

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS MÉDICAS
FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS

Análise das variáveis eletromiográficas
de superfície durante a recuperação em
curto prazo da fadiga isométrica

Luciana Roberta Tenório Peixoto

Orientador: Adson Ferreira da Rocha

Tese de Doutorado em Ciências Médicas

Brasília, 2014

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS MÉDICAS
FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS

Análise das variáveis eletromiográficas de superfície durante a recuperação em curto prazo da fadiga isométrica

Luciana Roberta Tenório Peixoto
Orientador: Adson Ferreira da Rocha

Tese de Doutorado em Ciências Médicas submetida ao Programa de Pós-graduação em Ciências Médicas da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília, como parte dos requisitos necessários para o título de Doutora em Ciências Aplicadas à Saúde.

Brasília, 2014

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central da Universidade de
Brasília. Acervo 1014824.

Peixoto, Luciana Roberta Tenório.
P379a Análise das variáveis eletromiográficas de superfície
durante a recuperação em curto prazo da fadiga isométrica /
Luciana Roberta Tenório Peixoto. -- 2014.
xix, 150 f. : il. ; 30 cm.

Tese (doutorado) - Universidade de Brasília, Faculdade
de Ciências Médicas, Programa de Pós-Graduação em Ciências
Médicas, 2014.

Inclui bibliografia.

Orientação: Adson Ferreira da Rocha.

1. Eletromiografia. 2. Fadiga muscular. I. Rocha, Adson
Ferreira da. II. Título.

ODU 612.833.97

TRANSFERÊNCIAS DE DIREITOS AUTORAIS

Autora: Luciana Roberta Tenório Peixoto

Título: **Análise das variáveis eletromiográficas de superfície durante a recuperação em curto prazo da fadiga isométrica.**

Grau: Doutor

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta tese de doutorado, emprestar tais cópias para propósitos acadêmicos e pesquisa. A autora reserva outros direitos de publicação ou nenhuma parte dessa pesquisa pode ser reproduzida sem autorização por escrito da autora.

Luciana Roberta Tenório Peixoto

ANÁLISE DAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS DE SUPERFÍCIE DURANTE A RECUPERAÇÃO EM CURTO PRAZO DA FADIGA ISOMÉTRICA

Luciana Roberta Tenório Peixoto

Banca examinadora:

Prof^o. Adson Ferreira da Rocha (FGA/ UnB) – Presidente e Membro Interno

Prof^a. Verônica Moreira Amado (FM/UnB) – Membro Interno

Prof^o. Joaquim Pereira Brasil Neto (FS/ UnB) – Membro Externo ao Programa

Prof^o. Wilson Henrique Veneziano (CIC/ UnB) – Membro Externo ao Programa

Prof^o. Raimes Moraes (DEE/UFSC) – Membro Externo ao Programa

Prof^a. Lourdes Mattos Brasil (FGA/UnB) – Suplente

Brasília, 2014.

Agradecimentos

Confesso que as primeiras letras desta tese foram os agradecimentos, que me incentivaram a continuar a pesquisar e a finalizar este trabalho. Essas palavras de agradecimento a cada uma dessas pessoas foram antes gravadas em meus pensamentos, palavra por palavra.

Agradeço aos meus pais, Ana Maria Tenório Fabrício Peixoto por me ensinar o amor à escrita, e George Magno Bezerra Peixoto, por me ensinar a curiosidade pelo mundo – é o meu pesquisador número 1. À minha avó Júlia Tenório Fabrício pelo seu carinho.

Aos meus irmãos Raul, Ana Regina, Juliana, Mariana e George que acompanharam meu progresso à distância, sempre me incentivando. Aos meus sobrinhos, que foram nascendo e crescendo ao longo de mestrado e do doutorado: Raul Eduardo, Lucas, Juan, Maria Eduarda, Júlia e em especial à Bárbara, que nasceu enquanto eu escrevia as últimas palavras desta tese.

Aos meus amigos inseparáveis, que sempre me canalizam pensamentos positivos, Cristiane Muritiba da Fonseca, Millena Ramos Cavalcante, Márcio Manoel de Lima Fialho.

Às minhas amigas-acadêmicas, desde o mestrado, Joicy Ferreira de Queiroz, Ingrid de Oliveira e Silva e Rosângela Batista de Vasconcelos.

Ao meu orientador, Professor Adson Ferreira da Rocha, que durante o doutorado pude conhecer como uma excelente pessoa e um pesquisador admirável. Agradeço por sua amizade e suas conversas.

Ao Professor Carlos Alberto Gonçalves, meu orientador de mestrado, pelos seus ensinamentos e orientação, e pela amizade, e à Professora Eliana Pinheiro, por sua amizade e pelas conversas sempre interessantes.

Sou muita grata à família Universidade de Brasília. Em particular, agradeço à equipe do Laboratório de Processamento de Sinais Digitais (GPDS) pelo aprendizado sobre o dia a dia da engenharia: Marcus Chaffim, Eduardo Peixoto F. da Silva, Helard Becerra, Larissa Eglem de Oliveira, Roberto Colleti, Renan Utida, Edson Mintsu e em especial a Raphael Matsunaga pelo auxílio no desenvolvimento do hardware usado no experimento.

À fisioterapeuta Fabiana da Silveira Bianchi Perez e aos professores Fabiano Araújo Soares e Cristiano Jacques Miosso, que trabalharam comigo escrevendo artigos científicos na área de Engenharia Biomédica.

À equipe da Coordenação de Pós-graduação em Ciências Médicas: Gledson Alessandro Ribeiro da Silva, Daniele Gomes de Miranda, Professor Leopoldo Luiz dos Santos Neto, Professora Verônica Moreira Amado e Professor Rivadávio Fernandes Batista Amorim.

Aos três professores engenheiros eletricitistas do Instituto Federal do Mato Grosso (IFMT) Lauro Leocádio da Rosa, José Augusto Ferraz e Luís Júlio de Gusmão Rocha Pedroso pelas discussões sobre o entendimento de processamento de sinais e, principalmente, pelo companheirismo acadêmico.

A todos os profissionais da UnB Gama, pela amizade e pelo apoio durante a aquisição dos dados.

À equipe de pesquisa do Laboratório de Qualidade de Energia (ENE/ UnB), em nome do professor Anésio de Leles Ferreira Filho, pela valiosa ajuda no período de aquisição de dados.

A todos os voluntários da pesquisa, pois sem eles nada teria saído do papel.

Ao CNPq, pelo apoio financeiro em forma de bolsa de doutorado da instituição CNPq e taxa de bancada.

DEDICATÓRIA

Às pessoas que acreditam no seu potencial e continuam a sonhar até que um dia possam realizar seus planos.

Resumo

ANÁLISE DAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS DE SUPERFÍCIE DURANTE A RECUPERAÇÃO EM CURTO PRAZO DA FADIGA ISOMÉTRICA

Autora: Luciana Roberta Tenório Peixoto

Orientador: Adson Ferreira da Rocha

Programa de Pós-graduação em Ciências Médicas – FM/UnB, Brasília, 2014.

1. Introdução: A eletromiografia de superfície (EMG-S) é uma ferramenta não-invasiva que tem sido muito usada no estudo do comportamento do músculo e, em particular, no estudo da fadiga muscular. Muitos trabalhos na literatura têm relatado correlação entre o crescimento da fadiga muscular e o crescimento ou diminuição de algumas variáveis eletromiográficas de superfície que quantificam a velocidade de condução de potenciais de ação de unidades motoras (do inglês, *motor unit action potentials* – MUAPs), e a amplitude e o deslocamento espectral dessas variáveis. Entretanto, essa correlação não é plenamente entendida até hoje. Por exemplo, quando ocorre a mudança das variáveis com a fadiga, o processo de retorno das variáveis ao valor normal, antes da fadiga, não é ainda bem entendido. O presente trabalho procura auxiliar neste entendimento.

2. Objetivos: O objetivo deste trabalho é verificar o efeito de intervalos curtos de 10 segundos sobre as variáveis que são comumente utilizadas para a análise de sinais eletromiográficos de superfície, verificando se existe a tendência de recuperação total ou parcial das variáveis aos seus valores antes do esforço fatigante, e, caso haja essa recuperação, tentar estimar a taxa de retorno com que ela ocorre. As variáveis estudadas foram a amplitude retificada média (ARV), o valor quadrático médio (RMS), as frequências média (MNF) e mediana (MDF) e a velocidade de condução (VC).

3. Materiais e Métodos: Quinze voluntários realizaram três contrações isométricas de 30 segundos a 60% da Contração Voluntária Máxima (MVC), com intervalos de 10 segundos entre elas. Ao longo dessas contrações foram registrados sinais eletromiográficos de superfície no bíceps braquial por meio de um arranjo de eletrodos de 64 canais. Para as três contrações, foram calculadas estimativas, em função do tempo, das variáveis eletromiográficas de superfície MDF, MNF, RMS, ARV e VC. Pesquisou-se, então, o comportamento dessas variáveis, calculando-se e comparando-se os valores médios das variáveis antes e depois das contrações com o uso de testes de hipóteses para apoiar essas comparações.

4. Resultados: Os resultados obtidos mostraram que a primeira contração se comporta conforme relatado na maioria dos trabalhos na literatura científica: as variáveis ARV e RMS aumentam com o tempo, e as variáveis MDF, MNF e VC diminuem com o tempo. Contudo, a segunda e a terceira contrações apresentaram comportamento inesperado: o crescimento da ARV e RMS, o crescimento da VC e a diminuição da MDF e da MNF. Esse comportamento sugere fortemente que a pausa causou uma mudança na estratégia usual de recrutamento do músculo.

5. Contribuição ao estado da arte: O entendimento da recuperação das variáveis eletromiográficas de superfície após intervalos curtos permitirá o uso mais criterioso dessas variáveis no estudo da fadiga muscular. Além disso, o trabalho mostrou a necessidade de se estudar com mais detalhe o efeito das pausas sobre as variáveis eletromiográficas.

Palavras-chave: Eletromiografia de superfície, EMG-S, recuperação da fadiga, bíceps braquial.

Abstract

ANALYSIS OF THE SURFACE ELECTROMYOGRAPHIC VARIABLES DURING THE SHORT TERM RECOVERY OF THE OF THE ISOMETRIC FATIGUE

Author: Luciana Roberta Tenório Peixoto

Advisor: Adson Ferreira da Rocha

Graduate Program in Medical Sciences– FM/UnB, Brasília, 2014.

1. Introduction: Surface electromyography (S-EMG) is a non-invasive tool that is commonly used in the study of muscle behavior, and especially in the study of muscular fatigue. Many articles in the literature have shown that there is a relation between the development of muscular fatigue and the increase or decrease in some electromyographic variables that quantify the conduction velocity of motor unit action potentials (MUAPs), the amplitude, and the spectral displacement of these variables. However, this correlation is not completely understood yet. For example, when there is a change in the variables due to fatigue, the way these variables return to their original values before the fatigue is not well understood. The goal of this work is to help in improving this understanding.

2. Goals: The goal of this work is to study the effects of 10 seconds intervals on the variables that are commonly used for the analysis of surface electromyographic signals, verifying if there is a trend for the complete or partial recovery of the variables to their original values before the fatiguing effort, and, in case this recovery is to happen, to estimate the rate of recovery. The variables studied were the average rectified value (ARV), the root mean square value (RMS), the mean frequency (MNF), the median frequency (MDF), and the conduction velocity (CV).

3. Materials and Methods: Fifteen volunteers performed three 30-second isometric contractions of the biceps brachii at 60% of the Maximum Voluntary Contraction (MVC), with 10 seconds intervals in between. During these contractions, S-EMG signals were recorded in the biceps brachii by a 64 channels electrode array. For the three contractions, estimates of the MDF, MNF, RMS, ARV, and CV variables were calculated as a function of time. The behavior of these variables has been studied, and the average values of the variables before and after the contractions were compared, using statistical hypotheses tests to support these comparisons.

4. Results: The results obtained have shown that the first contraction behaved, on average, in the same way as reported on the majority of scientific papers in the literature: the ARV and RMS variables increased with time, and the MDF, MDF, and CV decreased with time. However, the second and third contractions had an unexpected behavior: the growth of the ARV and the RMS, the growth of the CV and the decrease of the MDF and the MNF. This behavior strongly suggests that the pauses have led to changes in the usual recruitment pattern of the muscle.

5. Contribution to the state of the art: A better understanding of the recovery process of the electromyographic variables after short intervals will allow a more proper use of these variables in the study of muscle fatigue. Moreover, the results have shown the need for a more detailed study of the effects of pauses on the electromyographic variables.

Keywords: surface electromyography, S-EMG, fatigue recovery, biceps brachii.

Sumário

Lista de abreviações e de siglas.....	xii
Lista de figuras	xii
Lista de tabelas	xviii
Lista de equações	xix
Capítulo 1. Introdução	20
1.1 A eletromiografia de superfície	22
1.2 Considerações sobre a anatomia e a fisiologia do músculo bíceps braquial.....	23
1.3 A gênese do sinal eletromiográfico de superfície.....	27
1.4 Relação entre a força e a amplitude do sinal eletromiográfico de superfície	35
1.5 Efeitos da fadiga muscular sobre o sinal eletromiográfico de superfície	37
O efeito da fadiga sobre a amplitude do EMG-S.....	37
Efeito da fadiga sobre o espectro de frequência e sobre a velocidade de condução do EMG-S.....	38
1.6 Processo de captação dos sinais eletromiográficos de superfície	44
1.7 A importância do processo de normalização	47
1.8 A digitalização e a aquisição de sinais.....	48
1.9 Fundamentação teórica, objetivos e hipóteses do estudo.....	48
Capítulo 2. Materiais e métodos	61
Tipo de estudo	61
Local da pesquisa	61
2.1 Participantes da pesquisa.....	61
Critérios de inclusão	61
Critérios de exclusão	61
Amostragem	61
2.2 Protocolo experimental.....	62
2.3 Contração voluntária máxima	64
Aquisição da contração voluntária máxima (MVC).....	64
2.4 Sinais de eletromiografia de superfície (EMG-S).....	64
Aquisição do sinal eletromiográfico de superfície.....	64
Processamento dos sinais EMG-S e MVC.....	66
2.5 Variáveis espectrais dos sinais eletromiográficos de superfície.....	72
Cálculo das variáveis no domínio do tempo.....	72
Cálculo das variáveis no domínio da frequência	74
Coeficiente de Correlação e velocidade de condução (VC)	76
2.6 Normalização dos estimadores	79

Normalização das variáveis e dos parâmetros que têm tendência crescente (ARV e RMS)	79
Normalização das variáveis e dos parâmetros que têm tendência decrescente (MDF, MNF e VC).....	85
2.7 Variáveis calculadas e análise estatística	88
Capítulo 3. Resultados	89
3.1 Amostra.....	89
Descrição da amostra.....	89
Características da amostra	89
3.2 Resultados dos parâmetros eletromiográficos de superfície.....	90
Capítulo 4. Discussão.....	110
Capítulo 5. Conclusão	118
Referências	121
Apêndice A – Parecer de Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa	125
Apêndice B – Termo de consentimento livre e esclarecido.....	126
Apêndice C – Gráfico dos dados experimentais completos	128
Apêndice D – Tabelas com os valores das variáveis e dos parâmetros da reta de regressão.....	143
Apêndice E – <i>Checklist</i> EMG-USB 64 e Miso II	146
Anexo A - Formulário para avaliação clínica osteomioarticular e neuromuscular (Modelo)	150

Lista de abreviações e de siglas

A/D	analógico-digital
ARV	<i>average rectified value</i> (valor retificado médio)
BB	bíceps braquial
MVC	<i>maximal voluntary contraction</i> (contração voluntária máxima)
EMG	eletromiografia/eletromiograma
EMG-S	eletromiograma/eletromiografia de superfície
f_n	ponto final da reta de regressão na n-ésima contração
FM	Faculdade de Medicina
Hz	Hertz
i_n	ponto inicial da reta de regressão na n-ésima contração
IMC	índice de massa corpórea
kg	quilograma
kgf	quilograma força
μV	microvolt
mV	milivolt
m_n	coeficiente angular (ou inclinação) da reta de regressão na n-ésima contração.
MDF	<i>median frequency</i> (frequência mediana)
MLE	<i>maximum-likelihood estimation</i>
MNF	<i>mean frequency</i> (frequência média)
MUAP	motor unit action potencial (potencial de ação da unidade motora)
RMS	<i>root mean square</i> (valor quadrático médio)
UM	unidade motora
UnB	Universidade de Brasília
VC	velocidade de condução

Lista de figuras

Figura 1.1: Esquema representativo de alguns músculos do corpo humano quanto: i) as formas comuns da arquitetura das fibras dos músculos esqueléticos em várias partes do corpo, bem como ii) em detalhe de três formas possíveis da distribuição das fibras musculares penadas: A (unipenada), B (bipenada) e C (multipenada) (Fonte: http://cnx.org/content/m46487/latest/ , consultada em 11 de janeiro de 2014).....	25
Figura 1.2: Desenho esquemático do arcabouço: músculos bíceps braquial e tríceps braquial, tendões, ligamentos e estrutura óssea (úmero, rádio, ulna e escápula), em posição anatômica com i) vista anterior e ii) vista perfil lateral (Gerada a partir de aplicativo virtual de simulação de anatomia https://www.biodigitalhuman.com).....	28
Figura 1.3: Demonstração da via neuronal e controle motor do músculo bíceps braquial em flexão de cotovelo (Adaptada e traduzida de Merletti e Parker 2004).....	29
Figura 1.4: De cima para baixo, a figura mostra três níveis de prolongamentos do neurônio na fibra muscular. No canto inferior direito, observa-se o campo elétrico gerado pelo potencial de ação local na fibra muscular após a ativação por meio dos prolongamentos do axônio neuronal. O gráfico, no lado esquerdo da figura, representa a geração do potencial de ação com a despolarização da fibra muscular indicando sentidos bilaterais da velocidade de condução da onda propagante (Adaptada de Merletti e Parker 2004).....	29
Figura 1.5: Representação de várias formas de sinais biopotenciais da fibra muscular. O potencial da MUAP é a soma dos potenciais de suas fibras (Adaptada de Merletti e Parker 2004).....	31
Figura 1.6: Mostra a variação na amplitude e da geometria da onda em função da distância intereletrodica e do volume condutor das camadas de tecido heterogêneo (Adaptada de Merletti e Parker 2004).....	32
Figura 1.7: Ilustração da MUAP viajando no local da fibra muscular, e sua versão atenuada e distorcida viajando na pele. No item (i) da figura é mostrado o sinal captado pelo eletrodo 1. Em (ii) é mostrado a forma do sinal final captado pelos eletrodos 1 e 2 (no modo diferencial simples). Em (iii) mostra o desenho esquemático dos sinais adquiridos pelo <i>array</i> (arranjo) de 8 eletrodos.....	33
Figura 1.8: Ilustração das ondas propagantes do sinal eletromiográfico de superfície adquirido por meio de um arranjo linear de eletrodos. No canal 5 mostra a área da zona de inervação.....	34
Figura 1.9: Relação entre força e amplitude do sinal eletromiográfico em diversos músculos (Adaptada de Merletti e Parker 2004).....	36
Figura 1.10: Exemplo de sinal eletromiográfico de superfície (EMG-S) cuja amplitude cresce quando uma força constante é exercida (Adaptada de Merletti e Parker 2004).....	38
Figura 1.11: Aspecto típico do espectro de um sinal eletromiográfico. A Figura 1.11(a) ilustra o aspecto típico do espectro de sinais eletromiográficos, e a Figura 1.11(b), a forma típica da envoltória desse tipo de sinal (Adaptada de Merletti e Parker 2004).....	39
Figura 1.12: Ilustração do efeito do deslocamento do espectro para a direita em sinais eletromiográficos (Merletti e Parker 2004).....	39
Figura 1.13: Ilustração da determinação da MDF.....	40
Figura 1.14: Exemplo de gráfico de fadiga, mostrando, no mesmo gráfico, as curvas de força, valor RMS, MNF e VC (Merletti e Parker 2004).....	43
Figura 1.15: Demonstração de um eletrodo de superfície do tipo arranjo linear posicionado sobre o músculo com os respectivos sinais captados. Em cada seção é possível observar uma das três diferentes possibilidades de sinais a serem captados dependendo do tipo de amplificador: i) detecção monopolar, ii) detecção bipolar; iii) detecção diferencial duplo (Adaptada de Merletti 1999 (a)).....	46
Figura 1.16: Resumo de passos e escolhas importantes na aquisição de sinais eletromiográficos de superfície (EMG-S).....	47

Figura 1.17: O sinal ARV durante as três contrações isométricas fatigantes com duração de 30 segundos, que estão intercaladas por intervalos de pausa de 10 segundos. Nesse caso, a primeira contração dura entre 0 e 30 segundos, a segunda entre 40 e 70 segundos e a terceira, entre 80 e 110 segundos. A estimativa da variável ARV é plotada em linha preta contínua, e as retas de regressão, que melhor aproximam a estimativa, estão plotadas em vermelho, azul e verde.....	51
Figura 1.18: Exemplo com as três retas de regressão após normalização. Todos os dados da figura anterior foram divididos pelo valor inicial da reta de regressão (interseção com o eixo y). Na figura estão apresentados os valores inicial e final de cada reta, e, no topo do gráfico, são apresentadas as inclinações das três retas (m1, m2 e m3).....	52
Figura 1.19: Modelo exponencial para os estimadores normalizados de amplitude (ARV ou valor RMS). O valor inicial é de 1, e o valor estimado cresce de forma exponencial. A equação usada neste modelo particular foi $A(t) = 1 + B(1 - e^{-at})$, com B=0,1 e a=0,02. A curva inicia em 1 e, caso fosse possível manter a contração por longo tempo, a curva tenderia de forma assintótica ao valor 1,1.....	53
Figura 1.20: Aproximação da curva exponencial por três segmentos de reta com duração de 30 segundos. É possível notar que, por um período de tempo limitado, a reta é uma boa aproximação da curva não-linear, pois o erro causado por essa aproximação é pequeno, sendo difícil, inclusive, visualizar a curva, que fica praticamente escondida pelas retas.....	54
Figura 1.21: Estimador de amplitude (similar ao da Figura 1.18) para três diferentes taxas de crescimento (linha cheia: menor nível; linha tracejada; nível médio; linha pontilhada: nível mais alto.....	55
Figura 1.22: Curvas da Figura 1.21 com aproximações por retas com duração de 30 segundos.....	55
Figura 1.23: Na parte superior é ilustrada a situação em que as duas pausas não tivessem efeito sobre o estimador de amplitude. Nessa situação, após a pausa a curva volta a se comportar exatamente como antes do início da pausa, continuando a se comportar como se a pausa não tivesse nenhum efeito sobre o comportamento do músculo. Na parte inferior, é apresentada a aproximação linear para essas curvas. Nessa situação, a inclinação das retas diminui nas contrações posteriores.....	56
Figura 1.24: Na parte superior é ilustrada a situação em que há recuperação total do músculo após uma pausa de 10 segundos e, por isso, os comportamentos nas três contrações são idênticos. A parte inferior do gráfico mostra as aproximações lineares. Nessa situação, as diferenças $m_2 - m_1$ e $m_3 - m_2$ seriam nulas.....	57
Figura 1.25: ilustração da situação em que há uma recuperação apenas parcial da amplitude após cada pausa. Nesse exemplo particular, as inclinações das retas diminuem para as contrações 2 e 3. Entretanto, esse comportamento deve ser testado experimentalmente.....	58
Figura 1.26: Ilustração de comportamento possível de um gráfico com uma variável decrescente (como a MDF, a MNF ou a VC). Nessa situação, a expectativa para os coeficientes e os valores das inclinações (m_1 , m_2 e m_3) e dos valores iniciais (i_1 , i_2 e i_3) e finais (f_1 , f_2 e f_3) são diferentes, assim como as diversas diferenças a serem estudadas.....	59
Figura 2.1: Nas imagens são demonstrados: i) Detalhamento da fixação da célula de carga à sua extremidade superior acoplada, por empunhadura do voluntário, e na extremidade inferior, acoplada ao gancho da cadeira, próximo ao piso. ii) Ilustração do voluntário sentado na cadeira específica para o posicionamento de contração isométrica dos músculos do membro superior direito durante a contração isométrica monitorada pelo sinal de força e de eletromiografia de superfície. A imagem central também mostra a posição onde foram fixados os eletrodos de referência e a matriz de eletrodos no bíceps do voluntário. iii) Colocação do gel condutor com pipeta nos orifícios dos eletrodos da matriz.....	63
Figura 2.2 - Demonstração do painel de LEDS do sistema de aquisição de sinais de força. No sistema de aquisição de força existe um painel com escala em porcentagem indicando o <i>feedback</i> visual da força alvo, 60% da MVC, e força alcançada. Esse mesmo <i>feedback</i> visual foi usado na primeira e segunda etapas do protocolo experimental.....	63
Figura 2.3: Demonstração da matriz bidimensional de eletrodos visto i) na disposição anterior e ii) na posterior. Os eletrodos estão dispostos como uma matriz com 13 linhas e 5 colunas, sendo que a posição (1,1) está ausente, como ilustrado em iii). Dessa forma, o eletrodo tem um total de 64	

eletrodos. Cada coluna forma um arranjo linear, que capta a diferença entre duas posições sucessivas (modo diferencial simples).....	65
Figura 2.4: Modelo de cores explicativo sobre a disposição dos sinais de EMG-S adquiridos pelos eletrodos da matriz bidimensional correspondente.....	65
Figura 2.5: Mesa contendo material de aquisição de sinais. No sentido da esquerda para a direita, módulo de aquisição de força (célula de carga, placa de aquisição de força e sistema de conversão A/D), amplificador de sinais de EMG-USB 64 conectado ao computador portátil via porta USB 2.0, cabos conectores para matriz de eletrodos. Abaixo do computador portátil é mostrada a matriz de eletrodos e um eletrodo de referência.....	66
Figura 2.6: Demonstração do espectro no domínio da frequência dos sinais de EMG-S com boa relação sinal/ruído. Sinal gerado a partir do protocolo completo de fadiga.....	67
Figura 2.7: Demonstração 64 canais gerando sinais de EMG-S. Sinal gerado a partir do protocolo completo de fadiga. Sinal de EMG-S do voluntário V03.....	68
Figura 2.8: Imagem das ondas propagantes dos 64 eletrodos da matriz. No retângulo destaque em vermelho, é indicado um conjunto de sinais promissores para o processamento.....	69
Figura 2.9: Escolha dos canais com ondas propagantes com melhor qualidade de nitidez para a realização do cálculo das variáveis espectrais. Visualização aumentada na horizontal.....	69
Figura 2.10: Imagem do potencial propagante (tripletas) escolhido, demonstrando a qualidade dos sinais propagantes e a localização da zona de inervação no canal 5 (seta indicativa). A imagem do sinal de EMG-S foi retirada do Voluntário V09 durante o protocolo experimental da fadiga. Em destaque, nos retângulos vermelhos, são mostradas possíveis tripletas a serem usadas no processamento.....	70
Figura 2.11: Demonstração da tela inicial da ferramenta elaborada para o processamento dos sinais de EMG-S.....	71
Figura 2.12: Demonstração dos sinais de EMG-S gerados a partir do protocolo completo de fadiga de 3 contrações de 30 segundos com intervalos de descanso de 10 s. Em destaque vermelho, são mostrados os recortes realizados no processamento para cada porção de sinal adquirido durante cada contração isométrica.....	72
Figura 2.13: Gráficos demonstrativos dos sinais adquiridos do voluntário V09 apresentando os valores ARV para o protocolo completo de 3 contrações isométricas. Percebe-se que durante o protocolo os valores ARV (mV) aumentaram gradativamente a cada contração, de forma aproximadamente linear.....	73
Figura 2.14: Gráfico demonstrativo dos sinais adquiridos do voluntário V09 apresentando os valores RMS para o protocolo completo de 3 contrações isométricas. Percebe-se que durante o protocolo os valores RMS (mV) aumentaram gradativamente a cada contração.....	74
Figura 2.15: Gráfico demonstrativo dos sinais adquiridos do voluntário V09 apresentando os valores MDF para o protocolo completo de 3 contrações isométricas. Percebe-se que durante o protocolo os valores MDF (Hz) diminuem gradativamente a cada contração, de forma aproximadamente linear. Ao longo das pausas de 10 segundos, os dados representam apenas ruído com alta amplitude.....	75
Figura 2.16 - Gráfico demonstrativo dos sinais adquiridos do voluntário V09, apresentando os valores MNF para o protocolo completo de 03 contrações isométricas. Percebe-se que durante o protocolo os valores MNF (Hz) diminuem gradativamente a cada contração, de forma aproximadamente linear. Ao longo das pausas de 10 segundos, os dados representam apenas ruído com alta amplitude.....	76
Figura 2.17: Demonstração gráfica do coeficiente de correlação de 70% entre diversos canais, ao longo de 3 contrações isométricas. A figura 1, mostra a correlação entre os canais 1 e 2, a figura 2, a correlação entre os canais 2 e 3, e assim por diante. Somente as duas últimas correlações se mostraram satisfatórias (acima de 70%), e foram as escolhidas para a estimação da velocidade de condução. Elas incluem os canais 4, 5 e 6, formando uma tripla.....	77
Figura 2.18: Gráfico demonstrativo dos sinais adquiridos do voluntário V09 apresentando os valores VC para o protocolo completo de 3 contrações isométricas.....	78

