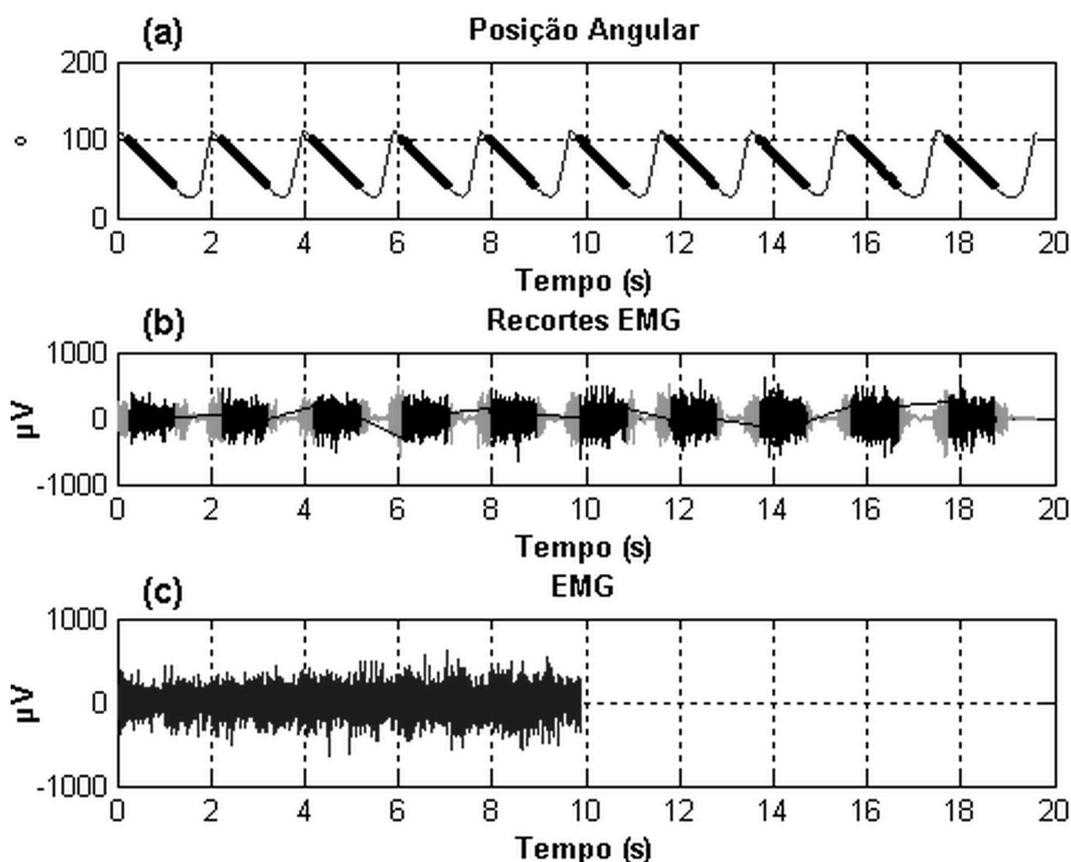


Figura 3.7: Análise da extensão do joelho a 60°/s: (a) trecho de 100° a 40°; (b) trechos do sinal de EMG-S correspondentes à faixa de 100° a 40°; (c) sinal concatenado resultante.

Outra maneira de se delimitar a região de análise é informando a quantidade de energia do sinal de EMG-S dentro de cada repetição da série e a partir do ponto do pico de torque. O pico de torque foi escolhido como referência em razão da relação direta entre a magnitude

do sinal de EMG-S e a força muscular produzida (De Luca, 1997). A Figura 3.8 ilustra os casos de 100% e de 50% da energia, para duas repetições da série, onde a energia E foi definida pela equação 2.3.

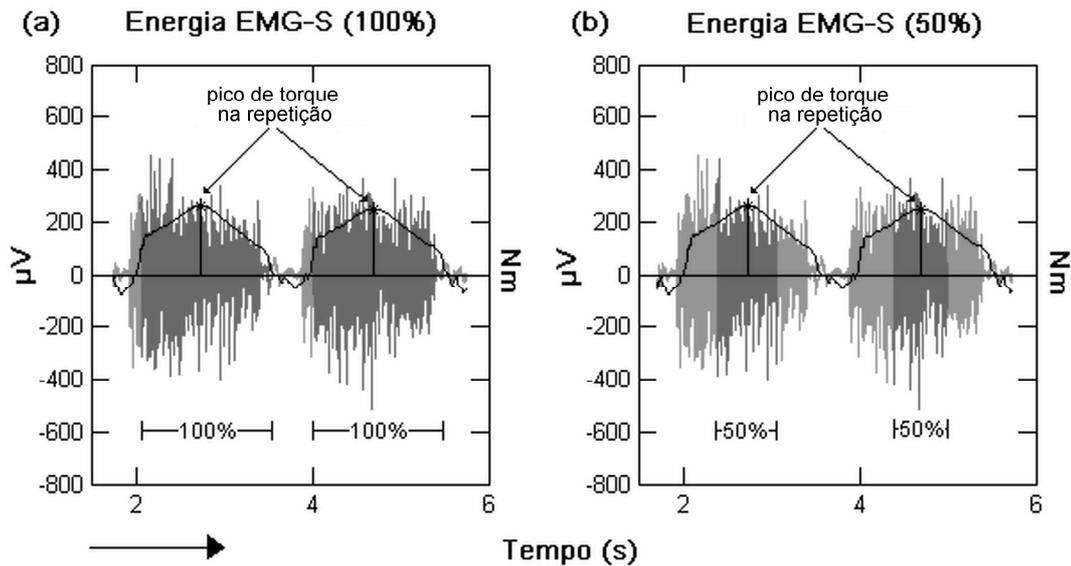


Figura 3.8: Segmento de sinal de EMG-S, em cada repetição, tendo como centro o pico de torque: (a) 100% e (b) 50% da energia da repetição.

Os resultados das análises podem se gravados em arquivos contendo informações sobre as condições e os parâmetros especificados, bem como dos resultados encontrados.

O próximo capítulo descreve o protocolo experimental utilizado, aborda técnicas de qualidade de sinais, ilustra o ciclo completo da aplicação dos recursos computacionais e testa os algoritmos para a delimitação de VO e para a estimativa da velocidade de condução.

4 METODOLOGIA

Este capítulo apresenta os procedimentos metodológicos aplicados aos experimentos de laboratório. Inicialmente é descrito o protocolo experimental utilizado na construção dos bancos de sinais. Em seguida são discutidos aspectos da qualidade do sinal de EMG-S. Depois, o algoritmo para a delimitação de VO é testado por inspeção visual com base no protocolo definido. Então, um exemplo prático ilustra o ciclo completo da aplicação dos algoritmos propostos no capítulo anterior. Por fim, o algoritmo de estimativa da velocidade de condução é também testado, comparando-se os seus resultados aos do *software* de controle do eletromiógrafo.

4.1 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Um protocolo para a execução de exercício resistido isocinético de intensidade máxima, baseado em contrações dinâmicas de extensão do joelho nas velocidades de 60°/s e 180°/s, foi configurado na arquitetura de instrumentação proposta (Figura 3.1), seguindo práticas reconhecidas do teste físico isocinético (Brown, 2000) e da aquisição eletromiográfica de sinais (De Luca, 1997). Participaram do experimento 16 (dezesesseis) sujeitos saudáveis e do sexo masculino, com idade de $26,8 \pm 4,7$ anos, altura de $1,76 \pm 0,05$ m e massa corporal de $79,2 \pm 9,4$ kg, sem histórico de doenças ortopédicas. Eles leram e assinaram voluntariamente um termo de consentimento (Apêndice A) antes de participar do experimento, o qual foi aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Saúde da Universidade de Brasília (UnB) (Apêndice B). Este protocolo foi elaborado por especialistas do Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física da UnB, com foco em pesquisa de Mestrado desenvolvida naquela unidade acadêmica (Celes, 2009), tendo os dados experimentais servido àquele e ao presente trabalho.

Um dinamômetro isocinético modelo Biodex System 3 Pro (Biodex Corporation, Shirley, NY, EUA), como o da Figura 2.2, foi calibrado e preparado para a realização de exercícios controlados da articulação do joelho no modo isocinético concêntrico (Brown, 2000). O software de controle usado para o dinamômetro foi o System 3 (Biodex Medical Systems, Ver. 3.40 de 17/05/2006). A configuração da ROM foi efetuada conforme os passos da Figura 4.1: 1) a articulação do joelho foi passivamente movida até a posição 0° de

extensão, o que corresponde à máxima extensão possível; 2) depois, o joelho foi flexionado cerca de 5° a 10° para uma posição confortável configurada, no software de controle do dinamômetro, como o ponto de extensão máxima para o experimento (parada mecânica da extensão); 3) então, o ponto de flexão máxima (parada mecânica da flexão) foi definido de modo a garantir uma faixa de movimento de 85°. O procedimento de compensação da gravidade foi executado de acordo com a sequência de passos guiada pelo software de controle System 3. Esse procedimento é coerente com o de Nelson e Duncan (1983), onde o torque resultante do peso do conjunto membro-alavanca é medido em uma posição angular específica dentro da ROM, com a perna do sujeito completamente relaxada, e um algoritmo computacional calcula o fator de erro e efetua as correções para cada posição.

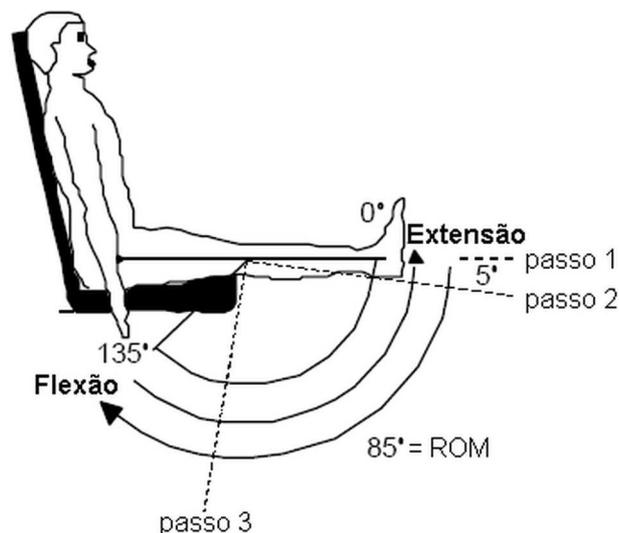


Figura 4.1: Configuração da ROM: Passo 1 – a articulação do joelho é movida até a posição 0° (máxima extensão); Passo 2 – o joelho é flexionado até uma posição confortável (de 5° a 10°) onde marca-se a “parada mecânica da extensão”; Passo 3 – a “parada mecânica da flexão” é definida de modo a garantir uma faixa de movimento de 85°. (modificado – Biodex, 1998).

As saídas analógicas do dinamômetro (interface DB-15, Figura 4.2a) foram conectadas a um adaptador (construído no Laboratório de Biomecânica, Figura 4.2b) com uma entrada DB-15 e três saídas BNC (uma para cada sinal: posição angular, torque e velocidade angular) ligadas a uma placa de conversão A/D (analógico-digital) modelo BNC-2120 (National Instruments, TX, USA) (Figura 4.2c) para a digitalização dos sinais biomecânicos a uma taxa de 2048 amostras/s e resolução de 12 bits, utilizando-se o software Labview v5.1 (National Instruments, TX, USA).

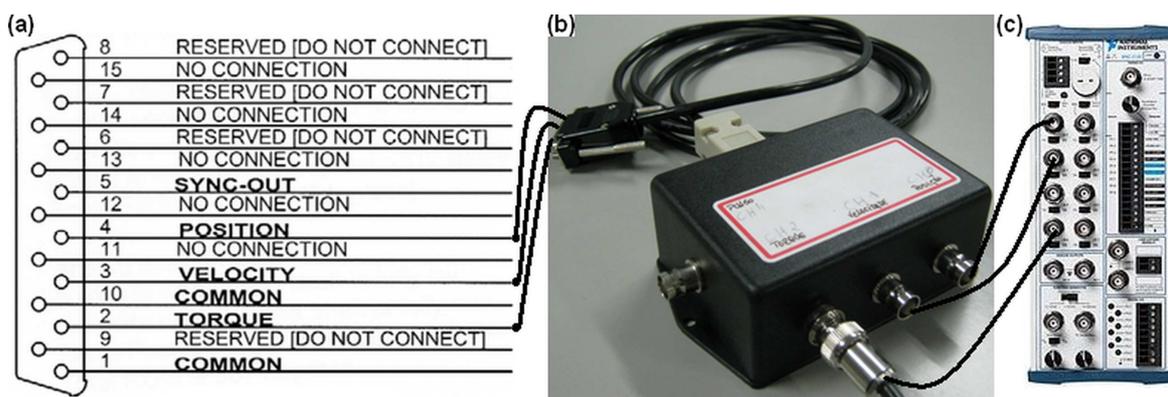


Figura 4.2: Conexão do dinamômetro ao conversor A/D: (a) pinagem da interface DB-15 do Biodex System 3 Pro; (b) adaptador DB-15/BNC; (c) conversor A/D BNC-2120 National Instruments.

Esse procedimento foi estabelecido para se adequar a resolução temporal dos sinais biomecânicos à dos sinais de EMG-S – condição necessária para a análise conjunta – visto que a conversão A/D interna do dinamômetro isocinético ocorre a apenas 100 amostras/s.

Para a aquisição dos sinais de EMG-S, registrados durante as contrações isocinéticas do músculo vasto lateral, inicialmente determinou-se a região de boa propagação do sinal mioelétrico (De Luca, 1997; Masuda *et al.*, 1985). Nessa identificação, utilizou-se um arranjo linear semi-flexível de dezesseis eletrodos secos em forma de barras de prata de 10 mm (comprimento) por 1 mm (largura) e distância intereletrodica de 5 mm (LISiN Politecnico di Torino, Ottino Bioelettronica, Rivaloro, Itália), colocado ao longo da direção da fibra muscular (Merletti e Parker, 2004). O arranjo de eletrodos foi acoplado a um eletromiógrafo multicanal EMG-16 (LISiN-OT Bioelettronica Snc, Torino, Itália) configurado para digitalizar os sinais à taxa de 2048 amostras/s (resolução de 12 bits) com ganho 2000. O EMG-16 filtra o sinal adquirido com um filtro de Bessel passa-faixa de 4ª ordem e largura de banda de 10–500 Hz a -3 dB. O software de controle do EMG-16 utilizado foi o EmgAcq v1.0 (Centro do Bioingegneria, Politecnico di Torino). Após uma contração isométrica máxima, na posição 60°, com duração de 5 segundos, identificou-se a zona de inervação por inspeção visual da tela do software EmgAcq (Figura 4.3). A zona de inervação se localiza no ponto onde há a inversão de fase do sinal de EMG-S. No exemplo da Figura 4.3, ela está entre os eletrodos 9 e 10. Encontrada a zona de inervação, o arranjo de eletrodos deve ser posicionado entre ela e a região dos tendões (extremidade do músculo). A esse local dá-se o nome de região de boa propagação.

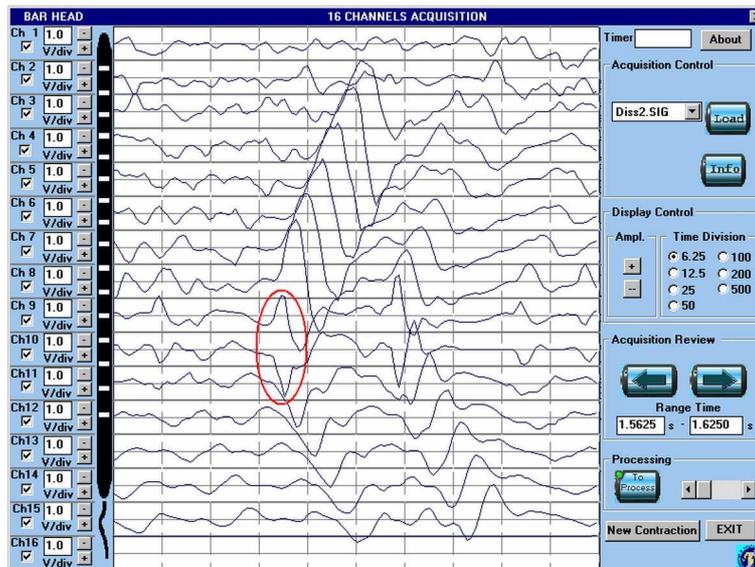


Figura 4.3: Identificação da zona de inervação no ponto onde há a inversão de fase do sinal de EMG-S (circulado) por inspeção visual da tela do software EmgAcq.

O arranjo de eletrodos secos foi, então, retirado e a região de boa propagação demarcada sobre a pele (Figura 4.4a) para orientar a fixação de um arranjo linear semi-flexível de oito eletrodos (Ottino Bioelettronica, Torino, Itália) (Figura 4.4b) e distância intereletrodica de 5 mm. Arranjos semi-flexíveis são mais adequados para aquisições em contrações dinâmicas, pois reduzem o ruído proveniente do artefato de movimento (Farina *et al.*, 2004). Esses eletrodos são constituídos de barras impressas sobre uma fita flexível que foi fixada a pele do sujeito por uma espuma com dupla face adesiva. O arranjo de eletrodos e a espuma bi-adesiva possuem orifícios para inserção de gel condutor que os torna menos sensível ao artefato de movimento. Foram depositados 40 μ L de gel condutor em cada fenda (Figura 4.4b) por uma micropipeta HTL (Polônia). Um eletrodo de referência foi colocado na região patelar (Figura 4.4a) em um ponto distante da região de contração, com a finalidade de exclusão da porção comum dos sinais (ruído) na amplificação diferencial (De Luca, 2002).

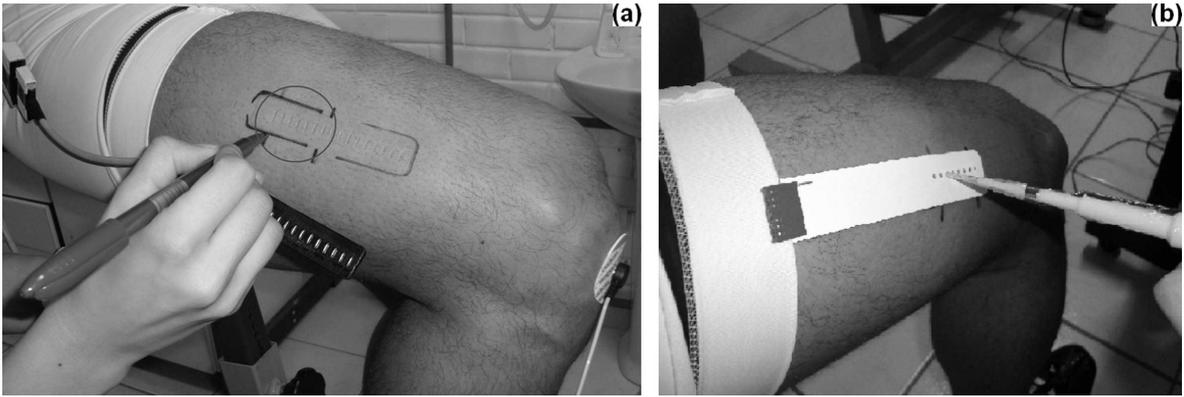


Figura 4.4: Demarcação da região de boa propagação do sinal mioelétrico: (a) arranjo semi-flexível de 16 eletrodos secos e eletrodo de referência na região patelar; (b) fixação do arranjo semi-flexível de 8 eletrodos e aplicação do gel condutor. (modificado – Pereira, 2009).

Um sensor de posição (sistema de *trigger*), composto por uma chave magnética (fixada no corpo do dinamômetro) e por um ímã (fixado na haste de movimento) (Carmo, 2003), foi adaptado à instrumentação para registrar o tempo exato de cada extensão do joelho, enviando essa informação simultaneamente ao eletromiógrafo e ao conversor A/D, na forma de um trem de pulsos elétricos, como ilustrado na Figura 2.2. Isso visa à sincronização posterior dos sinais de EMG-S e biomecânicos (Schwartz *et al.*, 2008a) mesmo com o acionamento assíncrono dos equipamentos. A Figura 4.5 ilustra um circuito esquemático do sistema de *trigger*.

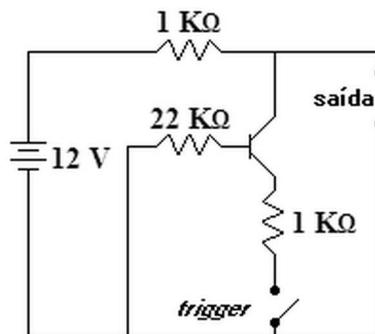


Figura 4.5: Representação esquemática do circuito do sensor de posição magnético (sistema de *trigger*) (Carmo, 2003).

O Quadro 4.1 mostra a relação dos recursos utilizados no protocolo experimental. Os equipamentos, então, foram acionados na seguinte ordem: eletromiógrafo, conversor A/D e dinamômetro. Cada sujeito realizou 3 (três) séries de 10 (dez) repetições concêntricas máximas de extensão a 60°/s, com descanso de 1 minuto entre as séries. Após 20 (vinte)

minutos as 3 (três) séries foram repetidas a 180°/s, com o mesmo descanso entre as séries. Um comando verbal consistente e moderado (sem gritos) foi realizado durante a execução de cada série – com a finalidade de obter o máximo rendimento de cada sujeito – e nenhum retorno visual, pela tela do computador, ficou disponível aos participantes (McNair *et al.*, 1996).

Finalizadas as séries, os algoritmos computacionais descritos no capítulo 3 foram utilizados para o tratamento dos sinais brutos, de forma a percorrer as seguintes etapas: (1) recorte das séries (segmentação do sinal longo); (2) sincronização dos sinais biomecânicos e de EMG-S; (3) ajuste da escala e a conversão da unidade Volt para as unidades características de cada sinal biomecânico; (4) análise do comportamento dos sinais e investigações específicas.

Quadro 4.1: Relação dos recursos utilizados no protocolo experimental.

Recurso	Tipo	Modelo	Fabricante
Dinamômetro Isocinético	<i>hardware</i>	Biodex System 3 Pro	Biodex Medical Systems, Inc.
System 3	<i>software</i>	Ver. 3.40 de 17/05/2006	Biodex Medical Systems, Inc.
Conversor A/D	<i>hardware</i>	BNC-2120	National Instruments
Adaptador DB-15/BNC	<i>hardware</i>	—	Laboratório Biomecânica - UnB
Sensor de posição	<i>hardware</i>	—	Laboratório Biomecânica - UnB
Eletromiógrafo	<i>hardware</i>	EMG16	LISiN-OT Bioelettronica Snc
Eletrodo	<i>hardware</i>	Arranjo linear semi-flexível com 16 eletrodos secos (Ag-AgCl)	LISiN Politecnico di Torino
Eletrodo	<i>hardware</i>	Arranjo linear semi-flexível com 8 eletrodos (Ag-AgCl) para gel condutor	LISiN Politecnico di Torino
EMG Acquisition	<i>software</i>	Ver. 1.0	LISiN Politecnico di Torino

4.2 CUIDADOS REFERENTES À QUALIDADE DO SINAL DE EMG-S

Sinais de eletromiografia de superfície são frequentemente sujeitos a ruídos e artefatos, os quais, do ponto de vista funcional, são definidos como qualquer informação indesejada incorporada ao sinal eletromiográfico e cuja origem advém de uma fonte ou acontecimento não caracterizado por atividade muscular (fontes elétricas, eletromagnéticas, eletricidade estática, deslocamentos bruscos e outros). Dependendo da intensidade, tais efeitos podem tornar proibitiva a utilização desses sinais na investigação de fenômenos fisiológicos.

De forma geral, as análises temporal e espectral de um sinal podem indicar a presença de ruídos ou artefatos, contudo podem não ser suficientes para identificar a sua origem e nem para eliminar os seus efeitos. Portanto, o melhor a fazer é tomar ao máximo os cuidados necessários para que ruídos e artefatos sejam evitados. Também importante é o estabelecimento de patamares de qualidade para a aceitação de sinais de EMG-S.

4.2.1 Artefato de movimento

Um artefato bastante comum é o artefato de movimento que ocorre quando um eletrodo desliza sobre a pele, gerando um potencial elétrico espúrio. Nesse sentido, técnicas atuais de aquisição de sinais de EMG-S, como a identificação da região de boa propagação do sinal e o uso de eletrodos flexíveis com a aplicação de gel condutor, descritas na seção anterior (ver figuras 4.3 e 4.4), foram utilizadas de forma a reduzir significativamente a possibilidade de ocorrência dos artefatos de movimento.

4.2.2 Interferência eletromagnética

Quanto a ruídos, uma das principais causas é a interferência eletromagnética (*electromagnetic interference* – EMI) que é caracterizada por uma degradação no desempenho de um equipamento devido a uma perturbação eletromagnética capaz de se propagar tanto no vácuo quanto por meios físicos. Na verdade, todo circuito eletrônico produz algum tipo de campo magnético ao seu redor e, assim, se torna gerador de EMI. Como conseqüência, temos a transferência de energia eletromagnética entre um

equipamento "fonte" e o equipamento "vítima", que pode ocorrer por radiação, condução e/ou acoplamentos capacitivos ou indutivos (Beltrame *et al.*, 2010).

As fontes de EMI podem ser divididas em naturais e não naturais (produzidas pelo homem). As fontes naturais podem ser desde ruídos atmosféricos, decorrentes de descargas elétricas, até ruídos cósmicos provocados por explosões do Sol. Por exemplo, no caso de quedas de raios sobre a rede de distribuição de energia elétrica, o distúrbio é propagado pelos fios até a instalação interna, provocando diversos danos (Beltrame *et al.*, 2010). As fontes de EMI não naturais são geradas tanto dentro do ambiente predial como fora dele, em acionamentos de cargas indutivas como motores elétricos e lâmpadas frias (acionadas por reatores), cargas resistivas como lâmpadas incandescentes, aquecedores, equipamentos médicos, aparelhos de microondas, de comunicação móvel e etc. (ver Figura 4.6).