Figura 2.19: Ilustração de uma curva típica da variável ARV em função do tempo durante o protocolo de exercício das três contrações sucessivas. Os valores da variável ARV são estimados a partir do sinal bruto de eletromiografia de superfície. Ao longo das pausas de 10 segundos, os dados representam apenas ruído com alta amplitude.....	79
Figura 2.20: Ilustração de uma curva típica da variável ARV em função do tempo, durante o exercício das três contrações sucessivas.....	80
Figura 2.21: Desenho esquemático de uma curva típica da variável ARV normalizada (em $t=0$, o valor y é igual a 1) plotada em função do tempo. Toda a curva é dividida pelo valor da interseção da primeira reta com o eixo y . Ao longo das pausas de 10 segundos, os dados representam apenas ruído com alta amplitude.....	81
Figura 2.22: Ilustração de uma curva típica da variável normalizada em função do tempo com os três valores da inclinação da reta de regressão (m_1, m_2, m_3) e os outros seis parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3$) foram calculados para esse exemplo gráfico. i = valor do parâmetro inicial; f =valor do parâmetro final.....	82
Figura 2.23: Ilustração de uma curva típica da variável ARV normalizada em função do tempo com os nove parâmetros. O valor médio das diferenças $i_2-i_1, i_3-i_2, f_2-f_1$ e f_3-f_2 é igual a zero, e as diferenças m_2-m_1 e m_3-m_2 também. Mas as diferenças dos parâmetros i_2-f_1 e i_3-f_2 são diferentes de zero. i = valor do parâmetro inicial; f = valor do parâmetro final.....	83
Figura 2.24: Ilustração de uma curva típica da variável ARV normalizada em função do tempo com os nove parâmetros, onde as diferenças $i_2-i_1, i_3-i_2, f_2-f_1$ e f_3-f_2 são iguais a zero. i = valor do parâmetro inicial; f = valor do parâmetro final.....	84
Figura 2.25: Ilustração de uma curva típica da variável ARV normalizada em função do tempo com os nove parâmetros, onde as diferenças $i_2-i_1, i_3-i_2, f_2-f_1$ e f_3-f_2 são diferentes de zero. i = valor do parâmetro inicial; f = valor do parâmetro final.....	84
Figura 2.26 Ilustração de uma curva típica da variável no domínio da frequência normalizado em função do tempo com os nove parâmetros. O valor médio das diferenças $i_2-i_1, i_3-i_2, f_2-f_1$ e f_3-f_2 é igual a zero, e as diferenças m_2-m_1 e m_3-m_2 também. Mas as diferenças dos parâmetros i_2-f_1 e i_3-f_2 são diferentes de zero. i = valor do parâmetro inicial; f =valor do parâmetro final.....	86
Figura 2.27: Ilustração de uma curva típica da variável no domínio da frequência normalizada em função do tempo com as nove parâmetros, onde as diferenças $i_2-i_1, i_3-i_2, f_2-f_1$ e f_3-f_2 são iguais a zero. i = valor do parâmetro inicial; f =valor do parâmetro final. m = coeficiente angular da reta de regressão.....	87
Figura 2.28: Ilustração de uma curva típica da variável no domínio da frequência normalizada em função do tempo com os nove parâmetros, onde as diferenças $i_2-i_1, i_3-i_2, f_2-f_1$ e f_3-f_2 são diferentes de zero. i = valor do parâmetro inicial; f =valor do parâmetro final; m = coeficiente angular da reta de regressão.....	88
Figura 3.1 (parte 1 de 3): Gráficos associados à variável ARV (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados respectivamente os voluntários V02, V03, V04, V05, V08, V09. Os gráficos da variável ARV não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.....	91
Figura 3.1 (parte 2 de 3): Gráficos associados à variável ARV (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V10, V13, V16, V17, V18, V19. Os gráficos da variável ARV não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.....	92
Figura 3.1 (parte 3 de 3): Gráficos associados à variável ARV (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V21, V22, V23. Os gráficos da variável ARV não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.....	93
Figura 3.2 (parte 1 de 3): Gráficos associados à variável RMS (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V02,	

V03, V04, V05, V08, V09. Os gráficos da variável RMS não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.....	94
Figura 3.2 (parte 2 de 3): Gráficos associados à variável RMS (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V10, V13, V16, V17, V18, V19. Os gráficos da variável RMS não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.....	95
Figura 3.2 (parte 3 de 3): Gráficos associados à variável RMS (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V21, V22, V23. Os gráficos da variável RMS não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.....	96
Figura 3.3 (parte 1 de 3): Gráficos associados à variável MDF (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V02, V03, V04, V05, V08, V09. Os gráficos da variável MDF não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.....	97
Figura 3.3 (parte 2 de 3): Gráficos associados à variável MDF (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V10, V13, V16, V17, V18, V19. Os gráficos da variável MDF não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.....	98
Figura 3.3 (parte 3 de 3): Gráficos associados à variável MDF (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V21, V22, V23. Os gráficos da variável MDF não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.....	99
Figura 3.4 (parte 1 de 3): Gráficos associados à variável MNF (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V02, V03, V04, V05, V08, V09. Os gráficos da variável MNF não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.....	100
Figura 3.4 (parte 2 de 3): Gráficos associados à variável MNF (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V10, V13, V16, V17, V18, V19. Os gráficos da variável MNF não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.....	101
Figura 3.4 (parte 3 de 3): Gráficos associados à variável MNF (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V21, V22, V23. Os gráficos da variável MNF não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.....	102
Figura 3.5 (parte 1 de 3): Gráficos associados à variável VC (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V02, V03, V04, V05, V08, V09. Os gráficos da variável VC não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.....	103
Figura 3.5 (parte 2 de 3): Gráficos associados à variável VC (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V10, V13, V16, V17, V18, V19. Os gráficos da variável VC não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.....	104
Figura 3.5 (parte 3 de 3): Gráficos associados à variável VC (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V21,	

V22, V23. Os gráficos da variável VC não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.....	105
Figura 3.6: Gráfico do comportamento médio (n=15) da variável ARV normalizada, indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas.....	107
Figura 3.7: Gráfico do comportamento médio (n=15) da variável RMS normalizada, indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas.....	107
Figura 3.8: Gráfico do comportamento médio (n=15) da variável MDF normalizada, indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas.....	108
Figura 3.9: Gráfico do comportamento médio (n=15) da variável MNF normalizada, indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas.....	108
Figura 3.10: Gráfico do comportamento médio (n=15) da variável VC normalizada, indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas.....	109

Lista de tabelas

Tabela 3.1: Valores dos dados antropométricos dos voluntários da pesquisa. Legenda: MVC = contração voluntária máxima; IMC = índice de massa corpórea.....	89
Tabela 3.2: Valores médios e valores de p para os parâmetros normalizados do sinal de EMG-S. m_1 = inclinação da reta de regressão da primeira contração; m_2 = inclinação da reta de regressão da segunda contração; m_3 = inclinação da reta de regressão da terceira contração; m_2-m_1 = diferença entre as inclinações da reta de regressão da segunda e da primeira contração; m_3-m_2 = diferença entre as inclinações da reta de regressão da terceira e da segunda contração.....	106
Tabela 3.3: Valores de p para cada diferença entre os pontos finais e iniciais de cada contração. Estimativa dos valores de p da comparação entre pontos normalizados em exercício fatigante. i_1 = início da primeira contração; f_1 = fim da primeira contração; i_2 = início da segunda contração; f_2 = fim da segunda contração i_3 = início da terceira contração; f_3 = fim da terceira contração.....	106
Tabela D.1: Valores da variável ARV normalizada e parâmetros da reta de regressão de cada voluntário.....	143
Tabela D.2: Valores da variável RMS normalizada e parâmetros da reta de regressão de cada voluntário.....	143
Tabela D.3: Valores da variável MDF normalizada e parâmetros da reta de regressão de cada voluntário.....	144
Tabela D.4: Valores da variável MNF normalizada e parâmetros da reta de regressão de cada voluntário.....	144
Tabela D.5: Valores da variável VC normalizada e parâmetros da reta de regressão de cada voluntário.....	145

Lista de equações

Equação 1.1: Equação para calcular o Valor retificado médio (versão analógica).....	35
Equação 1.2: Equação para calcular o Valor quadrático médio (versão analógica).....	36
Equação 1.3: Equação para calcular o Valor retificado médio (versão digital).....	36
Equação 1.4: Equação para calcular o Valor quadrático médio (versão digital).....	36
Equação 1.5: Equação usada para calcular a variável frequência mediana (versão analógica).	40
Equação 1.6: Equação usada para calcular a variável frequência mediana (versão digitalizada).	40
Equação 1.7: Equação usada para calcular a variável frequência média (versão analógica).	40
Equação 1.8: Equação usada para calcular a variável frequência média (versão digitalizada).....	40
Equação 2.1: Equação para calcular o valor retificado médio (versão digital).	72
Equação 2.2: Equação para calcular o valor quadrático médio (versão digital).	73
Equação 2.3: Equação usada para calcular a variável frequência mediana (versão digitalizada).	74
Equação 2.4: Equação usada para calcular a variável frequência média (versão digitalizada).	75

Capítulo 1. Introdução

A eletromiografia de superfície (EMG-S) é uma ferramenta não-invasiva que tem sido muito usada no estudo do comportamento do músculo e, em particular, no estudo da fadiga muscular. Com base em resultados da literatura que associaram o comportamento de algumas variáveis calculadas a partir do sinal eletromiográfico de superfície com a perda momentânea da capacidade de contração muscular, muitos artigos científicos têm relatado o uso dessas variáveis para se avaliar a fadiga muscular em diferentes situações – entre essas variáveis estão: o valor médio quadrático (RMS), o valor retificado médio (ARV), a frequência mediana (MDF), a frequência média (MNF) e a velocidade de condução (VC) do potencial de ação da unidade motora (*motor unit action potential* ou MUAP). Entretanto, a relação entre a fadiga muscular e essas variáveis não está ainda totalmente clara.

Em alguns casos, a fadiga muscular é descrita simplesmente como a perda de força momentânea que ocorre em situações particulares, por exemplo, em contrações isométricas; em outros casos, a fadiga muscular é definida como um fenômeno de maior duração, associado inclusive a mudanças químicas na célula muscular, tais como o acúmulo de ácido láctico. Quando a fadiga é definida dessa última forma, as limitações do uso das variáveis eletromiográficas ficam evidentes: se a fadiga está associada a mudanças químicas, durando vários dias, o mesmo deveria ocorrer com as alterações observadas nas variáveis eletromiográficas. Contudo, vários artigos reportaram que não foi possível observar diferenças significativas entre as variáveis eletromiográficas antes e depois de intervalos de diferentes durações. Peixoto (2008), por exemplo, comparou as variáveis eletromiográficas capturadas após atividade fatigante e capturadas após intervalos que variaram entre 1 hora e 48 horas, e não encontrou diferenças significativas entre as variáveis eletromiográficas antes e depois das pausas. Larivière *et al.* (2003) realizaram teste semelhante, mas observando as diferenças entre as variáveis antes e após um intervalo de apenas 15 minutos, e não encontraram diferenças significativas entre essas variáveis. Esses resultados sugerem que vale a pena investigar intervalos ainda menores, assim como tentar entender melhor os mecanismos associados às mudanças das variáveis usadas na eletromiografia de superfície (EMG-S).

O objetivo deste trabalho é verificar o efeito de intervalos de curta duração (10 segundos) sobre os estimadores que são comumente utilizados (ARV, RMS, MDF, MNF, VC) para a análise de sinais eletromiográficos de superfície.

Verificando se existe a tendência de recuperação total ou parcial das variáveis aos seus valores antes do esforço fatigante, e, caso haja essa recuperação, tentar estimar a taxa de retorno com que ela ocorre.

A estrutura da tese é sumarizada a seguir. No Capítulo 1 é apresentada a motivação do trabalho, é discutido o estado da arte e são apresentados os fundamentos teóricos necessários ao entendimento do trabalho, tanto do ponto de vista da anatomia e fisiologia, quanto dos aspectos técnicos da eletromiografia de superfície. No Capítulo 2 são apresentados os materiais e os métodos utilizados na realização e na análise dos experimentos. No Capítulo 3 são apresentados os resultados. No Capítulo 4 são discutidos os resultados. No Capítulo 5 são apresentadas as conclusões e as sugestões para possíveis trabalhos futuros. Em seguida, constam a lista de referências, os Apêndices e os Anexos.

1.1 A eletromiografia de superfície

A aplicação da tecnologia na área de saúde vem auxiliando de forma cada vez mais efetiva o estudo da fisiologia humana, apresentando aplicações desde as áreas mais básicas até as mais aplicadas, como o treinamento desportivo de atletas de alto nível e a reabilitação neuromotora de pacientes com alguma patologia. Entre essas novas tecnologias está a eletromiografia de superfície (EMG-S), que tem sido usada em aplicações que vão desde a robótica, auxiliando a interação entre pacientes e próteses mecatrônicas, até o diagnóstico funcional de pacientes durante a reabilitação.

A EMG-S é uma tecnologia totalmente não-invasiva, não requerendo a inserção de eletrodos no músculo nem a realização de biópsia. Devido a essa característica, a EMG-S se destaca como uma ferramenta útil e conveniente para o monitoramento do comportamento da musculatura. Na área de fisioterapia, por exemplo, a eletromiografia de superfície tem sido usada em aplicações como o *biofeedback* de pacientes (Budzynski *et al.* 1973, Basmajian 1981, Basmajian e de Luca 1985, Bahm *et al.* 2003), o controle de órteses ativas durante marcha (Hesse *et al.* 2004, Wirz *et al.* 2005, Lunenburger *et al.* 2006), a reabilitação de pessoas após lesões esportivas (Roy *et al.* 1989, Roy *et al.* 1990, Bonato *et al.* 2003) a prevenção de lesões ergonômicas (Chaffin e Park 1973, Roy *et al.* 1989, da Silva Júnior *et al.* 2005) e o treinamento associado com *biofeedback* (Basmajian 1981, Croce 1986, de Luca 1997), a assistência no diagnóstico de patologias ou disfunções musculares (Basmajian e de Luca 1985, Huppertz *et al.* 1997, Drost *et al.* 2001, Bahm *et al.* 2003, Drost *et al.* 2004, Maquet 2010).

Na UnB, vários pesquisadores e grupos de pesquisa têm realizado trabalhos em eletromiografia de superfície. Alguns exemplos de trabalho incluíram a avaliação do desempenho de indivíduos treinados (Rocha Júnior 2008), o estudo do comportamento das variáveis eletromiográficas no ambiente subaquático (Veneziano 2006), a reabilitação de indivíduos com patologias que comprometam o controle motor (Guimarães 2008), o desenvolvimento de próteses de membros inferiores de indivíduos amputados (Delis 2010), o estudo de fadiga muscular durante a fase de resistência (Di Oliveira 2006, Santhomé *et al.* 2010) e de recuperação (Peixoto 2008), a biomecânica da ação muscular durante movimentos isométricos e dinâmicos (Veneziano 2006); estudo da ergonomia de assentos aeronáuticos (Magalhães 2009), fisiologia da fadiga muscular durante a interferência de eletroestimulação muscular (Pimenta 2010), o estudo das variáveis eletromiográficas ao longo do ciclo menstrual (Soares 2007); o mapeamento dos locais de zona de inervação músculo, importante na decisão de incisões cirúrgicas em pontos de rica inervação (Soares 2013), o estudo de técnicas de processamento de sinais eletromiográficos (Andrade 2000, Costa 2008, da Rosa 2013, Pedroso 2013).

1.2 Considerações sobre a anatomia e a fisiologia do músculo bíceps braquial

O músculo escolhido para o presente estudo foi o bíceps braquial, pelas suas características particulares – volumoso, comprido, superficial, constituído por fibras fusiformes, possuir mesma proporção entre fibras tipo I e tipo II, zona de inervação localizada e pontual – e pela experiência prévia da autora com esse músculo. A seguir, são apresentadas considerações sobre a fisiologia muscular e sobre a fisiologia e anatomia do bíceps braquial.

O tecido muscular é capaz de transformar energia química em energia mecânica, podendo gerar força mecânica (Tortora e Derrickson 2013), e tendo a capacidade de produzir movimentos corporais ou exercer forças estáticas a partir de atuação coordenada com as estruturas esqueléticas. Os músculos esqueléticos estriados são estimulados para a contração a partir de impulsos nervosos provenientes dos nervos medulares e cerebrais, que levam aos músculos os sinais que controlam sua atividade. Essa dependência é tão expressiva que, se houver um desligamento da inervação motora que se conecta aos músculos, os mecanismos de contração voluntária deixam de ocorrer, o que pode levar a atrofia muscular no local.

Em seu estado normal, a musculatura estriada não fica em total repouso, mas levemente contraída, fornecendo a manutenção do tônus muscular, já que os músculos recebem constantemente impulsos nervosos da medula espinhal pelos seus tractos. Quando o impulso nervoso atinge o complexo neuromuscular, é desencadeada uma série de fenômenos.

Os mecanismos de controle muscular fazem uso de informação sensorial, capturada e processada de forma integrada em vários níveis do sistema nervoso central, que permite, em conjunção com os atuadores musculares e seus sistemas de controle distribuídos, a geração de respostas motoras apropriadas, começando na medula espinhal, com reflexos relativamente simples, estendendo-se ao tronco cerebral, com respostas mais complicadas, e finalmente ao cérebro, onde as respostas mais complexas são planejadas e controladas (Guyton 2006, Tortora e Derrickson 2013). Devido à complexidade do mecanismo do controle motor e de seus componentes estruturais envolvidos, serão abordados nesse capítulo conceitos importantes para auxiliar o entendimento da presente tese. Serão abordadas as estruturas periféricas relacionadas à ação muscular localizada, com particular foco nos seguintes tópicos: i) biomecânica do bíceps braquial; ii) arquitetura das fibras musculares; iii) propriedades fisiológicas do bíceps braquial; iv) variáveis inerentes ao indivíduo que influenciam na recuperação da fadiga; e v) variáveis que influenciam na avaliação e na interpretação da fadiga muscular.

O músculo bíceps braquial é um músculo volumoso e superficial, com ação de motor primário no movimento de flexão do cotovelo, possuindo algumas particularidades morfológicas. Este é um dos músculos mais utilizados em estudos de fadiga. Devido a essas propriedades, ele foi eleito como objeto para este estudo.

O bíceps braquial localiza-se na face anterior do braço, e divide-se em duas cabeças, uma chamada de cabeça curta (na posição lateral) e a outra de cabeça longa (na posição medial). Sua massa é distribuída por fibras musculares em sentido longitudinal ao úmero; ele se estende até os dois tendões. É considerado como um músculo biarticular por se estender sobre duas articulações: a do ombro (com origem na escápula) e a do cotovelo.

Embora outros músculos possam estar envolvidos em algum movimento ou ação de exercício de força, quando há um músculo que é o principal envolvido nessa ação, ele é chamado de força motriz, ou agonista. A ação principal do músculo bíceps braquial é atuar como agonista na flexão do antebraço (na articulação do cotovelo) e secundário na flexão do ombro e realizar supinação do antebraço (na articulação radioulnar proximal). O músculo com a ação oposta ao motor principal, que neste caso seria o tríceps braquial, é denominado antagonista, desempenhando dois papéis: i) manter o membro na posição estabilizada em sentido contrário, ii) controlar a ação do agonista em caso de um movimento rápido.

A arquitetura do músculo é moldada por uma organização em fascículos de tecido conjuntivo, que são construídos em três níveis. Cada fibra muscular é recoberta por endomísio, e na camada mais externa o músculo inteiro é recoberto por outra camada, denominada epimísio. Quando um grupo de fibras musculares, denominado fascículo, é "embrulhado" por um revestimento adicional de um tecido conjuntivo, este é denominada perimísio. De acordo com o arranjo de fascículo, os músculos esqueléticos podem ser classificados, como paralelo, penado (que pode ser multipenado, unipenado e bipenado), triangular e fusiforme (Figura 1.1), sendo que, o último tipo de organização o mais comum dentre os músculos longos e superficiais no corpo humano e o mais estudado em avaliações por meio EMG-S. Como o presente trabalho trata do bíceps braquial a discussão a seguir será direcionada para a descrição do arranjo muscular fusiforme. No músculo **fusiforme**, as fibras têm comprimento igual ao do músculo, e a geração de força pela fibra é transmitida diretamente ao tendão. Esse arranjo facilita o **encurtamento rápido** do músculo.

Os músculos fusiformes têm fascículos que são organizados na mesma direção que o eixo longo do músculo na sua porção do ventre (centro muscular) conforme representação na Figura 1.1. As fibras, em direção paralela uma das outras, terminam geralmente em ambas as extremidades nos tendões dos músculos. Quando o músculo se contrai, a fibra contrátil o reduz a uma protuberância como a forma de fuso, sendo essa a origem do termo fusiforme. Esse arranjo de fibras facilita a contração rápida do músculo.

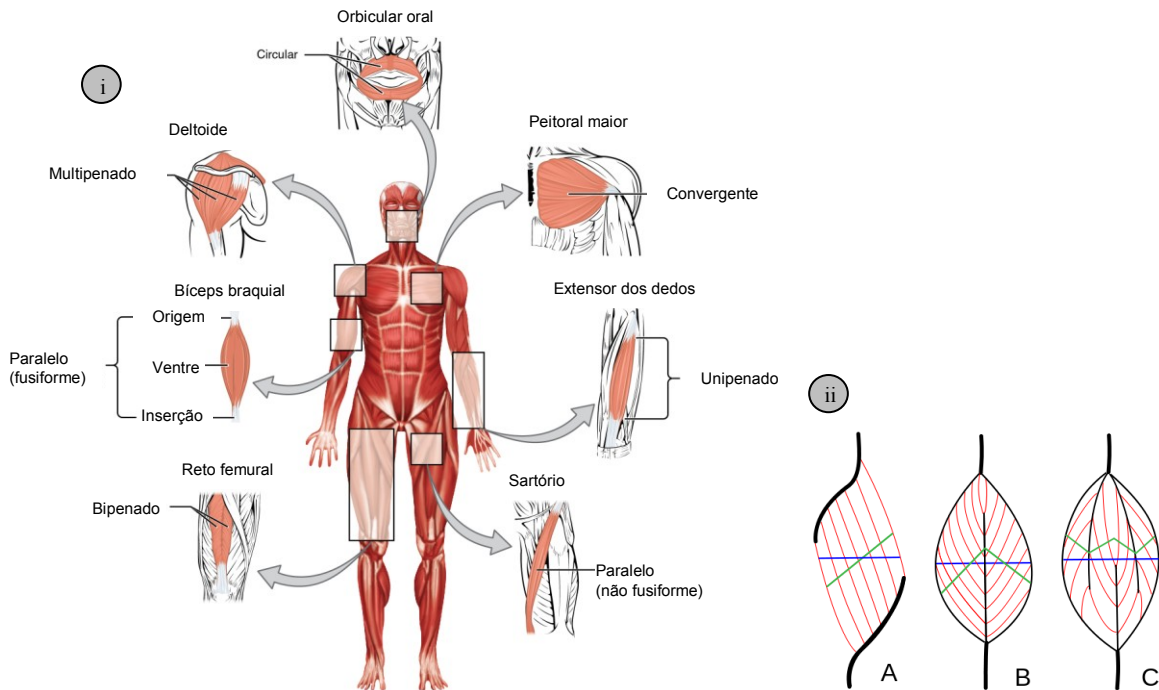


Figura 1.1: Esquema representativo de alguns músculos do corpo humano quanto: i) as formas comuns da arquitetura das fibras dos músculos esqueléticos em várias partes do corpo, bem como ii) em detalhe três formas possíveis da distribuição das fibras musculares penadas: A (unipenada), B (bipenada) e C (multipenada) (Fonte: <http://cnx.org/content/m46487/latest/>, consultada em 11 de janeiro de 2014).

A arquitetura de distribuição das fibras fusiformes facilita o processo de captação entre o eletrodo com o músculo, essa é uma das explicações para os músculos fusiformes serem bastante estudados pela eletromiografia de superfície (EMG-S). Para um melhor entendimento, podemos comparar com a dificuldade de se estudar e posicionar uma série de eletrodos de EMG-S num músculo penado como o gastrocnêmio (Gallina *et al.* 2013) ou até mesmo no multipenado como o deltoide. Apesar de estar na superfície recobrindo o ombro, o deltoide, possui um único tendão que se insere na tuberosidade do úmero, por onde são distribuídas fibras musculares, podendo ser estimulada pelo sistema nervoso em várias direções (Figura 1.1.i). Todavia, a vantagem do ângulo de penação aumenta a capacidade de compactar as fibras, possuindo as unidades funcionais (os sarcômeros) em uma menor área, gerando maior força e potência que os músculos fusiformes, pois mais sarcômeros contribuem para a força de ação muscular.

Como dito anteriormente, o músculo é capaz de transformar energia química em energia mecânica, gerando a força mecânica que possibilita os movimentos dinâmicos, o exercício de força estática ou quase estática e a estabilização da posição corpórea de um indivíduo. Muitas das funções corporais de ordem física são obtidas por meio da contração dos músculos esqueléticos. Para que o desempenho dos músculos seja adequado, é

necessário que o sistema nervoso controle o grau de contração e tensão dos músculos. Algumas propriedades importantes do tecido muscular são a excitabilidade elétrica, a contratilidade e a elasticidade.

No mecanismo da contração muscular, proteínas especializadas trabalham de forma sincronizada, compondo células alongadas em paralelo (fibras musculares) para a realização de movimento. As fibras musculares são revestidas pela membrana plasmática (sarcolema), e no citoplasma (sarcoplasma) estão mergulhadas as miofibrilas, que podem ser filamentos grossos (miosina) ou filamentos finos (actina). A actina se intercala com outras duas proteínas não contráteis – troponina e tropomiosina, completando o filamento. O encurtamento dos sarcômeros é o resultado do deslizamento das fibras de miosina sobre as de actina. A troponina e a tropomiosina impedem que a cabeça da miosina se ligue à actina, se estiverem na ausência de íons cálcio no ambiente. Desse modo, a troponina regula o bloqueio do sítio de ligação feito pela tropomiosina, deixando o sítio ativo para o íon cálcio encoberto. Por isso, a contração muscular ocorre somente na presença de íon cálcio (Ca^{+2}). Para que isso ocorra, um impulso nervoso causa uma despolarização na membrana das fibras musculares. O fenômeno da coordenação de despolarização é extremamente localizado e dependente da difusão de íons ao longo de alguns milissegundos. Alguns sistemas são necessários para transmitir esse sinal para as miofibrilas localizadas profundamente dentro do corpo celular. O sarcolema da fibra muscular se invagina para formar os túbulos-T que se estendem por toda a secção transversal de cada fibra, transmitindo o potencial de despolarização por toda a célula muscular. A etapa seguinte é a despolarização da membrana para que possa ocorrer a contração. A despolarização é regulada pela concentração de íons de cálcio. No estado de repouso, uma fibra mantém a maior parte de cálcio intracelular cuidadosamente sequestrado em um extenso sistema de vesículas (retículo sarcoplasmático). A despolarização faz com que a membrana do retículo sarcoplasmático (presente nos túbulos-T) se torne permeável ao cálcio, aumentando a concentração no interior da fibra muscular. Existem pelo menos dois receptores entre a despolarização e a libertação de cálcio. Uma vez liberado, o cálcio se liga à troponina, abrindo os sítios de ligação da miosina na actina filamentosa, e gerando o movimento de “avançar” da cabeça da miosina, e a geração da força para a contração.

As miofibrilas são basicamente compostas de água, com íons dissolvidos e separados pelo espaço extracelular, que também é composto, na maior parte, por água e íons dissolvidos. Existe uma diferença de potencial entre o ambiente intracelular e extracelular causado pela diferença de concentração de íons específicos nos ambientes intra e extra-celular, e há uma semipermeabilidade seletiva da membrana celular. Esse arranjo é conhecido por gerar uma diferença de potencial regida pela equação de Nernst. A diferença de concentração entre os dois ambientes é mantida por um mecanismo

denominado bomba de sódio e potássio, que transfere um dos íons para dentro e o outro para fora da célula. O potencial de repouso típico para células do músculo esquelético é de aproximadamente -75 mV (*milivolts*).

O fenômeno da despolarização é controlado por outras proteínas do canal transmembrana. Quando a diferença de potencial estiver com o valor do potencial aproximado ao dos canais proteicos sensíveis à voltagem, é atingido um limiar, e o canal proteico sofre uma alteração, que possibilita que a membrana se torne permeável ao íon sódio. Nesse momento, os íons de sódio extracelular imediatamente tendem a se dirigir, em média, para o interior da célula – essa modificação do sentido é causada tanto pela diferença de carga de voltagem quanto pelo gradiente de concentração, que localmente despolariza a membrana celular. Quase que imediatamente, o potássio também se move ao longo do seu gradiente de concentração – para fora da célula – e o potencial de membrana é restaurado.

A terceira propriedade do músculo esquelético é o mecanismo de elasticidade do músculo, que depende também das seguintes estruturas de receptores sensitivos: i) fusos musculares e ii) órgão tendinoso de Golgi (OTG). A estrutura de cada fuso é distribuída entre 2 a 12 fibras musculares intrafusais. Uma fibra intrafusar é uma fibra muscular esquelética muito pequena, onde a sua região central tem poucos filamentos actina e miosina (ou ausência dos mesmos), sendo uma região não contrátil funcionando como um receptor sensorial. Por esse arcabouço microscópico, as porções das extremidades que se contraem são excitadas pelas pequenas fibras nervosas motoras gama que se originam dos cornos anteriores da medula espinhal. De forma macroscópica, o conjunto dos receptores sensitivos dos fusos musculares monitoram o comprimento e a velocidade da mudança de comprimento das fibras extrafusais, comparando os comprimentos dos dois tipos de fibras musculares, as extrafusais e as intrafusais. O fuso muscular responde ao alongamento estático e dinâmico e às mudanças no comprimento do músculo. No exercício isométrico, o músculo somente será ativado devido ao alongamento estático. As fibras eferentes gama, que condicionam o nível de tônus no músculo, e os órgãos tendinosos de Golgi (OTG) que auxiliam no controle da tensão muscular. Os OTGs, receptores sensoriais encapsulados, possuem um pequeno feixe de fibras tendinosas que penetra no músculo (uma média de 10 a 15 fibras musculares), onde é estimulado pela tensão.

1.3 A gênese do sinal eletromiográfico de superfície

Na maioria das atividades musculares do corpo humano atua um mecanismo de compensação entre a musculatura agonista e a antagonista, onde a primeira move o segmento no sentido desejado, enquanto a segunda se contrapõe a esse sentido ajudando

a modular o movimento. Em uma analogia para facilitar o entendimento, a ação muscular pode ser comparada a um sistema mecânico constituído de duas barras conectadas por uma articulação e cabos de aço interligando os dois segmentos, podendo o comprimento do cabo de aço modificar-se à medida que movimentam esses segmentos. Seguindo a analogia, esses cabos teriam a capacidade de se contraírem, exercendo uma força de compressão, ou de se relaxarem, deixando de exercer essa força, de forma a causar movimento relativo entre as barras articuladas. A Figura 1.2 ilustra um exemplo de um sistema biomecânico real, em que uma barra corresponde ao braço, e a outra, ao antebraço, e os “cabos” agonista e antagonista são, respectivamente, os músculos bíceps e tríceps braquial. Neste exemplo com músculos reais, o que se tem é um sistema de alavancas funcionando de forma mais complexa – em vez de cabos de aço, têm-se músculos, que são compostos de várias miofibrilas. Todo esse arcabouço composto por músculos, tendões e ligamentos que se prende à estrutura óssea. Conforme mostra a Figura 1.2, o bíceps braquial atua como agonista principal na flexão do cotovelo e na supinação rádio-ulnar, bem como em ações da articulação do ombro. O seu principal antagonista é o tríceps braquial, músculo que age no sentido contrário para regular a velocidade e a potência da ação do bíceps (Tschoepe 1994, Oda 2001, Chabran 2002).

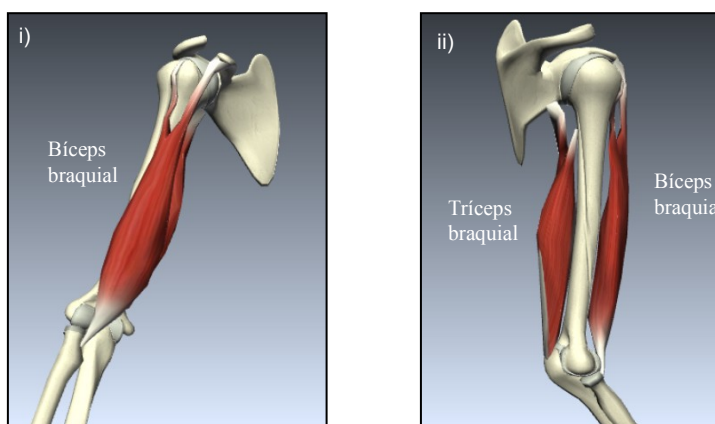


Figura 1.2: Desenho esquemático do arcabouço: músculos bíceps braquial e tríceps braquial, tendões, ligamentos e estrutura óssea (úmero, rádio, ulna e escápula), em posição anatômica com i) vista anterior e ii) vista perfil lateral (Gerada a partir de aplicativo virtual de simulação de anatomia <https://www.biodigitalhuman.com>).

Para que esse sistema com várias ações biomecânicas funcione, se faz necessário um controle neurofisiológico central, que é o controle motor que se origina no corno anterior da medula espinhal. Pelo controle motor são fornecidos comandos para o músculo contrair ou relaxar as suas fibras. Uma rede de transmissão neuronal – motoneurônio alfa – irá conduzir a informação desde a medula espinhal até o ponto motor do músculo. De modo sincronizado, o músculo opositor poderá relaxar caso o agonista esteja se contraindo,

levando à execução de um movimento coordenado. O controle da contração muscular dependerá, portanto, de conjuntos de fibras musculares e de motoneurônios que partem da porção motora da medula espinhal. Em suma, a unidade motora (MU), como ilustrado no esquema da Figura 1.3, é composta pelo motoneurônio alfa e as fibras musculares inervadas por ele, sendo que cada MU poderá ser recrutada ou aumentar sua taxa de disparo a depender da força exigida para a manutenção da atividade muscular.

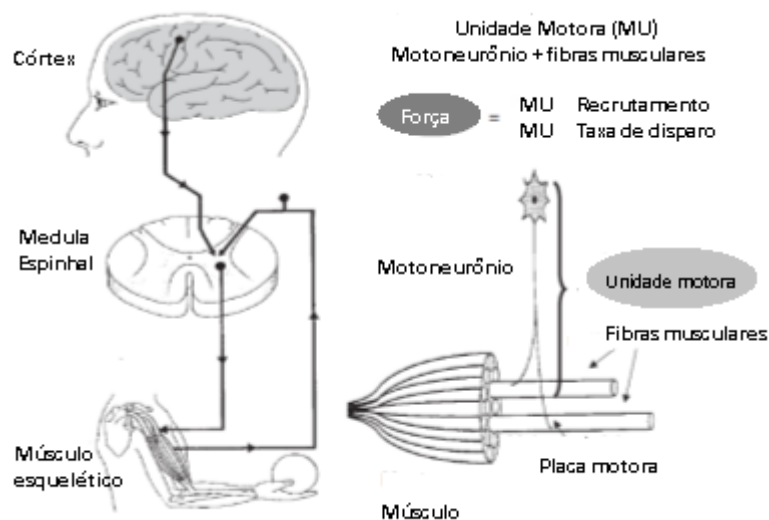


Figura 1.3: Demonstração da via neuronal e controle motor do músculo bíceps braquial em flexão de cotovelo (Adaptada e traduzida de Merletti e Parker 2004).

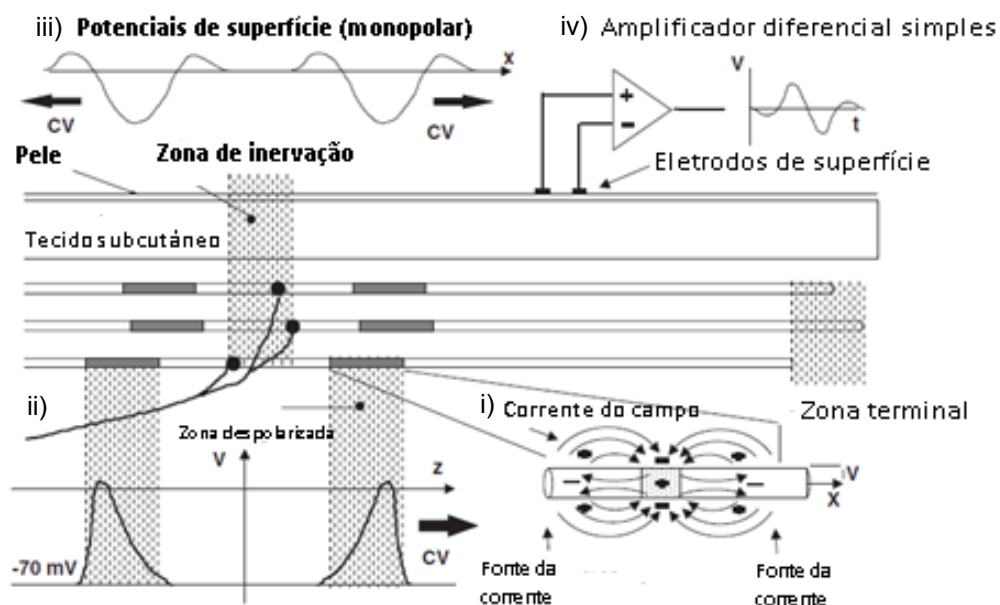


Figura 1.4: De cima para baixo, a figura mostra três níveis de prolongamentos do neurônio na fibra muscular. No canto inferior direito, observa-se o campo elétrico gerado pelo potencial de ação local na fibra muscular após a ativação por meio dos prolongamentos do axônio neuronal. O gráfico, no lado esquerdo da figura, representa a geração do potencial de ação com a despolarização da fibra muscular indicando sentidos bilaterais da velocidade de condução da onda propagante (Adaptada de Merletti e Parker 2004).

O motoneurônio alfa se interliga, por meio de projeções do axônio, com fibras musculares em níveis de profundidade diferentes no mesmo músculo. Dependendo do nível de profundidade e do local onde se encontra o ponto motor, os prolongamentos do axônio na fibra muscular irão emitir comandos que causarão o disparo de ondas propagantes com formas, amplitudes e frequências variadas. Em geral, um único motoneurônio pode inervar várias fibras musculares, formando uma unidade motora, e grupos de unidades motoras podem, em uma ação coordenada, levar à execução de um movimento ou na geração de força. Cada terminação nervosa poderá acionar as fibras musculares de acordo com a força exigida (Basmajian e de Luca 1985, Nagata *et al.* 1990). A Figura 1.4 ilustra o potencial de ação gerado pela placa motora (local onde o motoneurônio alfa transmite o gatilho de disparo do potencial de ação à fibra muscular). Em (ii) O estímulo vindo do motoneurônio alfa é transmitido à fibra muscular através de sinapses, fazendo que sejam iniciados dois potenciais de ação com a forma aproximada de triângulos assimétricos, que viajam em direções opostas, rumo à região do tendão.

Outro ponto a ser discutido é a geometria da onda propagante gerada pelo potencial de ação da fibra muscular (Figura 1.4 e Figura 1.5). Na parte inferior da Figura 1.4 (ii), é ilustrado um par de potenciais de ação gerados por uma fibra muscular, que viajam, a partir da placa motora, em direção às regiões de tendão, e têm a forma aproximada de um “V” invertido assimétrico. Na mesma figura, é possível observar que uma mesma placa pode conter mais de uma fibra (contém entre 3 e 200 fibras), e essas fibras não estão completamente alinhadas – esse fato está ilustrado com mais detalhe na Figura 1.5. Como essas fibras da mesma unidade motora são disparadas praticamente no mesmo instante, o potencial propagante é, na verdade, a soma dos potenciais de todas as fibras. Como os locais de inervação de cada fibra não estão perfeitamente alinhados, a soma não gera um sinal com a mesma forma de “V”, e, sim, um sinal composto pela soma de várias dessas formas, levando a um formato mais complexo. É possível, também, que, ao se propagar ao longo da fibra, esse potencial sofra modificações em sua forma na medida em que se desloca na fibra muscular. Por exemplo, do ponto onde foi gerada até sua extinção na região do tendão, a onda poderá ter sua amplitude diminuída gradativamente. À medida que a onda se propaga, as fibras musculares correspondentes se contraem em cadeias sucessivas, gerando uma rápida contração. A força gerada pelo músculo é devida a uma sequência de um grande número dessas contrações rápidas (em inglês, *twiches*), que, em conjunto, dão a impressão de uma única contração com força constante. Com o uso de eletrodos metálicos de superfície e de um sistema de amplificação e de visualização, é possível se obter uma representação das ondas propagantes originadas na placa motora do músculo, chamada de **sinal eletromiográfico**.

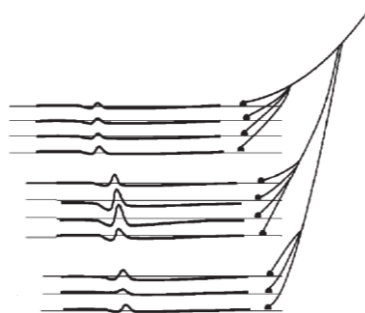


Figura 1.5: Representação de várias formas de sinais biopotenciais da fibra muscular. O potencial da MUAP é a soma dos potenciais de suas fibras (Adaptada de Merletti e Parker 2004).

A detecção dos biopotenciais pode ser realizada com o uso de eletrodos de superfície (Farina 1999, Rainoldi *et al.* 1999, Clancy *et al.* 2005) ou intramusculares (Basmajian e de Luca 1985). Enquanto, os eletrodos intramusculares podem ser posicionados próximos às fontes geradoras de biopotenciais, os eletrodos de superfície estão, quase sempre, posicionados a certa distância das fontes geradoras. Para que o campo elétrico ao redor dos eletrodos seja captado em maior extensão, estes precisam estar afastados um do outro de alguma distância (Farina e Rainoldi 1999). Além disso, os biopotenciais precisam atravessar várias camadas de tecido orgânico – fásia, hipoderme, derme, epiderme – que causam distorções nos sinais captados pelos eletrodos que estão fixados na superfície da pele do indivíduo. O tecido que separa as fontes geradoras do sinal e os eletrodos de registro tem a propriedade de funcionar como um **volume condutor** (Cescon *et al.* 2008), causando distorções nos sinais detectados, em termos de frequência, forma, amplitude e a distância máxima em que o sinal poderá ser detectado (Merletti e Parker 2004, Farina e Rainoldi 1999, Mesin *et al.* 2009). Desse modo, o volume condutor influenciará na propagação da onda sobre camadas de tecido heterogêneo.

A depender do volume condutor do tecido, a onda poderá ser distorcida de diferentes maneiras. Por exemplo, poderá ter um alargamento na sua base – indicando atenuação maior das frequências mais altas em relação às mais baixas – ou até mesmo um formato de “spike” – em casos de sinais com frequência mais alta. Além disso, quanto maior for a distância entre a fonte geradora e os eletrodos de captação, mais atenuados serão os sinais. Desse modo, o sinal captado nos eletrodos será uma versão atenuada (menor amplitude) e espalhada (frequências mais baixas) de um somatório de ondas formadas por campos elétricos gerados nas fibras musculares. A Figura 1.6 ilustra o efeito do volume condutor. O potencial na parte inferior da figura ilustra o potencial sem distorção, captado muito próximo ao sítio de geração. Os potenciais mais acima são potenciais a distâncias cada vez maiores. Pode-se observar que quanto maior a distância, maior é a atenuação do sinal, e maior é a atenuação relativa das altas frequências, ou seja, maior o alargamento do sinal.

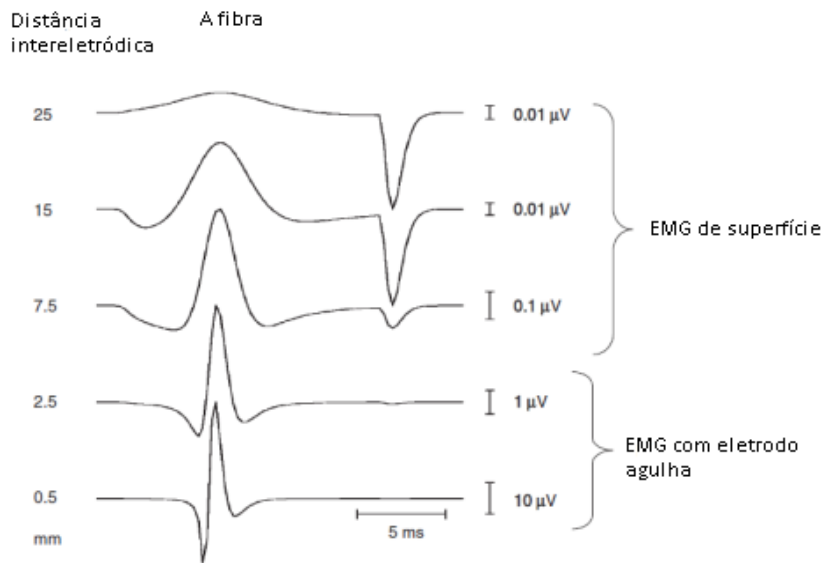


Figura 1.6: Mostra a variação na amplitude e da geometria da onda em função da distância intereletrodica e do volume condutor das camadas de tecido heterogêneo (Adaptada de Merletti e Parker 2004).

Os potenciais propagantes observados na Figura 1.5 são comumente denominados MUAPs (do inglês, *motor unit action potentials* – potencial de ação de unidades motoras). Cada MUAP tem um formato específico, e geralmente distinto das outras MUAPs – esse formato depende do número de fibras da MUAP e do alinhamento relativo das fibras. Cada MUAP é gerada em fibras que estão a alguma distância da pele, onde o eletrodo de captação é colocado, e o potencial que aparece no local do eletrodo é uma versão atenuada e alargada do potencial gerado na fibra muscular. Dessa forma, o sinal eletromiográfico é um reflexo do somatório de MUAPs geradas a distância, e atenuadas em diferentes graus. Uma analogia para o sinal eletromiográfico seria uma pessoa, na porta de uma casa, escutando muitas pessoas falarem ao mesmo tempo, sendo que as vozes das pessoas mais próximas são ouvidas com maior intensidade e as mais distantes, com menor intensidade. Assim, o que se capta nos eletrodos de superfície são potenciais que viajam na pele, na direção das fibras musculares, que são cópias atenuadas e alargadas dos sinais que são gerados nas fibras musculares, como ilustrado na Figura 1.7.

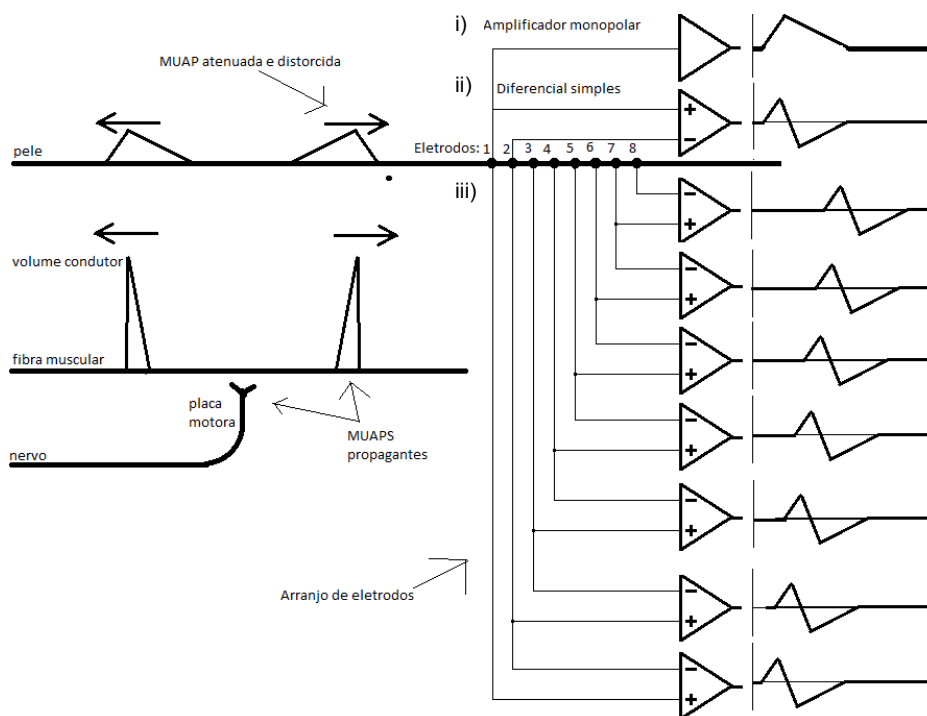


Figura 1.7: Ilustração da MUAP viajando no local da fibra muscular, e sua versão atenuada e distorcida viajando na pele. No item (i) da figura é mostrado o sinal captado pelo eletrodo 1. Em (ii) é mostrado a forma do sinal final captado pelos eletrodos 1 e 2 (no modo diferencial simples). Em (iii) mostra o desenho esquemático dos sinais adquiridos pelo *array* (arranjo) de 8 eletrodos.

Na Figura 1.7 é ilustrado o processo de captação de uma MUAP viajando na pele. Se apenas o eletrodo 1 for usado para fazer a medida, no modo monopolar, o sinal medido terá uma forma parecida com o sinal viajante, já que a velocidade é constante. Esse efeito é ilustrado no sinal captado pelo eletrodo 1, mostrado na figura. Por conseguinte, se o sinal é medido como a diferença entre o eletrodo 1 e o eletrodo 2 (modo diferencial simples), como mostrado na figura, o sinal captado será diferente, conforme mostrado na figura – nota-se que o sinal monopolar é sempre positivo, enquanto o sinal no modo diferencial simples tem partes positivas e negativas. E se o sinal viajante for captado por um arranjo de eletrodos (eletrodos de 1 a 8), captado no modo diferencial simples, aparecerá uma série de sete potenciais propagantes, em que um canal é uma cópia atrasada da outra. Mas, na prática, há pequenas diferenças entre os sinais nos canais, já que há variações, ao longo das fibras, do raio das fibras e do volume condutor, pois a distância da pele à fibra varia. Um arranjo de eletrodos como o mostrado pode ser usado para medir a velocidade de condução da MUAP. Por exemplo, se a distância entre dois eletrodos sucessivos é de 0,05 cm e se o intervalo de tempo de atraso entre os dois canais for de 12,5 milissegundos, então a velocidade de condução será dada por $v = 0,05/0,0125 = 4$ metros por segundo.

Como o sinal eletromiográfico de superfície é gerado por várias MUAPs, o sinal captado por eletrodo contará com vários padrões propagantes, como ilustrado na Figura 1.8. Com esse tipo de tecnologia, é possível identificar diferentes MUAPs, pois cada uma tem uma forma de onda característica. Na Figura 1.8, é possível observar, por exemplo, que há ondas propagantes com formas diferentes, sendo que cada uma corresponde a uma MUAP diferente.

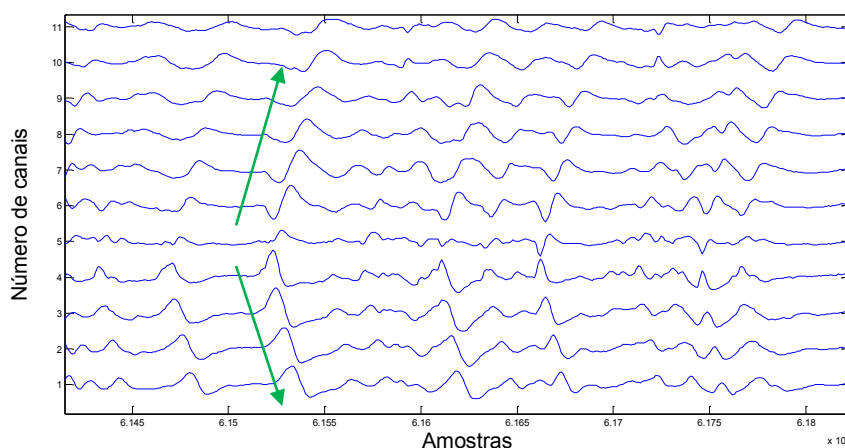


Figura 1.8: Ilustração das ondas propagantes do sinal eletromiográfico de superfície adquirido por meio de um arranjo linear de eletrodos. No canal 5 nota-se a área da zona de inervação.