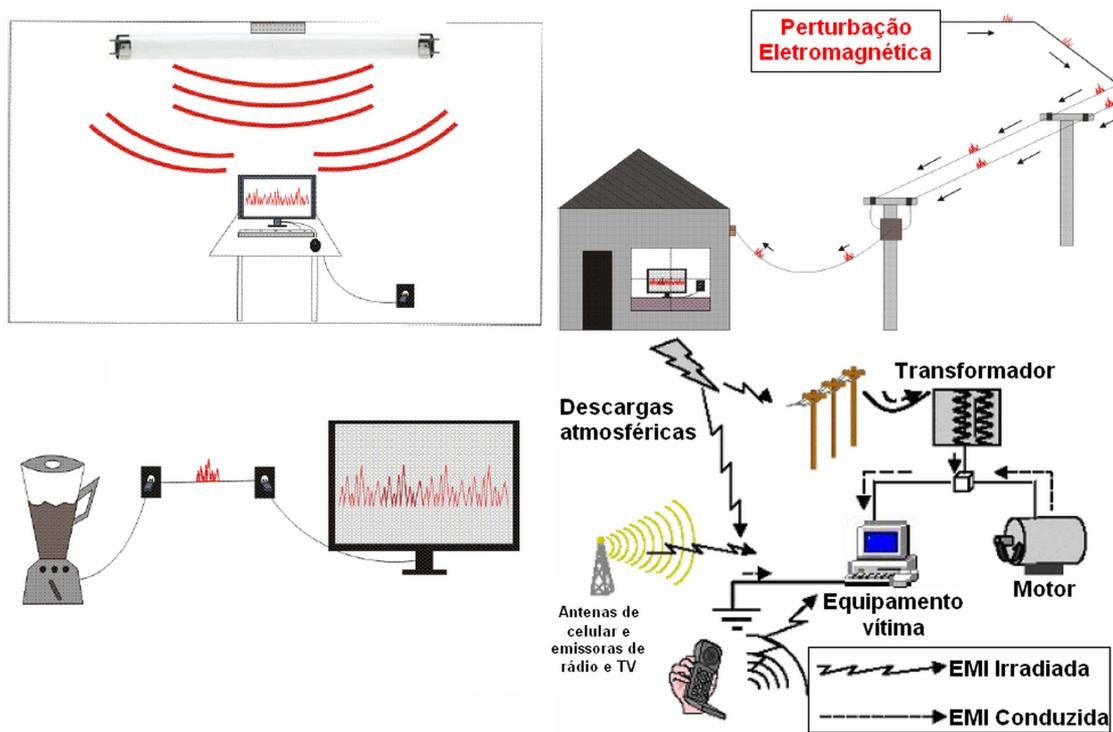


Figura 4.6: Fontes perturbadoras de EMI (modificado – Beltrame *et al.*, 2010).

No esforço de minimizar a influência das fontes de EMI e as possibilidades de ruído, as aquisições de sinais de EMG-S do presente trabalho foram realizadas com todas as luzes do laboratório apagadas e com os equipamentos desnecessários ao experimento desligados e desconectados da tomada. O eletromiógrafo foi conectado a um *no-break* de forma a ficar isolado da rede elétrica em que o dinamômetro isocinético estava ligado, evitando,

assim, a possibilidade de ruídos oriundos do impacto da alavanca de movimento, da atividade servomecânica ou outros.

4.2.3 Aterramento

O aterramento adequado dos equipamentos e seus cabos de interligação, bem como de filtros de proteção, é imprescindível para o escoamento de ruídos e surtos provenientes da rede elétrica e também para a criação de uma boa referência de potencial elétrico. Quando bem executado, pode prevenir muitos problemas de EMI (Beltrame *et al.*, 2010).

Outra ação no sentido de minimizar a ocorrência de ruídos durante a aquisição dos sinais de EMG-S consistiu na instalação do aterramento da rede elétrica do Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física. Segundo a norma NBR-5419:2001, bons aterramentos elétricos apresentam resistência elétrica em torno de 10Ω . Contudo, esse valor é praticamente inalcançável em solo com resistividade muito alta. Nesse caso, a malha de aterramento deve ser configurada de forma a se obter a menor resistência possível para o tipo de terreno em questão. A medição da resistência deve ser efetuada com um dispositivo denominado terrômetro, de 3 (três) ou 4 (quatro) pontos.

Numa tentativa inicial, 5 (cinco) barras de cobre de 3 (três) metros de comprimento foram posicionadas de acordo com o esquema da Figura 4.7, seguindo o projeto sugerido em caráter experimental pelo Prof. Mauro Moura Severino, do Departamento de Engenharia Elétrica da UnB. Nessa configuração, a resistência do aterramento, medida com o auxílio de um terrômetro de 4 (quatro) pontos por um profissional capacitado, técnico em eletrotécnica do Departamento de Engenharia Elétrica, registrou cerca de 55Ω .

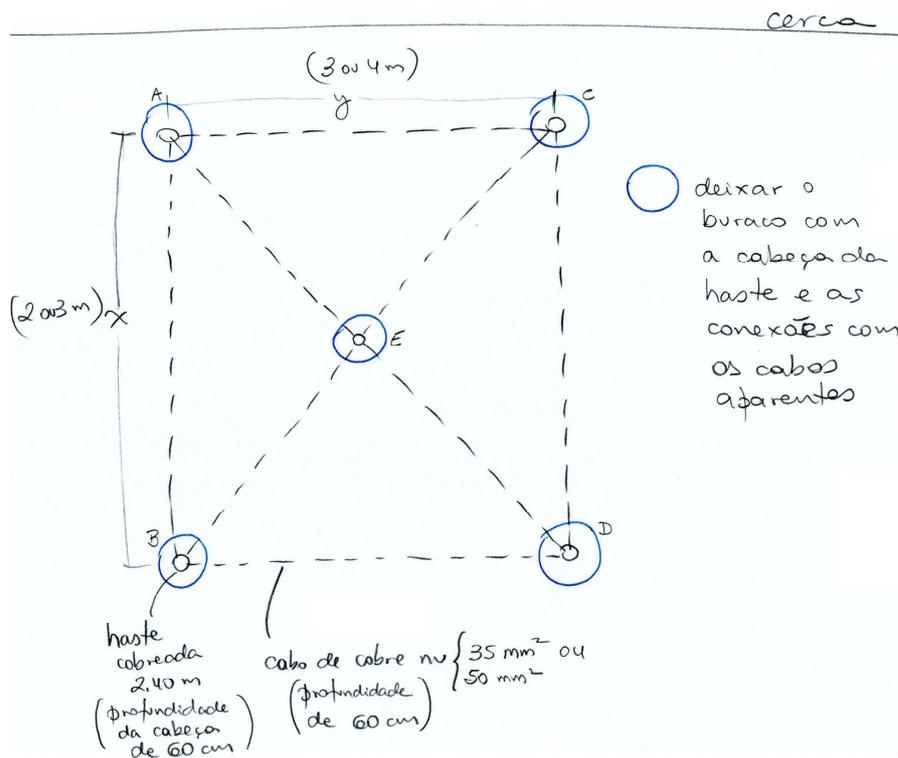


Figura 4.7: Projeto inicial de aterramento da rede elétrica do Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física.

Como o valor encontrado ficou bastante acima do recomendado, uma nova configuração foi experimentada, conforme ilustração da Figura 4.8. Nesse caso, o terrômetro mede o potencial entre os pontos internos e o divide pela corrente imposta pelo aparelho através dos terminais externos, fornecendo diretamente o valor da resistência **R**.

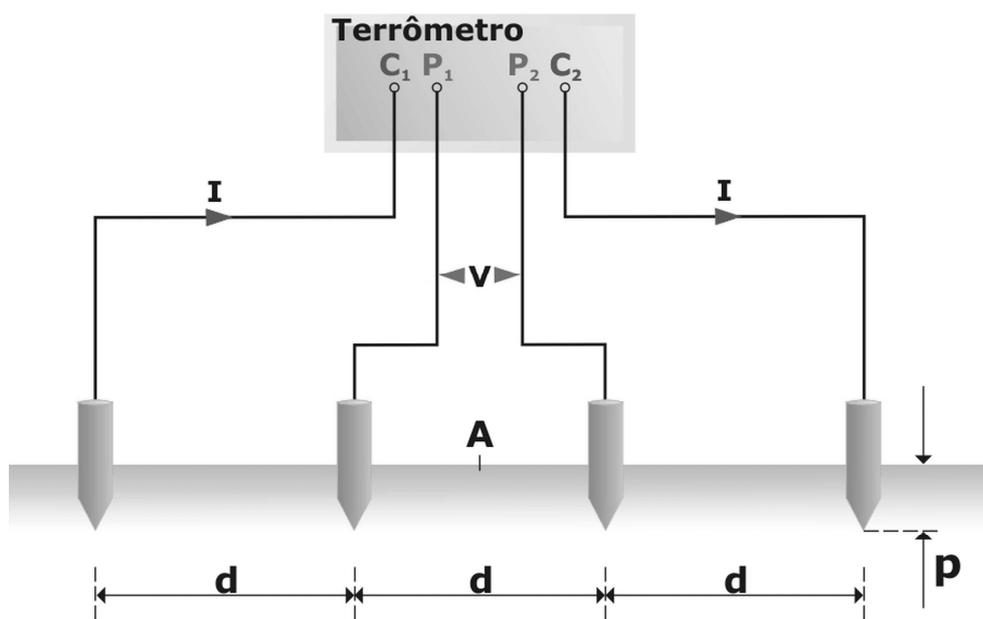


Figura 4.8: Aterramento com 4 hastes alinhadas e separadas pela mesma distância **d**.

A norma NBR-7117 especifica a medição da resistividade pelo método de Wenner cravando no solo 4 (quatro) hastes alinhadas e separadas pela mesma distância d (Figura 4.8). Para este caso, com a distância d em torno de 3 metros, nova medição foi efetuada registrando aproximadamente 17Ω , o que se considerou aceitável dadas as características do solo.

4.2.4 Relação sinal-ruído

Tomados os primeiros cuidados, outro aspecto importante na busca de sinais de EMG-S de qualidade é a verificação da relação sinal-ruído (*signal to noise ratio* – SNR). A SNR é a medida usada para quantificar o quanto um sinal foi corrompido por um ruído. Por definição, a SNR (equação 4.1) é a relação entre a potência do sinal (informação útil, significativa) e a potência do ruído (informação indesejada).

$$SNR = \frac{P_{\text{sinal}}}{P_{\text{ruído}}} \quad (4.1)$$

onde P é a potência média. Tanto o sinal quanto o ruído devem ser medidos a partir dos mesmos pontos (ou em pontos equivalentes) de um sistema e dentro da mesma largura de banda (Gonzales e Woods, 2008). Quando o sinal e o ruído são medidos sobre a mesma impedância, então a SNR pode ser calculada a partir da relação entre o quadrado das amplitudes (equação 4.2).

$$SNR = \left(\frac{A_{\text{sinal}}}{A_{\text{ruído}}} \right)^2 = \left(\frac{RMS_{\text{sinal}}}{RMS_{\text{ruído}}} \right)^2 \quad (4.2)$$

onde A pode ser estimada pela raiz média quadrática (RMS) da amplitude (Gonzales e Woods, 2008). Como muitos sinais possuem uma larga faixa dinâmica, a SNR é frequentemente expressa em escala logarítmica ou decibéis (dB) (equação 4.3).

$$SNR_{dB} = 20 \log_{10} \frac{RMS_{\text{sinal}}}{RMS_{\text{ruído}}} [dB] \quad (4.3)$$

Em geral, medir a SNR requer a seleção de um sinal representativo ou sinal de referência para efeitos de comparação. Na engenharia de áudio, por exemplo, o sinal de referência é geralmente uma onda senoidal com um nível de +4 dBu (o sufixo **u** indica uma quantidade de 0,775 V_{RMS} por dB, nesse caso, 1,228 V_{RMS}) a 1 kHz (Davis e Davis, 1997). Já para sinais de EMG-S, a literatura especializada não define parâmetros de referência que fundamentem a análise da qualidade do sinal. Então, neste trabalho, foi adotado o critério empírico.

A correta determinação da SNR prevê que, ao serem zeradas as entradas de um sistema, suas saídas registrem as informações de ruídos atuantes sobre esse sistema. Contudo, no caso do eletromiógrafo com arranjo de eletrodos, curto-circuitar as entradas poderia causar algum dano, ao que se preferiu utilizar o método do ruído do canal ocioso (*idle channel noise*). Nessa técnica, o sinal de ruído foi captado com o arranjo de eletrodos já fixado sobre o músculo, entretanto, com o sujeito em estado relaxado (sem contração muscular voluntária). Sabe-se que mesmo nessas condições existe algum grau de atividade eletromiográfica (Merletti e Parker, 2004), porém, em intensidade mínima. Então, tomadas as amostras da região sob contração muscular e as da região com o músculo relaxado, utilizou-se a equação 4.3 para o cálculo da SNR.

Considerando os sinais de EMG-S capturados dos 16 (dezesseis) sujeitos participantes do protocolo experimental da seção 4.1, o pior cálculo de SNR foi de aproximadamente 10 dB, e o melhor de 30 dB. Nessas condições, convencionou-se o valor de 20 dB como o critério de corte, abaixo do qual os sinais de EMG-S foram rejeitados em análises subsequentes.

4.2.5 Mesma tripla na análise de EMG-S entre séries isocinéticas

Em aquisições longas, como a do protocolo experimental da seção 4.1, as condições podem variar de uma série isocinética para a outra, influenciadas por questões como a sudorese, ressecamento do gel condutor, impacto do exercício de contração máxima e outros. Isso pode levar o algoritmo de análise à escolha de tripletas de canais de EMG-S diferentes. Contudo, na comparação entre séries, é importante que a tripla da primeira série seja a mesma nas demais, garantindo a análise sobre a mesma região do músculo.

4.3 TESTE DO ALGORITMO PARA A DELIMITAÇÃO DO ARTEFATO DE OSCILAÇÃO DA VELOCIDADE

A abordagem de VO como fase independente do exercício isocinético se caracteriza como proposta inédita do presente trabalho, visto que não foram encontrados estudos prévios com os quais se possam estabelecer comparações. Optou-se, então, por verificar a confiabilidade do algoritmo – para a delimitação de VO – com base em inspeção visual. Logo, as conclusões do teste são válidas apenas para o conjunto de dados e condições experimentais desta pesquisa. É possível que VO apresente comportamentos diferentes em outras articulações e/ou velocidades angulares, o que poderia requerer ajuste do algoritmo.

Para a inspeção visual, uma repetição do movimento de extensão foi escolhida de forma aleatória em cada uma das 3 (três) séries a 60°/s e a 180°/s, para cada um dos 16 (dezesesseis) participantes mencionados na seção 4.1, totalizando 96 (noventa e seis) repetições inspecionadas. A interface visual desenvolvida para os algoritmos de análise de sinais (ver APÊNDICE A) foi utilizada na inspeção. Nessa interface, os segmentos de aceleração (preto), oscilação da velocidade (vermelho), velocidade constante (azul) e desaceleração (magenta) estão representados em cores distintas, como ilustra a Figura 4.9.

O primeiro critério consistiu na verificação do ponto inicial de VO quanto à condição de Wilk *et al.* (1992), ou seja, se esse ponto correspondia aproximadamente a 95% da velocidade estipulada: em torno de 57 para 60°/s e de 171 para 180°/s. O segundo critério consistiu na procura por oscilações equivalentes às de VO dentro da região de velocidade constante (azul). Em todos os 96 casos considerados, o ponto inicial de VO obedeceu à condição de Wilk *et al.* (1992) e nenhuma oscilação comparável a VO foi encontrada na região de velocidade constante. Sob os critérios considerados, o algoritmo apresentou o funcionamento desejado.

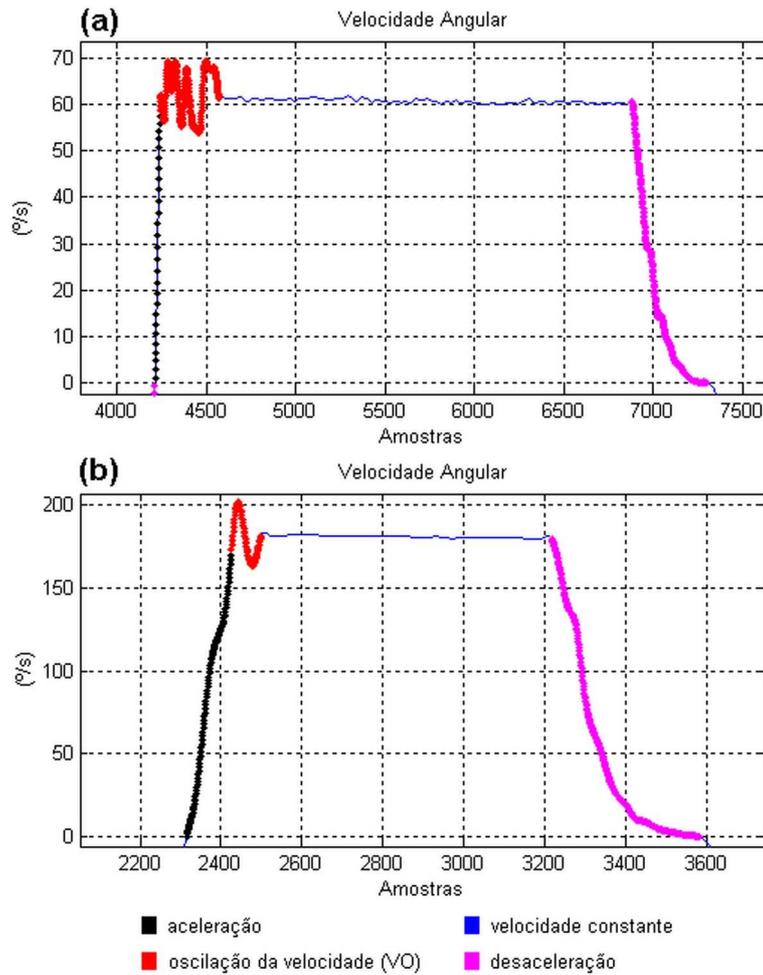


Figura 4.9: Inspeção visual do movimento de extensão do joelho: (a) repetição a $60^{\circ}/s$ e (b) repetição a $180^{\circ}/s$.

4.4 MÉTODO PRÁTICO DE UTILIZAÇÃO DOS ALGORITMOS PROPOSTOS

Esta seção apresenta um ciclo completo de utilização dos algoritmos computacionais propostos. Considere o sinal longo resultante da execução de três séries de exercício isocinético, como o mostrado na Figura 3.3. Com foco apenas na primeira série, o processamento de sinais é ilustrado na Figura 4.10 em três momentos distintos: a) trecho recortado na etapa de segmentação, com os sinais biomecânicos medidos em Volts e o sinal de EMG-S ligeiramente adiantado; b) sinais biomecânicos ajustados em unidade de medida e escala, na preparação do banco de sinais, sincronizados aos de EMG-S ($CC = 0,99672$); c) recorte da faixa útil da série, também na preparação do banco, com base nos sinais biomecânicos extraídos do software de controle do dinamômetro.

O trecho recortado na segmentação e que engloba a primeira série (Figura 4.10a) tem duração de aproximadamente 30s. Após o tratamento e o recorte final na preparação do banco de sinais (Figura 4.10c), a faixa útil do sinal se reduz para cerca de 20s. Isso significa que em quase um terço do segmento não há ativação neuromuscular, ou seja, que o músculo está em repouso. Logo, qualquer sub-segmento dentro da região de repouso pode ser usado para a determinação da relação $SNR_{\text{contração/repouso}}$, como, por exemplo, o trecho situado entre os tempos 0s e 6s, ou o segmento entre S1 e S2 na Figura 3.3. Definida a faixa útil (condição ilustrada pela Figura 4.10c), os sinais biomecânicos e todos os canais de EMG-S são gravados, constituindo o banco de sinais da série (ver Quadro 3.1).

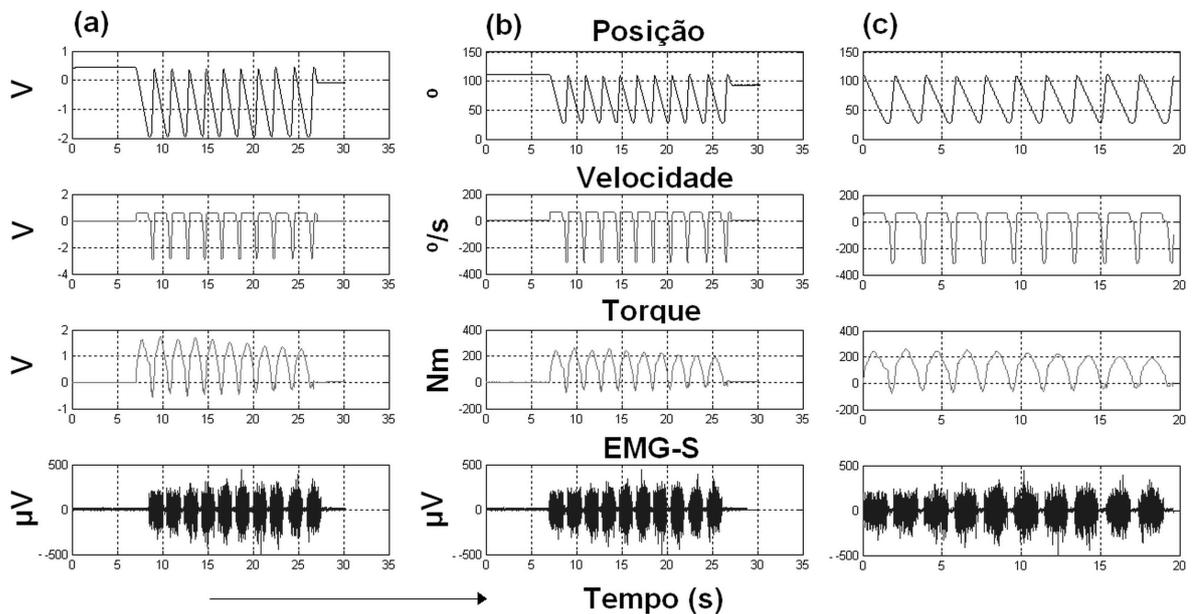


Figura 4.10: Criação do banco de sinais de EMG-S e biomecânicos: (a) trecho recortado (no Segmentador) com o sinal de EMG-S adiantado; (b) sinais biomecânicos ajustados em unidade de medida e escala (no Pré-processador), sincronizados aos de EMG-S; (c) recorte da faixa útil da série (no Pré-processador).

Uma vez montado o banco de sinais, várias situações de análise podem ser simuladas. No caso da série da Figura 4.10, o trio de sinais diferenciais de EMG-S escolhido para o cálculo dos descritores foi o terceiro (canais 3, 4 e 5), de acordo com os critérios de escolha mencionados anteriormente ($CC = 0,70$ e $SNR_{\text{contração/repouso}} = 28,84$ dB). Um exemplo de simulação é o representado na Figura 3.7, onde foram selecionadas a direção de extensão, as quatro etapas do movimento isocinético, a faixa angular entre 100° e 40° e a janela deslizante de 250 ms com superposição de 125 ms. Nessas condições, os descritores eletromiográficos apresentaram o comportamento ilustrado na Figura 4.11. Para cada

descritor é efetuada a regressão-linear, o que permite a observação da tendência dessas variáveis. Por exemplo, um pesquisador poderia facilmente conjecturar, olhando os gráficos da Figura 4.11, sobre a coerência dos descritores de EMG-S encontrados (na faixa 100°–40°) com estudos da fadiga no modo isométrico (De Luca, 1997; Farina *et al.*, 2004) e no dinâmico (Farina e Merletti, 2004). Em geral, nesses casos, observa-se o decréscimo da CV e dos descritores de frequência, assim como o crescimento dos descritores de amplitude, analogamente ao que acontece na Figura 4.11.

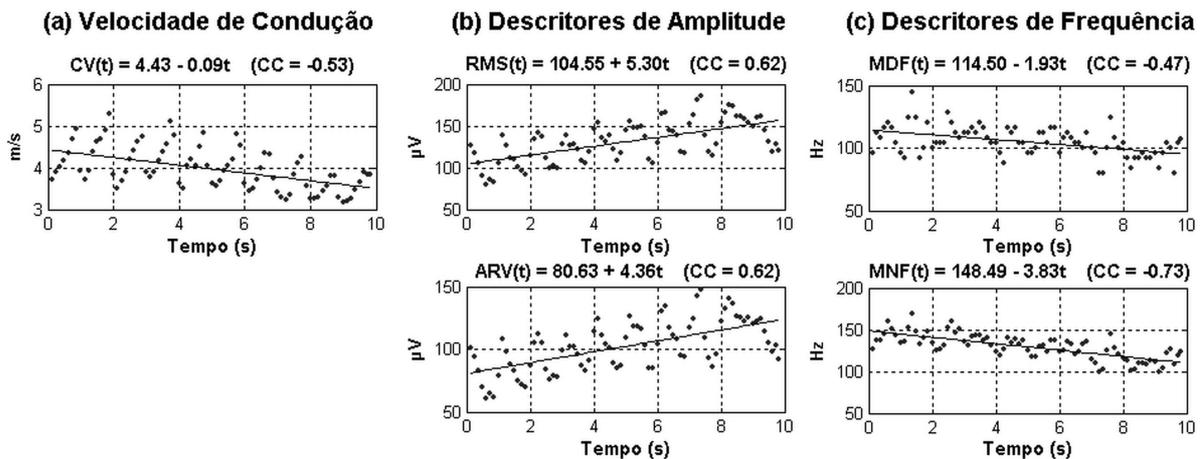


Figura 4.11: Descritores de EMG-S resultantes da simulação de extensão do joelho na faixa angular de 100° a 40°, com janela deslizante de 250 ms e superposição de 125 ms.

4.5 TESTE DO ALGORITMO DE ESTIMATIVA DA VELOCIDADE DE CONDUÇÃO

Com o intuito de testar o algoritmo de cálculo da CV, uma comparação estatística com o teste *t*-Student pareado foi realizada entre os valores encontrados pelo *software* de controle do eletromiógrafo e pelo algoritmo de análise programado com base no método da comparação espectral (Farina e Merletti, 2004; Farina *et al.*, 2004). Não foram encontradas diferenças significativas ($p < 0,05$) para a CV calculada dentro do intervalo do movimento de extensão. O mesmo não aconteceu para a flexão, uma vez que a contração muscular é mínima nessa direção, em razão da alta velocidade (300°/s). A Figura 4.12 ilustra o intervalo de extensão de uma repetição dentro da série, destacando as fases do exercício isocinético (áreas preenchidas com tons de cinza), a CV calculada pelo algoritmo (representada por pontos) e a CV extraída dos resultados gerados pelo *software* EmgAcq

(representada por círculos). A inspeção visual das áreas preenchidas com tons de cinza sugere que as CVs são coincidentes nas fases de oscilação e de velocidade constante.