Na Figura 1.8 é possível observar também a posição da zona de inervação. É possível perceber que a origem do potencial de ação (a zona de inervação) ocorre na altura do canal 5. A partir do canal 5, o potencial se propaga nas duas direções, de forma que cada canal é uma versão ligeiramente atrasada do canal anterior. Uma aplicação possível do método é na localização de pontos de inervação (Boccia e Rainoldi 2014). Essa localização pode ser útil, por exemplo, na localização dos melhores pontos para a captação de sinais eletromiográficos (em geral, o melhor local está no ponto central entre a zona de inervação e a zona de tendão). Outro exemplo de aplicação de métodos para localização de zonas de inervação que pode auxiliar na racionalização de alguns tipos de cirurgias (Cescon *et al.* 2008, Riva *et al.* 2012).

Uma forma comum de se determinar a velocidade de condução é se calcular o tempo de atraso entre esses canais. Para se estimar esse valor, é comum se deslocar uma onda em relação à outra de vários valores sucessivos de atraso, e se medir um coeficiente que quantifica o grau de similaridade da onda. Alguns exemplos desses métodos incluem métodos de correlação cruzada ou de máxima verossimilhança, procurando pelo atraso em que esses coeficientes são máximos. No presente trabalho, esses métodos são utilizados para se avaliar a variação da velocidade ao longo do tempo em atividades com fadiga muscular.

Cada um dos sinais na Figura 1.8 equivale a um sinal eletromiográfico bipolar de um canal. Essa figura ilustra a grande vantagem do arranjo de eletrodos em relação ao sinal bipolar: um único sinal não fornece a riqueza de informações do arranjo linear.

1.4 Relação entre a força e a amplitude do sinal eletromiográfico de superfície

De forma geral, quanto maior a força exercida por um músculo, maior o sinal eletromiográfico de superfície. Quando um músculo exerce uma força de baixa intensidade, será recrutado apenas um número limitado de fibras – aquelas com menor limiar de ativação – e essas fibras terão um alto intervalo médio de disparo entre as fibras, ou, equivalentemente, uma baixa taxa média de disparo. Quando a força requerida do músculo vai aumentando, a taxa de disparo médio vai também aumentando, pois a frequência de disparo aumenta o número de *twiches*, aumentando a força média. Em um momento, a frequência de disparos alcança um valor máximo, e novas unidades motoras vão sendo recrutadas, inicialmente com taxa de disparo baixa, aumentando aos poucos com o crescimento da força. Dessa forma, o aumento sucessivo da taxa de disparo e do número de unidades motoras sendo recrutadas faz que o sinal eletromiográfico fique muito mais denso, causando o aumento de sua amplitude média (Farina e Merletti 2001).

Como o sinal eletromiográfico não é muito bem comportado, não tendo formas com características regulares, é comum o uso de técnicas que procuram quantificar a amplitude média ao longo do tempo. Uma variável muito usada para essa quantificação (Merletti e Parker 2004) é o valor retificado médio (do inglês, *average rectified value* – ARV), onde o sinal é passado pela função módulo (onde o que é negativo fica positivo), e, em uma janela de tempo (com valores típicos de 0,25; 0,5; 1 e 2 segundos), é calculada a área sob a curva e essa área é dividida pelo intervalo de tempo da janela, fornecendo assim o valor médio. Matematicamente, essa variável é descrita por

$$ARV(t) = \frac{\int_t^{t+\Delta} |x(\tau)| d\tau}{\Delta}, \quad (1.1)$$

onde Δ é o intervalo da janela, $x(\tau)$ é o sinal eletromiográfico. A tradução da equação matemática 1.1 é a seguinte: em um instante t , pegue um trecho do sinal eletromiográfico entre t e t mais o tamanho de uma janela (por exemplo, t mais 1 segundo), transforme as partes negativas do sinal em positivas e calcule a área sob a curva resultante; depois divida pela duração da janela), determinando assim o valor retificado médio.

Outra medida comum da amplitude é o valor RMS (do inglês, *Root Mean Square* ou RMS), onde, para eliminar os valores negativos o sinal eletromiográfico, em janelas sucessivas (tipicamente de 0,25, 0,5, 1 e 2 segundos), é elevado ao quadrado, integrado nesse intervalo de tempo e dividido por esse intervalo de tempo. Feito isso, é calculada a raiz quadrada do número resultante. A equação para o valor RMS é dada por

$$RMS(t) = \sqrt{\frac{1}{\Delta} \int_t^{t+\Delta} x^2(\tau) dt.} \quad (1.2)$$

Atualmente, na grande maioria das aplicações o sinal eletromiográfico é transformado de sua forma analógica para a forma digital, em que o sinal é transformado em um conjunto de números que correspondem a amostras da amplitude do sinal, tiradas em intervalos regulares em uma taxa fixa (frequência de amostragem). Por exemplo, se forem feitas 100 amostras em um segundo, então a frequência de amostragem é de 100 amostras por segundo. Nesse caso, as operações matemáticas mostradas nas equações (1.1) e (1.2) são calculadas por meio de aproximações que envolvem apenas operações matemáticas elementares (somas, subtrações, multiplicações e divisões). As versões das equações (1.1) e (1.2) para esse modo digitalizado de se processar sinais dadas por

$$x_{ARV} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_n|, \text{ e} \quad (1.3)$$

$$x_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x_n|^2}. \quad (1.4)$$

Voltando à discussão sobre a relação entre a força e a amplitude do sinal eletromiográfico, como foi dito, há uma relação direta entre as duas grandezas. Essa característica é ilustrada na Figura 1.9.

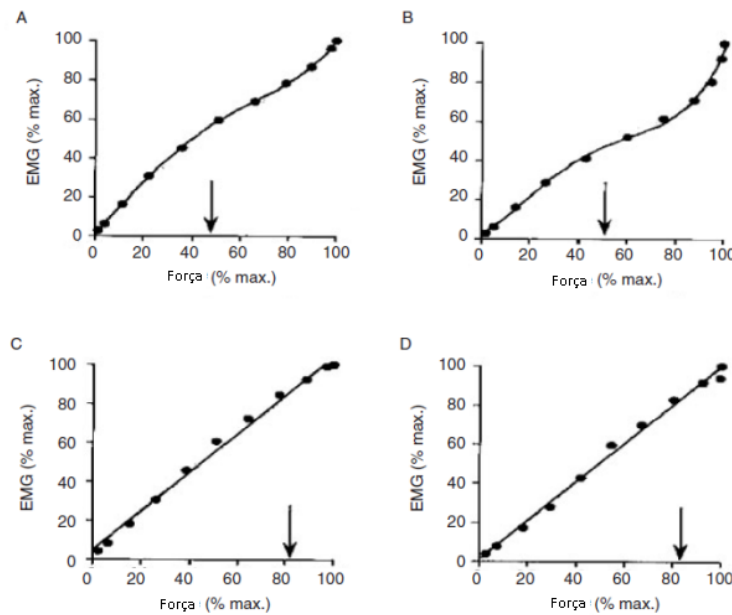


Figura 1.9: Relação entre força e amplitude do sinal eletromiográfico de superfície em diversos músculos (Adaptada de Merletti e Parker 2004).

É possível ver na Figura 1.9 que, em geral, quanto maior a força, maior o sinal eletromiográfico. Entretanto, em alguns casos essa relação é aproximadamente linear e, em outros casos, ela é não-linear. Assim, é possível, em várias aplicações, se usar o eletromiograma de superfície para estimar de forma aproximada a força exercida pelo músculo. Todavia, é importante levar em conta que a força resultante de um músculo sobre

um objeto depende não somente da força de contração de um músculo específico, mas também da ação de outros músculos opostos e de musculatura com ação complementar ao músculo sendo avaliado. Ainda, é bom ter em mente que o sinal eletromiográfico captado não reflete a atividade elétrica de todo o músculo, mas somente das unidades motoras mais próximas aos eletrodos de captação – de qualquer forma, é razoável esperar que as demais unidades motoras do músculo tenham comportamento similar às unidades motoras da superfície.

1.5 Efeitos da fadiga muscular sobre o sinal eletromiográfico de superfície

O efeito da fadiga sobre a amplitude do EMG-S

Quando os aparelhos que permitem a captação de sinais eletromiográficos de superfície foram se tornando mais disponíveis, pesquisadores têm usado cada vez mais esses sinais em estudos do comportamento do músculo. Uma das formas mais comuns para se estudar o músculo por meio de sinais eletromiográficos de superfície é a captação desses sinais durante contrações isométricas com força constante. Um exemplo desse tipo de aplicação é usado no presente trabalho: o voluntário irá exercer uma força constante com o bíceps braquial, com o membro em posição fixa, enquanto o sinal eletromiográfico de superfície será captado. No experimento, o voluntário, sentado, irá puxar um cabo fixado no piso, e, com auxílio de um sensor de força e um dispositivo de *feedback* visual da força exercida, que mostra na tela de um computador o valor da força correntemente exercida, ele tentará manter a força constante, que deve corresponder a 60% da força máxima, que ele consegue gerar nesse tipo de contração. Ao longo do experimento, o voluntário percebe a perda gradual de força no músculo, e tenta compensar fazendo mais e mais força, até que, a partir de um dado instante, ele não consegue manter mais essa força. Esse processo em que a força diminui gradualmente é conhecido como fadiga muscular, e o instante em que o voluntário não consegue manter mais a força constante é o instante em que ocorre a exaustão.

Um dos primeiros efeitos observados no sinal eletromiográfico de superfície durante uma contração fatigante foi o número de vezes que o sinal cruza a linha de 0 volt. O sinal EMG-S tem sempre partes positivas e negativas, e, como ele é um sinal contínuo, o sinal cruza o zero muitas vezes. Com a fadiga, o número médio de vezes que o sinal cruza a linha de zero volt aumenta com o tempo. Outro efeito comumente observado é que, em uma contração isométrica fatigante, com força constante, a amplitude média do sinal EMG-S aumenta em vez de ficar constante. As razões desses efeitos são simples. No início da contração isométrica com força constante, apenas uma parcela das unidades motoras é recrutada – as fibras com menor limiar de ativação. Contudo, com o tempo o uso intenso

dessas fibras faz que elas percam, ao longo do tempo, uma parcela cada vez maior de sua força. O voluntário percebe isso por meio do *feedback* visual, e procura aumentar a força exercida, para compensar esse efeito. Com isso, o sistema humano de controle motor aumenta a frequência de disparo das fibras, aumentando, portanto, a força exercida. Esse aumento na frequência de disparo explica, em parte, o aumento do número de cruzamento de zeros do sinal, e explica, também, o aumento da amplitude média do sinal eletromiográfico de superfície ao longo do tempo. Todavia, como a força continua a cair em função da perda de força gradual das fibras, chega um ponto em que a frequência de disparo alcança seu valor máximo, e, a partir daí, a única forma de aumentar a força é pelo recrutamento, pelo sistema de controle motor, de novas fibras. Com isso, as próximas fibras com maior limiar de ativação passam a ser recrutadas, o que também ajuda a causar o aumento da amplitude média do sinal e da frequência de cruzamentos de zeros. Assim, com o enfraquecimento contínuo das fibras, ocorre uma combinação do aumento da frequência de disparos, em conjunto com o recrutamento de novas fibras, o que causa o aumento da amplitude do sinal. Um exemplo desse aumento do sinal EMG-S, mesmo com a força constante, é ilustrado na Figura 1.10.

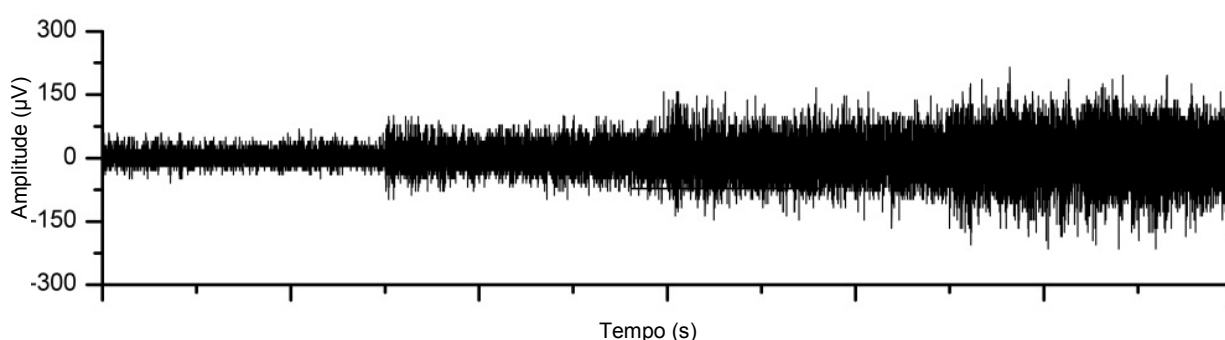


Figura 1.10: Exemplo de sinal eletromiográfico de superfície (EMG-S) cuja amplitude cresce quando uma força constante é exercida (Adaptada de Merletti e Parker 2004).

Efeito da fadiga sobre o espectro de frequência e sobre a velocidade de condução do sinal EMG-S

Outro efeito da fadiga sobre o sinal eletromiográfico de superfície está relacionado a mudanças no espectro de frequências do sinal. Um efeito bem conhecido em sinais eletromiográficos medidos durante contrações isométricas é o deslocamento do espectro de frequências para frequências mais baixas. A Figura 1.11(a) ilustra o aspecto típico do espectro de sinais eletromiográficos de superfície, e a Figura 1.11(b), a forma típica da envoltória desse tipo de sinal.

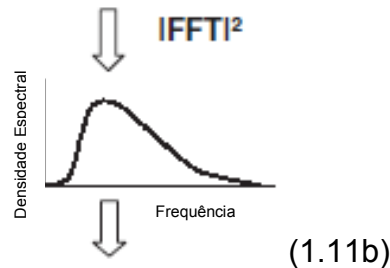
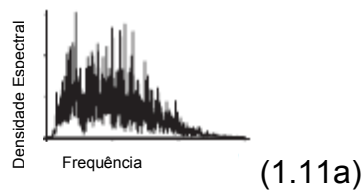


Figura 1.11: Aspecto típico do espectro de um sinal eletromiográfico de superfície (EMG-S). A Figura 1.11(a) ilustra o aspecto típico do espectro de sinais EMG-S, e a Figura 1.11(b), a forma típica da envoltória desse tipo de sinal (Adaptada de Merletti e Parker 2004).

É bem conhecido o fato de que, em contrações isométricas com força constante, ocorre o deslocamento gradual do espectro para a esquerda (ou seja, para frequências mais baixas). Esse efeito é ilustrado na Figura 1.12, que mostra os sinais EMG-S e os seus respectivos espectros de trecho do sinal eletromiográfico de superfície medido após 0, 30, 60 e 90 segundos da contração.

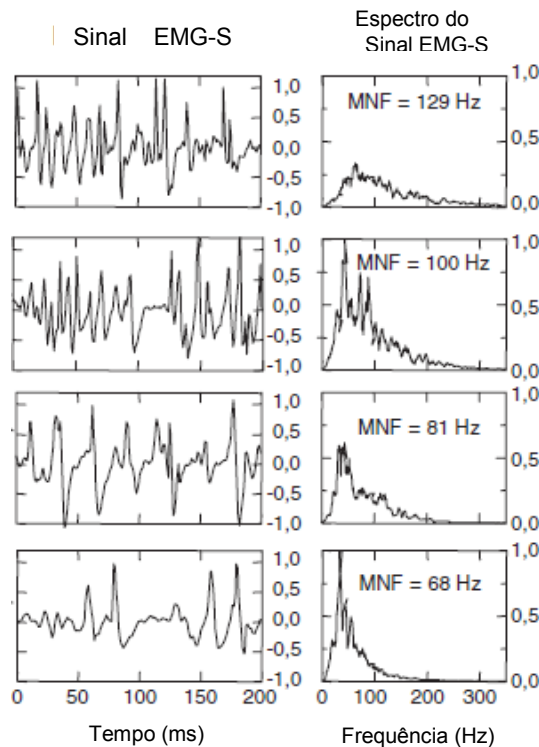


Figura 1.12: Ilustração do efeito do deslocamento do espectro para a direita em sinais eletromiográficos de superfície (Merletti e Parker 2004).

É comum o uso de duas variáveis para tentar quantificar esse deslocamento para a esquerda. Uma dessas variáveis é a frequência de potência mediana (MDF). Para se determinar um gráfico em função de tempo da MDF, em cada instante toma-se um trecho (ou janela) do sinal com duração típica de 0,25; 0,5 ou 1 segundo, calcula-se o módulo da transformada de Fourier ao quadrado do sinal (que corresponde à potência do espectro). Ao se plotar o espectro, calcula-se então uma frequência MDF_F , em que a área sob a curva entre as frequências 0 Hz e MDF_F é igual à área sob a curva entre as frequências MDF_F e infinita, como ilustrado na Figura 1.13. É possível observar que essa variável quantifica de forma efetiva o deslocamento do espectro.

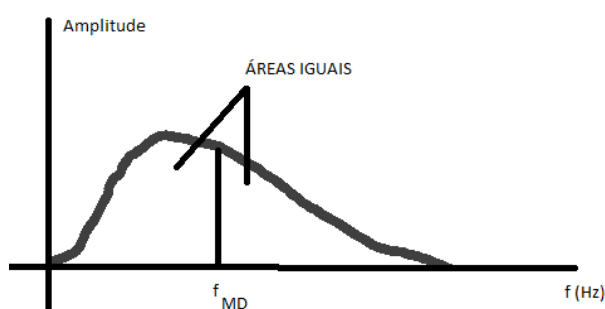


Figura 1.13: Ilustração da determinação da MDF.

Matematicamente, a definição de frequência mediana (divisão em áreas iguais) é dada por

$$\int_0^{f_{MD}} |S(j\omega)| df = \int_{f_{MD}}^{\infty} |S(j\omega)| df, \quad (1.5)$$

onde $|S(j\omega)|$ é o espectro de potência do sinal.

A versão dessa equação para dados digitalizados é a seguinte:

$$x_{MDF} = \sum_{i=1}^{f_{med}} P_i = \sum_{i=f_{med}}^M P_i, \quad (1.6)$$

Uma outra variável que procura quantificar o deslocamento do espectro em um número é a frequência média (em inglês, *mean frequency*) MNF. Essa frequência é dada pela média ponderada do espectro de potência dividida pela área sobre a curva do espectro de potência:

$$f_{mean} = \frac{\int_0^{f_{max}} f S(f) df}{\int_0^{f_{max}} S(f) df} \quad (1.7)$$

E a versão digital dessa fórmula é

$$X_{MNF} = \frac{\sum_{i=1}^{f_s/2} f_i P_i}{\sum_{i=1}^{f_s/2} P_i}, \quad (1.8)$$

Em princípio, a MDF e a MNF são variáveis que procuram quantificar o mesmo deslocamento, e, em princípio, devem ter respostas similares. Tipicamente, em sinais eletromiográficos de superfície medidos durante contrações isométricas com força

constante, há a tendência de que a MDF e a MNF *tenham* tendência decrescente ao longo do tempo, inicialmente de forma aproximadamente linear, e, com o passar do tempo, de forma não linear.

A tecnologia de captação mais antiga, que utilizava sinais eletromiográficos de superfície bipolares, não permitia a estimação confiável da velocidade de condução. Com o surgimento das tecnologias com arranjo linear e arranjo bidimensional, usadas no presente trabalho, a estimação da velocidade de condução e de sua variação com o tempo se tornou tecnicamente factível. O princípio básico para medida da velocidade de condução já foi tratado na seção anterior desse texto.

Em experimentos com contrações isométricas com força constante, como explicado anteriormente, inicialmente à MVC de 60%, são recrutadas as fibras de menor limiar, que, em geral, são de contração mais lenta, e também têm velocidade de propagação de MUAP menor. Com o passar do tempo, essas fibras vão perdendo sua força de contração, a força total tenderia a cair. Para compensar esse efeito, a taxa de disparo das fibras aumenta. Com isso, a amplitude da onda (e as variáveis ARV e RMS) aumenta. Com relação à velocidade de condução, verificou-se (Solomonow *et al.* 1990) que, para estimulação elétrica, quando há o aumento da taxa de disparo, ocorre também a tendência a um pequeno aumento da velocidade de condução. Embora em princípio não se saiba com certeza se essa tendência ao aumento ocorre também para os disparos fisiológicos (sem estimulação elétrica artificial), há uma expectativa que isso possa acontecer, tendendo a elevar a velocidade de condução. Com relação às frequências média e mediana, é bem conhecido o fato de que, quando a medida é feita junto à fibra, com eletromiografia invasiva, o aumento da velocidade de condução em geral leva ao aumento da frequência média e da frequência mediana, mas isso nem sempre é verdade para a eletromiografia de superfície, já que o volume condutor atua como um filtro passa-baixa. Assim, há casos na literatura em que há aumento da velocidade média de condução, mas que, na eletromiografia de superfície ocorre uma diminuição da MNF e da MDF (Merletti e Parker 2004).

Com passar do tempo, continua ocorrendo o aumento gradual da fadiga, e o simples aumento da taxa de disparo das MUAPs já ativas chega a um limite de efetividade, e novas fibras musculares passam a ser recrutadas. A tendência é que as novas fibras recrutadas tenham velocidade de condução de MUAPs cada vez maior (fibras do tipo II), o que tenderia a causar o aumento da velocidade média de condução.

Dessa forma, há um fenômeno que tende a causar a diminuição da velocidade de condução média das MUAPs (a diminuição da VC média devida à fadiga das fibras já ativas) e dois fenômenos que tenderiam a aumentar a VC média (o aumento da VC usualmente associado ao aumento da taxa de disparo das fibras já ativas, e as taxas de disparo cada vez maiores das fibras que vão sendo gradativamente recrutadas). Dessa

forma, há as duas possibilidades: que a VC diminua com a fadiga (caso o primeiro efeito seja dominante), e que a VC aumente com a fadiga, pelo menos no período inicial (caso os dois últimos efeitos sejam dominantes). Teoricamente, é possível que haja um aumento inicial, devido aos dois últimos efeitos e que, quando o máximo recrutamento seja alcançado haja um platô, sem crescimento, e, que a partir daí, haja uma diminuição. Esse tipo de comportamento também já foi relatado na literatura. No entanto, em boa parte dos trabalhos, em que os sujeitos são, muitas vezes, não treinados, a tendência que predomina é que haja um decaimento da velocidade média de condução, com a fadiga, indicando que, nesses casos, o primeiro efeito é, em boa parte dos casos, dominante. Porém, diferentes tendências para comportamento da VC têm sido observadas, em particular em indivíduos praticantes de diferentes esforços. Por esse motivo, em geral é recomendável que o tipo de atividade ou a ausência de atividade física dos sujeitos seja em um experimento seja mantida o mais homogênea possível. No presente trabalho, por exemplo, optou-se por voluntários não praticantes de esporte.

Sumarizando, em geral, em contrações isométricas com força constante há o aumento da amplitude, com o aumento das variáveis ARV e RMS. Com relação à velocidade de condução média, é possível que haja o aumento ou a diminuição dos valores médios da VC, ou até mesmo um aumento seguido de diminuição. Contudo, para indivíduos não praticantes de atividade física, a literatura reporta com muito mais frequência a diminuição da VC. Com relação às frequências médias e medianas, caso fosse usada eletromiografia invasiva, quando houvesse o aumento da VC, em geral seria observado também o aumento da MDF ou MNF, e a diminuição da VC estaria associada à diminuição dessas variáveis espectrais. Entretanto, esse comportamento não se verifica necessariamente para a eletromiografia de superfície devido a efeito de filtro passa-baixa do volume condutor, que pode causar, dependendo de fatores geométricos ou da sequência de recrutamento das fibras, uma diminuição da MDF ou da MNF, mesmo com o aumento da VC. A Figura 1.14 ilustra o comportamento típico das variáveis VC, RMS (que é similar ao comportamento da variável ARV) e MNF (que é similar ao comportamento da variável MDF).

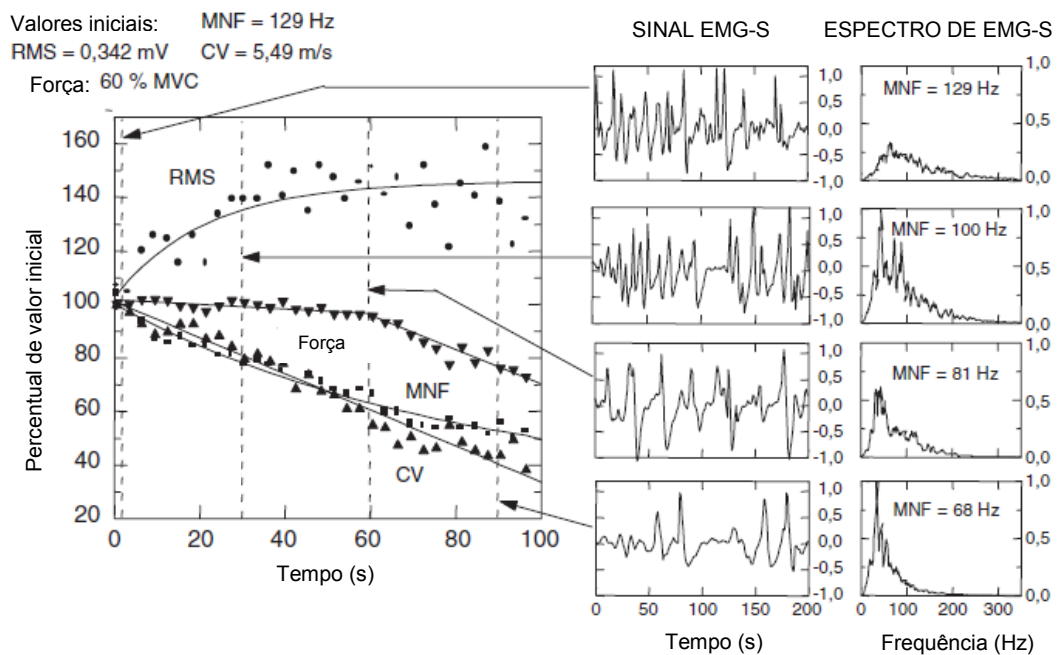


Figura 1.14: Exemplo de gráfico de fadiga, mostrando, no mesmo gráfico, as curvas de força, valor RMS, MNF e VC (Merletti e Parker 2004).

Há também outros fatores que podem influenciar no estudo sobre a fadiga muscular. Desde fatores como escolha do protocolo a variabilidades fisiológicas inerentes a cada indivíduo. Isso é demonstrado na prática, pelas possibilidades de resultados nos comportamentos das variáveis eletromiográficas de superfície em cada pesquisa. Uma das explicações para isso é a grande variedade encontrada de modos de exercício (isométrico, isocinético, isotônico); diferentes protocolos na postura (Rudroff *et al.* 2007) e estabilização do indivíduo durante a atividade (Farina 1999, Chabran 2002, Di Oliveira 2006); controle de ingestão de substância como a cafeína; tempo de descanso ou pausas entre os exercícios (Blangsted *et al.* 2005); escolha da faixa etária e gênero dos voluntários (Clark *et al.* 2003), já que há influência do ciclo menstrual na avaliação da fadiga nas mulheres (Soares 2007). Além disso, diferentes definições de fadiga são aplicadas nos estudos (Enoka 2012).

Um outro fator relevante na escolha de voluntários para experimentos em fadiga é a idade. Os efeitos do envelhecimento sobre o comportamento dos músculos têm sido muito estudados por meio das variáveis EMG-S, e tem-se demonstrado que o comportamento dessas variáveis é influenciado pela idade, pois, no músculo esquelético, o envelhecimento tem efeito sobre as características bioquímicas, morfológicas e fisiológicas de fibras tipo I (contração lenta) e fibras tipo II (fibras de contração rápida). Ocorre também a diminuição na força máxima isométrica, que pode ser, em parte, devida a declínio na massa muscular. A diminuição da massa muscular ocorrerem principalmente nos músculos de sustentação de peso, e ocorre com maior intensidade nos indivíduos com elevada proporção de fibras do

tipo II. Com o envelhecimento, a atrofia relacionada com a idade contribui para a diminuição da massa muscular, sendo o declínio no tamanho da fibra é proeminente em fibras do tipo IIA e tipo IIB, enquanto que as fibras do tipo I são menos afetadas. A perda das propriedades de contração isométrica com a idade pode ser devida, em parte, à alteração da capacidade do retículo sarcoplasmático de liberar e de recapturar o cálcio (McArdle 2010).

Com base no exposto, é positivo para o sucesso do experimento se controlar fatores que possam causar muita variabilidade, aumentando a homogeneidade da amostra. Por isso, optou-se por delimitar algumas características dos voluntários que participaram do experimento descrito neste trabalho.

1.6 Processo de captação dos sinais eletromiográficos de superfície

Um fator importante em um sistema de captação do sinal eletromiográfico é a sua dependência do tipo de eletrodo usado na captação, os detalhes de colocação (como a distância intereletrodica) e o tipo de amplificador usado.

Um tipo muito utilizado de eletrodo é o de prata/prata-cloro, em que há, na parte interna, uma peça ou uma camada de prata, revestida por uma camada de prata-cloro (é o eletrodo Ag/AgCl). Em muitos casos, um gel condutor é usado entre o eletrodo e a pele para melhorar o contato elétrico – não é incomum, inclusive, o uso de eletrodos descartáveis para sinais eletrocardiográficos. Em alguns casos, são usados eletrodos não descartáveis feitos apenas de prata. Antes do uso desse tipo de eletrodo, o mesmo é umedecido com água da torneira, que contém cloro, fornecendo uma camada de prata/cloro que auxilia no seu funcionamento.

Existem eletrodos com vários formatos, tais como circulares, quadrados, elípticos e retangulares, entre outros. O tamanho e o formato do eletrodo têm efeito sobre o sinal eletromiográfico de superfície. O único eletrodo que, em princípio, não causaria distorção no sinal eletromiográfico seria o eletrodo pontual, ou como o eletrodo agulha, com área de contato com a pele muito pequena – como a área é muito pequena, o potencial seria, em princípio, aquele exatamente correspondente ao do ponto de captação. Por conseguinte, há muitas dificuldades práticas em se fazer um eletrodo como esse, incluindo a falta de robustez e também a dificuldade de se fazer um contato efetivo do mesmo com a pele. Por isso, os eletrodos têm sempre um tamanho que permita uma montagem mais robusta. Entretanto, quando o eletrodo tem um tamanho não nulo, a superfície do eletrodo fica em contato com o tamanho equivalente na superfície, e, nessa região de contato, pode ser que haja uma distribuição não uniforme do potencial. Estudos anteriores (Helal e Buisssou 1992, Dimitrova *et al.* 1999, Farina e Merletti 2001) demonstraram que, nesse caso, o potencial

captado é aproximadamente igual à média do potencial na região da superfície do eletrodo. Com isso, demonstrou-se que o eletrodo pode funcionar como um filtro passa-baixa. Para minimizar o efeito dessa filtragem, deve-se fazer o eletrodo o menor possível, mas sem prejudicar a robustez da medida. Pelo motivo exposto, é importante que os formatos e as dimensões dos eletrodos usados sejam sempre relatados em artigos científicos (Helal e Buisssou 1992, Dimitrova *et al.* 1999, Farina e Merletti 2001, Merletti e Parker 2004).

É importante também se descrever com muito cuidado o posicionamento exato de todos os eletrodos, pois o sinal EMG-S sofre muita variação de músculo para músculo, e, mesmo ao longo de um mesmo músculo, o potencial pode mudar de forma significativa como resultado de pequenas mudanças de posição.

Quando é usado o modo diferencial, em que se utilizam dois eletrodos para se realizar a captação de diferença de potencial de dois pontos, é essencial a descrição da distância entre os eletrodos. A literatura da área (Vitasalo e Komi 1975, Rainoldi *et al.* 2000, Merletti e Parker 2004) revela que a captação diferencial causa um efeito filtrante no sinal. Esse efeito filtrante depende da distância intereletrodo, e, por isso, é necessária a descrição da configuração para que o trabalho relatado no artigo possa ser reproduzido com precisão.

Outro ponto importante é o modo de amplificação. Várias configurações são possíveis, tais como: monopolar, diferencial (ou bipolar), diferencial duplo, arranjo linear de eletrodos e matriz bidimensional de eletrodos. Os tipos básicos mais comumente usados são o monopolar, o diferencial simples e diferencial duplo. Os modos diferencial simples e diferencial duplo têm, como já mencionado, efeitos filtrantes, e por isso é essencial que todo artigo descreva claramente quais as configurações usadas. A configuração monopolar tem a vantagem de que o potencial captado corresponde à forma de onda do potencial propagante. Por outro lado, essa configuração é muito sensível à interferência de 60 Hz da rede elétrica (muito comum em equipamentos biomédicos), sendo, por isso, muito pouco usada na prática. Já a configuração bipolar consegue minimizar esse tipo de interferência, mas causa alguma distorção na forma de onda original por um efeito filtrante do tipo passa-alta, que é ilustrado na Figura 1.15. Nessa figura, o potencial no modo monopolar representa a forma real do potencial propagante, mas esse modo de captação seria mais propenso à captação de interferência eletromagnética. Nos modos diferencial e diferencial duplo, a interferência seria menor, mas o sinal é uma versão distorcida do sinal monopolar. Todavia, usualmente essas distorções não atrapalham as análises usualmente realizadas com o uso da eletromiografia de superfície, já que a forma original do sinal monopolar não tem, em geral, significado relevante.

Uma tecnologia que tem ganhado muita força na última década é o arranjo linear de eletrodos. Um exemplo de arranjo está ilustrado na Figura 1.15. Nesses arranjos, eletrodos são posicionados ao longo de uma linha, e podem ter número variável de eletrodos (há

arranjos com 3, 4, 8 e 16 eletrodos). Em geral, um arranjo pode ser usado em diferentes modos. Por exemplo, um arranjo de eletrodos pode ser usado para se captar 16 canais no modo monopolar. Quando configurado para o modo diferencial simples, cada canal é composto pela diferença entre dois eletrodos sucessivos, de forma que podem ser gerados até 15 canais em modo diferencial simples. Quando for usado o modo diferencial duplo, que requer 4 canais para a geração do sinal final, é possível a geração de até 14 sinais. Em geral, o modo de uso mais comum é o diferencial simples, que é muito usado tanto em arranjos lineares quanto em arranjos bidimensionais.

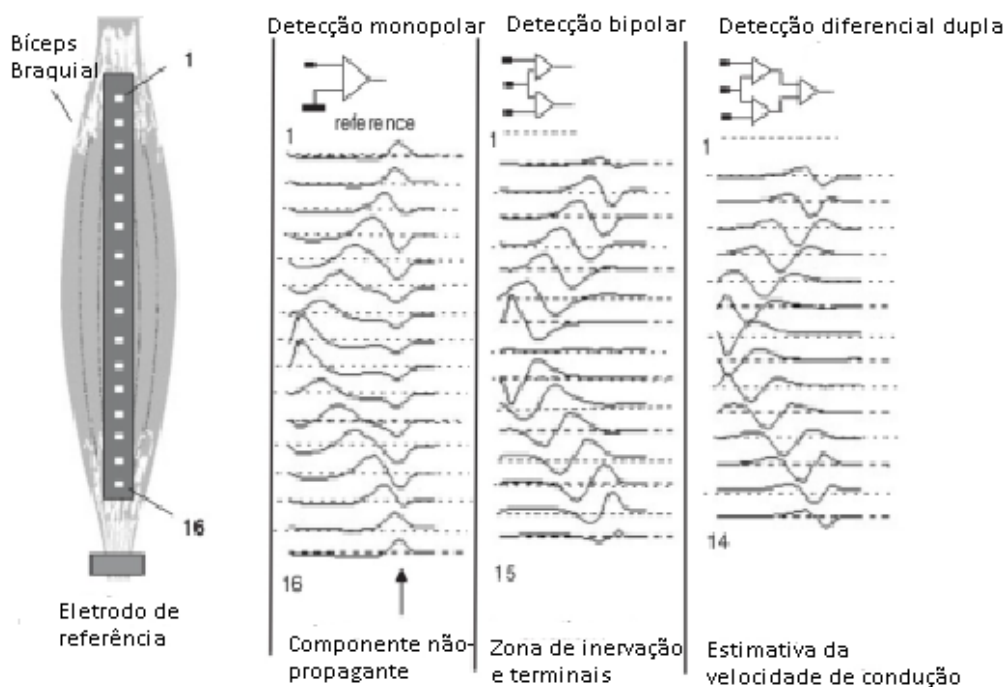


Figura 1.15: Demonstração de um eletrodo de superfície do tipo arranjo linear posicionado sobre o músculo com os respectivos sinais captados. Em cada seção é possível observar uma das três diferentes possibilidades de sinais a serem captados dependendo do tipo de amplificador: i) detecção monopolar, ii) detecção bipolar; iii) detecção diferencial duplo (Adaptada de Merletti 1999 (a)).

Como descrito anteriormente, esses arranjos podem ser usados em várias aplicações, tais como o mapeamento de zonas de inervação e a estimação da velocidade de condução. Para a estimação da velocidade de condução são necessários pelo menos dois sinais no modo diferencial simples, de forma a se determinar o atraso relativo entre os dois sinais. Entretanto, a literatura (Farina e Merletti 2001, Farina *et al.* 2001, Meste *et al.* 2001) tem mostrado que os resultados ficam mais robustos quando são utilizados três sinais (ou até um número maior de sinais) para se determinar o atraso que gera a melhor superposição. O grupo de três sinais será denominado, neste trabalho, de triplete.

Uma tecnologia que também tem ganhado força nos últimos anos é a dos arranjos bidimensionais de eletrodos. Esse arranjo pode ser visto como uma matriz, que pode captar

sinais eletromiográficos de superfície nos modos monopolar e bipolar simples, formando um mapa bidimensional do potencial na superfície da pele, permitindo, por exemplo, a visualização bidimensional dos potenciais propagantes. Nos experimentos do presente trabalho, esse tipo de eletrodo foi utilizado. Entretanto, foi utilizada apenas uma linha do mesmo, de modo que, na prática, ele foi usado como um arranjo linear. Entretanto, os dados bidimensionais foram preservados, e deverão ser objeto de estudos futuros.

A Figura 1.16 ilustra, de forma esquemática, os passos e as escolhas importantes relacionado à escolha dos eletrodos, descritos nesta seção.

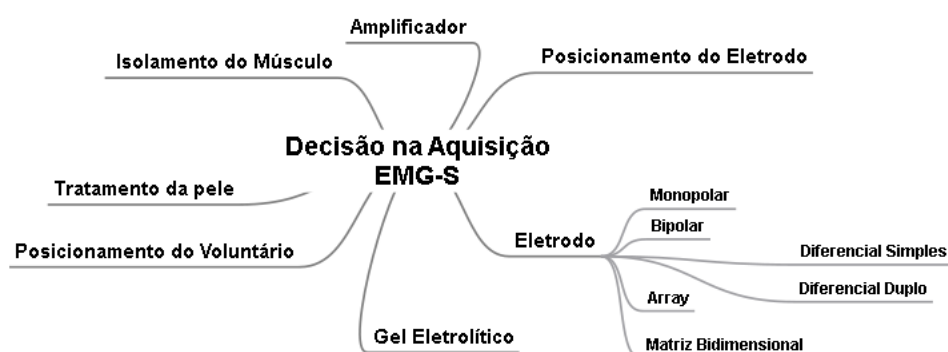


Figura 1.16: Resumo de passos e escolhas importantes na aquisição de sinais eletromiográficos de superfície (EMG-S).

1.7 A importância do processo de normalização

Pesquisas que utilizam os sinais eletromiográficos de superfície trazem algumas dificuldades devidas à natureza do sinal. Isso leva, muitas vezes, à necessidade de algumas operações de normalização. As duas principais ações de normalização utilizadas (e que foram utilizadas no presente trabalho) são discutidas brevemente a seguir.

Usualmente, o estudo de sinais EMG-S requer a execução de uma força, por parte do músculo, que, idealmente, deve ser igual em diferentes momentos. Assim, é importante que quem planeje o experimento tente tornar as forças exercidas em diferentes momentos pelos músculos o mais semelhantes possível. Entretanto, mesmo pequenas diferenças de posicionamento podem ter efeitos que podem fazer que ocorressem mudanças na força do músculo – isso pode acontecer, por exemplo, pelo efeito de uma alavanca de um comprimento um pouco maior, ou pela mudança da coordenação da ação entre vários músculos devida a mudanças de posicionamento. Assim, nem sempre o esforço máximo que o voluntário consegue exercer sobre um sistema é igual em todos os dias de teste, e isso pode se refletir também nos esforços não-máximos que são exercidos ao longo do experimento. Dessa forma, uma prática comum é, antes de se iniciar o processo do experimento, realizar a medida da chamada Contração Voluntária Máxima (em língua inglesa, *maximum voluntary contraction*, ou MVC), e, durante os experimentos, usar, em vez

de uma força fixa em dias diferentes, usar a mesma porcentagem da MVC. No presente experimento, por exemplo, todos os experimentos são realizados com a execução de 60% da MVC.

Outro tipo de normalização ocorre porque a distância entre o eletrodo e as MUAPs distribuídas no músculo varia de pessoa para pessoa. Pessoas obesas, por exemplo, apresentam uma camada adiposa mais grossa, aumentando a referida distância. Com isso, os sinais eletromiográficos de superfície da pessoa ficam mais fracos, mesmo que a atividade muscular seja totalmente igual à de indivíduos com baixa gordura corporal. Essa situação seria o análogo de se escutar a voz de uma pessoa próxima e uma pessoa mais distante: as diferenças de amplitude são consequência da distância, e, não, das características das falas das pessoas. Com isso, sinais EMG-S mais fortes costumam, em análises estatísticas, ter peso maior do que o de sinais mais fracos. Por exemplo, é possível que o sinal eletromiográfico de superfície de uma pessoa muito magra seja muito forte, pelo fato do músculo estar mais próximo dos eletrodos de superfície, e o sinal de uma pessoa com maior porcentagem de gordura ter um sinal muito fraco, apenas em função da maior distância entre os eletrodos de captação, e, não, em função de características do sinal eletromiográfico em si. Uma forma de se compensar esse efeito é se realizar uma normalização dividindo todos os valores da variável EMG-S pelo valor inicial da variável, de forma que o valor inicial da mesma será sempre 1 (ou 100%, se o resultado for multiplicado por 100).

Esses dois tipos de normalização foram utilizados no presente trabalho.

1.8 A digitalização e a aquisição de sinais

Os sinais eletromiográficos de superfície são sinais analógicos. Eles são adquiridos por meio de um amplificador que os amplifica, com um ganho típico de 1000 a 2000, e que os pré-processa com um filtro passa-faixa com banda passante típica entre 10 e 500 Hz. Entretanto, as técnicas modernas descritas e usadas neste trabalho requerem que o sinal seja processado por técnicas computacionais, e que o sinal seja, por isso, transformado em uma sequência de números que possam ser processados pelo computador. No presente trabalho, o sinal EMG-S é amostrado a cada 0,0005 segundo, ou seja, 2000 amostras são tiradas da amplitude do sinal a cada segundo (diz-se que a frequência de amostragem é de 2000 amostras por segundo, ou 2000 Hz).

1.9 Fundamentação teórica, objetivos e hipóteses do estudo

Diversos trabalhos da literatura procuram caracterizar o comportamento da fadiga em músculos por meio do estudo do comportamento de variáveis eletromiográficas de

superfície. Em muitos desses trabalhos, o objetivo é observar o comportamento dessas variáveis sob diferentes condições, e, muitas vezes, em dias diferentes.

É frequente, em estudos com eletromiografia de superfície, a adoção da hipótese de que as variáveis EMG-S têm correlação com a fadiga muscular. Entretanto, a natureza dessa correlação nem sempre é muito clara. Quando se define fadiga como sendo o processo gradual em que o músculo perde capacidade de geração de força ao longo de uma contração relativamente intensa, não deixa de ser razoável considerar que há, de fato, uma relação entre a fadiga e as alterações em algumas variáveis eletromiográficas de superfície, já que as mudanças nessas variáveis em geral ocorrem de forma concomitante com as perdas na capacidade de contração. Contudo, é importante notar que o músculo, mesmo após um breve período de descanso, recupera, pelo menos parcialmente, sua capacidade de gerar força. Nesse caso, o conceito de fadiga muscular estaria associado a um fenômeno de curtíssima duração, em que o músculo perde sua capacidade de contração. Entretanto, também existem na literatura trabalhos que assumem de forma implícita que a fadiga – e suas manifestações eletromiográficas – têm um efeito mais duradouro no músculo (de algumas horas ou mesmo alguns dias), associando-a, inclusive, à acumulação de lactato no interior das células (Béliveau *et al.* 1992, Enoka e Stuart 1992, Linnamo *et al.* 1998). Nessa definição, uma variável eletromiográfica de superfície que tivesse esse tipo de relação com a fadiga deveria ter um comportamento que fosse consistente com essa característica química da célula. Assim, se uma variável EMG-S se recuperasse rapidamente, ela provavelmente não estaria totalmente coerente com a definição de fadiga muscular como uma condição com duração mais longa.

As variáveis mais utilizadas em trabalhos que utilizam contrações isométricas e força constante são as variáveis RMS, ARV, MNF, MDF e VC. Uma análise muito comum é procurar estimar essas variáveis, aproximá-las por retas de regressão, determinando-se os coeficientes angulares das retas, e comparar esses coeficientes em duas situações e dois instantes diferentes – esse procedimento é descrito, por exemplo, em (Lindstrom *et al.* 1970, Merletti *et al.* 1991, Merletti *et al.* 1995, Lavière *et al.* 2003, Kroon e Naeije 1988, Komi *et al.* 2000, Linnamo *et al.* 2000, Ng 2002). Em alguns trabalhos, assume-se implicitamente o pressuposto de que as variáveis eletromiográficas de superfície têm relação com a fadiga muscular e que elas podem, portanto, ser usadas para se verificar a ocorrência da fadiga. Assim, uma questão importante é: qual a natureza e a duração das manifestações eletromiográficas da fadiga? Alguns trabalhos têm procurado esclarecer esses pontos, estudando o comportamento da fadiga em momentos separados por intervalos de tempo. Peixoto 2008, Peixoto *et al.* 2010, por exemplo, estudou o comportamento do sinal eletromiográfico de superfície durante a recuperação da fadiga muscular após intervalos entre 1 hora e 48 horas. Nesse trabalho, foram alocados voluntários (n=60) em seis grupos

diferentes. Para cada grupo, era feita uma medida inicial, que era seguida do intervalo associado ao grupo; após o intervalo, era repetida a mesma medida. Os intervalos (fase de resistência – RES) utilizados nos seis grupos foram de 1, 2, 4, 8, 24 e 48 horas. Os resultados do trabalho sugeriram que a capacidade de exercer a contração voluntária máxima (MVC) é recuperada após duas horas depois da atividade fatigante. Com relação à variável eletromiográfica de superfície MDF, não foi possível observar diferença significativa entre as variáveis EMG-S antes e depois do intervalo em nenhum dos seis intervalos testados.

Hedayatpour *et al.* (2008) estudaram o grau de manutenção ou de recuperação da fadiga em um intervalo de apenas 15 minutos, e, em seus resultados, relata não ter observado evidência estatisticamente significativa de que as variáveis EMG-S não tendem a retornar ao seu valor básico inicial, após esse intervalo de tempo. Ou, dito, de outra forma, não foi observada diferença estatisticamente significativa entre as contrações antes e depois do intervalo de 15 minutos – todas as variáveis retornaram ao seu valor inicial.

O presente trabalho procurou fazer um estudo de natureza similar, mas em intervalos muito mais curtos – 10 segundos. Pretende-se verificar, nesse intervalo, se há tendência das 5 estimadores eletromiográficas de superfície mais comuns a se recuperarem após esses intervalos, e, caso haja tendência a recuperação, tentar estimar, se for possível, a taxa de recuperação em função do tempo.

No estudo realizado, foram realizadas três contrações fatigantes (60% da MVC) com duração de 30 segundos, separadas por duas pausas para descanso de 10 segundos, de forma que o experimento completo dure 110 segundos. Após isso, os dados para as três contrações fatigantes de 30 segundos foram aproximados por três retas de regressão. Um exemplo de medida para a variável eletromiográfica ARV é ilustrado na Figura 1.17. Nessa figura, as três estimativas da variável ARV nos períodos entre 0 e 30, 40 e 70 e 80 e segundos estão plotadas em preto, e as retas de regressão (*best fitting*) estão representadas em vermelho, azul e verde.

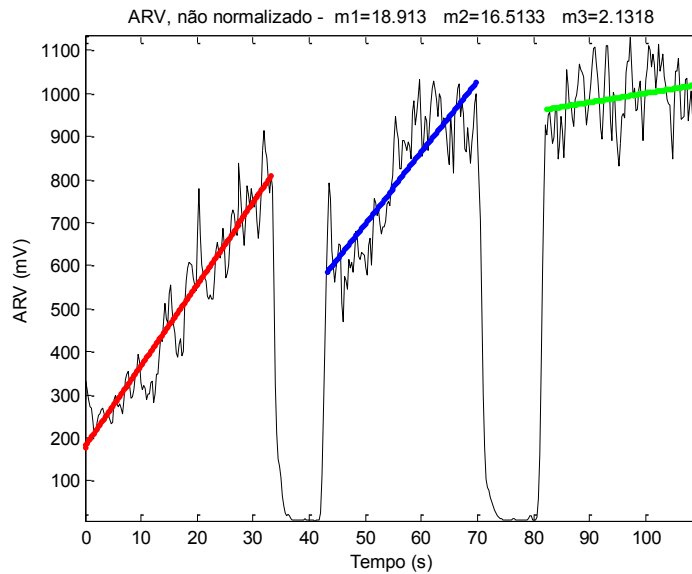


Figura 1.17: O sinal ARV durante as três contrações isométricas fatigantes com duração de 30 segundos, que estão intercaladas por intervalos de pausa de 10 segundos. Nesse caso, a primeira contração dura entre 0 e 30 segundos, a segunda entre 40 e 70 segundos e a terceira, entre 80 e 110 segundos. A estimativa da variável ARV é plotada em linha preta contínua, e as retas de regressão, que melhor aproximam a estimativa, estão plotadas em vermelho, azul e verde.

O próximo passo foi normalizar esse mesmo gráfico, dividindo-se todos os dados do gráfico pelo valor inicial da primeira reta de regressão (ou seja, a interseção da primeira reta com o eixo y) de forma a compensar efeitos devidos a elementos como a distância entre eletrodos e as distâncias variáveis entre as MUAPs e os eletrodos. Também estão indicados nos gráficos os valores inicial e final de cada reta, assim como as inclinações das três retas. O resultado desse procedimento está exemplificado na Figura 1.18.

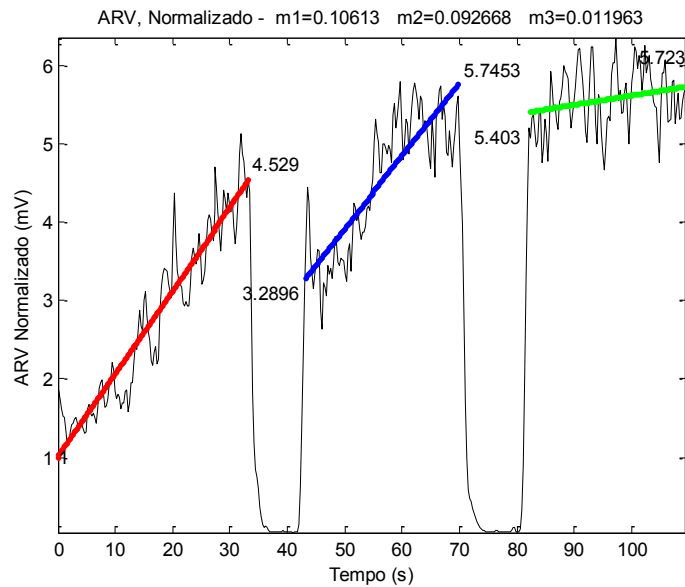


Figura 1.18: Exemplo com as três retas de regressão após normalização. Todos os dados da figura anterior foram divididos pelo valor inicial da reta de regressão (interseção com o eixo y). Na figura estão apresentados os valores inicial e final de cada reta, e, no topo do gráfico, são apresentadas as inclinações das três retas (m1, m2 e m3).

Os valores indicados nesse último gráfico foram utilizados para se avaliar a tendência ou não das variáveis se recuperem, tendendo a retornar a valores iniciais. A seguir, é apresentada uma discussão sobre a natureza dessas curvas, e sobre as hipóteses a serem testadas neste trabalho.

Na Figura 1.19, é apresentado um modelo que tenta aproximar o comportamento tipicamente esperado dos estimadores RMS e ARV normalizados ao longo do tempo (Merletti e Parker 2005). Nesse modelo, a amplitude média é dada por $A(t) = 1 + B(1 - e^{-at})$. De acordo com esse modelo, o valor normalizado inicial da amplitude é dado por 1, e o valor da amplitude sobe de forma exponencial, e, após um tempo suficiente, a curva tenderia a chegar de forma assintótica até o valor de $1+B$. A Figura 1.19 mostra uma simulação para $B=0,1$ e $a=0,1 \text{ s}^{-1}$. Assim, o valor inicial da curva seria 1, e o valor final, caso fosse possível a manutenção da força por longo tempo, tenderia a 1,1.

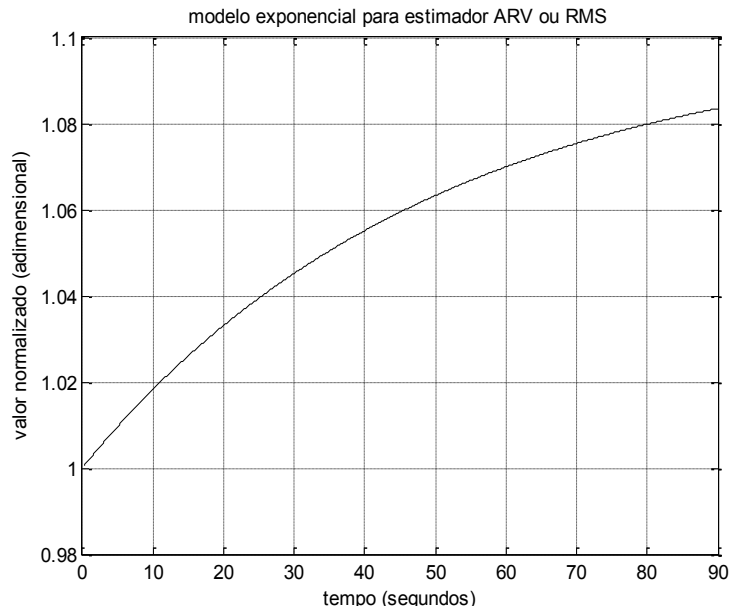


Figura 1.19: Modelo exponencial para os estimadores normalizados de amplitude (ARV ou valor RMS). O valor inicial é de 1, e o valor estimado cresce de forma exponencial. A equação usada neste modelo particular foi $A(t) = 1 + B(1 - e^{-at})$, com $B=0,1$ e $a=0,02$. A curva inicia em 1 e, caso fosse possível manter a contração por longo tempo, a curva tenderia de forma assintótica ao valor 1,1.