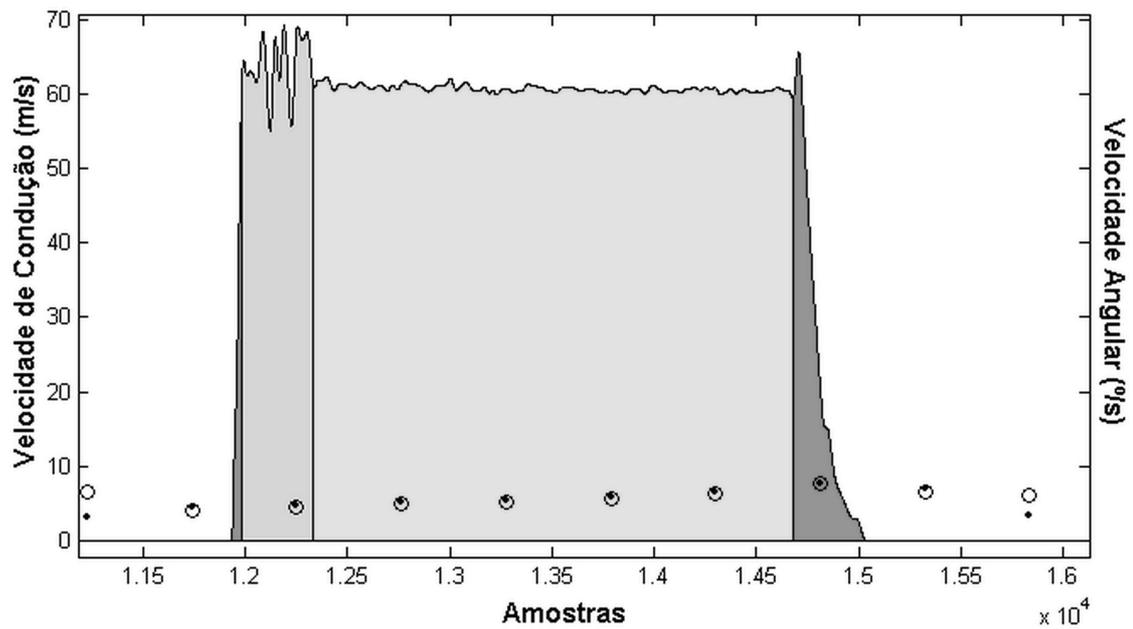


Figura 4.12: Velocidade de condução estimada nas fases do exercício isocinético pelo módulo Analisador (pontos) e pelo *software* EmgAcq (círculos).

5 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Este capítulo apresenta quatro estudos do comportamento dos descritores eletromiográficos e biomecânicos, durante a realização do exercício isocinético de extensão do joelho, ilustrando o potencial de investigação proporcionado pela arquitetura proposta e pelo conjunto de ferramentas computacionais desenvolvido. Inicialmente, o artefato VO é quantificado, em termos dos descritores biomecânicos, verificando-se o seu impacto sobre a interpretação dos dados coletados. Em seguida, um estudo da estacionariedade do sinal de EMG-S é efetuado sobre VO e sobre a região de velocidade constante (ILR), com o objetivo de se determinar a região mais adequada à análise dos sinais de EMG-S. Por fim, a fadiga muscular é investigada sob dois aspectos: o da estimativa dos índices de fadiga determinados a partir das retas de regressão dos descritores de EMG-S; o da produção do pico de torque e do trabalho isocinético em função da energia do sinal de EMG-S.

5.1 QUANTIFICAÇÃO DO ARTEFATO DE OSCILAÇÃO DA VELOCIDADE E DAS DEMAIS FASES DO EXERCÍCIO ISOCINÉTICO

5.1.1 Introdução

Baseado no preceito de que os benefícios do exercício isocinético estão diretamente relacionados à velocidade constante, este estudo (Schwartz *et al.*, 2010a) investigou a influência de cada fase do exercício isocinético (FEI) durante séries isocinéticas de extensão do joelho, quantificando o artefato VO e tratando-o como uma fase independente.

5.1.2 Métodos

Os dados foram obtidos a partir do protocolo descrito na seção 4.1. O método do algoritmo (*algorithm* – ALG) da seção 3.2 foi comparado com a técnica de janelamento (*windowing* – WIN) (Wilk *et al.*, 1992) e com a técnica de redução de dados (*data reduction* – DRE) (Tis e Perrin, 1993). Foram avaliados, nas velocidades de 60°/s e 180°/s, os indicadores biomecânicos tradicionais TW e PTBW, assim como dois novos descritores biomecânicos: duração da fase do exercício isocinético (*time interval* – TI) e comprimento médio de cada fase (*average length* – AL). As análises se deram em termos da relação percentual (RP)

entre a estimativa dessas variáveis em cada FEI e a estimativa das mesmas para toda a ROM (equação 5.1).

$$RP_{descriptor} = \frac{ValorDescriptor_{FEI}}{ValorDescriptor_{ROMtotal}} \times 100 \quad (\%) \quad (5.1)$$

A RP representa a medida do quanto cada FEI contribui com o valor total do descritor dentro de uma repetição.

O teste *t*-Student pareado para amostras dependentes foi aplicado para a comparação dos dados com distribuição normal, com nível de significância de 0,05 (cauda dupla) e intervalo de confiança de 95%. O teste não paramétrico Wilcoxon Signed-Rank (De Sá, 2007) foi aplicado à comparação dos dados não-normais. Para testar a normalidade, utilizou-se o método de Shapiro-Wilk, considerado adequado para amostras pequenas (em torno de 10).

5.1.3 Resultados

A Tabela 5.1 mostra a contribuição de cada FEI determinada a partir do método do algoritmo. Em todas as fases, os descritores apresentam diferenças significativas ($p < 0,05$) quando as velocidades de 60°/s e 180°/s são comparadas, exceto para o descritor RP_{PTBW} . Isso significa que o pico de torque ocorre na região de velocidade constante em ambas as velocidades testadas.

Tabela 5.1: Fases do exercício isocinético quantificadas pelo método do algoritmo (modificado – Schwartz *et al.*, 2010a)

RP	60°/s				180°/s			
	ACC	VO	ILR	DEC	ACC	VO	ILR	DEC
RP_{TW}	0,52 (0,11)	8,93 (1,08)	89,08 (1,26)	1,39 (0,85)*	3,17 (0,53)	6,70 (0,57)	83,88 (1,10)	6,00 (1,05)
RP_{PTBW}	40,86 (6,90)	68,06 (5,64)	100,00 (0,0)*	41,13 (14,86)*	63,58 (13,52)	76,85 (9,37)	100,00 (0,0)*	79,02 (12,09)
RP_{TI}	2,77 (0,85)	10,74 (1,06)	76,18 (3,00)	10,31 (3,06)	9,24 (1,88)	6,77 (0,65)	59,42 (2,60)	24,58 (2,92)
RP_{AL}	1,74 (0,42)	11,83 (0,94)	82,97 (1,16)	3,46 (0,56)*	5,52 (0,91)	8,70 (0,78)	76,87 (0,76)	8,59 (0,27)

Nota. Os valores são representados pela média ($\pm DP$) e expressos como uma percentagem do valor referente à faixa total do movimento; RP = Relação Percentual; os descritores são o trabalho total (TW), o pico de torque pelo peso corporal (PTBW), a duração de cada fase do exercício isocinético (TI) e o comprimento médio de cada fase (AL); as fases são a aceleração (ACC), fase de oscilação da velocidade (VO), a região de velocidade constante (ILR) e a desaceleração (DEC).

* Significativamente não-normal ($p < 0,05$) de acordo com o teste de Shapiro-Wilk.

A Tabela 5.2 apresenta o coeficiente de variância calculado para a velocidade angular nas fases VO e ILR. Foram consideradas apenas as repetições da série em que ocorreram o maior e o menor pico de toque, de forma a concentrar a investigação nos casos onde há a maior e a menor oscilação da velocidade angular. Para o menor pico de torque, o coeficiente de variância encontrado a 60°/s (180°/s) foi de 7,22% (8,67%) na fase VO e 1,02% (1,35%) na fase ILR. Para o maior pico, os valores são 6,41% (6,83%) para VO e 0,70% (0,52%) para ILR. Esse resultado mostra a alta flutuação da velocidade angular em VO, quando comparada com ILR, o que reforça a hipótese de sua natureza não-isocinética.

Tabela 5.2: Velocidade angular e coeficiente de variância para as fases de oscilação da velocidade e de velocidade constante (modificado – Schwartz *et al.*, 2010a)

Descritor	Menor pico de torque		Maior pico de torque	
	VO	ILR	VO	ILR
Vel. Ang. _{60°/s} (°/s)	62,47 (4,51)	60,64 (0,62)	63,06 (4,04)	60,61 (0,42)
COV _{60°/s} (%)	7,22	1,02	6,41	0,70
Vel. Ang. _{180°/s} (°/s)	179,69 (15,58)	179,10 (2,42)	184,83 (12,63)	180,79 (0,93)
COV _{180°/s} (%)	8,67	1,35	6,83	0,52

Nota. Os valores para a velocidade angular são representados pela média ($\pm DP$). COV = Coeficiente de Variância, VO = fase de oscilação da velocidade, e ILR = fase da velocidade constante.

Tabela 5.3: Fases do exercício isocinético quantificadas pela técnica de janelamento (modificado – Schwartz *et al.*, 2010a)

RP _{DESCRITOR}	60°/s			180°/s		
	ACC	LR	DEC	ACC	LR	DEC
RP _{TW}	0,38 (0,11)	98,46 (0,72)	1,10 (0,71)*	3,47 (0,81)	91,26 (1,19)	5,10 (0,82)
RP _{PTBW}	37,25 (7,68)	100,00 (0,0)*	40,33 (16,42)*	63,89 (13,21)	100,00 (0,0)*	79,02 (10,09)
RP _{TI}	2,51 (0,83)	87,75 (3,34)	9,74 (2,91)	9,64 (2,19)	66,82 (3,17)	23,55 (2,86)
RP _{AL}	1,43 (0,43)*	95,67 (0,65)	2,93 (0,38)*	6,02 (1,30)	86,46 (1,38)	7,33 (0,36)

Nota. Os valores são representados pela média ($\pm DP$) e expressos como uma percentagem do valor referente à faixa total do movimento; RP = Relação Percentual; os descritores são o trabalho total (TW), o pico de torque pelo peso corporal (PTBW), a duração de cada fase do exercício isocinético (TI) e o comprimento médio de cada fase (AL; as fases são a aceleração (ACC), a região de carga (LR) e a desaceleração (DEC).

* Significativamente não-normal ($p < 0,05$) de acordo com o teste de Shapiro-Wilk.

Tabela 5.4: Fases do exercício isocinético quantificadas pela técnica de redução de dados (modificado – Schwartz *et al.*, 2010a)

RP _{DESCRIPTOR}	60°/s			180°/s		
	ACC	LR	DEC	ACC	LR	DEC
RP _{TW}	8,23 (0,87)	85,16 (1,21)	6,55 (1,62)	7,88 (0,63)	83,42 (1,27)	8,53 (1,32)
RP _{PTBW}	66,56 (6,23)	100,00 (0,0)*	57,34 (6,30)	72,34 (8,24)	100,00 (0,0)*	79,02 (10,09)
RP _{TI}	12,09 (0,59)	69,66 (1,85)	18,25 (2,11)	14,32 (1,33)	58,37 (2,32)	27,31 (2,69)
RP _{AL}	12,17 (0,34)*	75,60 (0,69)*	12,19 (0,36)*	12,04 (0,12)	75,63 (0,23)	12,10 (0,12)

Nota. Os valores são representados pela média ($\pm DP$) e expressos como uma percentagem do valor referente à faixa total do movimento; RP = Relação Percentual; os descritores são o trabalho total (TW), o pico de torque pelo peso corporal (PTBW), a duração de cada fase do exercício isocinético (TI) e o comprimento médio de cada fase (AL; as fases são a aceleração (ACC), a região de carga (LR) e a desaceleração (DEC).

* Significativamente não-normal ($p < 0,05$) de acordo com o teste de Shapiro-Wilk.

A fase ILR da Tabela 5.1 foi comparada com a fase LR das tabelas 5.3 e 5.4. Diferenças significativas ($p < 0,05$) mostraram que o maior segmento é o referente à técnica de janelamento, seguido pelo obtido com o algoritmo e, finalmente, pelo encontrado com a técnica de redução de dados. O descritor AL provê uma boa noção sobre essas diferenças. A partir das tabelas 5.1, 5.3 e 5.4, é possível verificar que LR (ou ILR) contribui com a seguinte parcela de AL a 60°/s (180°/s): 95,67% (86,46%) para o método do janelamento, 82,97% (76,87%) para o algoritmo proposto e 75,60% (75,63%) para a técnica de redução de dados. A Tabela 5.5 sintetiza essas relações para TW, TI, AL e para E-EMG.

Tabela 5.5: Comparação das regiões de carga: método do algoritmo, janelamento e técnica de redução de dados (modificado – Schwartz *et al.*, 2010a)

RP _{DESCRIPTOR}	60°/s			180°/s		
	LR _(ALG,WIN)	LR _(WIN,DRE)	LR _(ALG,DRE)	LR _(ALG,WIN)	LR _(WIN,DRE)	LR _(ALG,DRE)
RP _{TW}	$t_{(ALG < WIN)}$	$t_{(WIN > DRE)}$	$t_{(ALG > DRE)}$	$t_{(ALG < WIN)}$	$t_{(WIN > DRE)}$	$t_{(ALG > DRE)}$
RP _{TI}	$t_{(ALG < WIN)}$	$t_{(WIN > DRE)}$	$t_{(ALG > DRE)}$	$t_{(ALG < WIN)}$	$t_{(WIN > DRE)}$	$t_{(ALG > DRE)}$
RP _{AL}	$t_{(ALG < WIN)}$	$W_{(WIN > DRE)}$	$W_{(ALG > DRE)}$	$t_{(ALG < WIN)}$	$t_{(WIN > DRE)}$	$t_{(ALG > DRE)}$

Nota. RP = Relação Percentual, ALG = método do algoritmo proposto, WIN = técnica do janelamento e DRE = técnica da redução de dados; LR_(A,B) significa uma comparação estatística entre a fase da região de carga (ou região de carga onde a velocidade é constante para o caso do ALG) das técnicas A e B, com nível de significância de 0,05; t representa o teste t -Student pareado para amostras dependentes; w representa o teste não-paramétrico Wilcoxon Signed-Rank; os descritores são o trabalho total (TW), duração de cada fase do exercício isocinético (TI) e o comprimento médio de cada fase (AL).

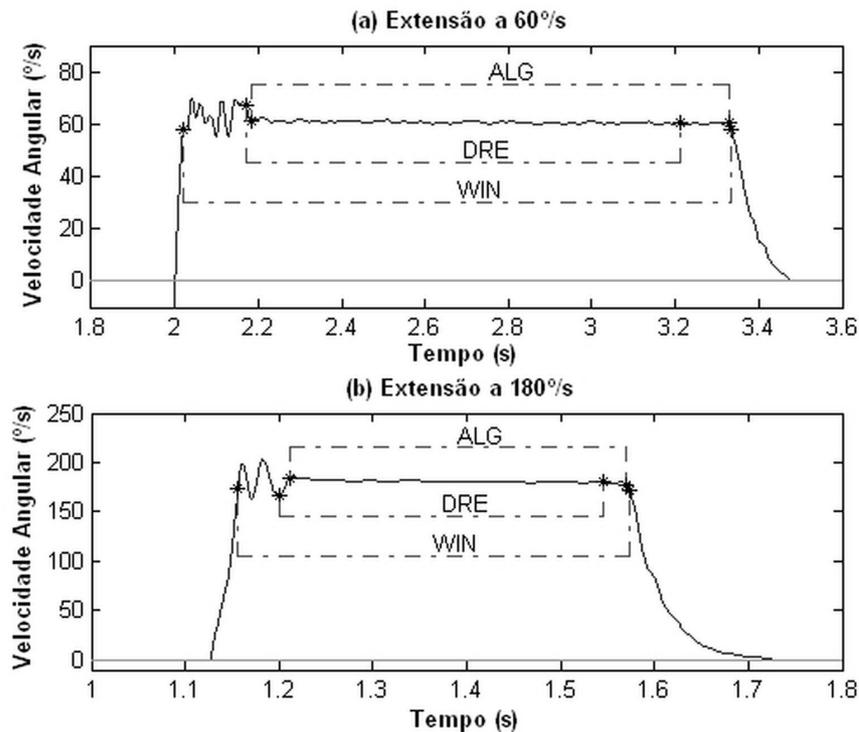


Figura 5.1: Técnicas do janelamento (WIN), da redução de dados (DRE) e do algoritmo proposto (ALG) nas velocidades de (a) 60°/s e (b) 180°/s (modificado – Schwartz *et al.*, 2010a).

Não há diferenças entre os métodos de segmentação para o descritor PTBW. A comparação entre os segmentos LR (janelamento) e VO+ILR (algoritmo) também não apresentou diferenças significativas.

A Figura 5.1 ilustra os segmentos resultantes da aplicação das três técnicas, nas duas velocidades analisadas. Pode ser constatado, por inspeção visual, que: o algoritmo proposto delimita em sua integralidade a região onde a velocidade é dita constante (na verdade, região com baixa dispersão da velocidade); DRE abrange parte de VO e descarta parte do segmento com velocidade constante; WIN inclui todo o segmento VO.

5.1.4 Discussão

A análise da Tabela 5.1 revela que os descritores estudados apresentam valores expressivos em VO. Contudo, VO não pode ser considerado isocinético. A variação da velocidade em VO (Tabela 5.2) é aproximadamente 7 (sete) vezes maior que a variação da velocidade em ILR, no caso do menor pico de torque, para ambas as velocidades estudadas. No caso do

maior pico de torque, a relação cresce para aproximadamente 9 vezes (60°/s) e 13 vezes (180°/s) respectivamente. Isso significa que, mesmo para indivíduos com baixa capacidade de produção de torque, a fase VO apresenta grande flutuação quando comparada com ILR. Portanto, é razoável considerar que a fase ILR é o único segmento verdadeiramente isocinético.

Estudos anteriores têm ressaltado a importância de se removerem as fases ACC e DEC durante a análise de dados isocinéticos (Maly *et al.*, 2006; Messier *et al.*, 2005; Wilk *et al.*, 1992; 1994). Elas são bem compreendidas como não-isocinéticas. Contudo, mantê-las, em certos casos, pode causar menos impacto que a manutenção de VO. Por exemplo, o comportamento de TW a 60°/s (Tabela 5.1) indica que VO contribui com aproximadamente 8,93% do trabalho realizado em toda a ROM, enquanto que ACC e DEC, somadas, contribuem com apenas 1,91%. A 180°/s, ACC+DEC passa a contribuir com 9,17% e VO cai para 6,7%, o que ainda é um valor alto.

Comparando-se VO com ILR quanto à produção do trabalho, verifica-se que VO corresponde a 10% (8%) do trabalho produzido em ILR a 60°/s (180°/s). Assim, considerar VO+ILR como um segmento isocinético poderia sugerir que um sujeito produziu, sob condições isocinéticas, 10% (8%) mais trabalho do que o que ele realmente produziu.

Uma vez que a técnica do janelamento não distingue VO de ILR, a região de carga inteira é tratada como isocinética, o que modifica significativamente a interpretação dos resultados, como se pode constatar pela comparação das tabelas 5.3 e 5.1, ou ao se observar a Tabela 5.5. Conseqüentemente, o janelamento não se mostra adequado ao estudo do exercício “isocinético puro”. Não há uma definição científica para a expressão “isocinético puro”. Contudo, para os resultados e condições deste estudo (Tabela 5.2), seria razoável considerar isocinético todo o segmento do sinal velocidade angular cujo valor do coeficiente de variância fosse menor ou igual a 1,35 (possível dado normativo).

Para a técnica de redução de dados (Tabela 5.4), o segmento LR parece ser muito similar ao segmento ILR (método do algoritmo, Tabela 5.1), especialmente a 180°/s. Contudo, diferenças são evidenciadas na Tabela 5.5. Pode ser observado na Figura 5.1 que a remoção dos 10° finais elimina uma parte do segmento isocinético, enquanto que a remoção dos 10° iniciais pode não ser suficiente para a retirada completa do segmento VO.

5.1.5 Conclusão

O artefato VO apresenta influência significativa sobre os testes isocinéticos de extensão do joelho a 60°/s e 180°/s. Tratá-lo como fase independente possibilita uma interpretação mais exata dos dados de acordo com a definição do termo “isocinético”. Portanto, recomenda-se a aplicação do algoritmo apresentado para uma estimativa acurada do desempenho muscular em dinamômetros isocinéticos. Contudo, novos estudos são necessários em um espectro de velocidades maior e em outras articulações para a generalização destas conclusões.

5.2 ANÁLISE DA ESTACIONARIEDADE DO SINAL DE EMG-S NAS FASES VO E ILR DO EXERCÍCIO ISOCINÉTICO

5.2.1 Introdução

Quando um sinal eletromiográfico é adquirido durante uma contração isométrica constante, ele pode ser considerado como a realização de um processo estocástico estacionário no sentido amplo (*wide-sense stationary*) com distribuição Gaussiana da amplitude e média zero (Basmajian e De Luca, 1985). Contudo, sob condições dinâmicas, a suposição de estacionariedade não se aplica visto que o conteúdo de frequência do sinal muda ao longo do tempo. Não-estacionariedades do sinal de EMG-S podem ser classificadas como lentas ou rápidas (Bonato *et al.*, 2001). As lentas são, normalmente, devido ao acúmulo de metabólitos que causam as manifestações elétricas da fadiga muscular. Esses metabólitos afetam o pH dos fluidos intersticiais do músculo, o que implica na redução da velocidade de condução do potencial de ação. As rápidas são, em geral, relacionadas aos fatores biomecânicos (Bonato *et al.*, 2001). O ângulo das articulações e a posição dos membros mudam continuamente, enquanto vários músculos trabalham em conjunto para realizar certo movimento. Isso pode resultar em rápidas mudanças no recrutamento/desrecrutamento de unidades motoras, o que poderia introduzir não-estacionariedades no sinal de EMG-S. Além disso, os músculos em contração dinâmica frequentemente mudam sua posição em relação aos eletrodos de aquisição. A modificação do espectro de frequência do sinal de EMG-S também se dá em função de variações da força muscular (Broman *et al.*, 1985) e do comprimento do músculo (Inbar *et al.*, 1987).

Um método utilizado para minimizar os efeitos não-estacionários e melhorar a sensibilidade de estimativas tempo-frequência do sinal de EMG-S é a limitação da análise a uma atividade dinâmica mecanicamente reproduzível. Nesse caso, somente são consideradas as contrações dinâmicas cíclicas, que resultam em mudanças mecânicas do músculo que se repetem periodicamente. Assume-se que, nessas condições, existe uma faixa da atividade muscular em que as variações da força, do comprimento do músculo e da velocidade de encurtamento/alongamento das fibras musculares são praticamente idênticas (Bonato *et al.*, 2001).

Exercícios de dinamometria isocinética são caracterizados por repetições cíclicas. Por essa razão, o estudo da EMG-S associado a esses exercícios deve ser focado sobre uma faixa do movimento em que os efeitos não-estacionários sejam amenizados. A definição de critérios para a identificação dessa faixa representa um desafio inexplorado quando se combinam as técnicas de DI e de EMG-S. Esforços nesse sentido podem contribuir para se restringirem, em parte, as causas de não-estacionariedades rápidas. Ao se considerar que em determinada porção do ciclo os fatores não-estacionários são invariantes, pode-se supor que o surgimento de novos níveis de não-estacionariedades no sinal de EMG-S tenha origem em causas de natureza lenta, ou seja, em fenômenos como a fadiga muscular, por exemplo. Significa dizer que durante um número determinado de ciclos as características permanecem aproximadamente estáveis – ao que se denomina ciclo-estacionariedade – até que novos fenômenos alterem essa condição.

Na seção 5.1, anterior, foi visto que o segmento VO apresenta influência significativa sobre a interpretação das variáveis biomecânicas. Nesta seção, o sinal de EMG-S foi avaliado sobre o segmento VO, comparativamente ao segmento ILR, quanto ao seu grau de estacionariedade. A hipótese inicial é de que o mecanismo de controle da velocidade acionado pelo dinamômetro, que aumenta/diminui a resistência sobre o membro em movimento de forma a manter a velocidade constante, pode causar sobre o sinal de EMG-S, durante a etapa VO, um efeito não-estacionário de natureza rápida. A confirmação dessa hipótese apontaria para a necessidade de se excluir a porção do sinal mioelétrico dentro do segmento VO quando das estimativas das variáveis eletromiográficas. Por outro lado, níveis de estabilidade no segmento ILR podem sugerir-lo como a faixa mais adequada ao estudo da EMG-S na dinamometria isocinética.

Neste estudo, a verificação da estacionariedade se deu pelo teste estatístico KPSS, aplicado sobre os dois segmentos (VO e ILR). Esse teste foi originalmente desenvolvido para o estudo de séries temporais relacionadas às ciências econômicas (Kwiatkowski *et al.*, 1992). Contudo, seu uso tem sido estendido a sinais biofísicos como os oriundos de eletroencefalografia (Maganioti *et al.*, 2010).

5.2.2 Estacionariedade e Integração

Um processo estacionário no sentido estrito (*strict-sense stationary*) é um processo estocástico cuja distribuição de probabilidade não varia ao longo do tempo (Komo, 1987). Características básicas como a média ($E(Y_t)$) e a variância ($Var(Y_t)$) permanecem constante ao longo do tempo. Séries temporais estacionárias são mais fáceis de analisar e prever. Por essa razão, séries originalmente não-estacionárias são frequentemente transformadas em séries estacionárias para futuras análises. Processos não-estacionários apresentam uma tendência que é um componente sistemático, linear ou não, que muda ao longo do tempo e não se repete, pelo menos durante a faixa de tempo em que ocorre a captura dos dados. Há dois tipos de tendência: determinística e estocástica. Séries temporais com tendência determinística têm variância constante e média variante, enquanto que as séries com tendência estocástica exibem variância não constante. Alguns processos podem conter ambas as tendências.

Um processo não-estacionário com tendência determinística é transformado em um processo estacionário através de sua regressão no tempo. Já para um processo não-estacionário com tendências estocásticas, o método mais comum para a remoção dessas tendências é a diferenciação. A diferenciação de uma série temporal Y_t no tempo discreto – ou a sua derivada discreta (Smith, 1998) – é uma nova série dif_t onde os seus valores são as diferenças entre valores consecutivos de Y_t . A diferenciação de ordem n é descrita por

$$dif^{(n)}_t = dif^{(n-1)}_t - dif^{(n-1)}_{t-1} \quad (5.2)$$

Algumas séries precisam ser diferenciadas várias vezes até atingirem a estacionariedade. Deste fato vem a definição de integração: uma série temporal é dita integrada de ordem n

(ou $I(n)$) quando ela se torna estacionária depois de ser diferenciada n vezes. Uma série $I(n)$ é dita ter n raízes unitárias.