Na Figura 1.20, é ilustrado o processo de se aproximar a curva exponencial por três segmentos de reta com duração de 30 segundos. Nesse processo foi utilizado o método de regressão linear, que permite achar a reta que melhor aproxima os dados pelo critério do mínimo erro quadrático médio – foram usadas para isso, as funções *polyfit* e *polyval*, do programa computacional Matlab® 2008 (Mathworks Inc.®, South Natick, MA, EUA). É possível notar que, por um período de tempo limitado, a reta é uma boa aproximação da curva não-linear, pois o erro causado por essa aproximação é pequeno, sendo difícil, inclusive, de se visualizar a curva exponencial aproximada pelas retas de regressão, que ficam praticamente escondidas atrás das retas.

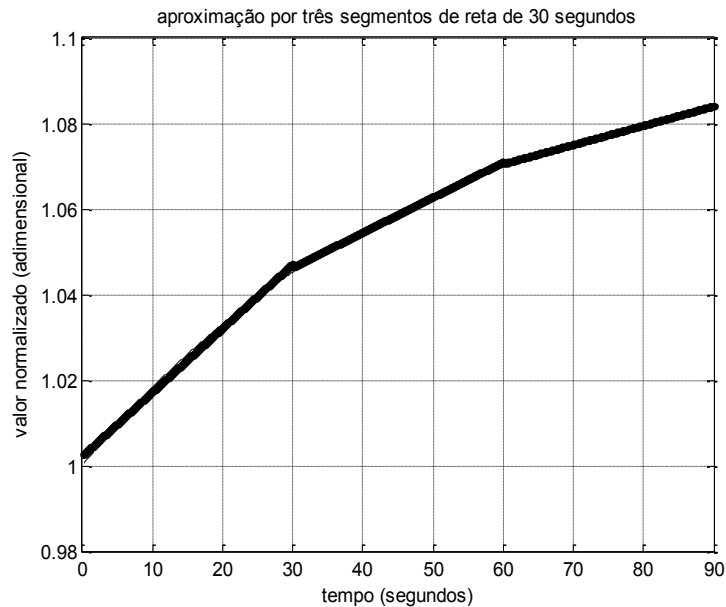


Figura 1.20: Aproximação da curva exponencial por três segmentos de reta com duração de 30 segundos. É possível notar que, por um período de tempo limitado, a reta é uma boa aproximação da curva não-linear, pois o erro causado por essa aproximação é pequeno, sendo difícil, inclusive, visualizar a curva, que fica praticamente escondida pelas retas.

Conforme explicado em uma seção anterior, o aumento da amplitude das variáveis ARV e RMS ocorre porque ao longo da contração as fibras musculares vão gradativamente perdendo força, fazendo com que, para conseguir manter a força, o sistema nervoso aumente as taxas de disparo das fibras já ativas, e também recrute novas fibras, causando o correspondente surgimento maior quantidade de potenciais de ação de unidades motoras (MUAPs), e o aumento da amplitude. É de se esperar que, quando o nível de esforço muscular é maior, ou quando a susceptibilidade do músculo à fadiga seja maior, a taxa de aumento da amplitude aumente. Esse aumento é ilustrado na Figura 1.21, que representa curvas para três diferentes taxas de aumento do estimador (linha cheia: menor nível; linha tracejada; nível médio; linha pontilhada: nível mais alto). Na Figura 1.22, apresentam-se os mesmos dados, com as respectivas aproximações lineares, em períodos de 30 segundos.

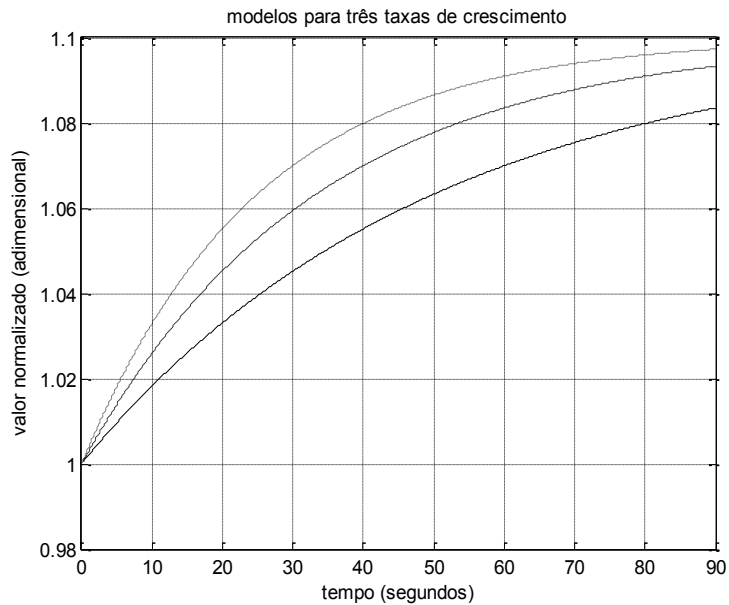


Figura 1.21: Estimador de amplitude (similar ao da Figura 1.18) para três diferentes taxas de crescimento (linha cheia: menor nível; linha tracejada; nível médio; linha pontilhada: nível mais alto).

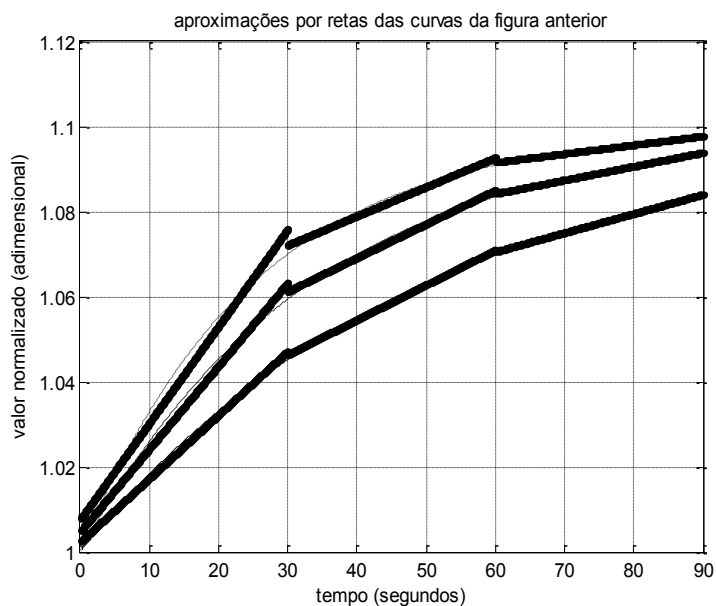


Figura 1.22: Curvas da Figura 1.21 com aproximações por retas com duração de 30 segundos.

O objetivo do presente trabalho é investigar o efeito de pausas de 10 segundos sobre a curva de fadiga. Não foram encontrados na literatura trabalhos que permitam prever esse comportamento, mas é possível adiantar algumas hipóteses, que podem permitir aumentar o entendimento e formular de forma mais clara as hipóteses a serem testadas.

Uma primeira hipótese é que a pausa de 10 segundos não tem efeito nas variáveis eletromiográficas de superfície, e quando a contração é interrompida com uma pausa de descanso com essa duração, o estimador volta ao mesmo ponto onde estava, como se a

pausa não causasse nenhum efeito no músculo. Essa situação é ilustrada na parte superior da Figura 1.23, que é quase uma cópia da Figura 1.22, mas com a introdução, entre as curvas, das pausas de 10 segundos. Na parte inferior da Figura 1.23 apresenta-se a aproximação linear dessas curvas. Pode-se observar que, nessa situação, a primeira reta tem a maior inclinação ($m_1 = 0,001495$), a segunda reta tem inclinação menor que a primeira ($m_2 = 0,00082049$) e a terceira reta tem a menor inclinação ($m_3 = 0,00045029$), de forma que os valores das seguintes diferenças seriam negativos: $m_2 - m_1 = - 0,00067451$ e $m_3 - m_2 = - 0,00037020$. Assim, as diferenças entre as inclinações sucessivas podem fornecer informação útil sobre a recuperação das variáveis EMG-S após a pausa de descanso.

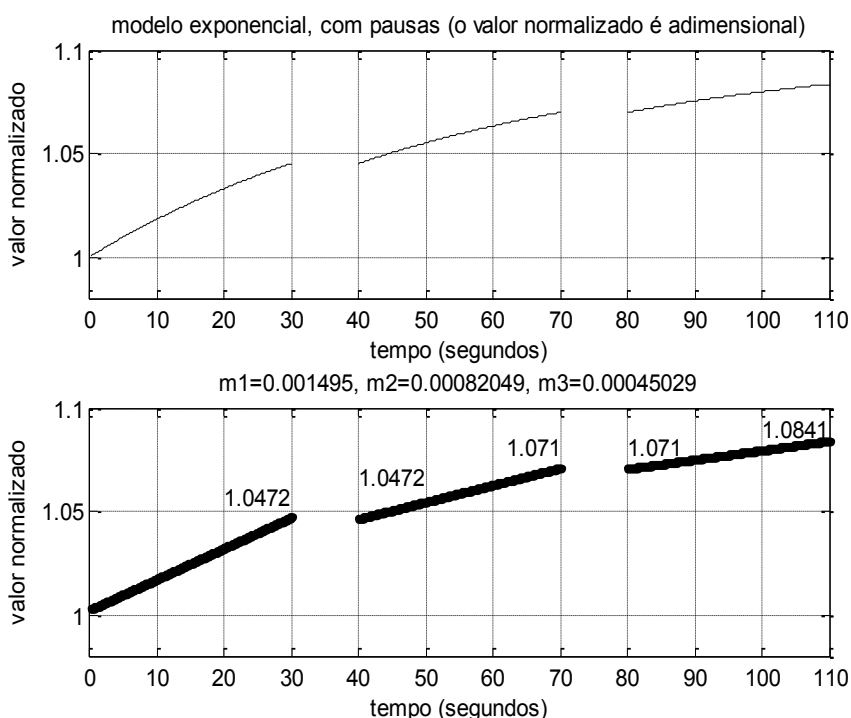


Figura 1.23: Na parte superior é ilustrada a situação em que as duas pausas não tivessem efeito sobre o estimador de amplitude. Nessa situação, após a pausa a curva volta a se comportar exatamente como antes do início da pausa, continuando a se comportar como se a pausa não tivesse nenhum efeito sobre o comportamento do músculo. Na parte inferior, é apresentada a aproximação linear para essas curvas. Nessa situação, a inclinação das retas diminui nas contrações posteriores.

Outra informação relevante que pode ser tirada da parte inferior da Figura 1.23 é o grau de recuperação do valor da variável após a pausa de 10 segundos. No caso ilustrado, a pausa não tem nenhum efeito sobre a variável, e o valor da variável no final de cada contração é igual ao valor da mesma no início da próxima contração. Na figura, os valores inicial e final da variável na primeira reta são $i_1=1$ e $f_1=1,0472$, os valores inicial e final da segunda reta são $i_2=1,0472$ e $f_2=1,0710$, e, da terceira, $i_3=1,0710$ e $f_3=1,0841$. As diferenças entre o valor inicial de uma contração e o valor final da contração anterior quantificam a mudança na variável em função da pausa. No caso mostrado na Figura 1.23 não houve

mudança, e os valores das diferenças i_2-f_1 e i_3-f_2 seriam nulos. Caso houvesse algum retorno da variável ao seu valor de base, os valores dessas diferenças seriam negativos.

Uma outra hipótese extrema seria que, após a pausa de 10 segundos, haveria uma recuperação total do músculo e, na contração posterior, as variáveis biomecânicas e eletromiográficas das contrações posteriores serão idênticas às das anteriores. Essa situação é mostrada na parte superior da Figura 1.24. Na parte inferior da Figura 1.24 é mostrada a aproximação linear dessa hipótese. Nesse caso, as três inclinações seriam idênticas, e as diferenças m_2-m_1 e m_3-m_2 seriam nulas. Outra variação possível dessa situação seria que a amplitude retornasse ao valor inicial, mas as inclinações sucessivas aumentassem ou diminuíssem. Se aumentassem, as diferenças m_2-m_1 e m_3-m_2 seriam positivas, se diminuíssem, seriam negativas. Com relação a diferença entre o valor inicial em uma contração e o valor inicial da contração anterior, as diferenças i_2-f_1 e i_3-f_2 seriam ambas negativas e dadas por $1-1,0472=-0,0472$. Outro parâmetro que poderia ser interessante são as diferenças i_2-i_1 e i_3-i_2 , que quantificam se o valor inicial na segunda contração retornou ao valor original na primeira contração, indicando uma recuperação total. No caso da Figura 1.24, houve esse retorno e essas diferenças são ambas iguais a zero.

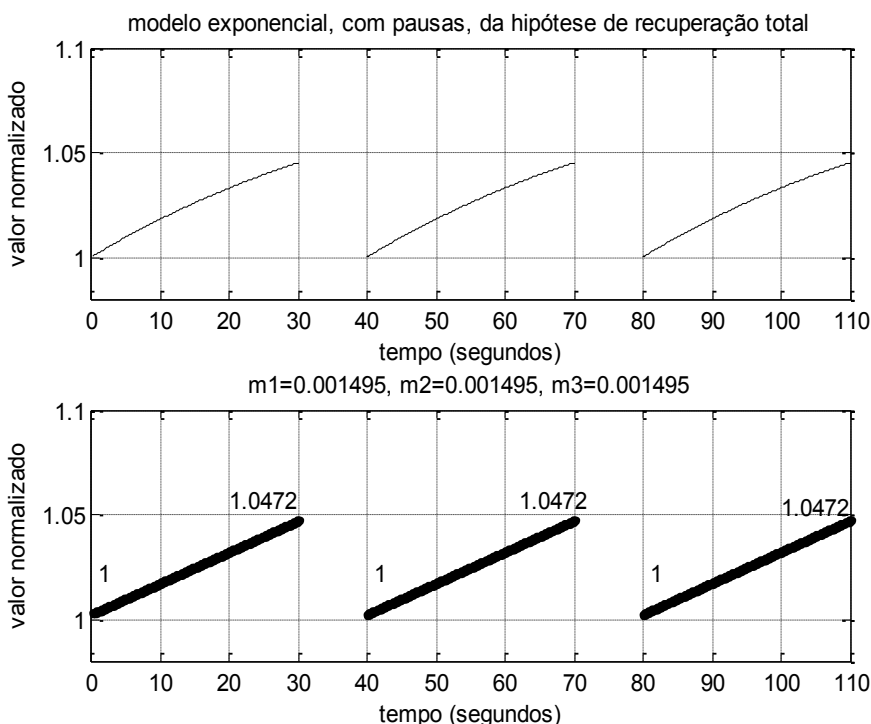


Figura 1.24: Na parte superior é ilustrada a situação em que há recuperação total do músculo após uma pausa de 10 segundos e, por isso, os comportamentos nas três contrações são idênticos. A parte inferior do gráfico mostra as aproximações lineares. Nessa situação, as diferenças m_2-m_1 e m_3-m_2 seriam nulas.

Outra situação, possivelmente mais provável, é que a recuperação seja apenas parcial, com o retorno apenas parcial da amplitude ao ponto inicial, ilustrado na parte superior da Figura 1.25 (a aproximação linear é mostrada na parte inferior dessa mesma figura). Nessa figura, ilustrou-se uma situação em que as inclinações das retas associadas às sucessivas contrações diminuem, pois as diferenças entre elas têm valores negativos: $m_2 - m_1 = -0,0004164$ e $m_3 - m_2 = -0,0001805$. Entretanto, é possível que, nos experimentos, elas aumentem. Esse comportamento deverá ser determinado experimentalmente.

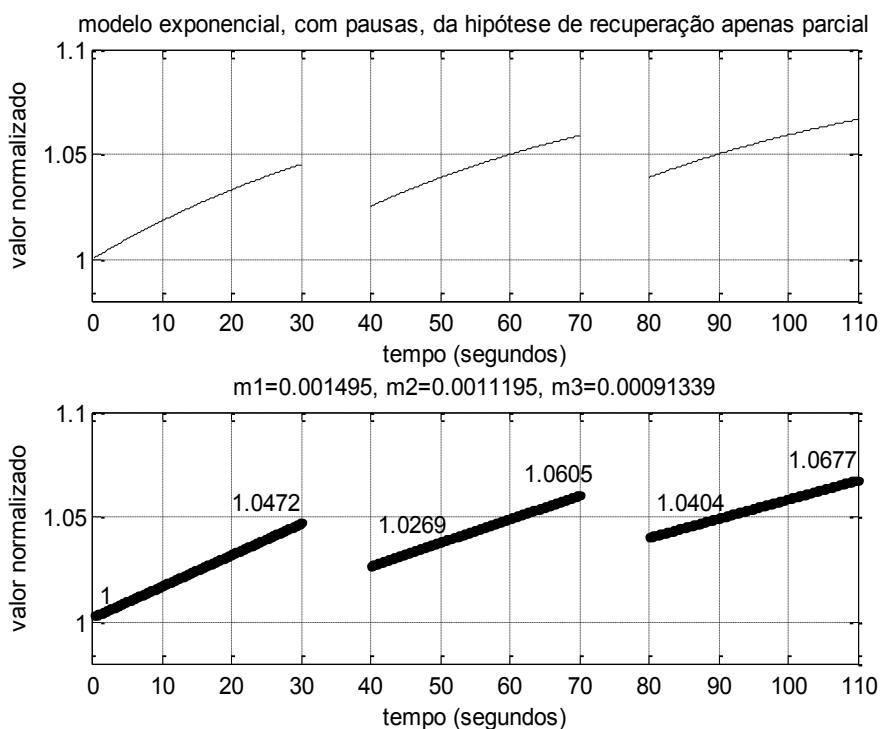


Figura 1.25: ilustração da situação em que há uma recuperação apenas parcial da amplitude após cada pausa. Nesse exemplo particular, as inclinações das retas diminuem para as contrações 2 e 3. Por conseguinte, esse comportamento deve ser testado experimentalmente.

Assim, no experimento para a variável ARV, os gráficos correspondentes a essa variável serão obtidos, e os seguintes valores serão estimados: as inclinações m_1, m_2 e m_3 , os valores iniciais i_1, i_2 , e i_3 , e os valores finais f_1, f_2 e f_3 . A partir desses valores, serão calculadas as variáveis $m_2 - m_1, m_3 - m_2, i_2 - f_1, i_3 - f_2, i_2 - i_1$ e $i_3 - i_2$. O estudo dessas variáveis permitirá a obtenção de algum entendimento sobre o efeito da pausa compensatória sobre as variáveis EMG-S.

É improvável que os experimentos reais levem a curvas bem comportadas como as ilustradas anteriormente, já que muitos fatores aleatórios envolvidos nos resultados. Por exemplo, mesmo que houvesse a tendência de retorno completo da variável aleatória ao seu valor inicial, fatores como mudança na empunhadura do sujeito ou mudança na estratégia de geração de força utilizada (por exemplo, com maior ou menor participação dos

músculos opostos e auxiliares), entre outras possibilidades. Esses fatores aleatórios podem ser compensados com um número amostral suficiente de sujeitos. Para isso, é importante o uso de testes estatísticos de hipóteses, como nesse caso, o teste-t ou o teste de Wilcoxon a ser preditivo de acordo com o teste de normalidade dos dados de cada variável.

As variáveis a serem estudadas serão ARV, RMS, MDF, MNF e VC. Um estudo sobre comportamentos possíveis da variável ARV foi feito nesta seção. O comportamento da variável RMS, que estima amplitude, deve ser bastante similar ao da variável ARV. Contudo, os comportamentos das variáveis MDF, MNF e VC são decrescentes, e, portanto, têm comportamentos típicos diferentes. Na Figura 1.26 é apresentado o análogo, para as variáveis com tendência decrescente, da Figura 1.25, que era um comportamento típico de variáveis de tendência crescente. Na parte superior da figura, é ilustrada uma situação em que a curva original, sem pausas, seria uma exponencial decrescente, mas, com a pausa, haveria uma recuperação parcial. Na parte inferior da Figura 1.26, são apresentadas as aproximações lineares dessas curvas.

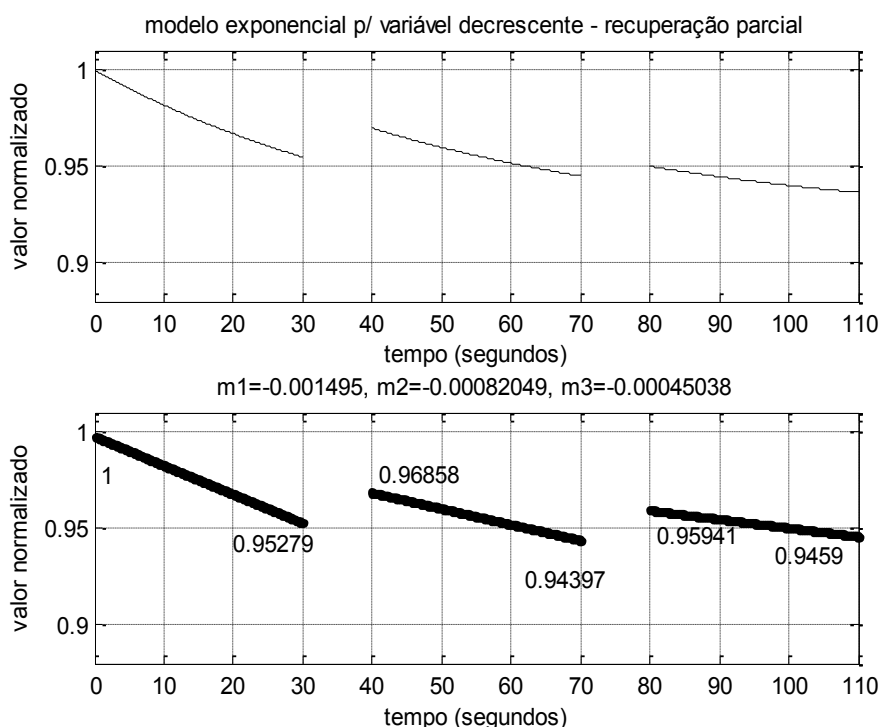


Figura 1.26: Ilustração de comportamento possível de um gráfico com uma variável decrescente (como a MDF, a MNF ou a VC). Nessa situação, a expectativa para os coeficientes e os valores das inclinações (m_1 , m_2 e m_3) e dos valores iniciais (i_1 , i_2 e i_3) e finais (f_1 , f_2 e f_3) são diferentes, assim como as diversas diferenças a serem estudadas.

Na Figura 1.26, fica claro que as expectativas de comportamento dos coeficientes e os valores das inclinações (m_1 , m_2 e m_3) e dos valores iniciais (i_1 , i_2 e i_3) e finais (f_1 , f_2 e f_3) são diferentes, assim como as diversas diferenças a serem estudadas. Nessa situação, espera-se que as inclinações tendam a ser negativas. Caso haja o decréscimo das inclinações, em virtude de um número decrescente de novas fibras disponíveis para recrutamento, então, os valores das diferenças $m_2 - m_1$ e $m_3 - m_2$ tenderão a ser positivos, já que cada inclinação tem valor negativo, e a segunda inclinação tem módulo menor. No caso oposto, os valores dessas diferenças tenderão a ser negativos. Também, caso as pausas não causem alterações no valor das variáveis antes e depois da pausa, então as diferenças $i_2 - f_1$ e $i_3 - f_2$ tenderão a ser iguais a zero. No caso ilustrado, em que há uma recuperação parcial, essas diferenças tenderiam a ser negativas.

Assim, os experimentos deverão permitir um melhor entendimento do efeito das pausas sobre as variáveis eletromiográficas de superfície.

Capítulo 2. Materiais e métodos

O protocolo experimental foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília (processo nº. 029/2011).

Tipo de estudo

Foi organizado em um estudo observacional prospectivo em seres humanos.

Local da pesquisa

O trabalho foi desenvolvido em três laboratórios da UnB. A fase de aquisição dos sinais foi realizada no Laboratório de Qualidade de Energia. A etapa de processamento dos sinais foi realizada no Laboratório de Instrumentação e Processamento de Imagens e Sinais, Faculdade UnB Gama (LIPIS/FGA/UnB) e no Laboratório de Processamento Digital de Sinais (GPDS/FT/UnB).

2.1 Participantes da pesquisa

Critérios de inclusão

Homens não praticantes de exercício físico, regular ou irregular, com faixa etária entre 21 a 35 anos e com escolaridade mínima equivalente ao ensino médio completo.

Critérios de exclusão

Foram excluídos do estudo os voluntários que apresentavam sobrepeso (índice de massa corpórea – IMC, igual ou superior a 30) ou abaixo do peso ideal (IMC menor que 18,5), com sintomas ou patologias osteoarticulares ou neuromusculares, indivíduos fazendo uso medicamentoso de anti-inflamatórios, relaxantes musculares ou outros fármacos que interfiram na atividade muscular ou neurológica.

Amostragem

Os voluntários foram selecionados entre a comunidade da UnB. Os candidatos foram escolhidos de acordo com os critérios de exclusão e inclusão, e posteriormente alocados num mesmo grupo. Todos os voluntários seguiram o mesmo procedimento de aquisição de EMG-S e de MVC durante um protocolo de contração isométrica. Todos os voluntários assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice B) para participarem do protocolo experimental descrito a seguir.

2.2 Protocolo experimental

Inicialmente os voluntários foram orientados sobre o protocolo experimental, recebendo instruções de não consumir bebida alcoólica ou cafeinada, dormir entre 6 a 8 horas e não praticar atividade física nos dias anteriores à pesquisa.

Em seguida, foram obtidos os dados individuais, conforme descrito a seguir: i) os voluntários responderam ao questionário de avaliação clínica; ii) foram realizadas as medidas antropométricas, sempre pela mesma pesquisadora e iii) os voluntários foram orientados quanto aos procedimentos da realização do exercício.

Realizados os procedimentos de triagem, cada voluntário foi posicionado sentado a frente do sistema de aquisição de força podendo verificar um painel com LED, com o cotovelo estabilizado sobre um suporte ajustável a altura de cada voluntário. O braço do voluntário foi mantido em 90° de flexão de cotovelo com o antebraço supinado, como mostrado na Figura 2.1. Com os dedos em preensão cilíndrica, o indivíduo segurava uma empunhadura cilíndrica anatômica que estava acoplada a uma célula de carga por um cabo de aço, e a célula de carga foi ligada a um ponto no chão por outro cabo de aço. Assim, sob o comando verbal do pesquisador, o voluntário realizou as duas etapas do protocolo experimental, procurando manter uma força alvo constante.

Na primeira fase do experimento, a contração voluntária máxima (MVC) de cada voluntário era determinada. Posicionado como descrito anteriormente, o voluntário era instruído a obter, com ajuda de *feedback* verbal, a sua força máxima. A pesquisadora iniciava o sistema de aquisição e fornecia encorajamento verbal para que fosse atingida a força máxima, durante um período de 5 segundos, e, após a contração, a força máxima era registrada. Este procedimento foi repetido por 3 vezes com intervalo de repouso de 3 minutos entre elas, e o mais elevado dos três valores era registrado como a MVC para cada voluntário.