5.2.3 Teste de estacionariedade KPSS

Testes de estacionariedade verificam a hipótese nula de que uma série Y_t é $I(0)$. Considere que Y_t , $t = 1, \dots, n$, é a série temporal observada, para a qual se deseja testar a estacionariedade, e que \bar{Y}_n é a média das amostras de Y_t . Considere, também, o processo de soma parcial das derivações a partir da média estimada:

$$S_n(u) = \sum_{t=1}^u (Y_t - \bar{Y}_n) \quad (5.3)$$

A hipótese nula da estacionariedade é formulada como $H_0 : E[S_n(u)] = 0$ para todo $u = 1, \dots, n$. Se o processo é não-estacionário, contudo, pode-se esperar que $E[S_n(u)]$ seja diferente de zero para algum u . Em termos do processo de soma parcial $S_n(u)$, Kwiatkowski *et al.* (1992) propuseram o seguinte teste estatístico KPSS para a estacionariedade:

$$T_n = \frac{1}{n^2 s_n^2} \sum_{u=1}^n [S_n(u)]^2 \quad (5.4)$$

onde

$$s_n^2 = m_n^{-1} \sum_{t,j=1}^{m_n} \hat{\gamma}_{t-j} \quad (5.5)$$

$$\hat{\gamma}_j = (n-j)^{-1} \sum_{t=1}^{n-j} (Y_t - \bar{Y}_n)(Y_{t+j} - \bar{Y}_n) \text{ for } 0 \leq j < n \quad (5.6)$$

e m_n é uma largura de banda que satisfaz $m_n \rightarrow \infty$ e $m_n/n \rightarrow 0$. Aqui s_n^2 é um estimador não-paramétrico para o limite de $n\text{Var}(\bar{Y}_n)$, desde que ele exista. Sob certas condições brandas, Kwiatkowski *et al.* (1992) mostraram que T_n convergiu em distribuição para

$$KPSS \rightarrow \int_0^1 V(t)^2 dt \quad (5.7)$$

onde $V(t)$ é uma ponte de Brownian padrão (Papoulis e Pillai, 2002). O teste pode então ser conduzido pela comparação de T_n com os valores críticos da cauda superior da integral na equação 5.7, os quais podem ser aproximados pela simulação da ponte de Brownian $V(t)$, como exemplifica a Tabela 5.6. Especificamente, se T_n é maior que o valor crítico desejado da cauda superior, então a estacionariedade deve ser rejeitada.

Tabela 5.6: Quantis da distribuição da estatística KPSS.

Quantis da cauda direita					
Distribuição	0,90	0,925	0,950	0,975	0,99
$\int_0^1 V(t)^2 dt$	0,349	0,396	0,446	0,592	0,762

Fonte: Kwiatkowski *et al.* (1992).

Estudos têm mostrado (Kwiatkowski *et al.* 1992; Maganioti *et al.*, 2010; Hobijn *et al.*, 2004) que o teste KPSS é o mais poderoso teste de estacionariedade para séries temporais. Detalhes adicionais do teste KPSS são descritos no trabalho de Zivot e Wang (2002).

5.2.4 Métodos

Os dados foram obtidos a partir do protocolo descrito na seção 4.1. Com o auxílio da interface computacional construída para os algoritmos de análise de sinais (ver Apêndice A), os segmentos de sinal de EMG-S relativos às etapas VO e ILR foram extraídos das 10 (dez) repetições em todas as 3 (três) séries, para ambas as velocidades angulares (60°/s e 180°/s) e para todos os sujeitos. O critério de escolha do canal de EMG-S foi o mesmo descrito na seção 3.5, associado à recomendação da subseção 4.2.5.

A estacionariedade do sinal de EMG-S foi verificada em cada segmento extraído, utilizando-se o teste KPSS. Sempre que a aplicação do KPSS rejeitou a hipótese nula (H_0), por convenção atribuiu-se o valor **1** (um) ao resultado do teste. Quando houve aceitação de H_0 , o valor atribuído ao resultado foi **0** (zero), significando que a série temporal é estacionária. O nível de significância adotado foi de 0,05.

Para cada repetição de uma série isocinética, determinou-se a média dos resultados retornados pelo teste KPSS nas etapas VO e ILR, conforme o Quadro 5.1.

Quadro 5.1: Média dos valores retornados pelo teste KPSS nas etapas VO e ILR em cada repetição da série isocinética s .

Sujeito	Série s							
	Rep. 1		Rep. 2		...		Rep. 10	
	VO	ILR	VO	ILR	...	VO	ILR	
S01	1	0	0	0	...	1	0	
S02	0	0	1	0	...	1	0	
.	
.	
.	
S16	1	0	1	0	...	0	0	
Média	M_{VO1}	M_{ILR1}	M_{VO2}	M_{ILR2}	...	M_{VO10}	M_{ILR10}	

Então foi calculada, para cada etapa, a média (\pm desvio padrão) da série isocinética, a qual corresponde à média (\pm desvio padrão) das médias em cada repetição, como detalha a equação 5.8.

$$M_{VOSérie} = \frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} M_{VOi}, \quad M_{ILRSérie} = \frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} M_{ILRi} \quad (5.8)$$

Neste estudo se propõe considerar a média da série isocinética como um indicador do nível de estacionariedade do sinal de EMG-S dentro da série: quanto mais próxima de 0 (zero), maior o nível de estacionariedade; quanto mais próxima de 1 (um), menor (ver Figura 5.2).

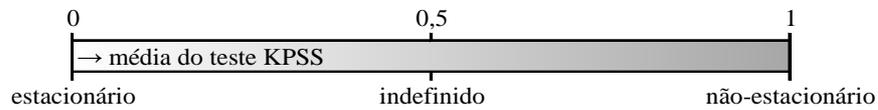


Figura 5.2: Indicador do nível de estacionariedade com base na média do teste KPSS.

Comparações estatísticas foram realizadas entre as médias de cada etapa (VO e ILR) dentro de uma série, entre as três séries e entre as velocidades angulares, com nível de significância de 0,05 (cauda dupla) e 95% de intervalo de confiança. Utilizou-se o teste de normalidade de Shapiro-Wilk (De Sá, 2007), confiável para números pequenos de amostra (em torno de 10). Na comparação das médias entre dois grupos foi usado o teste *t-Student*

para amostras dependentes – distribuição normal – e o teste não-paramétrico Wilcoxon-Signed-Rank – distribuição não-normal. Na comparação entre as médias de três grupos foi usado o teste de Friedman com Wilcoxon Signed-Rank (*post hoc*) – não-normal.

5.2.5 Resultados

A Tabela 5.7 mostra, para cada célula de resultado, a média de respostas do teste KPSS entre os 16 (dezesseis) sujeitos (conforme sugerido no Quadro 5.1), consolidando-as na média de cada etapa (VO e ILR) dentro da série isocinética, conforme a equação 5.8 (p.e., a média dos 16 sujeitos em VO, 60°/s, série 1 e repetição 1 = 0,75). A Tabela 5.8 compara o nível de estacionariedade (sinal de EMG-S) entre as séries, respectivamente, para cada etapa (VO e ILR), considerando a mesma velocidade angular. A Tabela 5.9 compara as etapas VO e ILR dentro de cada série isocinética quanto aos níveis de estacionariedade. A Tabela 5.10 compara o nível de estacionariedade entre as velocidades 60°/s e 180°/s, para cada uma das etapas VO e ILR, dentro de cada série isocinética.

Tabela 5.7: Nível de estacionariedade em cada etapa (VO e ILR) e para cada série isocinética, nas velocidades de 60°/s e 180°/s.

Repetição	60°/s						180°/s					
	Série 1		Série 2		Série 3		Série 1		Série 2		Série 3	
	VO	ILR	VO	ILR	VO	ILR	VO	ILR	VO	ILR	VO	ILR
1	0,75	0,19	0,94	0,25	0,94	0,13	0,94	0,31	0,94	0,19	1,00	0,38
2	0,69	0,06	0,44	0,00	0,69	0,00	1,00	0,19	0,94	0,31	1,00	0,25
3	0,50	0,13	0,69	0,00	0,56	0,00	1,00	0,25	1,00	0,25	1,00	0,31
4	0,69	0,00	0,56	0,06	0,63	0,06	1,00	0,19	1,00	0,25	1,00	0,31
5	0,50	0,06	0,63	0,00	0,50	0,00	0,94	0,19	1,00	0,31	1,00	0,31
6	0,44	0,13	0,63	0,00	0,56	0,00	1,00	0,19	1,00	0,31	1,00	0,31
7	0,44	0,00	0,69	0,00	0,63	0,00	1,00	0,25	1,00	0,19	1,00	0,38
8	0,50	0,06	0,63	0,06	0,63	0,00	1,00	0,13	1,00	0,25	1,00	0,31
9	0,63	0,06	0,50	0,00	0,56	0,13	1,00	0,19	1,00	0,19	0,94	0,31
10	0,56	0,00	0,69	0,00	0,56	0,00	0,94	0,25	1,00	0,25	0,94	0,25
Média	0,57	0,07	0,64	*0,04	*0,63	*0,03	*0,98	0,21	*0,99	*0,25	*0,99	*0,31
DP	0,11	0,06	0,13	0,08	0,12	0,05	0,03	0,05	0,03	0,05	0,03	0,04

Nota. Cada célula representa a média, entre os 16 sujeitos, das respostas do teste KPSS (0 → estacionário ou 1 → não-estacionário), indicando o nível de estacionariedade em cada etapa e ao longo da série (neste caso, média ± DP).

* Distribuição não-normal ($p < 0,05$) → teste de Shapiro-Wilk.

Tabela 5.8: Comparação estatística dos níveis de estacionariedade das etapas VO e ILR entre as séries isocinéticas.

Velocidade	Etapa	Resultados
60 ^o /s	⁽¹⁾ VO	S1 = S2, S2 = S3, S1 = S3
	⁽²⁾ ILR	S1 = S2, S2 = S3, S1 = S3
180 ^o /s	⁽³⁾ VO	S1 = S2, S2 = S3, S1 = S3
	⁽⁴⁾ ILR	S1 = S2, S2 = S3, S1 < S3

Nota. Nas comparações entre as séries foi utilizado o teste de Friedman com Wilcoxon Signed-Rank (*post hoc*).

⁽¹⁾ Aceita $H_0 \rightarrow H(3) = 2,46, p > 0,05$.

⁽²⁾ Aceita $H_0 \rightarrow H(3) = 3,00, p > 0,05$.

⁽³⁾ Aceita $H_0 \rightarrow H(3) = 0,40, p > 0,05$.

⁽⁴⁾ Rejeita $H_0 \rightarrow H(3) = 10,75, p < 0,05$.

Tabela 5.9: Comparação estatística entre os níveis de estacionariedade das etapas VO e ILR dentro de cada série isocinética.

Velocidade	Série	Estacionariedade	Média _{VO} /Média _{ILR}
60 ^o /s	1	⁽¹⁾ VO < ILR	8,27
	2	⁽²⁾ VO < ILR	17,00
	3	⁽²⁾ VO < ILR	20,00
180 ^o /s	1	⁽²⁾ VO < ILR	4,62
	2	⁽²⁾ VO < ILR	3,95
	3	⁽²⁾ VO < ILR	3,16

Nota. Comparações com diferenças significativas ($p < 0,05$): ⁽¹⁾t-Student e ⁽²⁾Wilcoxon-Signed-Rank. Nestes casos, média maior significa menor nível de estacionariedade.

Tabela 5.10: Comparação do nível de estacionariedade entre as velocidades 60^o/s e 180^o/s e em cada etapa VO e ILR, dentro da série isocinética.

Série	VO	ILR
1	VO ₆₀ < VO ₁₈₀ , (VO ₁₈₀ /VO ₆₀) = 1,73	ILR ₆₀ < ILR ₁₈₀ , (ILR ₁₈₀ /ILR ₆₀) = 3,09
2	VO ₆₀ < VO ₁₈₀ , (VO ₁₈₀ /VO ₆₀) = 1,55	ILR ₆₀ < ILR ₁₈₀ , (ILR ₁₈₀ /ILR ₆₀) = 6,67
3	VO ₆₀ < VO ₁₈₀ , (VO ₁₈₀ /VO ₆₀) = 1,58	ILR ₆₀ < ILR ₁₈₀ , (ILR ₁₈₀ /ILR ₆₀) = 10,00

Nota. Todas as comparações apresentaram diferenças significativas ($p < 0,05$) com o teste Wilcoxon-Signed-Rank. A não-estacionariedade é maior a 180^o/s para ambas as etapas.

5.2.6 Discussão

Os resultados decorrentes da aplicação do método proposto para o estudo da estacionariedade dos sinais de EMG-S no exercício isocinético apontam para um grau elevado de não-estacionariedade na etapa VO, quando comparado com a etapa ILR.

Em primeira análise, pode-se observar na Tabela 5.7 que as médias referentes à etapa VO são superiores a 0,5 tanto em 60°/s quanto em 180°/s, localizando-se no intervalo de não-estacionariedade (0,5 1]. Já para a etapa ILR, as médias estão dentro do intervalo de estacionariedade [0 0,5), caracterizando maior estabilidade dos sinais nessa faixa. Esses resultados são ratificados pela Tabela 5.9 em que os testes estatísticos confirmaram a diferença entre as etapas VO e ILR, nas 3 (três) séries isocinéticas e em ambas as velocidades angulares, com a média em VO sempre maior que em ILR. A relação entre as médias de VO e ILR varia, aproximadamente, de 8 a 20 (de 3 a 5) a 60°/s (a 180°/s). Isso indica que os fatores não-estacionários são significativamente mais impactantes em VO do que em ILR, revelando a inadequação da faixa VO para o estudo da EMG-S. Apesar da existência de certo grau de não-estacionariedade agindo sobre a faixa ILR, os valores das médias nessa faixa, segundo o teste KPSS, estão muito próximos de zero (especialmente a 60°/s), o que caracteriza o comportamento de sinais “ciclo-estacionários” e, portanto, adequados às análises de EMG-S.

Ainda na Tabela 5.7 pode-se observar que as médias a 180°/s, em todas as etapas e séries, são maiores que as médias a 60°/s, sugerindo que quanto maior a velocidade angular, maior a não-estacionariedade do sinal de EMG-S. A Tabela 5.10 confirma essa hipótese e mostra que os efeitos não-estacionários podem ser até 10 (1,73) vezes maiores para ILR (VO) quando a velocidade de 180°/s é comparada à de 60°/s. Isso pode ser explicado pelo fato de que a inércia de um movimento a 180°/s é maior que a 60°/s, exigindo do dinamômetro isocinético um esforço também maior para ajustar a velocidade angular a um patamar constante e pré-definido, o que aumenta a probabilidade de ocorrência de artefatos de movimento (não-estacionariedade rápida).

Quando a mesma etapa isocinética foi comparada entre as séries de uma mesma velocidade angular, conforme ilustrado pela Tabela 5.8, nenhuma diferença significativa foi encontrada, exceto entre as séries 1 e 3 para ILR a 180°/s ($S1 < S3$). Isso se deve ao fato de que a série 3 apresenta níveis maiores de não-estacionariedade em função de estado de fadiga mais acentuado, o que não ocorre nas séries 1 e 2. Na velocidade de 60°/s, a manifestação da fadiga já acontece com intensidade relativa desde a série 1 (como será visto na seção 5.3), razão pela qual não são evidenciadas diferenças significativas entre as séries. Os resultados encontrados sugerem que, nas condições de contração dinâmica propostas no protocolo experimental da seção 4.1, os efeitos perturbadores do sinal de

EMG-S são cíclicos e praticamente invariantes, ocorrendo com maior intensidade na etapa VO. Esse resultado corrobora com a afirmação de que os sinais de EMG-S podem ser satisfatoriamente considerados ciclo-estacionários na etapa ILR.

5.2.7 Conclusão

Uma vez constatados elevados níveis de não-estacionariedade na etapa VO, em contrapartida a relevantes níveis de estacionariedade na etapa ILR, fica fortalecida a recomendação de que a análise de EMG-S associada a exercícios isocinéticos deve ocorrer somente na faixa correspondente a ILR. Isso é coerente com a conclusão prévia (seção 5.1) de que a interpretação correta dos dados de testes isocinéticos precisa ser restrita à faixa de velocidade constante (ILR), pela própria definição do termo isocinético. Dessa forma ganha força, também, a recomendação de uso do algoritmo proposto no capítulo 3 (para a delimitação da etapa VO) quando se deseja combinar as técnicas de EMG-S e DI.

5.3 ESTUDO DA FADIGA MUSCULAR NO EXERCÍCIO ISOCINÉTICO COM INDICADORES ELETROMIOGRÁFICOS TRADICIONAIS E ESTIMATIVA DA VELOCIDADE DE CONDUÇÃO

5.3.1 Introdução

No estudo da biomecânica humana, é frequentemente desejável avaliar a fadiga dos músculos que estão envolvidos na realização de uma determinada tarefa (De Luca, 1997). Em particular, o ponto no qual uma contração muscular não pode mais ser mantida é geralmente o ponto em que um músculo é dito em fadiga, o que significa dizer que é detectada apenas depois que ocorre (De Luca, 1997). De forma geral, a fadiga pode ser definida como a redução na habilidade de um músculo gerar força ou potência em um exercício induzido (Gandevia *et al.*, 1996; Sjøgaard *et al.*, 2006). Identificar os fenômenos responsáveis por essa condição é um problema, na maioria das vezes, complexo. As questões fisiológicas que causam a fadiga muscular variam desde o acúmulo de metabólitos nas fibras musculares até a possibilidade da geração de um comando inadequado vindo do córtex motor (Enoka & Duchateau, 2008).

A produção de força muscular é regulada por dois mecanismos principais: o recrutamento de unidades motoras adicionais e o aumento da taxa de disparo das unidades motoras já ativas (Merletti e Parker, 2004). Estes dois mecanismos apresentam diferentes proporções em diferentes músculos. Como a amplitude do sinal de EMG varia de forma semelhante com esses mesmos fatores, pode-se esperar uma relação direta entre força muscular e amplitude dos sinais de EMG-S, como no estudo de Marras e Davis (2001). Contudo, outros estudos (Farina *et al.*, 2002) indicaram ser essa uma relação complexa de se observar. Apesar da relação controversa entre o nível de força exercida e o sinal de EMG-S, existe certo consenso na literatura quanto aos efeitos da fadiga sobre esses sinais nos casos de contrações estáticas. Em geral, a fadiga é observada como um aumento da amplitude dos sinais de EMG-S e uma compressão do seu espectro característico para as frequências menores (Kallenberg *et al.*, 2007), assim como um decréscimo na CV (De Luca, 1997). Contudo, existem vários fenômenos fisiológicos, anatômicos e de instrumentação que podem levar a resultados diferentes.

Se a interpretação da EMG-S e de fenômenos como a fadiga não é tarefa simples em condições estáticas, as dificuldades são ainda mais complexas no caso dinâmico (Farina, 2006). Quando um sinal é estacionário no sentido amplo, o seu espectro de frequência não varia com o tempo (Farina, 2006). Em contrações estáticas, sob condições controladas, o sinal de EMG-S pode ser considerado satisfatoriamente estacionário. Entretanto, nas contrações dinâmicas as propriedades do sinal podem mudar muito rapidamente, sendo necessário minimizar esses efeitos considerando-se apenas uma faixa limitada do sinal (Bonato *et al.*, 2001). Dessa forma, o estudo da fadiga no caso dinâmico deve, necessariamente, passar pela identificação das condições em que esses sinais podem ser assumidos como relativamente estacionários (Farina, 2006), fazendo-se necessário o desenvolvimento de protocolos específicos procurando limitar e isolar os fatores envolvidos no processo. Também importante é a definição das variáveis de estudo que possam descrever o fenômeno investigado.

Em razão dos inúmeros entendimentos encontrados na literatura especializada sobre como a fadiga muscular pode ser definida, não há um parâmetro fisiológico ou teórico que possa mensurá-la diretamente. Dada a inexistência dessa unidade de medida, faz-se necessária a definição de índices que reflitam a evolução, durante o tempo de contração, de grandezas mensuráveis como força e velocidade angular ou de variáveis associadas ao sinal de EMG-

S (Merletti e Parker, 2004). O registro da evolução destas variáveis ao longo do tempo permite a construção dos chamados “gráficos de fadiga” (Merletti *et al.*, 1991), que consistem na determinação das retas de regressão linear. A partir daí, pode-se obter um índice para a fadiga tomando-se a inclinação da reta de regressão correspondente (Merletti e Parker, 2004).

Com base no exposto, o presente estudo tem como objetivo a investigação do comportamento, por meio dos seus indicadores de fadiga, dos descritores eletromiográficos estimados a partir de sinais de EMG-S adquiridos durante contrações dinâmicas do exercício isocinético de intensidade máxima. A principal expectativa consiste em observar se, sob condições específicas, as tendências desses descritores são coerentes com as normalmente relatadas para o caso estático. Nesse aspecto, a dinamometria isocinética provê um ambiente controlado de contrações cíclicas que se alinha aos requisitos necessários para o estudo em questão.

5.3.2 Métodos

Os dados foram obtidos a partir do protocolo descrito na seção 4.1, considerando-se as 3 (três) séries isocinéticas a 60°/s e 180°/s, para os 16 (dezesesseis) sujeitos. O critério de escolha dos canais de EMG-S foi o mesmo descrito na seção 3.5, associado à recomendação da subseção 4.2.5. Algumas vezes o algoritmo de análise de sinais (subseção 2.5) deixa de escolher a mesma triplaleta nas 3 (três) séries isocinéticas como consequência de pequenas diferenças, entre as duas melhores tripletas de uma série, nos valores de SNR e de CC. Nesses casos, após inspeção visual dos resultados, o pesquisador poderia ajustar manualmente a escolha da triplaleta de forma que fosse a mesma em todas as séries. Entretanto, neste estudo só foram considerados os sujeitos para os quais o algoritmo de análise identificou a mesma triplaleta nas 3 (três) séries, na tentativa de se trabalhar com o melhor conjunto de sinais possível.

Com o auxílio da interface computacional construída para os algoritmos de análise de sinais (ver Apêndice A), os descritores eletromiográficos clássicos (RMS, ARV, MDF, MNF e CV) foram estimados – com uma janela deslizante de 250 ms e superposição de 125 ms – e os gráficos de fadiga traçados (semelhantes ao exemplo ilustrado na Figura

4.11, seção 4.4). O segmento de sinal de EMG-S considerado em cada repetição isocinética foi o correspondente à etapa ILR, em acordo com o estudo prévio sobre estacionariedade dos sinais de EMG-S em exercícios isocinéticos (seção 5.2).

Utilizou-se então, como índice de fadiga, o coeficiente angular (inclinação) da reta de regressão (gráfico de fadiga) normalizado pelo respectivo coeficiente linear (valor inicial). A divisão da reta de regressão pelo coeficiente linear forma uma nova reta que corta o eixo das ordenadas no ponto (0,1), conforme modelo das equações 5.8. A normalização das características dos sinais de EMG-S foi efetuada por ser necessária à comparação da atividade muscular entre diferentes sujeitos (Bolgla e Uhl, 2007; Merletti *et al.*, 1991).

$$\begin{aligned} \text{regressão_linear} &= a + bx \\ \text{regressão_linear_normalizada} &= 1 + \frac{b}{a}x \\ \text{índice_de_fadiga} &= b/a \end{aligned} \tag{5.8}$$

Duas variáveis biomecânicas, PT (pico de torque) e PTBW (pico de torque pelo peso corporal), também foram estimadas para auxiliar as análises. No primeiro caso, tomou-se o PT de cada uma das 10 (dez) repetições da série isocinética e determinou-se a reta de regressão linear em cada série. Então foi calculado o índice de fadiga nos mesmos moldes da equação 5.8. Esse índice permite observar o comportamento da variável dentro da série. No segundo caso, identificou-se o valor máximo de PTBW entre as 10 (dez) repetições de uma série e calculou-se a sua média entre todos os sujeitos, para uma mesma série. Neste caso, o índice permite observar o comportamento entre as séries.

Comparações estatísticas dos indicadores de fadiga foram realizadas entre as séries em uma mesma velocidade angular, com nível de significância de 0,05 (cauda dupla) e 95% de intervalo de confiança. Utilizou-se o teste de normalidade de Shapiro-Wilk (De Sá, 2007), confiável para números pequenos de amostra (em torno de 10). Na comparação das médias entre dois grupos foi usado o teste *t-Student* para amostras dependentes – distribuição normal – e o teste de Wilcoxon Signed-Rank – não-normal. Na comparação entre as médias de três grupos foi usado o teste One-Way ANOVA com o Tukey HSD (*post hoc*) para a distribuição normal e o de Friedman para o caso não-normal.

5.3.3 Resultados

Com base na recomendação da subseção 4.2.5, dois sujeitos (números 3 e 5) foram descartados da análise, visto que o algoritmo computacional não escolheu a mesma tripla para as 3 (três) séries, tanto a 60°/s quanto a 180°/s. Logo, a média dos índices de fadiga se deu entre 14 (catorze) sujeitos. A Tabela 5.11 mostra os resultados das médias dos índices de fadiga para os descritores de EMG-S. A Tabela 5.12 mostra as médias dos índices de fadiga para o pico de torque. A Tabela 5.13 ilustra as médias, nas séries, do valor máximo do PTBW de cada sujeito. A Tabela 5.14 apresenta as análises estatísticas onde os índices de fadiga e a variável PTBW são comparados entre as séries, na mesma velocidade angular. A Tabela 5.15 compara os índices de fadiga e a variável PTBW entre as velocidades angulares, na mesma série isocinética.

Tabela 5.11: Média dos índices de fadiga para os descritores de EMG-S.

Velocidade	Série	Descritores EMG-S (10^{-3})				
		CV	RMS	ARV	MDF	MNF
60°/s	1	-16,4 (18,5)*	14,0 (15,0)	14,7 (15,3)	-15,8 (6,8)	-15,0 (6,7)
	2	-18,8 (22,9)*	8,1 (11,2)	8,0 (11,6)	-12,3 (7,4)	-11,9 (7,3)
	3	-51,6 (158,5)*	4,1 (10,2)	3,3 (11,1)	-13,7 (7,9)	-13,2 (6,4)
180°/s	1	103,5 (336,9)*	37,8 (44,2)	38,1 (50,9)	-5,0 (42,0)*	-13,5 (27,8)
	2	-179,5 (688,1)*	43,8 (47,3)	46,4 (52,4)	15,6 (65,0)*	-5,9 (26,8)
	3	-1,9 (56,1)*	15,9 (33,4)	15,5 (39,0)	-2,1 (26,7)	-4,7 (21,6)

Nota. Os valores são representados pela média (\pm DP).