Na segunda etapa, foi realizado o protocolo de contração isométrica. O sujeito continuava na mesma posição, como mostrado na Figura 2.1, e uma força alvo de 60% MVC é apresentada ao sujeito em um painel com LED no sistema de aquisição de sinais. Assim, era adquirido o sinal de EMG-S mantendo-se uma contração isométrica de 60% da MVC. Os softwares de aquisição (de EMG-S e de força) foram iniciados, e o sujeito tentava atingir a meta da carga solicitada, auxiliado por um painel de LEDs de *feedback* visual (mostrado na Figura 2.2). Cada contração isométrica tinha uma duração de 30 segundos, e era intercalada por uma pausa de 10 segundos sem carga. Assim, o sujeito realizava um total de três contrações, com duas pausas de 10 segundos entre elas. Os sinais eletromiográficos (EMG-S) foram adquiridos e registrados durante 110 segundos.

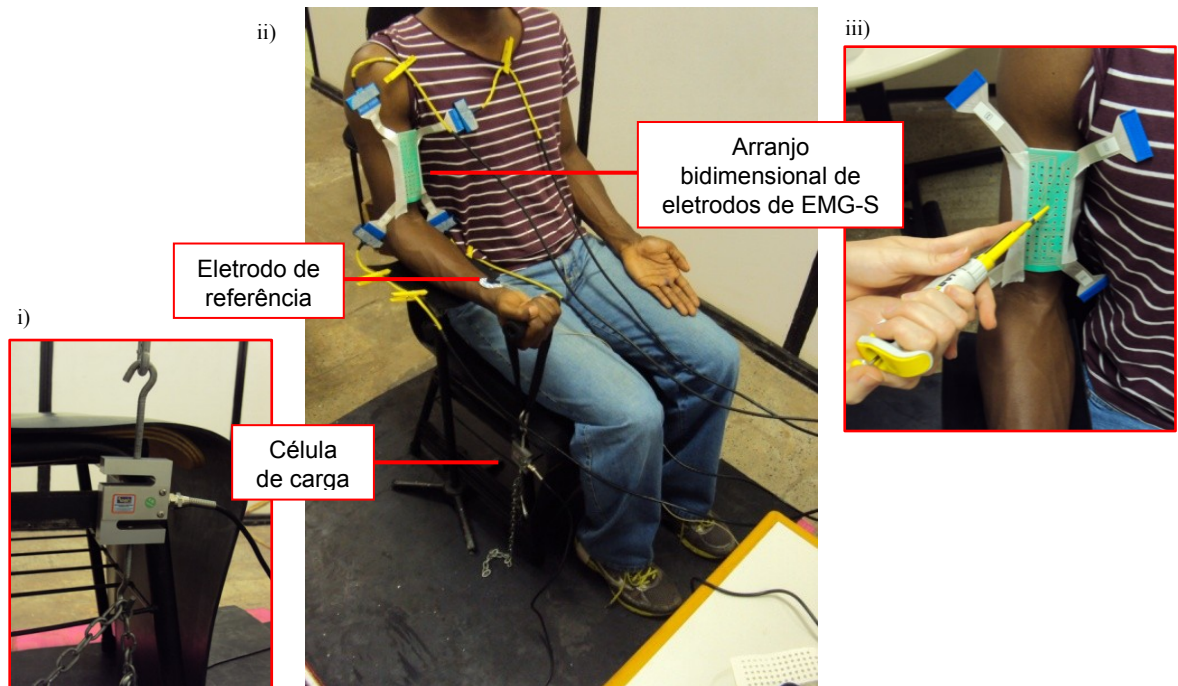


Figura 2.1: Nas imagens são demonstrados: i) Detalhamento da fixação da célula de carga à sua extremidade superior acoplada, por empunhadura do voluntário, e na extremidade inferior, acoplada ao gancho da cadeira, próximo ao piso. ii) Ilustração do voluntário sentado na cadeira específica para o posicionamento de contração isométrica dos músculos do membro superior direito durante a contração isométrica monitorada pelo sinal de força e de eletromiografia de superfície. A imagem central também mostra a posição onde foram fixados os eletrodos de referência e a matriz de eletrodos no bíceps do voluntário. iii) Colocação do gel condutor com pipeta nos orifícios dos eletrodos da matriz.

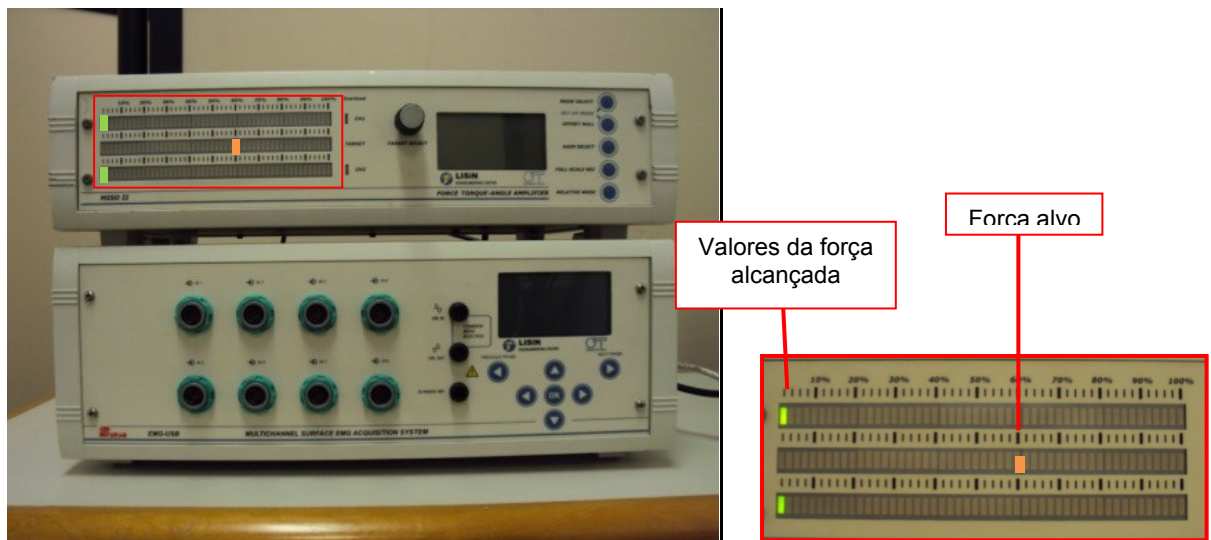


Figura 2.2: Demonstração do painel de LEDs do sistema de aquisição de sinais de força. No sistema de aquisição de força existe um painel com escala em porcentagem indicando o *feedback* visual da força alvo, 60% da MVC, e força alcançada. Esse mesmo *feedback* visual foi usado na primeira e segunda etapas do protocolo experimental.

2.3 Contração voluntária máxima

Aquisição da contração voluntária máxima (MVC)

A força foi monitorada por uma célula de carga (modelo TS, fabricado pela AEPH[®], São Paulo, Brasil), que possuía um limite de carga máxima de 50 kgf. A partir da célula de carga, o sinal era convertido em um sinal digital por meio de um módulo de aquisição de sinais contendo amplificador diferencial e conversor analógico/digital de 12 bits (Miso II, OT Bioelettronica[®], Turim, Itália). O painel de LEDs do sistema de aquisição Miso II provia *feedback* visual ao voluntário. O medidor de sinais biomecânicos Miso II foi utilizado em dois modos distintos. Numa primeira fase, o aparelho permitia a determinação da contração voluntária máxima (MVC), e, na etapa seguinte, permitia o registro da força em tempo real e o fornecimento de um sistema de *feedback* visual por meio de um painel luminoso indicando a força alvo (60% da MVC) e a força em tempo real que era exercida pelo indivíduo durante o protocolo de exercício isométrico (Figura 2.2).

2.4 Sinais de eletromiografia de superfície (EMG-S)

Aquisição do sinal eletromiográfico de superfície

Os sinais eletromiográficos de superfície foram adquiridos por meio de uma matriz de eletrodos Ag/AgCl com fixação à pele auxiliada por uma espuma biadesiva de 2 mm de espessura (modelo KITAD0064-2, OT Bioelettronica[®], Turim, Itália). A matriz continha 64 eletrodos dispostos em forma de matriz, com quatro linhas com 13 eletrodos e a primeira linha contendo 12 eletrodos. A configuração resulta numa matriz de 5x13, em que o eletrodo da posição (1,1) está ausente (Figura 2.3) devido a eletrônica trabalhar com sistema matemáticos binários (2^n), sendo nesse caso, no arranjo de $2^n = 2^6 = 64$ eletrodos em formato anel. A distância intereletródica era de 8 mm. Definido o local a ser posicionada a matriz de eletrodos, era realizada a limpeza da pele com água e sabão, sem tricotomia, com intuito de reduzir a impedância na área da fixação dos eletrodos. A matriz foi colocada no músculo bíceps braquial, alinhada com as fibras musculares, seguindo as recomendações do SENIAM (1999). Após a colocação, os eletrodos em anel foram preenchidos com gel de condução eletrolítico (Mercur[®], Santa Cruz do Sul, Brasil). Outro eletrodo bipolar diferencial de Ag/AgCl auto-adesivo com gel (Kendall, MediTrace[®], EUA) foi fixado no punho direito para uso como eletrodo de referência (Figura 2.1).

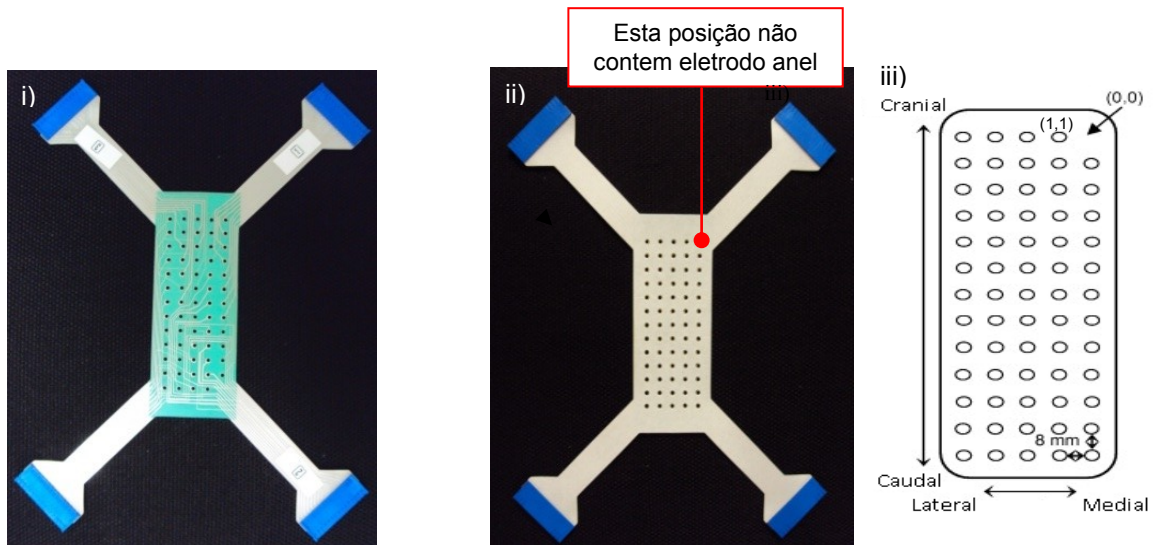


Figura 2.3: Demonstração da matriz bidimensional de eletrodos visto i) na disposição anterior e ii) na posterior. Os eletrodos estão dispostos como uma matriz com 13 linhas e 5 colunas, sendo que a posição (1,1) está ausente, como ilustrado em iii). Dessa forma, o eletrodo tem um total de 64 eletrodos. Cada coluna forma um arranjo linear, que capta a diferença entre duas posições sucessivas (modo diferencial simples).

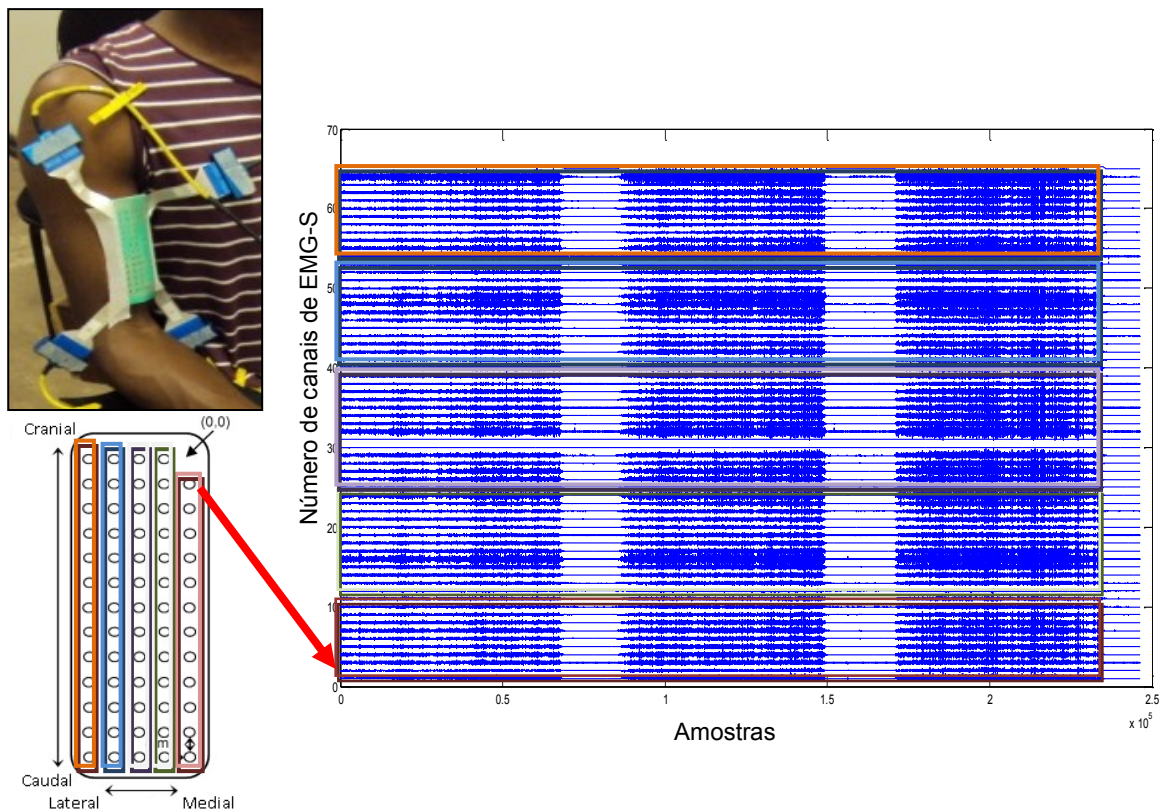


Figura 2.4: Modelo de cores explicativo sobre a disposição dos sinais de EMG-S adquiridos pelos eletrodos da matriz bidimensional correspondente.

Os sinais de EMG-S foram adquiridos utilizando-se um sistema EMG-USB 64 de aquisição de dados (OT Bioelettronica[®], Turim, Itália). Esse equipamento incorpora várias funcionalidades necessárias a esse tipo de experimento (filtragem, amplificação e isolamento de rede elétrica para a proteção do voluntário). A frequência de amostragem utilizada foi de 2048 Hz, o filtro passa-faixa foi ajustado para a faixa de 10 a 500 Hz e o ganho de tensão foi de 2000. O sinal EMG-S foi captado sem carga para que fosse verificada a qualidade do sinal, e que a relação sinal/ruído pudesse ser avaliada posteriormente, caso necessário. Os sinais foram digitalizados por uma placa conversora analógico-digital interna ao EMG-USB 64, de 12 bits. Os sinais digitalizados foram armazenados em um computador portátil Dell[®] (modelo Inspiron N4050) e transferidos para pacotes de software dedicados para processamento e análise *off-line* (Figura 2.5).

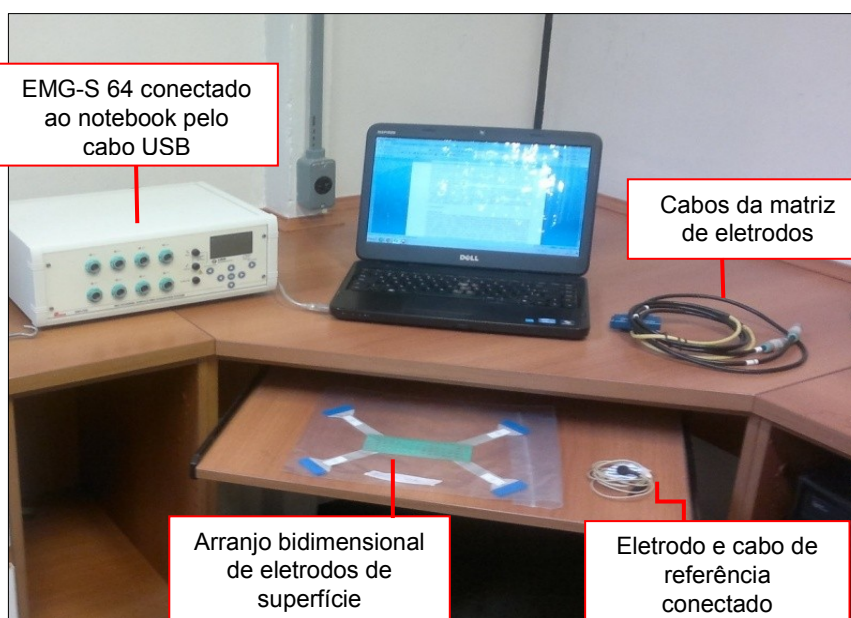


Figura 2.5: Mesa contendo material de aquisição de sinais. No sentido da esquerda para a direita, módulo de aquisição de força (célula de carga, placa de aquisição de força e sistema de conversão A/D), amplificador de sinais de EMG-USB 64 conectado ao computador portátil via porta USB 2.0, cabos conectores para matriz de eletrodos. Abaixo do computador portátil é mostrada a matriz de eletrodos e um eletrodo de referência.

Processamento dos sinais EMG-S e MVC

O processamento do sinal EMG-S foi realizado de modo *off-line* em três momentos: i) triagem da qualidade dos sinais, ii) fase de recorte e iii) fase de processamento. Essas fases são descritas a seguir:

i) Triagem da qualidade dos sinais EMG-S

A triagem da qualidade dos sinais era realizada antes, durante e após a aquisição dos sinais. No momento anterior à aquisição dos sinais, era verificada a presença ou não de interferências eletromagnéticas ou artefato de movimento. Isso era feito com o equipamento ligado, com o sujeito posicionado como indicado no protocolo experimental, mas sem o exercício fatigante sendo registrado por um minuto. Verificava-se visualmente, no espectro no domínio da frequência, a presença de componentes senoidais puras, como a interferência de 60 Hz e demais harmônicas, advindas de interferência da rede elétrica. Caso fossem detectadas interferências, e caso estas não pudessem ser sanadas, a sessão era cancelada ou adiada, observando-se o espectro do sinal, também por meio da observação do espectro do sinal. Na Figura 2.6 é ilustrado um exemplo de espectro de sinal com baixo nível de interferência de 60 Hz. A qualidade do sinal também foi verificada após o exercício fatigante. Os sinais selecionados com boa qualidade foram armazenados para a posterior fase de recorte.

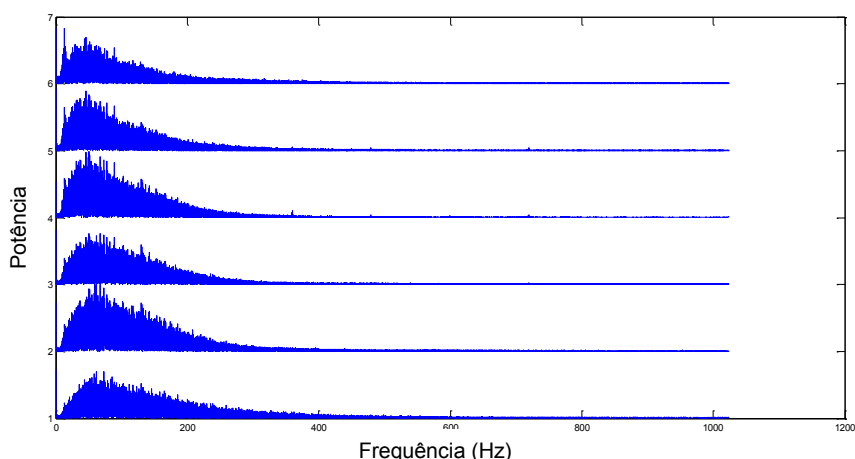


Figura 2.6: Demonstração do espectro no domínio da frequência dos sinais de EMG-S com boa relação sinal/ruído. Sinal gerado a partir do protocolo completo de fadiga.

ii) Fase de recorte

A fase de recorte dependeu da sincronização entre os sinais de força e de EMG-S. Durante a aquisição dos sinais, o sinal indicativo da força provia *feedback* visual, indicando para o voluntário a força alvo de 60% da MVC a ser mantido. Assim, era possível padronizar e sincronizar a MVC com o sinal EMG-S em tempo real. Iniciada a aquisição, o voluntário realizava a contração da musculatura bíceps braquial até atingir e manter 60% da MVC – esse momento foi considerado como o início do exercício – o **recorte inicial** do sinal de EMG-S. O **recorte final** do sinal foi definido quando o voluntário não conseguia mais manter o alvo pretendido de 60% da MVC. O intervalo entre o **recorte inicial** e o **final** foi usado no

processamento dos sinais EMG-S. Os sinais selecionados foram recortados com uso da ferramenta Matlab® 2008 (Mathworks Inc.®, South Natick, MA, EUA). Após definido o recorte de início e fim do sinal EMG-S, foram realizadas análises visuais dos sinais adquiridos. Foram observados pela matriz bidimensional os 64 sinais captados pelos canais de eletrodos (Figura 2.7).

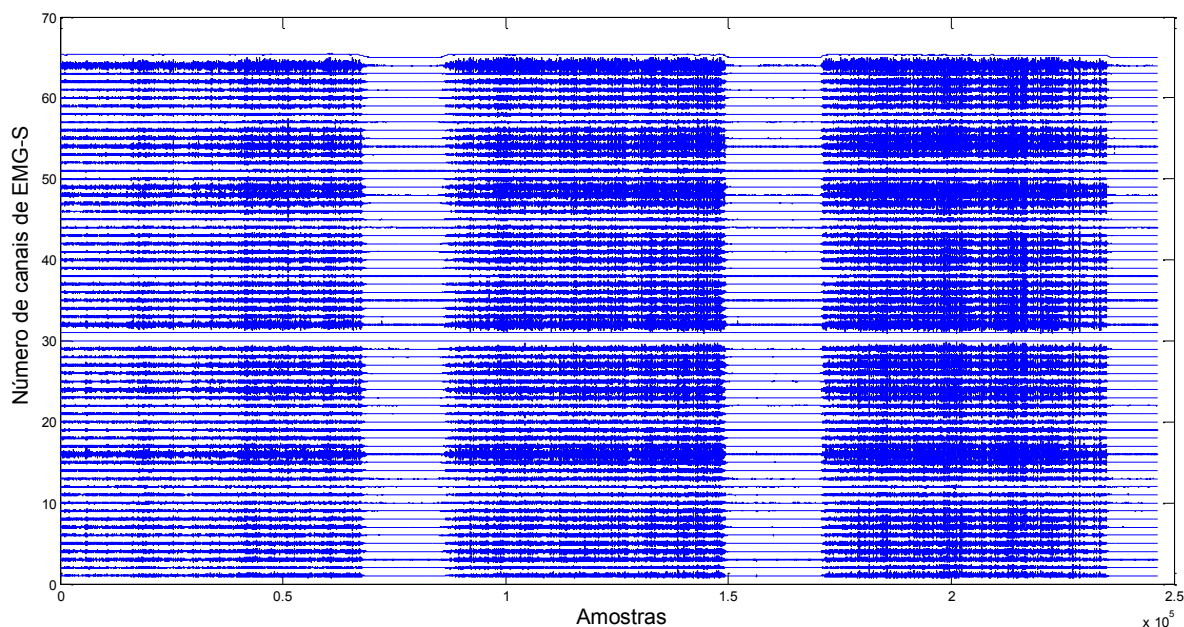


Figura 2.7: Demonstração 64 canais gerando sinais de EMG-S. Sinal gerado a partir do protocolo completo de fadiga. Sinal de EMG-S do voluntário V03.

Foi realizada a inspeção visual de todos os sinais adquiridos, seguida de outra etapa, onde era realizada uma sequência de quatro ampliações (*zoom*) do sinal EMG-S no qual foi realizado com auxílio do programa MatLab® 2008. No primeiro momento de *zoom*, eram observados os 64 canais como um todo, tendo como detalhe a percepção dos sinais propagantes no tempo, nos quais era escolhido um segundo *zoom* na horizontal (Figura 2.8). Nos dados da Figura 2.8, os canais correspondentes aos canais de 50 a 63 apresentam um nível de ruído excessivamente alto.

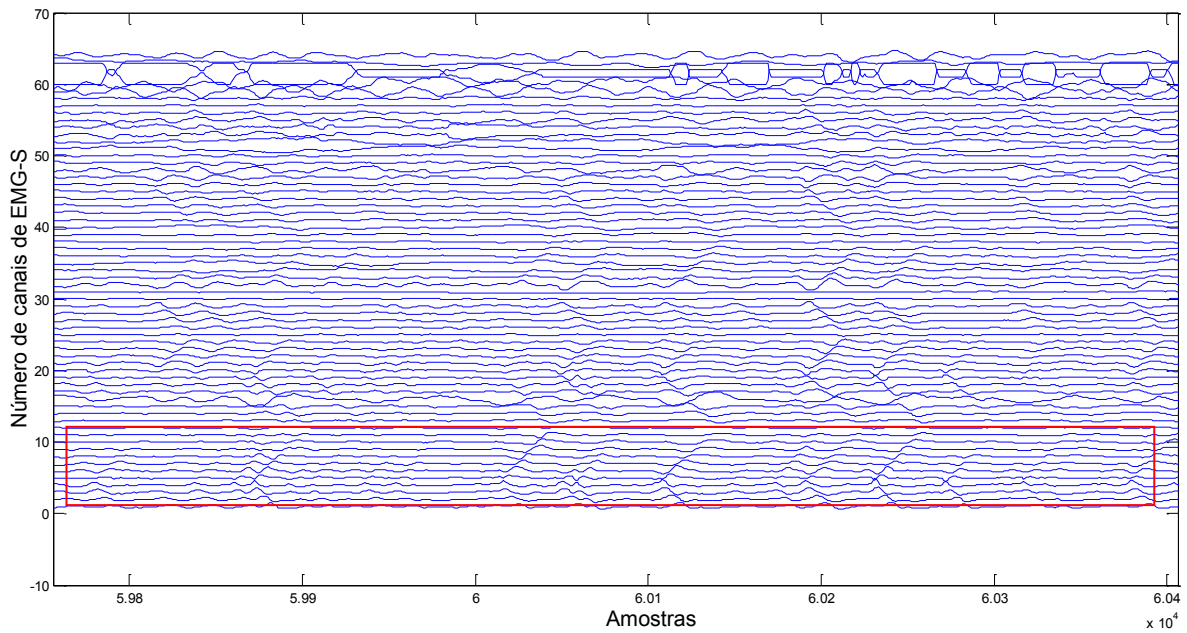


Figura 2.8: Imagem das ondas propagantes dos 64 eletrodos da matriz. No retângulo destaque em vermelho, é indicado um conjunto de sinais promissores para o processamento.

No terceiro modo de *zoom*, ainda com ampliação na horizontal, foi percebido e definido o conjunto de sinais a serem utilizados nos cálculos dos parâmetros espectrais (Figura 2.9). Escolhido o conjunto de possíveis sinais, foi realizada a ampliação na vertical com uma média de observação de 15 sinais com ondas propagantes. Nesses três momentos de ampliação sempre foi comparada a qualidade dos sinais entre os três momentos das contrações isométricas.