* Significativamente não-normal ($p < 0,05$) – teste de Shapiro-Wilk.

Tabela 5.12: Média dos índices de fadiga para o pico de torque.

Velocidade	Pico de Torque (10^{-3})		
	Série 1	Série 2	Série 3
60°/s	-23,0 (7,8)	-33,4 (7,2)	-36,9 (8,4)
180°/s	-3,8 (12,3)	-15,2 (11,8)	-22,1 (15,7)

Nota. Os valores são representados pela média (\pm DP). Todas as médias apresentam distribuição normal – teste de Shapiro-Wilk.

Tabela 5.13: Média do valor máximo do PTBW.

Velocidade	PTBW		
	Série 1	Série 2	Série 3
60°/s	350,6 (42,2)	317,6 (35,2)	283,4 (31,2)
180°/s	234,2 (27,4)	224,8 (27,7)	218,4 (27,6)

Nota. Os valores são representados pela média (\pm DP). Todas as médias apresentam distribuição normal – teste de Shapiro-Wilk.

Tabela 5.14: Comparações estatísticas dos índices de fadiga (IF) e da variável PTBW entre as séries de uma mesma velocidade angular.

Variável	Resultados	
	60°/s	180°/s
IF _{CV}	⁽¹⁾ ^(C) S1 = S2, S2 = S3, S1 = S3	⁽²⁾ ^(C) S1 = S2, S2 = S3, S1 = S3
IF _{RMS}	⁽³⁾ ^(A) S1 = S2, S2 = S3, S1 = S3	⁽⁴⁾ ^(A) S1 = S2, S2 = S3, S1 = S3
IF _{ARV}	⁽⁵⁾ ^(A) S1 = S2, S2 = S3, S1 = S3	⁽⁶⁾ ^(A) S1 = S2, S2 = S3, S1 = S3
IF _{MDF}	⁽⁷⁾ ^(A) S1 = S2, S2 = S3, S1 = S3	⁽⁸⁾ ^(C) S1 = S2, S2 = S3, S1 = S3
IF _{MNF}	⁽⁹⁾ ^(A) S1 = S2, S2 = S3, S1 = S3	⁽¹⁰⁾ ^(A) S1 = S2, S2 = S3, S1 = S3
IF _{PT}	⁽¹¹⁾ ^(A) ^(B) S1 > S2, S2 = S3, S1 > S3	⁽¹²⁾ ^(A) ^(B) S1 = S2, S2 = S3, S1 > S3
PTBW	⁽¹³⁾ ^(A) ^(B) S1 > S2, S2 > S3, S1 > S3	⁽¹⁴⁾ ^(A) S1 = S2, S2 = S3, S1 = S3

^(A) One-Way ANOVA, ^(B) Tukey (*post hoc*)

^(C) Teste de Friedman

⁽¹⁾ Aceita $H_0 \rightarrow H(3) = 0,53, p > 0,05$.

⁽²⁾ Aceita $H_0 \rightarrow H(3) = 1,21, p > 0,05$.

⁽³⁾ Variâncias homogêneas; aceita $H_0 \rightarrow F(2,39) = 2,28, p > 0,05$.

⁽⁴⁾ Variâncias homogêneas; aceita $H_0 \rightarrow F(2,39) = 1,70, p > 0,05$.

⁽⁵⁾ Variâncias homogêneas; aceita $H_0 \rightarrow F(2,39) = 2,82, p > 0,05$.

⁽⁶⁾ Variâncias homogêneas; aceita $H_0 \rightarrow F(2,39) = 1,56, p > 0,05$.

⁽⁷⁾ Variâncias homogêneas; aceita $H_0 \rightarrow F(2,39) = 0,82, p > 0,05$.

⁽⁸⁾ Aceita $H_0 \rightarrow H(3) = 1,25, p > 0,05$.

⁽⁹⁾ Variâncias homogêneas; aceita $H_0 \rightarrow F(2,39) = 0,72, p > 0,05$.

⁽¹⁰⁾ Variâncias homogêneas; aceita $H_0 \rightarrow F(2,39) = 0,49, p > 0,05$.

⁽¹¹⁾ Variâncias homogêneas; rejeita $H_0 \rightarrow F(2,39) = 12,03, p < 0,05$.

⁽¹²⁾ Variâncias homogêneas; rejeita $H_0 \rightarrow F(2,39) = 6,63, p < 0,05$.

⁽¹³⁾ Variâncias homogêneas; rejeita $H_0 \rightarrow F(2,39) = 11,90, p < 0,05$.

⁽¹⁴⁾ Variâncias homogêneas; aceita $H_0 \rightarrow F(2,39) = 1,17, p > 0,05$.

Tabela 5.15: Comparação dos índices de fadiga (IF) e da variável PTBW entre as velocidades angulares de 60°/s e 180°/s, em uma mesma série isocinética.

Variável	Série 1	Série 2	Série 3
IF _{CV}	⁽²⁾ IF _{CV60} < IF _{CV180}	⁽²⁾ IF _{CV60} = IF _{CV180}	⁽²⁾ IF _{CV60} = IF _{CV180}
IF _{RMS}	⁽¹⁾ IF _{RMS60} = IF _{RMS180}	⁽¹⁾ IF _{RMS60} < IF _{RMS180}	⁽¹⁾ IF _{RMS60} = IF _{RMS180}
IF _{ARV}	⁽¹⁾ IF _{ARV60} = IF _{ARV180}	⁽¹⁾ IF _{ARV60} < IF _{ARV180}	⁽¹⁾ IF _{ARV60} = IF _{ARV180}
IF _{MDF}	⁽²⁾ IF _{MDF60} = IF _{MDF180}	⁽²⁾ IF _{MDF60} = IF _{MDF180}	⁽¹⁾ IF _{MDF60} = IF _{MDF180}
IF _{MNF}	⁽¹⁾ IF _{MNF60} = IF _{MNF180}	⁽¹⁾ IF _{MNF60} = IF _{MNF180}	⁽¹⁾ IF _{MNF60} = IF _{MNF180}
IF _{PT}	⁽¹⁾ IF _{PT60} < IF _{PT180}	⁽¹⁾ IF _{PT60} < IF _{PT180}	⁽¹⁾ IF _{PT60} < IF _{PT180}
PTBW	⁽¹⁾ PTBW ₆₀ > PTBW ₁₈₀	⁽¹⁾ PTBW ₆₀ > PTBW ₁₈₀	⁽¹⁾ PTBW ₆₀ > PTBW ₁₈₀

⁽¹⁾ *t*-Student

⁽²⁾ Wilcoxon Signed-Rank

5.3.4 Discussão

Para este estudo foi adotada a estratégia de se analisar apenas a faixa fixa do sinal mioelétrico correspondente à etapa ILR do exercício isocinético. Isso teve o intuito de minimizar os efeitos não estacionários, comuns em contrações dinâmicas, causados por alterações no comprimento do músculo, pela variação na força aplicada durante os diversos ciclos e pela movimentação do eletrodo sobre a pele em relação ao músculo (Bonato *et al.*, 2001). Essa faixa foi escolhida em razão dos satisfatórios níveis de estacionariedade apresentados no estudo prévio da seção 5.2.

Numa primeira observação da Tabela 5.11, com foco sobre a velocidade de 60°/s, a estratégia adotada parece confirmar a expectativa inicial de que os descritores de EMG-S podem ter, sob certas condições, o mesmo comportamento no caso dinâmico e no caso estático. As 3 (três) séries revelaram tendência decrescente para CV, MNF e MDF, e crescente para RMS e ARV, o que tem sido largamente reportado na literatura especializada como um resultado da fadiga em contrações estáticas. Isso também indica que no exercício de intensidade máxima a 60°/s, com 10 (dez) repetições, o estado de fadiga ocorre durante a execução individual de uma série, o que é sinalizado, também, pelas inclinações negativas acentuadas do PT (ver Tabela 5.12). Quando os parâmetros de EMG-S foram comparados entre as 3 (três) séries (ver Tabela 5.14), nenhuma diferença significativa nas inclinações foi encontrada. Poderia ser esperado que um aumento do nível de fadiga se refletisse em alguma alteração nas inclinações ao longo das séries. Contudo, a

queda de PTBW a 60°/s é de aproximadamente 10% a cada série (ver Tabela 5.13), porém, com diferença significativa entre as séries (ver Tabela 5.14). Isso sugere que, para o protocolo experimental utilizado, o grau de fadiga aumenta a cada série, contudo, o descanso de 1 minuto é capaz de prover recuperação considerável da atividade muscular (cerca de 90% da capacidade da série anterior).

Em outras palavras, pode-se dizer que, em função do descanso, o acréscimo do nível de fadiga a cada série foi pouco intenso, não se refletindo no comportamento das variáveis de EMG-S. De qualquer forma, esses parâmetros variam dentro de uma faixa na qual, atingidos os limites, perde-se a sensibilidade para a detecção de graus maiores de fadiga. Farina *et al.* (2002) relataram, por exemplo, que a MDF e a MNF refletem o recrutamento de novas unidades motoras – progressivamente maiores e mais rápidas – com inclinação crescente até o recrutamento de todas as unidades, quando então a tendência passa a ser decrescente até que se atinja um valor constante. Nas séries a 60°/s, por se tratar de exercício com intensidade máxima, esse recrutamento total já acontece dentro da série. Esse fenômeno também é evidenciado por um resultado análogo, mas com relação inversa, que pode ser visto na Tabela 5.14 onde na série 1 – em que o músculo se encontra na melhor condição para a produção do máximo torque – a inclinação é mais acentuada que na série 2 dada a capacidade de maior explosão muscular (fibras tipo IIb) nas repetições iniciais da série 1. Perdida a capacidade de explosão, a diferença entre a intensidade das primeiras e das últimas repetições se torna menor, resultando em uma inclinação também menor e equivalente nas séries 2 e 3.

Quando o foco se volta sobre a velocidade de 180°/s, parece não haver correspondência de resultados com o caso estático. Contudo, a velocidades maiores, novas questões precisam ser consideradas. Primeiramente, os níveis de força produzidos em altas velocidades são significativamente menores que aqueles alcançados em baixas velocidades, o que pode ser constatado pela variável PTBW na Tabela 5.13, e pelas variáveis PTBW e IF_{PT} na Tabela 5.15. Estabelecendo-se uma relação a partir da Tabela 5.13, percebe-se que o pico de torque a 60°/s é aproximadamente 50% maior que o pico de torque a 180°/s. Ainda na Tabela 5.13 se vê que o potencial na produção de torque cai 20% (7%) a 60°/s (180°/s). Por essa razão, é razoável supor a primeira série de exercícios a 180°/s não tem intensidade suficiente para levar o músculo ao estado de fadiga. A inclinação positiva da CV na primeira série (Tabela 5.11) é um indicador de que ainda existem unidades motoras a

serem recrutadas (Farina *et al.*, 2002). Essa diferença em relação à 60°/s aparece, também, na Tabela 5.15 ($IF_{CV60} < IF_{CV180}$). Na medida em que a cada série o acúmulo de metabólitos adiciona um grau maior ao estado de fadiga, esse só se torna evidente ao longo das séries, como se observa na Tabela 5.14 em que diferenças significativas entre o indicador de fadiga do PT são detectadas apenas entre as séries 1 e 3 ($S1 > S3$), não sendo percebidas entre séries consecutivas. Então, levando-se em conta que a 180°/s o estado de fadiga só aparece acentuado na série 3, a comparação com o caso estático só deve ser considerada nesta série, onde de fato a semelhança de comportamentos se confirma. Isso condiz com os resultados de Andrade (2006) que sugere que esses padrões são observados em protocolos que conduzem o sujeito rapidamente à fadiga.

5.3.5 Conclusão

Sob condições de estacionariedade relativa e nas quais a produção da força tenha intensidade suficiente para produzir níveis relevantes de fadiga, o comportamento dos descritores de EMG-S no caso dinâmico é bastante similar ao caso isométrico e, muito provavelmente, regido pelos mesmos fatores fisiológicos. Para velocidades maiores que 180°/s, pode-se supor que um número maior de séries e/ou repetições seria necessário à produção de fadiga e, portanto, para a observação dos mesmos padrões. Em trabalhos futuros, níveis apropriados de fadiga podem ser produzidos pelo critério – comum na dinamometria isocinética – em que uma série só é interrompida quando o sujeito realiza três repetições consecutivas com intensidade 50% menor que o maior pico da série.

5.4 ESTUDO DA FADIGA MUSCULAR COM INDICADORES DO TRABALHO BIOMECÂNICO, DO TORQUE E DA ENERGIA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE

5.4.1 Introdução

Sob a ótica da Biomecânica, a abordagem do estudo da fadiga se concentra na estimativa da força de contração muscular por meio do monitoramento do torque sobre uma determinada articulação. Esse método considera todo o grupo de músculos relacionados à articulação. A fadiga muscular é avaliada, nesse caso, pela variação declinante do pico de

torque gerado em cada repetição de uma série de exercícios isocinéticos (Brown, 2000). Na presente análise foi estimada, além das variáveis biomecânicas do torque e do trabalho realizado, a energia do sinal de EMG-S de forma a se estabelecer indicadores de eficiência para o exercício isocinético. A proposta consistiu em verificar a capacidade de produção de torque e de realização de trabalho do músculo em relação à quantidade de energia miolétrica necessária à execução do exercício. Neste estudo (Schwartz *et al.*, 2010c), as técnicas de EMG-S e DI foram mais uma vez combinadas para a investigação da fadiga.

5.4.2 Métodos

Os dados foram obtidos a partir do protocolo descrito na seção 4.1, considerando-se apenas as 3 (três) séries executadas na velocidade de 60°/s. O critério de escolha dos canais de EMG-S foi o mesmo descrito na seção 3.5, associado à recomendação da subseção 4.2.5. Em cada uma das séries, foram identificadas as repetições com o maior (R1) e o menor (R2) pico de torque, para as quais foram determinadas as seguintes variáveis de análise: a) pico de torque em R1 (PT_{R1}) e R2 (PT_{R2}); b) tempo relativo (equação 5.9), em termos percentuais, do instante em que ocorre o pico de torque em R1 ($TRPT_{R1}$) e R2 ($TRPT_{R2}$); c) relação percentual da energia do sinal de EMG-S (equação 5.10) na repetição R1 ($E_{\%R1p}$) e R2 ($E_{\%R2p}$) até o ponto do pico de torque, e depois do ponto do pico de torque ($E_{\%R1p+}$ e $E_{\%R2p+}$); d) queda percentual do pico de torque ($QPT_{\%}$) produzido na repetição R2 em relação ao pico produzido em R1 (equação 5.11); e) relação percentual do trabalho (equação 5.12) produzido até o ($W_{\%Rp}$) e depois do ($W_{\%Rp+}$) ponto do pico de torque; f) relação (I_{efic1R}) entre o trabalho percentual e a energia percentual (equação 5.13); g) relação (I_{efic1R}) entre o pico de torque e a energia percentual (equação 5.14).

$$TRPT_R = \frac{TPT_R}{tempototal_R} * 100 \quad (\%) \quad (5.9)$$

onde $TRPT_R$ é o tempo relativo do pico de torque, TPT_R é o tempo em que ocorre o pico de torque (coordenada do eixo x – tempo) e $tempototal_R$ é a duração total, todos referentes à repetição R .

$$E_{\%Rp} = \frac{E_{Rp}}{E_{Rp} + E_{Rp+}} * 100 \quad (\%) \quad (5.10)$$

onde $E_{\%Rp}$ é a energia percentual até o de pico de torque, E_{Rp} é a energia real produzida até o de pico de torque e E_{Rp+} é a energia real produzida depois do ponto de pico de torque, referentes à repetição R . De forma análoga, pode-se determinar $E_{\%Rp+}$.

$$QPT_{\%} = \frac{PT_{R1} - PT_{R2}}{PT_{R1}} * 100 \quad (\%) \quad (5.11)$$

onde $QPT_{\%}$ é a queda percentual do pico de torque, PT_{R1} e PT_{R2} são os picos de torque em R1 e R2.

$$W_{\%Rp} = \frac{W_{Rp}}{W_{Rp} + W_{Rp+}} * 100 \quad (\%) \quad (5.12)$$

onde $W_{\%Rp}$ é o trabalho percentual produzido até o pico de torque, W_{Rp} é o trabalho real produzido até o pico de torque e W_{Rp+} o trabalho real produzido após o pico de torque, todos referentes à repetição R . De forma análoga, pode-se determinar $W_{\%Rp+}$.

$$I_{efic1R} = W_{\%Rp} / E_{\%Rp} \quad (5.13)$$

onde I_{efic1R} é o indicador de eficiência representado pela relação entre o trabalho percentual e a energia percentual, até o pico de torque da repetição R .

$$I_{efic2R} = PT_R / E_{\%Rp} \quad (5.14)$$

onde I_{efic2R} é o indicador de eficiência representado pela relação entre o pico de torque e a energia percentual, até o pico de torque da repetição R .

Comparações estatísticas entre os dados resultantes da aplicação das equações 5.9 a 5.14 foram feitas com um nível de significância de 0,05 (cauda dupla) e 95% de intervalo de confiança. O teste de normalidade aplicado foi o de Shapiro-Wilk (De Sá, 2007), considerado confiável para números pequenos de amostra (em torno de 10). Na

comparação das médias entre dois grupos foi usado o teste *t-Student* para amostras dependentes – distribuição normal. Na comparação entre as médias de três grupos foram usados os testes One-Way ANOVA com o Tukey HSD (*post hoc*) – distribuição normal – e o Kruskal-Wallis com Bonferroni (*post hoc*) – não-normal.

5.4.3 Resultados

As figuras 5.3 e 5.4 são representativas de um único sujeito, apenas para ilustrar o sinal da energia de EMG-S, o sinal de torque e o pico de torque – circulado em destaque –, respectivamente, para as repetições com o maior (Figura 5.3) e com o menor (Figura 5.4) pico. O eixo das abscissas (Tempo) é o tempo discreto e compreende a duração de uma repetição – na direção de extensão do joelho –, iniciando em zero. O eixo das ordenadas (Torque) representa a magnitude do torque produzido em Newtons•metro (Nm).

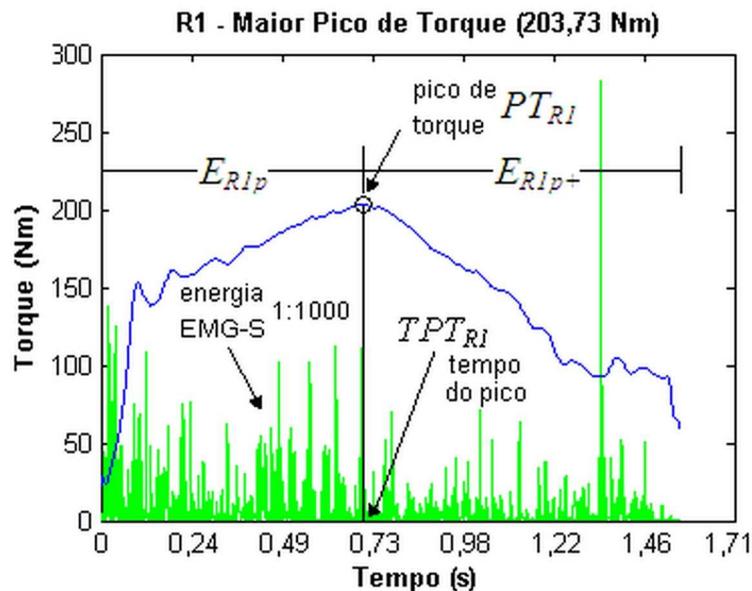


Figura 5.3: Repetição com o maior pico de torque (R1).
(modificado – Schwartz *et al.*, 2010c)

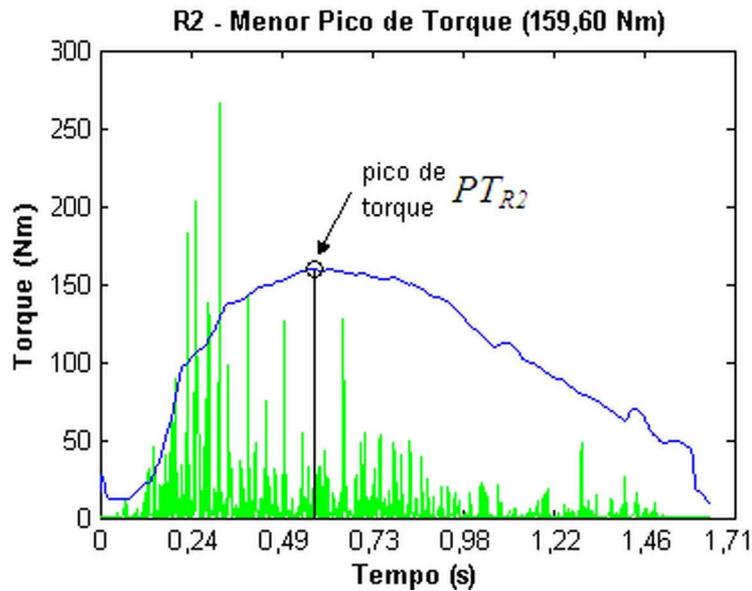


Figura 5.4: Repetição com o menor pico de torque (R2).
(modificado – Schwartz *et al.*, 2010c)

Para o exemplo das figuras 5.3 e 5.4, que representam R1 e R2 da primeira série, pode ser observado que o ponto do pico de torque ocorre mais rapidamente em R2 ($TPT_{R2} = 0,54s$), quando comparado com R1 ($TPT_{R1} = 0,68s$).

As tabelas 5.16, 5.17, 5.18 e 5.19 ilustram, respectivamente, os resultados para as variáveis de análise referentes ao pico de torque, à energia do sinal de EMG-S, ao trabalho biomecânico e aos indicadores de eficiência. As tabelas 5.20, 5.21, 5.22 e 5.23 ilustram as comparações estatísticas efetuadas.

Tabela 5.16: Variáveis de torque. (modificado – Schwartz *et al.*, 2010c).

Série	$TRPT_{R1}$ (%)	$TRPT_{R2}$ (%)	PT_{R1} (Nm)	PT_{R2} (Nm)	$QPT\%$
1	47,3 (7,4)	42,5 (6,2)	271,6 (45,9)	193,9 (39,0)*	28,6 (8,8)*
2	47,7 (5,8)	37,8 (5,3)	245,5 (46,2)	160,0 (26,8)*	34,4 (7,0)
3	47,7 (7,4)	36,2 (6,2)	217,8 (41,7)	132,8 (26,7)	38,9 (6,1)

Nota. os valores são representados por média ($\pm DP$).

* Distribuição não-normal ($p < 0,05$) - teste de Shapiro-Wilk

Tabela 5.17: Energia do sinal de EMG-S. (modificado – Schwartz *et al.*, 2010c).

Série	$E_{\%R1p}$	$E_{\%R1p+}$	$E_{\%R2p}$	$E_{\%R2p+}$
1	58,4 (10,2)	41,6 (10,2)	54,9 (12,7)	45,1 (12,7)
2	60,49 (9,7)	39,5 (9,7)	52,7 (9,0)	47,3 (9,0)
3	61,8 (10,9)	38,2 (10,9)	49,6 (11,7)	50,4 (11,7)

Nota. os valores são representados por média ($\pm DP$), todos com distribuição normal.

Tabela 5.18: Trabalho biomecânico. (modificado – Schwartz *et al.*, 2010c).

Série	$W_{\%R1p}$	$W_{\%R1p+}$	$W_{\%R2p}$	$W_{\%R2p+}$
1	50,8 (7,4)	49,2 (7,4)	47,8 (7,5)	52,2 (7,5)
2	52,8 (6,4)	47,2 (6,4)	43,6 (6,3)	56,4 (6,3)
3	52,6 (8,4)	47,4 (8,4)	41,7 (6,3)	58,2 (6,3)

Nota. os valores são representados por média ($\pm DP$), todos com distribuição normal.

Tabela 5.19: Indicadores de eficiência para o trabalho (I_{efic1R}) e pico de torque (I_{efic2R}).

Série	$I_{efic1R1}$	$I_{efic1R2}$	$I_{efic2R1}$	$I_{efic2R2}$
1	0,9 (0,1)	0,9 (0,2)	4,8 (1,3)	3,8 (1,4)*
2	0,9 (0,1)	0,8 (0,1)*	4,2 (1,2)	3,2 (1,0)*
3	0,9 (0,1)	0,9 (0,2)	3,6 (1,0)	2,8 (0,8)

Nota. os valores são representados por média ($\pm DP$).

* Distribuição não-normal ($p < 0,05$) - teste de Shapiro-Wilk

Tabela 5.20: Comparação entre TPT_{R1} e TPT_{R2} . (modificado – Schwartz *et al.*, 2010c).

Série	<i>t</i> -Student
1	$TPT_{R1} > TPT_{R2}$
2	$TPT_{R1} > TPT_{R2}$
3	$TPT_{R1} > TPT_{R2}$

Todos os casos apresentaram diferenças significativas ($p < 0,05$).

Tabela 5.21: Comparação de PT_{R1} e de PT_{R2} entre as séries. (modificado – Schwartz *et al.*, 2010c).

Variável	Teste	Resultado
⁽¹⁾ PT_{R1}	One-Way ANOVA Tukey (<i>post hoc</i>)	$S1 = S2, S2 = S3,$ $S1 \neq S3$
⁽²⁾ PT_{R2}	Kruskal-Wallis Bonferroni (<i>post hoc</i>)	$S1 = S2, S2 = S3,$ $S1 \neq S3$

⁽¹⁾ Variâncias homogêneas; rejeita $H_0 \rightarrow F(2,45) = 5,82, p < 0,05.$

⁽²⁾ Rejeita $H_0 \rightarrow H(3) = 17,47, p < 0,05.$

Tabela 5.22: Comparações entre: $E_{\%R1p}$ e $E_{\%R2p}$; $E_{\%R1p+}$ e $E_{\%R2p+}$. (modificado – Schwartz *et al.*, 2010c).

Série	t-Student
1	$E_{\%R1p} = E_{\%R2p}$ $E_{\%R1p+} = E_{\%R2p+}$
2	* $E_{\%R1p} > E_{\%R2p}$ * $E_{\%R1p+} < E_{\%R2p+}$
3	* $E_{\%R1p} > E_{\%R2p}$ * $E_{\%R1p+} < E_{\%R2p+}$

* Casos com diferenças significativas ($p < 0,05$).

Tabela 5.23: Comparação de I_{efic1R} e de I_{efic2R} entre as séries.

Variável	Teste	Resultado
⁽¹⁾ $I_{efic1R1}$	One-Way ANOVA Tukey (<i>post hoc</i>)	$S1 = S2, S2 = S3,$ $S1 = S3$
⁽²⁾ $I_{efic1R2}$	Kruskal-Wallis Bonferroni (<i>post hoc</i>)	$S1 = S2, S2 = S3,$ $S1 = S3$
⁽³⁾ $I_{efic2R1}$	One-Way ANOVA Tukey (<i>post hoc</i>)	$S1 = S2, S2 = S3,$ $S1 \neq S3$
⁽⁴⁾ $I_{efic2R2}$	Kruskal-Wallis Bonferroni (<i>post hoc</i>)	$S1 = S2, S2 \neq S3,$ $S1 \neq S3$

⁽¹⁾ Variâncias homogêneas; aceita $H_0 \rightarrow F(2,45) = 0,12, p > 0,05.$

⁽²⁾ Aceita $H_0 \rightarrow H(3) = 0,07, p > 0,05.$

⁽³⁾ Variâncias homogêneas; rejeita $H_0 \rightarrow F(2,45) = 4,15, p < 0,05.$

⁽⁴⁾ Rejeita $H_0 \rightarrow H(3) = 4,80, p < 0,05.$

5.4.4 Discussão

Sabe-se que o músculo apresenta um comprimento ótimo onde há a máxima capacidade de produção de força (Gordon *et al.*, 1966). No exercício isocinético de extensão do joelho, isso ocorre em torno da posição angular 60° (Brown, 2000). Contudo, o instante em que o músculo atinge esse comprimento pode variar em função do efeito de fadiga. Na avaliação do deslocamento temporal do pico de torque pela comparação dos tempos relativos, pode-se observar (Tabela 5.20) que, nas três séries (S1, S2 e S3), o pico ocorre mais rapidamente em R2 do que em R1 ($TRPT_{R2} < TRPT_{R1}$). Esse fato também se observa na inspeção visual das figuras 5.3 ($TPT_{R2} = 0,54s$) e 5.4 ($TPT_{R1} = 0,68s$), sinalizando a dificuldade de manutenção da força/potência muscular ao longo da execução de cada série, ou seja, um quadro de fadiga dentro da série de intensidade máxima com 10 (dez) repetições. A Tabela 5.16 mostra que, apesar da queda progressiva de PT_{R1} ao longo das séries, $TRPT_{R1}$ permanece estável. O mesmo não ocorre para $TRPT_{R2}$ que acompanha a tendência decrescente de PT_{R2} .

Quando o pico de torque é comparado entre as três séries (Tabela 5.21), PT_{R1} e PT_{R2} não apresentam diferenças significativas entre S1 e S2, e entre S2 e S3. Isso sugere que o descanso de 1 minuto é capaz de restabelecer satisfatoriamente a capacidade de produção de força entre S1 e S2, e depois entre S2 e S3. Contudo, isso não se confirma entre S1 e S3, onde o pico de torque apresenta-se significativamente maior em S1, configurando o quadro progressivo de fadiga ao longo das séries. Quando a intensidade é máxima, as fibras musculares tipo IIb são estimuladas. O descanso de 1 minuto mostrou-se suficiente para a recuperação do potencial de força das fibras tipo IIb – de contração rápida e fatigável (Merletti & Parker, 2004) – entre séries subsequentes. Porém, não é o bastante para sustentar, ao longo das três séries, um desempenho equivalente ao de S1, ou seja, esse descanso é insuficiente para ressintetizar o ATP (trifosfato de adenosina) de forma a recuperar plenamente as fibras tipo IIb. Assim, a cada série, as fibras tipo IIb cedem espaço à ação das fibras tipo I, situação característica do estado de fadiga (Merletti & Parker, 2004). Isso condiz com o comportamento do indicador da queda percentual do torque $QPT\%$, conforme os dados da Tabela 5.16. Pode-se observar uma variação de cerca de 6 (seis) pontos percentuais de S1 para S2, e de 10 (dez) pontos percentuais de S1 para S3. Então, em S3 a dificuldade em se manter o pico de torque é 10% maior que em S1.

A quantidade percentual da energia do sinal de EMG-S (Tabela 5.17), necessária para a produção do torque nas repetições R1 e R2, foi comparada antes e depois do pico de torque (Tabela 5.22). Em S1, $E_{\%R1p}$ e $E_{\%R2p}$ não apresentaram diferença significativa, de forma análoga à comparação de $E_{\%R1p+}$ e $E_{\%R2p+}$. Isso caracteriza a uniformidade na produção de energia ao longo do movimento quando o músculo não está sob o efeito da fadiga. Quando o foco se volta sobre S2 e S3, $E_{\%R1p}$ aparece significativamente maior que $E_{\%R2p}$. Isso sugere que maior geração de energia é necessária, em S2 e S3, para se alcançar picos de torque iguais ou menores. Pode ser estimado, pela Tabela 5.17, que a energia aumenta 3,5% de S1 a S3, enquanto que o torque cai aproximadamente 24%. Logo, o acréscimo de energia não é suficiente para compensar a queda do torque. A maior produção de energia é uma consequência da atividade elétrica decorrente do acionamento de novas unidades motoras, o que ocorre na medida em que a capacidade de sustentação do movimento, pelas unidades inicialmente ativadas, diminui ao longo do tempo (Merletti & Parker, 2004). Essa perda de eficiência pode caracterizar o fenômeno da fadiga muscular (Schwartz *et al.*, 2009) dado que mais recursos são gastos para se produzir menos torque. Ainda em S2 e S3, $E_{\%R1p+}$ aparece significativamente menor que $E_{\%R2p+}$, como consequência do menor tempo necessário à ocorrência do pico de torque (de baixa magnitude) com o músculo em estado de fadiga.

A Tabela 5.18 mostra que, nas três séries, o trabalho realizado até o pico de torque ($W_{\%Rp}$) é maior que o trabalho realizado após o pico ($W_{\%Rp+}$) para R1, em oposição ao que ocorre para R2. Isso sugere que em R2, onde o músculo apresenta maiores níveis de fadiga, a maior parte do trabalho realizado se destina à manutenção do movimento de extensão e não à produção do pico de torque, o que caracteriza fadiga e predominância de fibras tipo I. A observação conjunta das tabelas 5.19 e 5.23 revela que a relação entre o trabalho percentual e a energia percentual ($I_{\%fic1R}$) é independente do estado de fadiga e permanece constante ao longo das três séries. Por outro lado, quando a relação se dá entre o pico de torque e a energia percentual ($I_{\%fic2R}$), há uma tendência decrescente do indicador entre as séries. Em R1, ocorre o crescimento da energia miolétrica ao longo das séries (Tabela 5.19), mas não é suficiente para manter a intensidade do torque. Já em R2, a energia decresce junto com o pico de torque e o indicador mostra que as mesmas quantidades de energia usadas na série 1 não produzem os mesmos torques nas série 2 e 3.

5.4.5 Conclusão

Neste estudo, o uso combinado da EMG-S e da DI mostrou algumas tendências de comportamento para o músculo em estado de fadiga segundo uma perspectiva inédita que avalia as situações antes e depois do pico de torque, assim como as repetições de maior (R1) e de menor pico (R2): (a) o tempo para se alcançar o pico de torque na repetição de menor pico decresce na medida em que o músculo atinge estágios mais elevados de fadiga, ou seja, o pico ocorre mais rapidamente em R2 do que em R1; (b) o pico de torque não apresenta variação significativa entre séries subsequentes no caso testado de 1 (um) minuto de descanso, mas mostra queda acentuada entre as séries inicial e final, condição própria do exercício resistido de intensidade máxima; (c) na série inicial, onde os efeitos da fadiga ainda são fracos, a produção relativa de energia mioelétrica é igual nas repetições R1 e R2; nas demais séries, a capacidade maior de produção ocorre em R1, decorrente do descanso entre séries; (d) no estado acentuado de fadiga, o trabalho realizado para atingir o pico de torque é menor que o trabalho necessário para completar o movimento nas repetições finais da série; (e) a relação trabalho/energia se mostrou constante e independente do estado de fadiga; (f) a relação pico de torque/energia decresce ao longo das séries, caracterizando perda da eficiência muscular.

Sabe-se que os resultados de testes isocinéticos são utilizados em inúmeras aplicações, como a construção de dados normativos que têm a finalidade de orientar o desenvolvimento de força em atletas e a recuperação de lesões neuromusculares e ortopédicas (Brown, 2000). Treinamentos de resistência consistentes resultam em crescente eficiência do sistema neuromuscular. Adequar o treinamento às condições e objetivos individuais de cada sujeito é um grande desafio da dinamometria isocinética. Dessa forma, os resultados encontrados neste estudo, bem como os procedimentos e indicadores propostos, compõem um conjunto de parâmetros que revelam características ainda não exploradas na DI e, portanto, com potencial para auxiliar no desenvolvimento de protocolos personalizados, com um caráter complementar às técnicas tradicionais.

O próximo capítulo apresenta as conclusões e considerações finais, assim como as sugestões para trabalhos futuros.

6 CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES

6.1 CONCLUSÕES GERAIS

A literatura especializada já dedicou bastante esforço na compreensão dos efeitos das fases de aceleração (ACC) e desaceleração (DEC) do exercício isocinético. Contudo, até o presente, nenhuma quantificação específica foi encontrada acerca do artefato de oscilação da velocidade (VO). Desta lacuna surgiu a curiosidade científica de se conhecer qual impacto VO exerce sobre a interpretação dos dados isocinéticos, visto que a velocidade não é constante nesse trecho do exercício.

Com base no protocolo de extensão do joelho proposto, foi observado que os efeitos de VO são equiparáveis, quantitativamente, aos efeitos das etapas ACC e DEC quando são analisados os dados referentes ao trabalho mecânico, ao tempo do exercício e ao comprimento da ROM. Isso quer dizer que, sob a ótica dos descritores biomecânicos, a subtração de VO faz-se tão recomendável quanto à de ACC e DEC. Os resultados experimentais mostraram que o segmento VO apresenta variações de velocidade da ordem de 7 (a 60°/s) a 13 (a 180°/s) vezes maior que a variação ocorrida no restante da região de carga (ILR), o que se constatou pela determinação do coeficiente de variância do sinal velocidade. Portanto, é razoável considerar que o segmento ILR é o único verdadeiramente isocinético. Observou-se que, para as velocidades testadas (60°/s e 180°/s) e sob as condições apresentadas neste trabalho, os segmentos cujo valor do coeficiente de variância é menor ou igual a 1,35 podem ser considerados isocinéticos. Esse dado reforça o potencial da arquitetura de instrumentação e dos ferramentais propostos como arcabouço útil à produção de conhecimento na área de dinamometria isocinética. A repetição das técnicas aqui adotadas, em condições experimentais diversas, poderia ser útil ao estabelecimento de dados normativos referentes, por exemplo, à etapa VO em um espectro maior de velocidade.

Do ponto de vista da EMG-S, uma série de medidas foi tomada visando garantir a melhor aquisição possível dos sinais, abrangendo desde questões como o aterramento da rede elétrica, passando pela definição de níveis adequados de aceitação da relação sinal/ruído, até a recomendação de procedimentos que contribuem para uma análise mais confiável

desses sinais. A partir de então, era razoável supor que o processo de acomodação ao estágio de velocidade constante se refletisse em fenômenos não-estacionários no sinal de EMG-S contido em VO. Essas não-estacionariedades seriam decorrentes, predominantemente, do mecanismo de frenagem do dinamômetro agindo sobre a inércia do membro em aceleração. Com base nessa hipótese, o método KPSS, aplicado às fases VO e ILR, revelou um elevado nível de não-estacionariedade do sinal de EMG-S em VO, tanto a 60°/s quanto a 180°/s. Esse resultado mostrou que o sinal de EMG-S é sensível ao artefato VO e confirmou a necessidade de remoção do segmento VO nas análises combinadas de EMG-S e DI.

Quanto à fase ILR, níveis satisfatórios de estacionariedade foram encontrados. Ficou caracterizado que o exercício isocinético é ciclo-estacionário nessa faixa – para as velocidades de 60°/s e 180°/s – e, portanto, adequado à investigação da EMG-S. Seguiu-se, então, um estudo da fadiga muscular com base na observação dos descritores tradicionais de EMG-S. Foi observado que, com o foco sobre a fase ILR e utilizando-se protocolos de intensidade máxima, a fadiga muscular se manifestou nos descritores estudados de forma semelhante à comumente relatada na literatura especializada para o caso de contrações isométricas. Isso significa uma tendência decrescente para CV, MNF e MDF, e crescente para RMS e ARV.

Um novo procedimento foi proposto para o estudo do fenômeno da fadiga em termos do trabalho isocinético e do pico de torque relacionados à energia do sinal de EMG-S. Essa técnica é, também, contribuição inédita e apresentou uma abordagem da fadiga com foco na eficiência do músculo: energia gasta versus torque e trabalho produzidos. Dentre as conclusões, pode-se destacar que, em estado de fadiga, maior quantidade de trabalho é necessária para se completar uma repetição a partir do pico de torque (variando de 4,3% a 16,6% entre as séries 1 e 3) do que para atingir o pico de torque (que cai significativamente). Além disso, a relação entre o pico de torque e a energia do sinal de EMG-S é decrescente ao longo das séries, apesar da crescente geração de energia na repetição de maior pico. Isso revela a progressiva perda da eficiência muscular ao longo das séries. Apesar disso, a relação entre trabalho e energia permaneceu constante e parece não depender do estado de fadiga. Uma conclusão indireta dessa abordagem é que a flexibilidade da arquitetura proposta provê ampla liberdade investigativa aos pesquisadores.

Como contribuição final, este trabalho deixa uma proposta para a organização de arquivos de dados que podem auxiliar na criação de bancos de sinais digitais – de EMG-S e de DI – assim como os respectivos recursos de software que simplificam a manipulação e o processamento desses sinais, com a expectativa de se estimular o compartilhamento de dados – entre pesquisadores – e de serem realizados estudos comparativos sob os mesmos critérios. Espera-se, assim, que este legado sirva como fomento para novas pesquisas aplicadas ao estudo da força muscular.

6.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Futuros trabalhos poderiam avaliar o efeito de VO em outras articulações e velocidades angulares. Quanto maior a velocidade do exercício, menor o segmento de carga em que a velocidade é constante (ILR) e, possivelmente, maior o impacto de VO. Nessas condições as análises de sinais de EMG-S poderiam ser invalidadas em razão de elevados níveis de não-estacionariedade produzidos.

Ainda um grande desafio da eletromiografia é a sua aplicação em contrações dinâmicas, dada a ocorrência de diversos tipos de artefatos no sinal de EMG-S. Com a arquitetura proposta neste trabalho, somada ao ambiente controlado caracterizado pelo dinamômetro isocinético e à capacidade de estudo de segmentos específicos dos sinais, é possível serem criadas novas situações em que esses artefatos apresentem maior ou menor efeito. Por exemplo, acredita-se ser inexplorado o estudo dos descritores eletromiográficos e biomecânicos no modo isotônico de contrações dinâmicas. Nesse modo, o dinamômetro requer que o sujeito exceda um torque mínimo pré-selecionado a fim de movimentar a alavanca presa ao membro. Assim, a velocidade pode variar, mas o torque se mantém constante. Aparentemente, nessas condições, o artefato VO não existiria visto que a aceleração já aconteceria sob a ação de uma carga prévia. Talvez, nesse caso, a semelhança da EMG-S com o caso isométrico pudesse ser ainda maior.

Experimentos isocinéticos dedicados ao estudo da fadiga definem como critério de fadiga, de acordo com a literatura especializada (Brown, 2000), o momento em que o sujeito executa 3 (três) repetições consecutivas com o pico de torque abaixo de 50% do torque máximo alcançado na série. Como sugestão final, poder-se-ia investigar o comportamento

dos descritores eletromiográficos nesse momento e verificar se existe alguma informação no sinal EMG-S que caracterize o critério utilizado. Para isso, o protocolo deve consistir em uma única série isocinética, de intensidade máxima, com um número de repetições variável e dependente da condição física de cada sujeito. O critério de parada do exercício coincidiria com o critério isocinético de fadiga.

Finalmente, técnicas incluindo a análise de *wavelets* poderiam ser desenvolvidas de formas a aprimorar o algoritmo de segmentação e as investigações de fadiga.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Andrade, M.M. (2006). *Análise tempo - frequência de sinais eletromiográficos para a avaliação de fadiga muscular em cicloergômetro*, Tese de Doutorado, Faculdade de Tecnologia, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília.
- Baltzopoulos, V. e Brodie D.A. (1989). “Isokinetic dynamometry. Applications and limitations”, *Sports Medicine*, v. 8, n. 2, pp. 101-116.
- Barnes, W. (1980). “The relationship of motor unit activation to isokinetic muscular contraction at different contractile velocities”, *Physical Therapy*, v. 60, pp. 1152-1158.
- Basmajian, J.V. e De Luca, C.J. (1985). *Muscles Alive*. Baltimore, MD: Williams & Wilkins.
- Beck, T.W., Housh, T.J., Johnson, G.O., Cramer, J.T., Weir, J.P., Coburn, J.W. e Malek, M.H. (2006). “Electromyographic instantaneous amplitude and instantaneous mean power frequency patterns across a range of motion during a concentric isokinetic muscle action of the biceps brachii”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 16, n. 5, pp. 531-539.
- Beck, T.W., Housh, T.J., Mielke, M., Cramer, J.T., Weir, J.P., Malek, M.H. e Johnson, G.O. (2007). “The influence of electrode placement over the innervation zone on electromyographic amplitude and mean power frequency versus isokinetic torque relationships”, *Journal of Neuroscience Methods*, v. 162, n. 1-2, pp. 72-83.
- Beltrame, F., Rech, C., Schuch, L., Bertagnolli, L.D. (2010) “Interferência eletromagnética”. In: *Seminário de Eletrônica de Potência e Controle*, Santa Maria/RS, Brasil.
- Biodex, M.S. (1998). “Biodex System 3 Pro Manual (#835-000) Applications/Operations”, Biodex Medical Systems, Inc, Shirley, NY.
- Bolgla, L. e Uhl, T. (2007). “Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 17, n. 1, pp. 102-111.
- Bonato, P., Roy, S.H., Knaflitz, M. e De Luca, C.J. (2001). “Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, v. 48, n. 7, pp. 745-753.

- Bottaro, M., Machado, S. N., Nogueira, W., Scales, R. e Veloso, J. (2007). “Effect of high versus lowvelocity resistance training on muscular fitness and functional performance in older men”, *Eur J Appl Physiol*, v. 99, n. 3, pp. 257-264.
- Bottaro, M., Russo, A. e Oliveira, R.J. (2005). “The effects of rest interval on quadriceps torque during an isokinetic testing protocol in elderly”, *Journal of Sports Science and Medicine*, v. 4, n. 3, pp. 285–290.
- Broman, H., Bilotto, G. e De Luca, C.J. (1985). “Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: Influence of force and time”, *J. Appl. Physiol.*, v. 58, n. 5, pp. 1428–1437.
- Brown, L.E. (2000). *Isokinetics in Human Performance*. Davie, Florida: Lee E. Brown Editor, cap. 5.
- Brown, L.E. e Weir, J.P. (2001). “ASEP Procedures Recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power”, *Journal of Exercise Physiology (online)*, v. 4, n. 3, pp. 1-21.
- Brown, L.E., Whitehurst, M., Bryant, J.R. e Buchalter, D.N. (1993). “Reliability of the Biodex System 2 isokinetic dynamometer concentric mode”, *Isokinetics and Exercise Science*, v. 3, pp. 160-163.
- Brown, L.E., Whitehurst, M., Findley, B.F., Gilbert, R. e Buchalter, D.N. (1995a). “Isokinetic load range during shoulder rotation exercise in elite male junior tennis Players”, *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 9, pp. 139-143.
- Brown, L.E., Whitehurst, M., Gilbert, R. e Buchalter, D.N. (1995b). “The effect of velocity and gender on load range during knee extension and flexion exercise on an isokinetic device”, *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 21, pp. 107-112.
- Burke, R. (1981). “Motor units: anatomy, physiology, and functional organization. Handbook of Physiology”, *American Physiological Society*, v. 2, p. 345-422.
- Carmo, J.C. (2003). *Desenvolvimento de instrumentação dedicada e proposta de técnica de análise de fadiga em ciclistas utilizando transformada de wavelets*, Tese de Doutorado, Faculdade de Tecnologia, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília.
- Celes, R.S. (2009). *Intervalos de recuperação entre séries de contrações isocinéticas: diferença entre gêneros*, Dissertação de Mestrado, Faculdade de Educação Física, Universidade de Brasília.

- Chen, W.L., Su, F.C. e Chou, Y.L. (1994). "Significance of acceleration period in a dynamic strength testing study", *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*, v. 19, pp. 324-330.
- Davis, D. e Davis, C. (1997). *Sound System Engineering*. Burlington, MA: Elsevier Science.
- De Boor, C. (1978). *A Practical Guide to Splines*. New York: Springer-Verlag.
- De Luca, C.J. (1997). "The Use of Surface Electromyography in Biomechanics", *Journal of Applied Biomechanics*, v. 13, n. 2, p. 135-163.
- De Luca, C.J. e Erim, Z. (2002). "Common drive in motor units of a synergistic muscle pair", *Journal of Neurophysiology*, v. 87, pp. 2200-2204.
- Drouin, J.M., Valovich-mcLeod, T.C., Shultz, S.J., Gansneder, B.M. e Perrin, D.H. (2004). "Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements", *European Journal of Applied Physiology*, v. 91, pp. 22-29.
- Ebben, W.P., Petushek, E.J., Fauth, M.L. e Garceau, L.R. (2010) "EMG Analysis of Concurrent Activation Potentiation", *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 42, n. 3, p. 556-562.
- Ellenbecker, T. e Roetert, E.P. (2003). "Age specific isokinetic glenohumeral internal and external rotation strength in elite junior tennis players", *Journal of Science and Medicine in Sport*, v. 6, n. 1, pp. 63-70.
- Enoka, R.M. e Duchateau, J (2008). "Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function", *Journal of Physiology*, v. 586, n. 1, pp. 11-23.
- Farina, D. (2006). "Interpretation of the Surface Electromyogram in Dynamic Contractions," *Exerc. Sport Sci. Rev.*, v. 34, n. 3, pp. 121-127.
- Farina, D. e Merletti, R. (2000). "Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 10, n. 5, p. 337-349.
- Farina, D. e Merletti, R. (2004) "Methods for estimating muscle fibre conduction velocity from surface electromyographic signals", *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 42, n. 4, p. 432-445.
- Farina, D., Fortunato, E. e Merletti, R.(2000). "Noninvasive Estimation of Motor Unit Conduction Velocity Distribution Using Linear Electrode Arrays", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, v. 47, n. 3, pp. 380-388.

- Farina, D., Fosci, M. e Merletti, R. (2002). "Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables", *J Appl Physiol*, v. 92, pp. 235–247.
- Farina, D., Pozzo, M., Merlo, E., Bottin, A. and Merletti, R. (2004). "Assessment of Average Muscle Fiber Conduction Velocity From Surface EMG Signals During Fatiguing Dynamic Contractions", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, v. 51, n. 8, pp. 1383–1393.
- Feiring, D.C., Ellenbecker, T.S. e Derscheid, G.L. (1990). "Test-retest reliability of the Biodex isokinetic dynamometer", *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*, v. 11, pp. 298-300.
- Foss, M. L. e Keteyian, S. J. (2000). *Fox: Bases fisiológicas do exercício e do esporte*. 6ªed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- Gandevia, S.C., Allen, G.M., Butler, J.E. e Taylor J.L. (1996). "Supraspinal factors in human muscle fatigue: evidence for suboptimal output from the motor cortex", *Journal of Physiology*, v. 490, n. 2, pp. 529–536.
- Gonzales, C.G. e Woods, R.E. (2008). *Digital Imaging Processing*. 3rd ed. Upper Saddle River, New Jersey: Pearson Prentice Hall, Pearson Education, Inc.
- Gordon, A.M., Huxley, A.F. e Julian, F.J. (1966). "The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres", *Journal of Physiology*, v. 184, pp. 170-192.
- Goslin, B.R., Charteris, J. (1979). "Isokinetic dynamometry: normative data for clinical use in lower extremity (knee) cases", *Scand J Rehabil Med*, v. 11, pp. 105-109.
- Grabiner, M.D. e Owings, T.M. (2003). "Intent-Related Differences in Surface EMG of Maximum Eccentric and Concentric Contractions", *Journal of Applied Biomechanics*, v. 19, pp. 99-105.
- Gross, M., Huffman, G., Phillips, C. e Wray, J. (1991). "Intramachine and intermachine reliability of the Biodex and Cybex II for knee flexion and extension peak torque and angular work", *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*, v. 13, pp. 329-335.
- Guilherm, G., Guével, A. e Cornu, C. (2010). "A standardization method to compare isotonic vs. isokinetic eccentric exercises", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, disponível online: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.03.009>.
- Hill-Haas, S., Bishop, D., Dawson, B., Goodman, C. e Edge, J. (2007). "Effects of rest interval during high-repetition resistance training on strength, aerobic fitness, and repeated-sprint ability", *J Sports Sci*, v. 25, n. 6, pp. 619-628.

- Hobijn, B., Franses, P.H. e Ooms, M. (2004). "Generalizations of the KPSS-test for stationarity", *Statistica Neerlandica*, v. 58, n. 4, pp. 483-502.
- Holm, I., Fredriksen, P.M., Fosdahl, M. e Vøllestad, N. (2008). "A normative sample of isotonic and isokinetic muscle strength measurements in children 7 to 12 years of age", *Acta Paediatrica*, v. 97, n. 5, pp. 602-607.
- Howatson, G., Glaister, M., Brouner, J. e Van Someren, K.A.(2009). "The reliability of electromechanical delay and torque during isometric and concentric isokinetic contractions", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 5, pp. 975-979.
- Inbar, G.F., Allin, J. e Kranz, H. (1987). "Surface EMG spectral changes with muscle length", *Med. Biol. Eng. Comput.*, v. 25, n. 6, pp. 683–689.
- Kallenberg, L.A.C., Schulte, E., Disselhorst-Klug, C. e Hermens, H.J (2007). "Myoelectric manifestations of fatigue at low contraction levels in subjects with and without chronic pain", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 17, n. 3, pp. 264–274.
- Kamen, G. e Caldwell, G. (1996). "Physiology and Interpretation of the Electromyogram", *Journal of Clinical Neurophysiology*, v. 13, n. 5, pp. 366-384.
- Keating, J.L. e Matyas, T.A. (1996). "The influence of subject and test design on dynamometric measurements of extremity muscles", *Phys Ther*, v. 76, pp. 866-889.
- Kellis, E. (1999). "The effects of fatigue on the resultant joint moment,agonist and antagonist electromyographic activity at different angles during dynamic knee extension efforts", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 9, n. 3, pp. 191–199.
- Kwiatkowski, D., Phillips, P.C.B., Schmidt, P. e Shin, Y. (1992). "Testing the null hypothesis of stationarity against the alternative of a unit root. How sure are we that economic time series have a unit root?", *Journal of Econometrics*, v. 54, pp. 158–178.
- Kisner, C. e Colby, L.A. (2002). *Therapeutic Exercise: Foundations and Techniques*. Philadelphia: F.A. Davis Company.
- Komo, J.J. (1987). *Random Signal Analysis in Engineering Systems*. Orlando, Florida: Academic Press, Inc.
- Kraemer, W. J., Adams, K., Cafarelli, E., Dudley, G. A., Dooly, C., Feigenbaum, M.S., *et al.* (2002). "American College of Sports Medicine position stand. Progression

- models in resistance training for healthy adults”, *Med Sci Sports Exerc*, v. 34, n. 2, pp. 364-380.
- Kurdak, S.S., Özgünen, K., Adas, Ü., Zeren, C., Aslangiray, B., Yazici, Z. e Korkmaz S. (2005). “Analysis of isokinetic knee extension/flexion in male elite adolescent wrestlers”, *Journal of Sports Science and Medicine*, v. 4, pp. 489-498.
- Li, W. e 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*, v. 15, n. 1, pp. 41-53.
- Lo Conte, L.R. e Merletti, R. (1995) “Advances in processing of surface myoelectric signals: Part 2”, *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 33, n. 3, pp. 373-384.
- Maganioti, A.E., Chrissanthi, H.D., Charalabos, P.C., Andreas, R.D., George, P.N. e Christos, C.N. (2010) “Cointegration of event-related potential (ERP) signals in experiments with different electromagnetic field (EMF) conditions”, *Health*, v. 2, n. 5, pp. 400-406.
- Maly, M.R., Costigan, P.A. e Olney, S.J. (2006). “Determinants of self efficacy for physical tasks in people with knee osteoarthritis”, *Arthritis Care and Research*, v. 55, n. 1, pp. 94-101.
- Marras, W. e Davis, K. (2001). “A non-MVC EMG normalization technique for the trunk musculature: Part 1. Method development”, *J Electromyogr Kinesiol*, v. 11, n. 1, pp. 1-9.
- Martin, S. e MacIsaac, D. (2005). “Innervation zone shift with changes in joint angle in the brachial biceps”, *Journal of Electromyography Kinesiology*, v. 16, n. 2, pp. 144-148.
- Masuda, T., Kizuka, T., Zhe, J. Y., Yamada, H., Saitou, K., Sadoyama, T., *et al.* (2001). “Influence of contraction force and speed on muscle fiber conduction velocity during dynamic voluntary exercise”, *J Electromyogr Kinesiol*, v. 11, n. 2, pp. 85-94.
- Masuda, T., Miyano, H. e Sadoyama, T. (1985). “The position of innervation zones in the biceps brachii investigated by surface electromyography”, *IEEE Trans Biomed Eng.*, v. BME32, pp.36-42.
- McNair, P.J., Depledge, J., Brett Kelly, M. e Stanley S.N (1996). “Verbal encouragement: effects on maximum effort voluntary muscle action”, *British Journal of Sports Medicine*, v. 30, n. 3, pp. 243-245.

- Merletti, R. e Lo Conte, L.R. (1995). "Advances in processing of surface myoelectric signals: Part 1", *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 33, n. 3, p. 362-372.
- Merletti, R. e Parker, P. A. (2004), *Electromyography – Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. USA: IEEE Press Series in Biom. Eng.
- Merletti, R., Farina, D. e Gazzoni, M. (2003). "The linear electrode array: a useful tool with many applications". *J Electromyogr Kinesiol*, v. 13, n. 1, pp. 37-47.
- Merletti, R., Knaflitz, M. e DeLuca, C.J. (1990). "Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions", *J Appl Physiol*, v. 68, pp. 1657-1667.
- Mesin, L., Tizzani, F. e Farina, D. (2006). "Estimation of Motor Unit Conduction Velocity from Surface EMG Recordings by Signal-Based Selection of the Spatial Filters", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, v. 53, n. 10, pp. 1963-1971.
- Messier, S.P., Devita, P., Cowan, R.E., Seay, J., Young, H.C. Marsh, A.P. (2005). "Do older adults with knee osteoarthritis place greater loads on the knee during gait? A preliminary study", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 86, n. 4, pp. 703-709.
- Molinari, F., Knaflitz, M., Bonato, P., e Actis, M.V. (2006). "Electrical Manifestations of Muscle Fatigue During Concentric and Eccentric Isokinetic Knee Flexion-Extension Movements", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 53, n. 7, pp. 1309-1316.
- Naeije, M. e Zorn, H. (1983). "Estimation of the action potential conduction velocity in human skeletal muscle using the surface EMG cross-correlation technique", *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, v. 23, n. 1-2, pp. 73-80.
- Nelson, S. e Duncan, P. (1983). "Correction of isokinetic torque recordings for the effect of gravity", *Physical Therapy*, v. 63, pp. 674-676.
- Nicholas, J.A, Sapega, A., Kraus, H., e Webb, J.N. (1978). "Factors influencing manual muscle tests in physical therapy: the magnitude and duration of force applied", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 60, pp.186-190.
- Oliveira, A.S.C, Caputo, F., Gonçalves, M. e Denadai, B.S. (2009). "Heavy-intensity aerobic exercise affects the isokinetic torque and functional but not conventional hamstrings: quadriceps ratios", *J Electromyogr Kinesiol*, v. 19, n. 6, pp. 1079-1084.

- Ortqvist, M., Gutierrez-Farewik, E.M., Farewik, M., Jansson, A., Bartonek, A. e Broström, E. (2007). “Reliability of a new instrument for measuring plantar flexor muscle strength”, *Isokinetics and Exercise Science*, v. 88, pp. 1164-1170.
- Osternig, L.R. (1975). “Optimal isokinetic loads and velocities producing muscular power in human subjects”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 56, pp. 152-155.
- Papoulis, A. e Pillai, S.U. (2002). *Probability, Random Variables and Stochastic Processes*. 4th ed. New York: McGraw-Hill Higher Education.
- Parker, P.A. e Scott, R.N. (1973) “Statistics of the myoelectric signal from monopolar and bipolar electrodes”, *Medical & Biological Engineering*, v. 11, n. 5, pp.591-596.
- Pereira, M.C.C. (2009). *Relação de parâmetros eletromiográficos com a transição aeróbia-anaeróbia em ciclistas treinados*, Dissertação de Mestrado, Faculdade de Educação Física, Universidade de Brasília.
- Pifer, A.C., Campos, C.F.P.S. e Campos, A.L.P.S. (2008). "Aplicação de wavelets para remoção de ruídos em sinais unidimensionais", *Holos*, ano 24, v. 1, pp. 131-140.
- Rangayyan, R. M. (2002). *Biomedical Signal Analysis – A Case-Study Approach*. USA: IEEE Press Series in Biom. Eng.
- Remaud, A.; Cornu, C.; Guével, A. (2010). “Neuromuscular adaptations to 8-week strength training: isotonic versus isokinetic mode”, *Eur J Appl Physiol*, v. 108, pp. 59-69.
- Rocha Jr, V.A. (2008). *Respostas neuromusculares do músculo vasto lateral ao método da pré-exaustão adaptado*, Dissertação de Mestrado, Faculdade de Educação Física, Universidade de Brasília.
- Sapega, A.A., Nicholas, J.A., Sokolow, D. e Saranti, A. (1982). “The nature of torque overshoot in Cybex isokinetic dynamometry”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 14, pp. 368-375.
- Schmitt Jr, W.H. e Cuthbert, S.C. (2008). "Common errors and clinical guidelines for manual muscle testing: 'the arm test' and other inaccurate procedures", *Chiropractic & Osteopathy*, v. 16, n. 16, disponível online: <http://www.chiroandosteo.com/content/16/1/16>.
- Schwartz, F.P., Bottaro, M., Celes, R.S., Brown, L.E. e Nascimento, F.A.O. (2010a) “The influence of velocity overshoot movement artifact on isokinetic knee extension tests”, *Journal of Sports Science and Medicine*, v. 9, n. 1, p. 140-146.

- Schwartz, F.P., Nascimento, F.A.O., Bottaro, M. e Celes, R.S., (2010b). “Arquitetura para o processamento integrado de sinais biomecânicos e eletromiográficos”, *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, aceito e aguardando resposta final após revisão.
- Schwartz, F.P., Nascimento, F.A.O., Bottaro, M., Celes, R.S. (2010c). “Estudo da fadiga muscular com indicadores do trabalho biomecânico, do torque e da energia do sinal eletromiográfico de superfície”. In: *XVIII Congresso Brasileiro de Automática*, Bonito/MS, Brasil, pp. 1713-1718.
- Schwartz, F.P., Nascimento, F.A.O., Bottaro, M., Celes, R.S. (2010d). “The behavior of action potential conduction velocity on isokinetic knee extension tests”. In: *32th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Buenos Aires/Argentina, 978-1-4244-4124-2, pp. 1348-1351.
- Schwartz, F.P., Rocha Jr, V.A., Rocha, A.F. e Nascimento, F.A.O. (2008a). “Ferramenta Computacional para o Processamento de Sinais Eletromiográficos e Variáveis Isocinéticas”. In: *XXI Brazilian Congress of Biomedical Engineer*, Salvador/BA, Brasil, ISBN: 978-85-60064-13-7, pp. 1699-1702.
- Schwartz, F.P., Rocha, A.F., Santos, I., Salomoni, S., Nascimento, F.A.O. e Soares, F.A. (2008b) “Surface EMG and Spatial Resolution Analysis with Estimation of Electromyographic Descriptors”. In: *30th Annual International IEEE EMBS Conference*, Vancouver/BC, Canada, 978-1-4244-1815-2/08, pp. 4748-4751.
- Schwartz, F.P., Soares, F.A., Salomoni, S., Rocha, A.F., Nascimento, F.A.O. e Romariz, A.R.S. (2007). “Análise de Filtros Espaciais em Sinais EMG de Superfície nas Condições do Máximo Volume de Contração”. In: *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering*, Porlamar, Venezuela, IFMBE Proceedings 18, pp. 95–98.
- Sekir, U., Arabaci, R., Akova, B. e Kadagan, S.M. (2009) “Acute effects of static and dynamic stretching on leg flexor and extensor isokinetic strength in elite women athletes”, *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, v. 20, n. 2, pp. 268-281.
- Smith, S.W. (1998) *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*. July 31, 2009, <http://www.dspguide.com>
- Søgaard, K., Gandevia, S.C., Todd, G., Petersen, N.T. e Taylor, J.L. (2006). “The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles”, *Journal of Physiology*, v. 573, n. 2, pp. 511–523.

- Taylor, N.A.S., Sanders, R.H., Howick, E.I. e Stanley, S.N. (1991). "Static and dynamic assessment of the Biodex dynamometer", *European Journal of Applied Physiology*, v. 62, pp. 397-408.
- Thorstensson, A., Grimby, G. e Karlsson, J. (1976). "Force-velocity relations and fibre composition in human knee extensor muscles". *Journal of Applied Physiology*, v. 40, pp. 12-16.
- Timm, K.E. (1988). "Isokinetic lifting simulation: a normative data study", *J Orthop Sports Phys Ther*, v. 10, n. 5, pp. 156-66.
- Tis, L.L. e Perrin, D.H. (1993). "Validity of data extraction techniques on the kinetic communicator (KinCom) isokinetic device", *Isokinetics and Exercise Science*, v. 3, pp. 96-100.
- Wilk, K.E., Arrigo, C.A. e Andrews, J.R. (1992) "Isokinetic Testing of the Shoulder Abductors and Adductors: Windowed vs. Nonwindowed Data Collection", *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*, v. 15, n. 2, pp. 107-112.
- Wilk, K.E., Romaniello, W.T., Soscia, S.M., Arrigo, C.A. e Andrews, J.R. (1994) "The relationship between subjective knee scores isokinetic testing, and functional testing in the acl-reconstructed knee", *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*, v. 20, n. 2, pp. 60-73.
- Zivot, E. e Wang, J. (2002). *Modeling Financial Time Series with S-Plus*. New York: Springer.

ANEXOS

ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCE

Você está sendo convidado a participar da pesquisa Intervalos De Recuperação Entre Séries De Contrações Isocinéticas: Diferença Entre Gêneros que tem como responsável Rodrigo Souza Celes.

O sucesso na obtenção das modificações desejadas com a realização de um treinamento com exercícios resistidos (musculação) depende da manipulação de suas variáveis. Entre essas variáveis está o intervalo de recuperação (tempo de descanso) entre as séries dos exercícios. Apesar de importância do intervalo de recuperação, não existe estudos que compare a influência do intervalo de recuperação entre os gêneros (masculino e feminino).

OBJETIVO

Neste intuito, o objetivo do presente estudo é o de se avaliar o efeito do intervalo de recuperação na força muscular em homens e mulheres.

METODOLOGIA

Para avaliação e realização do estudo será utilizado um aparelho de musculação ligado a um computador que registra informações do exercício. O protocolo consiste na realização de 3 séries com 10 repetições em duas velocidades distintas de extensões do joelho direito nos intervalos de 1 e 2min entre as séries. Também, será realizada uma análise do sinal elétrico do músculo (eletromiográfica) para melhor entendimento do comportamento da força nas condições propostas. Na avaliação eletromiográfica é necessário a fixação de eletrodos que só é possível após a remoção de pelos e a limpeza da pele no local de fixação.

Ao total, o estudo requer a participação dos voluntários durante três dias não consecutivos, separados por 78h e com duração de 1 hora por dia, como descritos a seguir:

Primeiro dia: 1) Esclarecimento sobre as condições do experimento – assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido; 2) Anamnese e avaliação antropométrica; 3) Familiarização com o exercício.

Segundo e terceiro dia: 1) Realização do exercício proposto nos intervalos de recuperação de 1 ou 2min determinados aleatoriamente entre os dias de teste.

RISCO E BENEFÍCIO

Este exercício não tem contra-indicações à população considerada no estudo. Contudo, exercícios físicos podem gerar dor muscular tardia que desaparece em poucos dias.

De uma forma ampla, os dados obtidos no estudo podem trazer benefícios aos praticantes de treinamento resistido em geral, por possibilitar a prescrição de treinos mais eficientes que possam otimizar na obtenção dos resultados desejados.

O estudo não envolve gastos aos participantes. Todos os materiais e equipamentos necessários para os testes serão providenciados pelos pesquisadores.

Todas as informações coletadas ficarão sob a responsabilidade dos pesquisadores do estudo e poderão ser publicadas em revistas e eventos científicos da área. Contudo, é garantido o anonimato aos participantes da pesquisa.

Qualquer dúvida adicional sobre o estudo poderá ser respondida pelos pesquisadores: Rodrigo Souza Celes (61) 8134-0377; Prof. Dr. Martim Bottaro (61) 8128-8855, 3307-3799

Sua participação é voluntária e por isso você está livre para não participar ou desistir a qualquer momento sem nenhum tipo de punição ou constrangimento.

Se for de seu interesse a participação no estudo, esse termo de consentimento deve ser assinado em duas vias.

Atenciosamente,

Rodrigo Celes

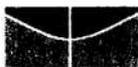
Nome: _____ Identidade: _____

Rodrigo Souza Celes

Assinatura do Voluntário

Brasília ___ de _____ de _____.

ANEXO B – COMITÊ DE ÉTICA



Universidade de Brasília
Faculdade de Ciências da Saúde
Comitê de Ética em Pesquisa –CEP/FS

PROCESSO DE ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

Registro do Projeto: 148/2007

Título do Projeto: “Efeito de diferentes intervalos de recuperação entre séries de contrações isocinéticas do quadríceps na fadiga muscular em homens e mulheres”.

Pesquisador Responsável: Rodrigo Souza Celes

Data de Entrada: 03/12/2007.

Com base nas Resoluções 196/96, do CNS/MS, que regulamenta a ética da pesquisa em seres humanos, o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, após análise dos aspectos éticos e do contexto técnico-científico, resolveu **APROVAR** o projeto 148/2007 com o título: “Efeito de diferentes intervalos de recuperação entre séries de contrações isocinéticas do quadríceps na fadiga muscular em homens e mulheres” Analisado na 11ª Reunião, realizada no dia 11 de dezembro de 2007.

O pesquisador responsável fica, desde já, notificado da obrigatoriedade da apresentação de um relatório semestral e relatório final sucinto e objetivo sobre o desenvolvimento do Projeto, no prazo de 1 (um) ano a contar da presente data (item VII.13 da Resolução 196/96).

Brasília, 21 de dezembro de 2007.

Prof. Volnei Garrafa
Coordenador do CEP-FS/UnB

Campus Universitário Darcy Ribeiro
Faculdade de Ciências da Saúde
Cep: 70.910-900

APÊNDICES

APÊNDICE A – INTERFACES COMPUTACIONAIS

SEGMENTAÇÃO DE SINAIS

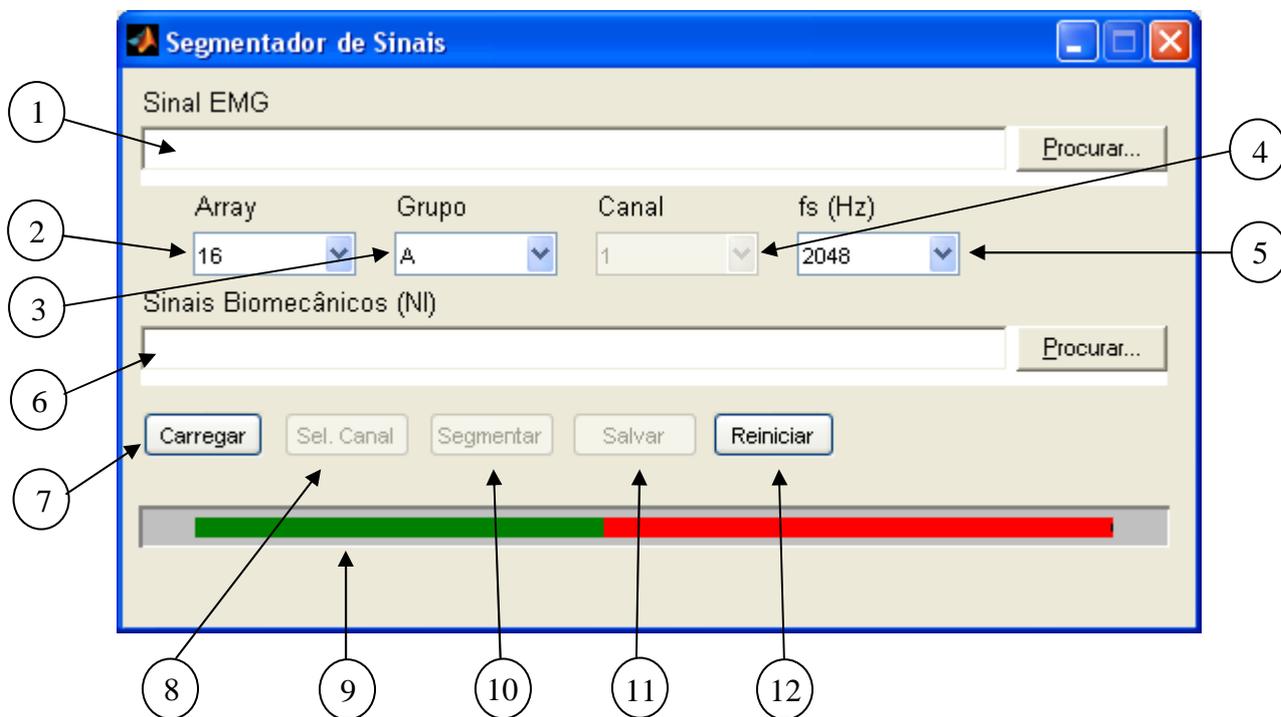


Figura A.1: Interface computacional para os algoritmos de segmentação de sinais.

A interface para a segmentação de sinais é utilizada na separação dos trechos de sinais correspondentes a cada série isocinética. A definição dos pontos de recorte das séries é feita de forma visual com o auxílio da barra deslizante (item 8). Seus componentes são:

1. Local onde deve ser informado o nome do arquivo que contém os sinais de EMG-S brutos, gerado com o *software* de controle do eletromiógrafo.
2. Indicação do número de canais do arranjo de eletrodos utilizado na aquisição de sinais de EMG-S.
3. Indicação do grupo correspondente ao conjunto de canais utilizado. Eletromiógrafos de 16 (dezesesseis) canais, em geral, permitem o uso de arranjos de acordo com o seguinte quadro.

Quadro A.1: Configuração dos grupos de canais do eletromiógrafo conforme o tipo de arranjo de eletrodos.

Tipo do arranjo	Grupo	Canais do eletromiógrafo
linear com 16 eletrodos	A	do 1° ao 16°
linear com 8 eletrodos	A	do 1° ao 8°
	B	do 9° ao 16°
linear com 4 eletrodos	A	do 1° ao 4°
	B	do 5° ao 8°
	C	do 9° ao 12°
	D	do 13° ao 16°

4. Canal de EMG-S a ser exibido na tela de recorte dos sinais (Figura A.2). Esse recurso é útil quando o canal padrão exibido estiver descaracterizado por contaminação de ruído. A Figura A.2 ilustra essa situação.

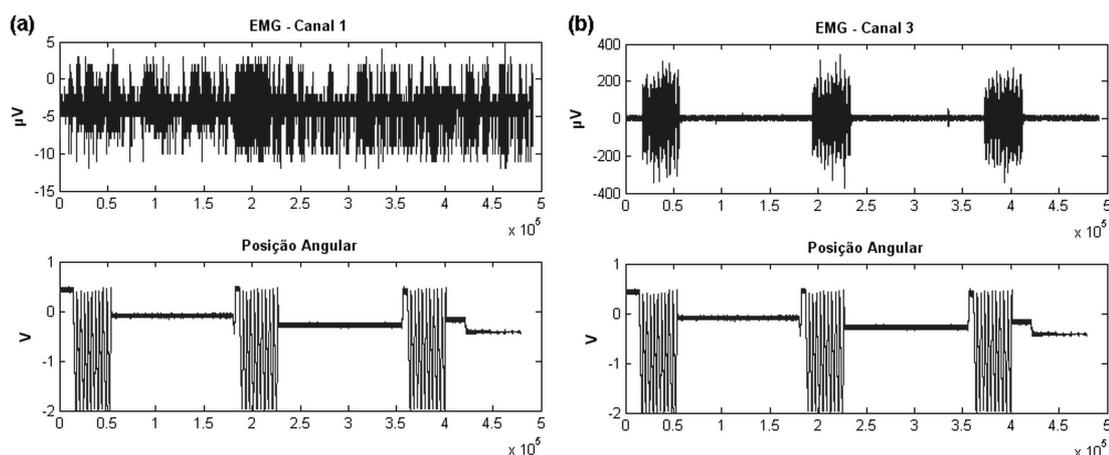


Figura A.2: Tela de recorte dos sinais: (a) O canal 1 está contaminado por ruído e neste caso é provável que o eletrodo esteja flutuando; (b) o canal 3 contém sinal de EMG-S com informação boa.

5. Seleção da frequência em que os sinais foram amostrados.
6. Local onde deve ser informado o nome do arquivo que contém os sinais biomecânicos brutos, gerado com o *software* de controle do conversor A/D.
7. Botão em que é efetuada a leitura dos sinais de EMG-S e biomecânicos. Após a leitura, a tela para o recorte de sinais é apresentada.

8. Botão que seleciona o canal para a segmentação, uma vez que este tenha sido selecionado de acordo com o item 4.
9. Barra deslizante usada para a delimitação dos trechos a serem recortados.
10. Botão em que é efetuado o recorte dos trechos delimitados pela barra deslizante.
11. Botão para o salvamento dos trechos em arquivos separados (ver Quadro 3.1).
12. Botão para reiniciar a interface de forma que novos arquivos possam ser segmentados.

CONSTRUÇÃO DOS BANCOS DE SINAIS

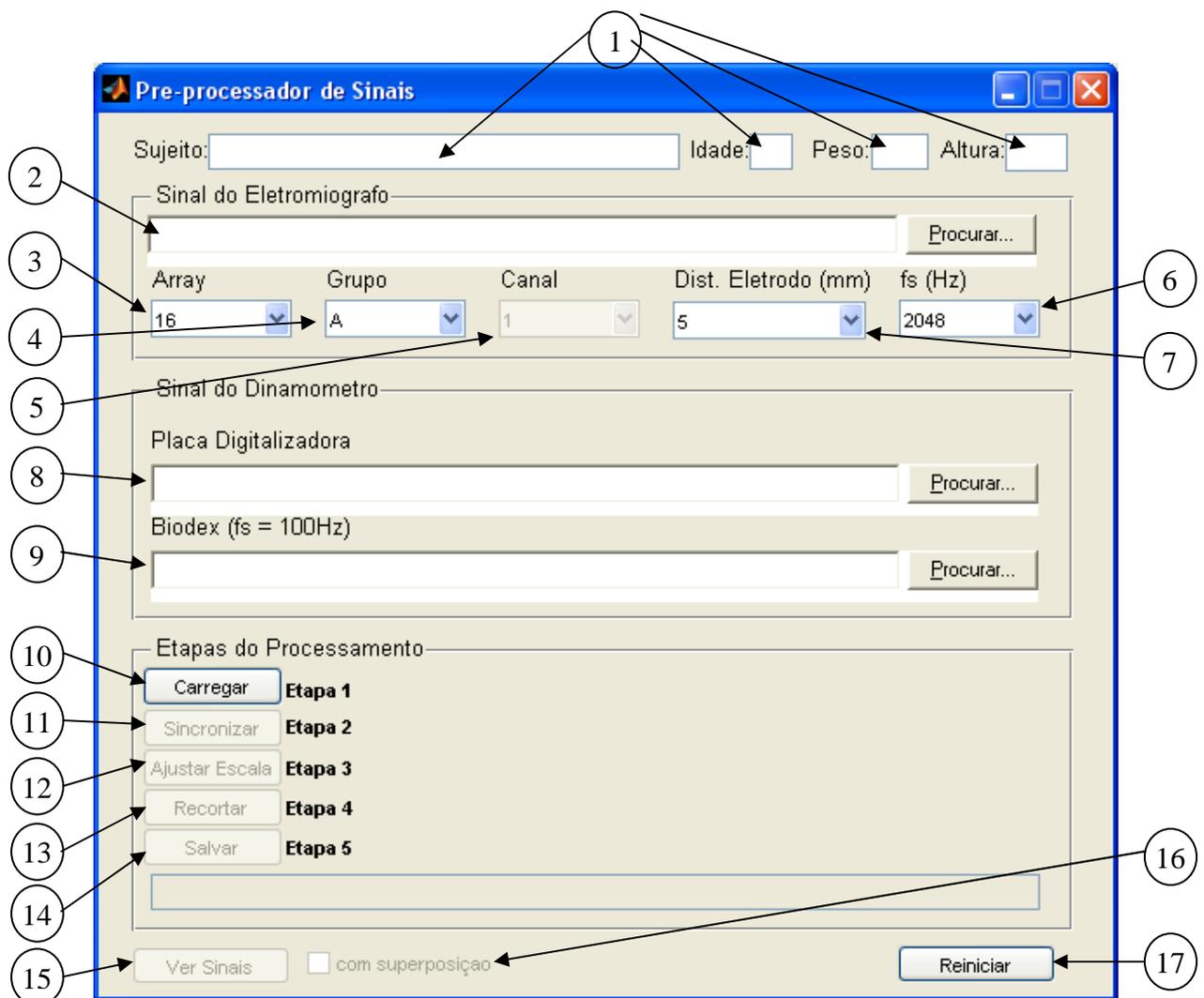


Figura A.3: Interface computacional para os algoritmos de sincronização, ajuste de escala e recorte da faixa útil.

A interface para a criação de bancos de sinais é utilizada para sincronizar os sinais de EMG-S e biomecânicos – com base no trem de pulsos enviado simultaneamente ao eletromiógrafo e ao conversor A/D –, para ajustar a escala de acordo com as especificações do dinamômetro isocinético e para recortar a faixa útil para a análise dos sinais. Seus componentes são:

1. Dados pessoais do participante (idade, peso e altura) onde se recomenda que o campo “Sujeito” contenha um código de identificação da pessoa, e não o nome verdadeiro, quando a intenção for o compartilhamento de dados entre pesquisadores, de forma a respeitar o sigilo.
2. Local onde deve ser informado o nome do arquivo que contém os sinais de EMG-S brutos, gerado com o *software* de controle do eletromiógrafo (quando contiver informação de uma única série) ou resultante da segmentação.
3. Indicação do número de canais do arranjo de eletrodos utilizado na aquisição de sinais de EMG-S.
4. Indicação do grupo correspondente ao conjunto de canais utilizado, conforme o Quadro A.1.
5. Canal de EMG-S a ser exibido na tela de visualização de sinais disparada pelo botão descrito no item 15.
6. Seleção da frequência em que os sinais foram amostrados.
7. Seleção da distância entre os eletrodos do arranjo linear utilizado para a aquisição dos sinais.
8. Local onde deve ser informado o nome do arquivo que contém os sinais biomecânicos brutos, gerado com o *software* de controle do conversor A/D (quando contiver informação de uma única série) ou resultante da segmentação.
9. Local onde deve ser informado o nome do arquivo que contém os sinais biomecânicos brutos, gerado com o *software* de controle do dinamômetro isocinético. Os arquivos dessa natureza sempre contêm a informação de uma única série.
10. Botão em que é efetuada a leitura dos sinais contidos nos arquivos informados nos itens 2, 8 e 9. Os sinais do dinamômetro isocinético são interpolados para a

mesma taxa de amostragem dos sinais de EMG-S e do conversor A/D, com o método *spline*.

11. Botão em que é acionado o algoritmo de sincronização por correlação cruzada dos trens de pulso.
12. Botão em que é efetuado o ajuste de escala dos sinais biomecânicos, de acordo com as especificações técnicas do dinamômetro isocinético.
13. Botão em que é efetuado o recorte da faixa útil de sinais, com base nos sinais do dinamômetro interpolados.
14. Botão para o salvamento dos sinais em arquivos próprios e separados (ver Quadro 3.1): sufixo INFO, com as informações do experimento realizado (Figura A.4); EMG-S, com os sinais de eletromiografia; DIN, com os sinais biomecânicos provenientes do dinamômetro; DINi, que são os sinais DIN interpolados para a mesma taxa de amostragem dos EMG-S; AD, sinais provenientes do conversor A/D.

	1	2
1	'código do sujeito'	'501'
2	'idade, peso, altura'	[28,71,1.7100]
3	'fsEMG, disteletrodos, fsNI, rhoTrigger, rhoSync'	[2048,5,2048,0.9968,0.9985]
4	'dinamômetro'	'Biodex System 3 Pro'

Figura A.4: Estrutura do arquivo de informações sobre o experimento realizado por determinado participante.

15. Botão que dispara a tela de visualização de sinais (Figura A.5).

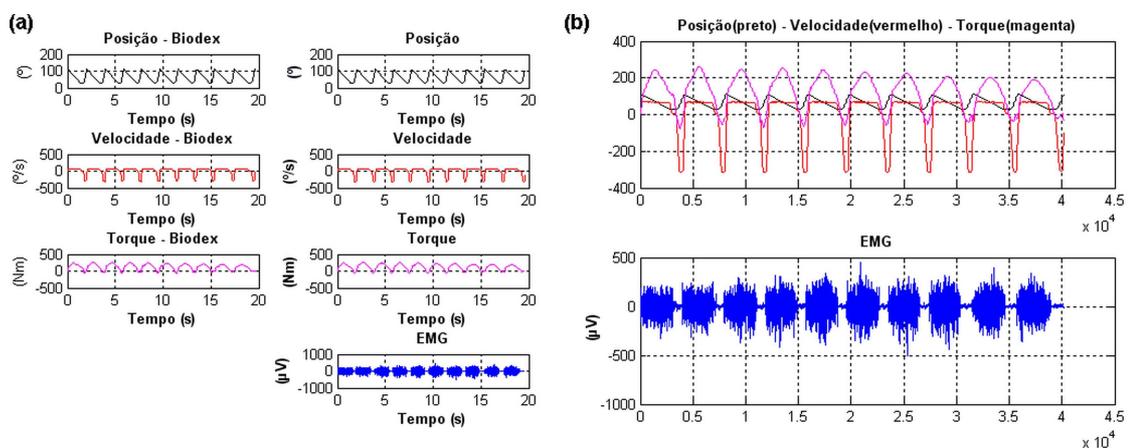


Figura A.5: (a) sinais biomecânicos e de EMG-S em gráficos independentes; (b) sinais biomecânicos superpostos e de EMG-S em gráfico separado.

16. Caixa de verificação que indica se os sinais biomecânicos devem ser plotados em separado (Figura A.5a) em com superposição (Figura A.5b).

17. Botão para reiniciar a interface de forma que novos arquivos possam ser tratados.

ANÁLISE DE SINAIS

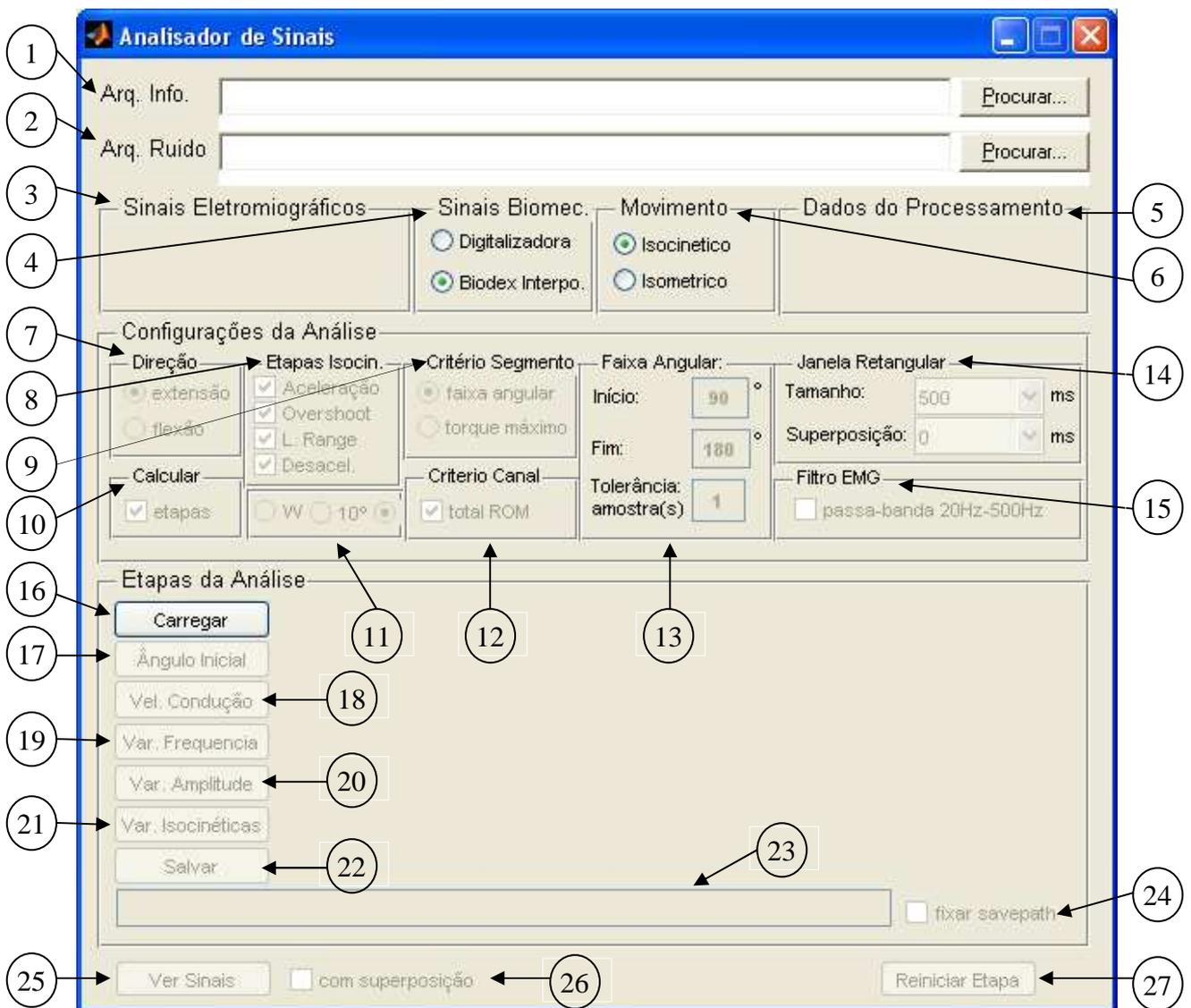


Figura A.6: Interface computacional para os algoritmos de análise de sinais.

A interface para a análise de sinais é utilizada para investigar o comportamento das variáveis biomecânicas e de EMG-S, mediante a informação de parâmetros como: natureza do exercício (isocinético ou isométrico), origem das variáveis biomecânicas (sinais interpolados ou adquiridos pelo conversor A/D), direção do movimento (extensão ou flexão), etapas do exercício isocinético (aceleração, oscilação, velocidade constante e

desaceleração), critério de segmentação do sinal dentro da série (posição angular ou quantidade de energia do sinal de EMG-S) e tamanho da janela deslizante para o cálculo dos descritores de EMG-S. Seus componentes são:

1. Local onde deve ser incluído o nome do arquivo com as informações do experimento realizado, com o sufixo INFO.
2. Local onde deve ser incluído o nome do arquivo contendo os sinais de EMG-S com as informações de ruído (pelo método do ruído do canal ocioso), recortado na etapa de segmentação.
3. Área que traz as informações do arquivo de sinais de EMG-S, como o número de canais, a taxa de amostragem, a distância entre eletrodos e a duração dos segmentos de sinais.
4. Área em que se faz a seleção do tipo de sinal biomecânico que será utilizado na análise: se os adquiridos no conversor A/D ou os interpolados vindos do *software* de controle do dinamômetro isocinético.
5. Área em que são apresentados os coeficientes de correlação cruzada da sincronização e da definição da faixa útil de análise.
6. Modo em que o sinal sob análise foi adquirido: isocinético ou isométrico.
7. Direção do movimento em que se dará a análise de sinais: extensão ou flexão.
8. Critério utilizado para a segmentação dos sinais em cada repetição. Quando é selecionada a opção “faixa angular”, um ângulo inicial e um final são solicitados na área definida pelo item 13. A segmentação se dá como na Figura 3.7. Quando a opção é o “torque máximo”, a quantidade de energia a partir do ponto em que o torque máximo acontece é solicitada na área do item 13. A segmentação se dá como na Figura 3.8.
9. Área em que é(são) informada(s) as etapas do exercício isocinético em que as variáveis biomecânicas e de EMG-S serão estimadas.
10. Quando esta opção é marcada, as variáveis serão estimadas tanto no conjunto de etapas selecionadas no item 9, quanto em cada etapa do exercício isocinético individualmente.

11. Seleção do algoritmo para a delimitação da fase isocinética: *windowing* (W), redução de dados de Tis e Perrin (1993) (10°) e algoritmo proposto neste trabalho de doutorado ().
12. Quando esta opção é marcada, a relação SNR e os coeficientes de correlação cruzada serão definidos sobre toda a faixa do movimento (ROM). Quando desmarcada, somente serão considerados os segmentos correspondentes às etapas selecionadas no item 9.
13. Parâmetros de segmentação que variam de acordo com o critério de segmentação selecionado.
14. Configuração da janela deslizante e da faixa de superposição da janela.
15. Quando esta opção é marcada, os sinais de EMG-S são submetidos a um filtro passa banda (20Hz-500Hz) .
16. Botão em que é efetuada a leitura dos sinais contidos nos arquivos de banco de sinais gerados na etapa anterior (interface do Pré-processador). Durante a leitura, os algoritmos de análise fazem a seleção dos sinais de acordo com os critérios estabelecidos de SNR e CC. Também são definidos os segmentos referentes a cada repetição da série, de acordo com as configurações nos itens 8 e 10.
17. Botão utilizado para estabelecimento (passagem dos parâmetros) dos critérios de segmentação do item 13.
18. Botão que executa o algoritmo para a estimativa da velocidade de condução.
19. Botão que executa os algoritmos para a estimativa das variáveis espectrais MDF e MNF.
20. Botão que executa os algoritmos para a estimativa das variáveis de amplitude RMS e ARV.
21. Botão que executa os algoritmos para a estimativa das variáveis biomecânicas: PT, PTBW, TW, PW e ROM.

22. Botão para o salvamento dos sinais em arquivos de individuais com as configurações e resultados da análise. A Figura A.7 ilustra a estrutura desses arquivos.

	1	2
1	'Sinal Dina'	'biodev'
2	'Canais EMG (tripeta), rho dos canais dif. duplos, SNR e SNRdB do canal central da tripeta'	[3,4,5,0.6964,489.4779,26.8973]
3	'Segmentos correspondentes à concatenação das etapas selecionadas'	<10x2 double>
4	'Etapas Isocinético'	'Lra'
5	'Direção da Análise'	'extensao'
6	'Rhos utilizados na escolha do canal: critério totalROM'	[-0.5645,-0.3023,0.6964,-0.6300,0.5962,-0.8345]
7	[]	[]
8	'SNR e SNRdB do canal central de cada tripeta: critério totalROM'	<6x2 double>
9	'Critério'	'torquemax'
10	'% Energia'	100
11	'Janela e Superposição'	[250,125]
12	'Filtro passa-banda'	'Não'
13	'Segmentos da análise: etapas selecionadas + critério de torque ou posição'	<10x2 double>
14	'Análise: Ind. Iso. = [picoTQ; picoTQBW; totalWK; duracao; potencia; enetotal; bulhaSNR; analiseROM; totalROM]'	<9x10 double>
15	'Análise: Eixo x (bulhas) da reg. linear dos ind. isocinéticos'	[1,2,3,4,5,6,7,8,9,10]
16	'Análise: Coef. Reg. (picoTQ, totalWK, potencia, energia, SNR) -> [a b r] y=a+bx'	<5x3 double>
17	'Análise: Ind. Eletro. = [CV; RMS; ARV; MDF; MNF]'	<5x90 double>
18	'Análise: Eixo x (tempo) da reg. linear dos ind. eletromiográficos'	<1x90 double>
19	'Análise: Coef. de regressão dos ind. eletromiográficos -> [a b r] y=a+bx'	<5x3 double>
20	'idade - peso - altura'	[28,71,1.7100]

Figura A.7: Estrutura do arquivo resultante da análise de sinais conforme parâmetros selecionados.

23. Árvore de diretório onde o arquivo com os resultados da análise serão gravados.

24. Quando esta opção é marcada, a árvore de diretório permanece fixa para que diversos arquivos de análise sejam gravados no mesmo lugar.

25. Botão que dispara a tela de visualização de sinais (Figura A.8). Antes da definição de parâmetros, mostra os sinais biomecânicos e de EMG-S, com destaque das etapas isocinéticas no sinal de velocidade angular. Depois da configuração dos parâmetros, mostra resultados como os da Figura 4.11.

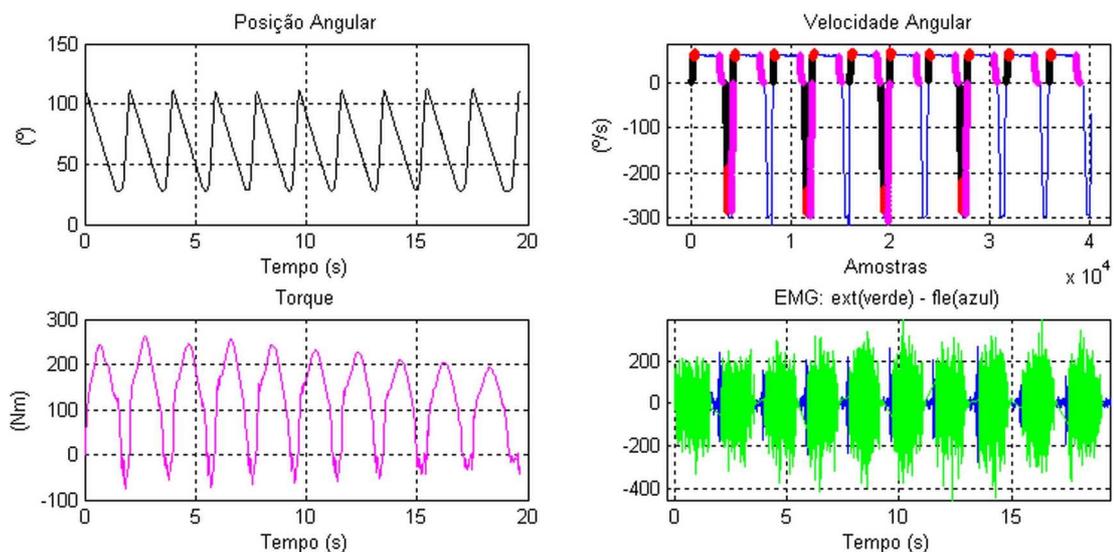


Figura A.8: Sinais biomecânicos e de EMG-S conforme parâmetros definidos.

26. Quando esta opção é marcada, mostra os sinais superpostos como na Figura A.9.

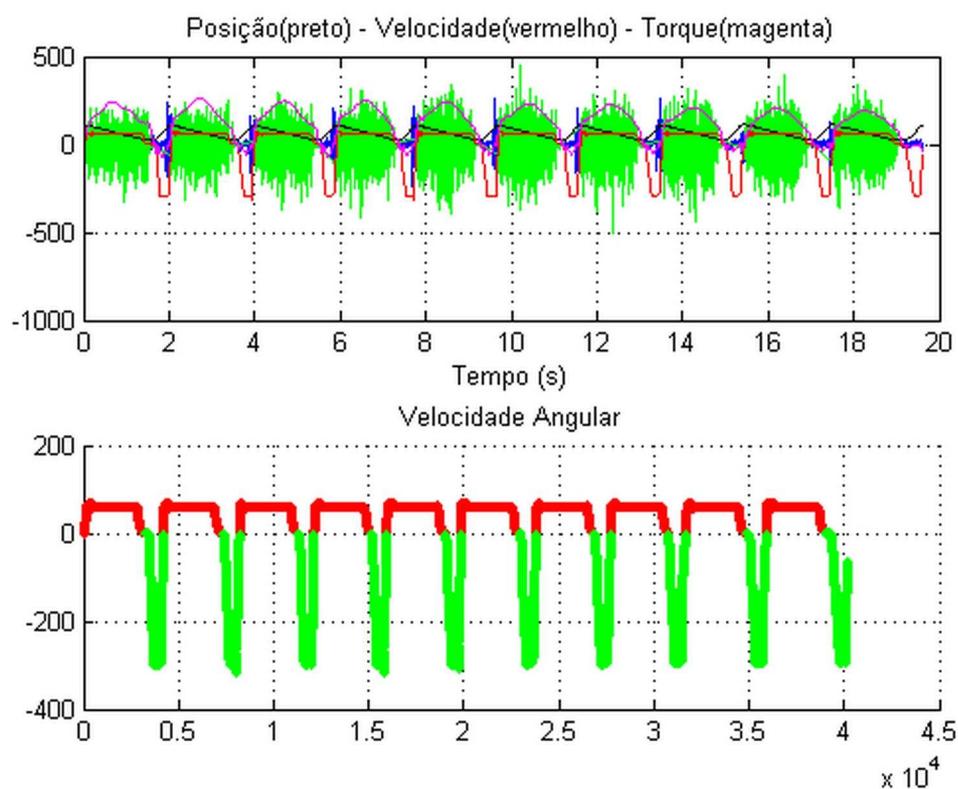


Figura A.9: Sinais biomecânicos e de EMG-S superpostos e sinal da velocidade angular com destaque para os movimentos de extensão e de flexão.

27. Botão para reiniciar a interface de forma que novos arquivos possam ser tratados.

APÊNDICE B – ARTIGOS CIENTÍFICOS PUBLICADOS DURANTE O CURSO DE DOUTORADO

PERIÓDICOS

- Schwartz, F.P., Bottaro, M., Celes, R.S., Brown, L.E. e Nascimento, F.A.O. (2010). “The influence of velocity overshoot movement artifact on isokinetic knee extension tests”, *Journal of Sports Science and Medicine*, v. 9, n. 1, pp. 140-146.
- Schwartz, F.P., Nascimento, F.A.O., Bottaro, M. e Celes, R.S., (2010). “Arquitetura para o processamento integrado de sinais biomecânicos e eletromiográficos”, *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, aceito para publicação em abril de 2011.
- Celes, R., Brown, L., Pereira, M.C., Schwartz, F.P., Rocha Junior, V., Bottaro, M. (2010). "Gender Muscle Recovery During Isokinetic Exercise", *International Journal of Sports Medicine*, v. 31, pp. 866-869.

ANAIS DE CONGRESSO

- Schwartz, F.P., Soares, F.A., Salomoni, S., Rocha, A.F., Nascimento, F.A.O. e Romariz, A.R.S. (2007). “Análise de Filtros Espaciais em Sinais EMG de Superfície nas Condições do Máximo Volume de Contração”. In: *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering*, Porlamar, Venezuela, IFMBE Proceedings 18, pp. 95–98.
- Schwartz, F. P., Rocha, A.F., Santos, I., Salomoni, S., Nascimento, F.A.O. e Soares, F.A. (2008) “Surface EMG and Spatial Resolution Analysis with Estimation of Electromyographic Descriptors”. In: *30th Annual International IEEE EMBS Conference*, Vancouver/BC, Canada, 978-1-4244-1815-2/08, pp. 4748-4751.
- Schwartz, F.P., Rocha Jr, V.A., Rocha, A.F. e Nascimento, F.A.O. (2008). “Ferramenta Computacional para o Processamento de Sinais Eletromiográficos e Variáveis Isocinéticas”. In: *XXI Brazilian Congress of Biomedical Engineer*, Salvador/BA, Brasil, ISBN: 978-85-60064-13-7, pp. 1699-1702.
- Soares, F.A., Salomoni, S., Veneziano, W.H., Schwartz, F.P., Carvalho, J.L.A. e Rocha, A.F. (2008). "A surface electromyographic analysis about the fatigue on women through the menstrual cycle". In: *XXI Brazilian Congress of Biomedical Engineer*, Salvador/BA, Brasil, ISBN: 978-85-60064-13-7, pp. 1675-1678.
- Schwartz, F.P., Celes, R.S., Bottaro, M. e Nascimento, F.A.O (2009). “Isokinetic work-to-surface electromyographic signal energy ratios as a muscular fatigue

- indicator”. In: *31th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Minneapolis/Minnesota/USA, 978-1-4244-3296-7, pp. 1310-1313.
- Bottaro, M., Celes, R., Pereira, M.C.C., Rocha Jr, V.A. e Schwartz, F.P. (2009). “Intervalos de recuperação entre séries de exercícios isocinéticos: diferenças entre gêneros”. In: *XVI Congresso Brasileiro de Ciências do Esporte e III Congresso Internacional de Ciências do Esporte*, Salvador/BA/Brasil, pp. 1-14.
- Schwartz, F.P., Nascimento, F.A.O., Pereira, M.C.C., Costa, M.V.C. e Soares, F.A. (2009). "Algorithm for identification of pedaling cycles from surface EMG signals". In: *30th Iberian-Latin-American Congress on Computational Methods in Engineering*, Búzios/RJ, Brasil. (a organização do congresso ainda não disponibilizou os anais)
- Schwartz, F.P. e Nascimento, F.A.O. (2010). “The Hypothesis of High Concentration of Electrons on Tissues as a Cause of Diseases”. In: *Pan American Health Care Exchanges*, Lima, Peru, ISBN 978-1-4244-6293-3 (CDR); 978-1-4244-6292-6 (PRT), pp. 58.
- Schwartz, F.P. e Nascimento, F.A.O. (2010). “The Conduction Velocity as a Muscular Fatigue Indicator during Isokinetic Contractions”. In: *Pan American Health Care Exchanges*, Lima, Peru, ISBN 978-1-4244-6293-3 (CDR); 978-1-4244-6292-6 (PRT), pp. 192.
- Schwartz, F.P., Nascimento, F.A.O., Bottaro, M., Celes, R.S. (2010). “Estudo da fadiga muscular com indicadores do trabalho biomecânico, do torque e da energia do sinal eletromiográfico de superfície”. In: *XVIII Congresso Brasileiro de Automática*, Bonito/MS, Brasil, pp. 1713-1718.
- Schwartz, F.P., Nascimento, F.A.O., Bottaro, M., Celes, R.S. (2010). “The behavior of action potential conduction velocity on isokinetic knee extension tests”. In: *32th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Buenos Aires/Argentina, 978-1-4244-4124-2, pp. 1348-1351.
- Schwartz, F.P., Nascimento, F.A.O., Bottaro, M., Celes, R.S. (2010). “Analysis of electromyographic descriptors on fatiguing isokinetic knee extension tests”. In: *XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Tiradentes/MG, Brasil, ISBN 2179-3220, pp. 512-515.