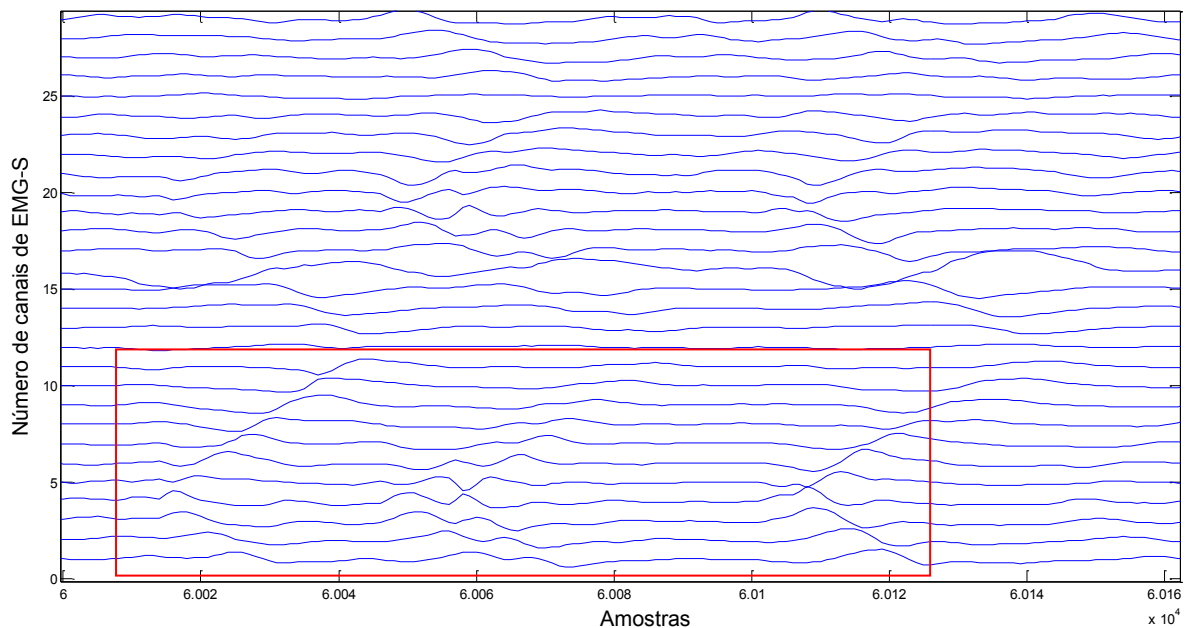


Figura 2.9: Escolha dos canais com ondas propagantes com melhor qualidade de nitidez para a realização do cálculo das variáveis espectrais. Visualização aumentada na horizontal.

Com a quarta ampliação dos sinais, como ilustrado na Figura 2.10, foram selecionadas as tripletas (conjunto de três sinais consecutivos) pela pesquisadora, com os seguintes critérios de predileção: i) sinais sem aparência visual de ruído (por exemplo, ruído de 60 Hz); ii) observação da propagação do potencial da unidade motora entre os sinais; iii) observação de ausência de zonas de inervação (ZI – em alguns casos, entre o conjunto de sinais propagantes pode existir mais de uma ZI num mesmo músculo estudado).

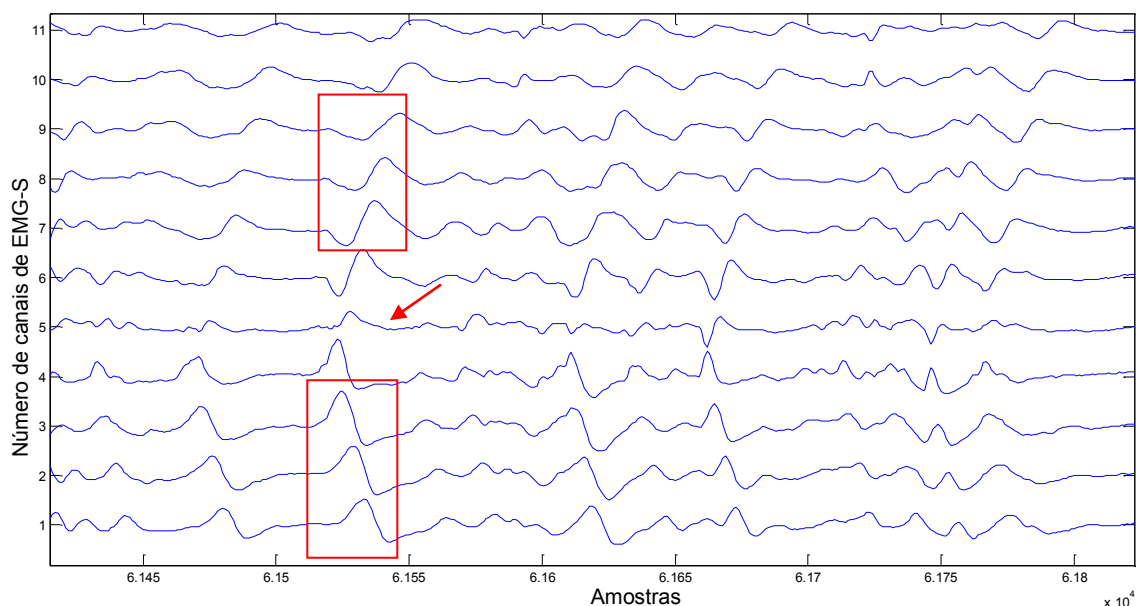


Figura 2.10: Imagem do potencial propagante (tripletas) escolhido, demonstrando a qualidade dos sinais propagantes e a localização da zona de inervação no canal 5 (seta indicativa). A imagem do sinal de EMG-S foi retirada do Voluntário V09 durante o protocolo experimental da fadiga. Em destaque, nos retângulos vermelhos, são mostradas possíveis tripletas a serem usadas no processamento.

iii) Fase de processamento

Os sinais foram recortados no ambiente Matlab[®] 2008 (Mathworks Inc.[®], South Natick, MA, EUA), utilizando-se um conjunto de ferramentas desenvolvido na Universidade de Brasília (Soares 2007, Soares *et al.* 2011) no qual ARV, RMS, MDF, MNF e VC foram estimados e plotados ao longo do tempo.

A página inicial da ferramenta desenvolvida possibilitava a escolha de: i) tamanho do janelamento, ii) canais a serem utilizados, iii) parâmetros e variáveis temporais e frequenciais a serem calculados, iv) número de canais para a análise da velocidade de condução, v) quantidade de pontos de amostra para cálculo da VC, vi) distância intereletródica, vii) frequência de amostragem a partir do arquivo escolhido. A tela principal da ferramenta está ilustrada na Figura 2.11.

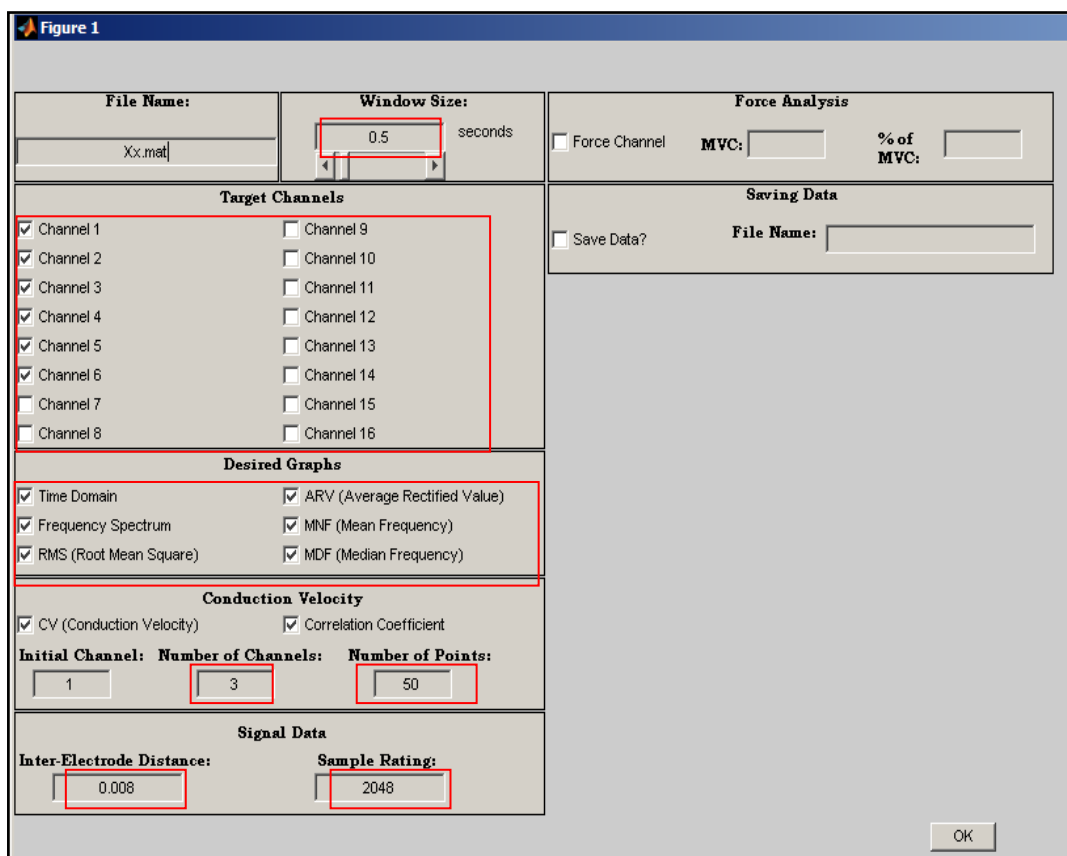


Figura 2.11: Demonstração da tela inicial da ferramenta elaborada para o processamento dos sinais de EMG-S.

O espectro do sinal foi calculado com um janelamento deslizante de 1 segundo, com janela de Hamming. Para ARV, RMS, MDF e MNF, foram utilizadas janelas com 0,5 segundo de sobreposição. A velocidade de condução (VC) foi estimada, para cada época de sinal, com 50 pontos espaçados uniformemente.

Os cálculos dos estimadores espectrais e seus respectivos gráficos demonstrativos foram produzidos a partir do arquivo recortado, selecionado e processado pela mesma ferramenta. Na Figura 2.12 são ilustrados os três recortes utilizados, das três contrações com duração de 30 segundos; na mesma figura, são ilustradas as três pausas de 10 segundos.

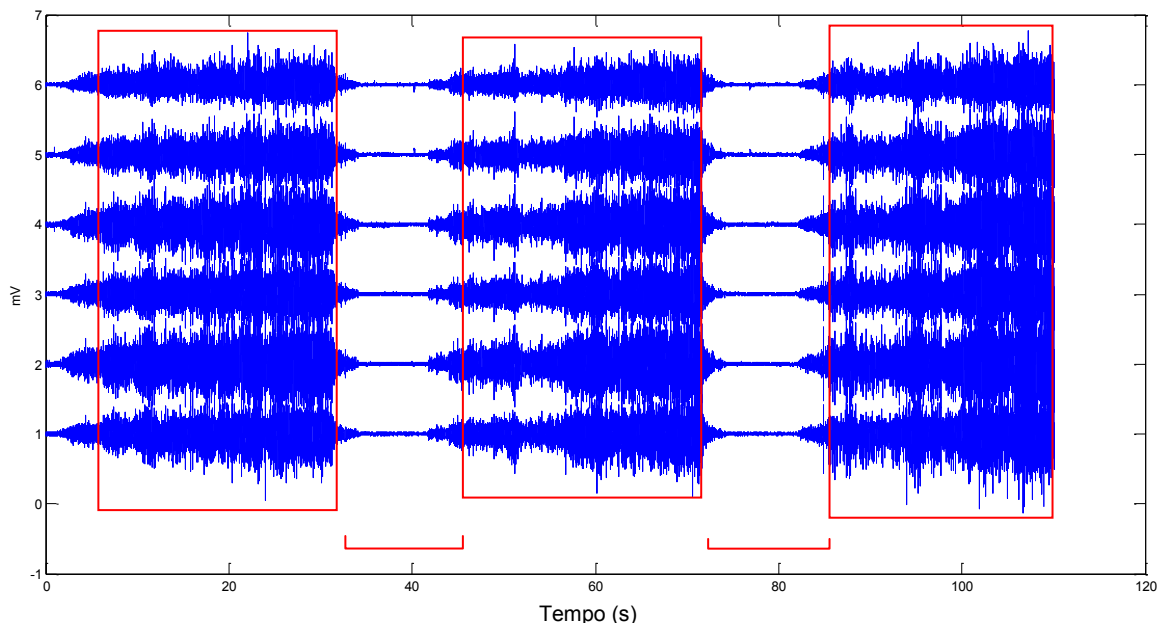


Figura 2.12: Demonstração dos sinais de EMG-S gerados a partir do protocolo completo de fadiga de 3 contrações de 30 segundos com intervalos de descanso de 10 s. Em destaque vermelho, são mostrados os recortes realizados no processamento para cada porção de sinal adquirido durante cada contração isométrica.

2.5 Variáveis espectrais dos sinais eletromiográficos de superfície

Nas figuras seguintes são apresentados exemplos de gráficos das curvas obtidas pela ferramenta (da Figura 2.13 à Figura 2.18). As equações usadas nessa ferramenta de processamento foram detalhadas e testadas na dissertação de mestrado de Soares (2007). A seguir será apresentado ao leitor um sumário das equações utilizadas, para um melhor entendimento conceitual de cada estimador utilizado. A partir desses sinais espectrais, os estimadores do ARV, RMS, MDF, MNF e VC foram calculados com as fórmulas matemáticas descritas a seguir:

Cálculo das variáveis no domínio do tempo

A ferramenta de processamento fornecia dois estimadores para cálculo no domínio do tempo: ARV e RMS. O estimador para o valor retificado médio (ARV) foi calculado por meio da equação dada por

$$x_{\text{ARV}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_n|, \quad (2.1)$$

onde x_{ARV} é o valor retificado médio (*Average Rectified Value*), N é o número de amostras da janela (de 0,25 segundo), e x_n são as amostras do sinal original.

A partir dessa fórmula eram calculados os valores dos pontos, que eram plotados em um gráfico mostrando o comportamento do estimador ARV em função do tempo o tempo (Figura 2.12).

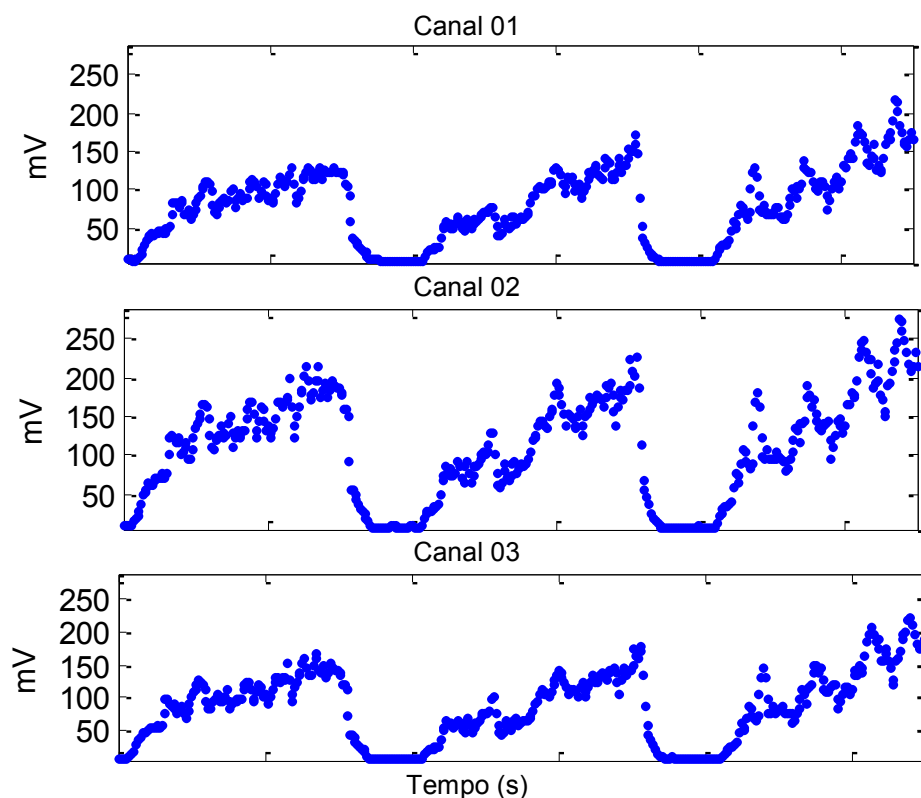


Figura 2.13: Gráficos demonstrativos dos sinais adquiridos do voluntário V09 apresentando os valores ARV para o protocolo completo de 3 contrações isométricas. Percebe-se que durante o protocolo, os valores ARV (mV) aumentaram gradativamente a cada contração, de forma aproximadamente linear.

Para a estimação do valor RMS (do inglês, *root mean square*), foi usada a fórmula

$$x_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x_n|^2}, \quad (2.2)$$

em que x_{RMS} são os valores RMS calculados, N é o número de amostras da janela (de 0,25 segundos) e x_n são as amostras do sinal original.

A partir dessa fórmula eram calculados os valores dos pontos que eram plotados, mostrando o comportamento do estimador RMS em função do tempo (Figura 2.14).

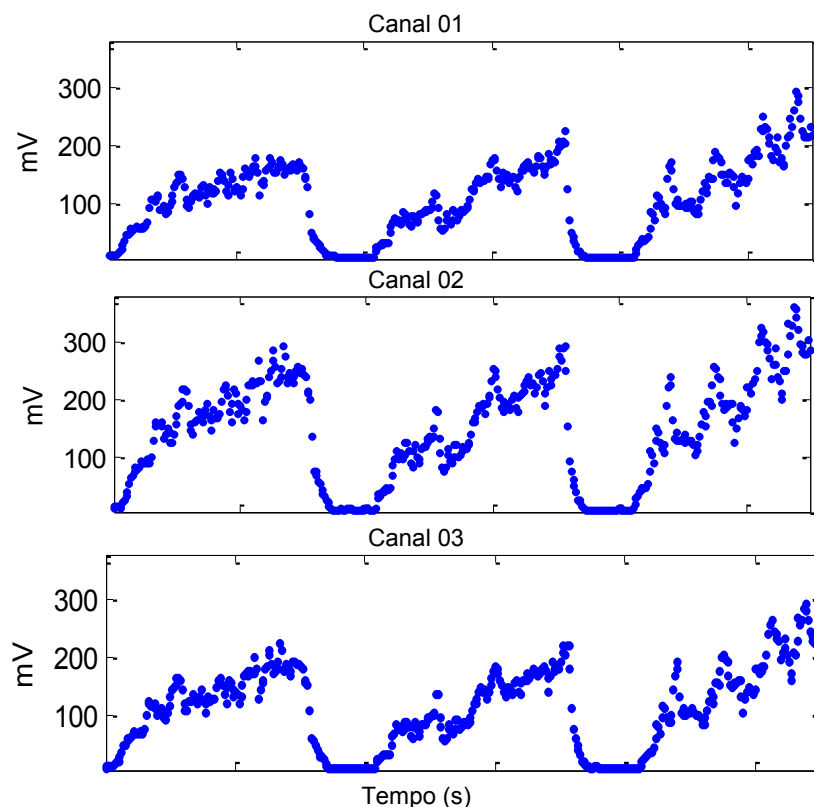


Figura 2.14: Gráfico demonstrativo dos sinais adquiridos do voluntário V09 apresentando os valores RMS para o protocolo completo de 3 contrações isométricas. Percebe-se que durante o protocolo os valores RMS (mV) aumentaram gradativamente a cada contração.

Cálculo das variáveis no domínio da frequência

A ferramenta de processamento fornecia outros dois estimadores, no domínio da frequência: MDF e MNF. O estimador para a Frequência Mediana (MDF) é calculado determinando-se a amostra i_{med} , que corresponde à frequência mediana f_{med} , por meio da solução da seguinte equação:

$$\sum_{i=1}^{f_{med}} P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=f_{med}}^M P_i, \quad (2.3)$$

onde M é o número total de amostras e P_i são os coeficientes da transformada digital de Fourier (do inglês, *Digital Fourier Transform* – DFT) elevados ao quadrado.

A partir dessa fórmula eram calculados os valores dos pontos do gráfico, sendo possível avaliar o comportamento do estimador frequencial MDF ao longo do tempo. Um exemplo de resultado é mostrado na Figura 2.15.

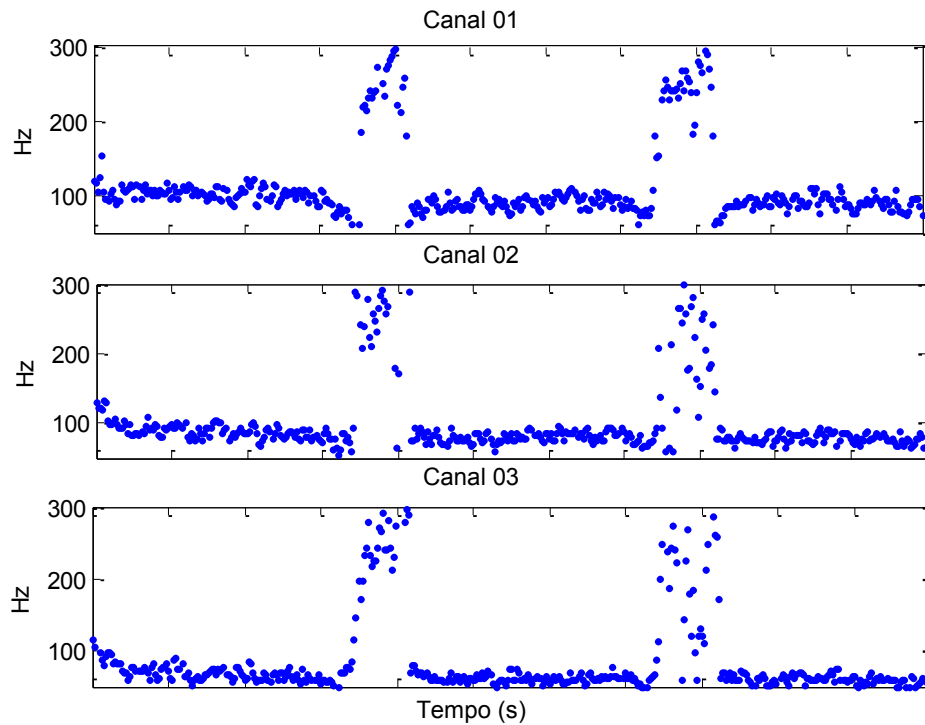


Figura 2.15: Gráfico demonstrativo dos sinais adquiridos do voluntário V09 apresentando os valores MDF para o protocolo completo de 3 contrações isométricas. Percebe-se que durante o protocolo os valores MDF (Hz) diminuem gradativamente a cada contração, de forma aproximadamente linear. Ao longo das pausas de 10 segundos, os dados representam apenas ruído com alta amplitude.

Para o cálculo do valor do parâmetro MNF, foi usada a seguinte equação:

$$X_{MNF} = \frac{\sum_{i=1}^{f_s/2} f_i P_i}{\sum_{i=1}^{f_s/2} P_i}, \quad (2.4)$$

onde f_i é a frequência associada a cada amostra e P_i é o quadrado de cada amostra de FFT.

Assim, pela fórmula acima eram estimados os valores dos pontos a serem plotados em um gráfico do comportamento da MNF em função do tempo (Figura 2.16).

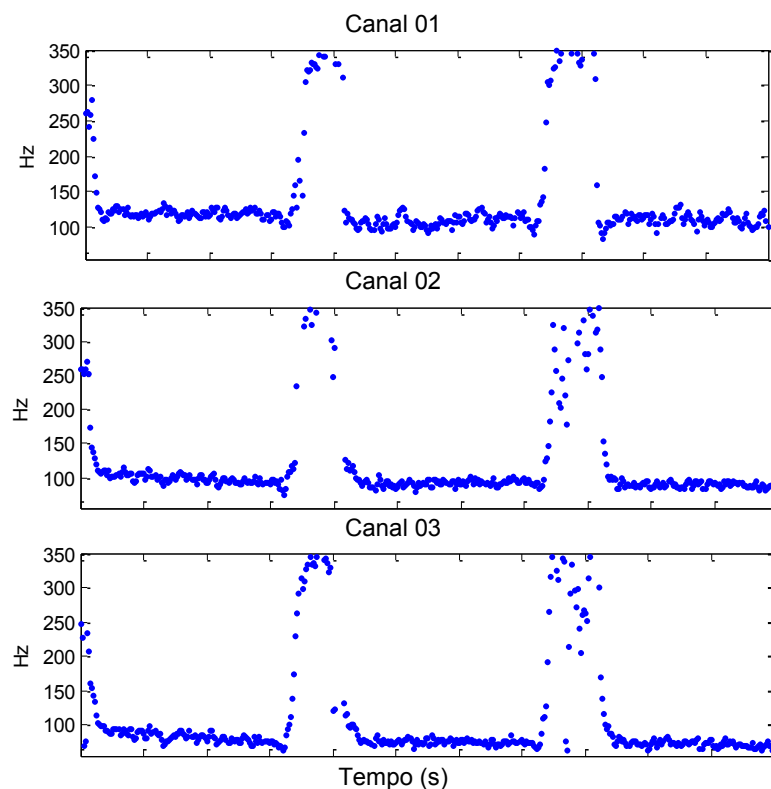


Figura 2.16: Gráfico demonstrativo dos sinais adquiridos do voluntário V09, apresentando os valores MNF para o protocolo completo de 03 contrações isométricas. Percebe-se que durante o protocolo os valores MNF (Hz) diminuem gradativamente a cada contração, de forma aproximadamente linear. Ao longo das pausas de 10 segundos, os dados representam apenas ruído com alta amplitude.

Coeficiente de correlação e velocidade de condução (VC)

Para se obter o gráfico do comportamento da velocidade de condução em função do tempo, foi adotada a metodologia descrita em Soares (2007), que é descrita a seguir. Para se calcular a velocidade de condução são necessários pelo menos dois canais, e que um seja uma versão deslocada e apenas um pouco distorcida da outra. Para medir o grau de distorção entre dois canais, é usado o método da correlação cruzada, e um critério comumente usado (Soares 2007) é que o coeficiente de correlação esteja, na maior parte do sinal, acima de 70%. Assim, a primeira etapa foi calcular as correlações cruzadas entre todos os canais usados na estimação, fazendo um gráfico da correlação em função do tempo, como ilustrado na Figura 2.17. Nessa figura, o primeiro gráfico mostra a correlação entre os canais 1 e 2, o segundo, a correlação entre os canais 2 e 3, e assim por diante. Nesse exemplo, apenas as figuras das correlações entre os canais 4 e 5 e os canais 5 e 6 apresentam correlação acima de 70%, o que significa que os canais com boa correlação para a estimação da velocidade de condução são os pares de canais 4 e 5, e 5 e 6. A princípio, a velocidade de condução poderia ser estimada a partir de cada um desses dois

pares. Entretanto, a literatura (Merletti e Parker 2004) recomenda que, quando possível, em vez de se estimar a velocidade de condução por meio de um par, que ela seja estimada por meio de três sinais com alta correlação (uma “tripleta”). Esse é o método usado no presente trabalho. No exemplo da Figura 2.17, a tripleta usada seria composta pelos canais 4, 5 e 6. Neste trabalho, todas as tripletas foram selecionadas levando-se em conta esse critério.

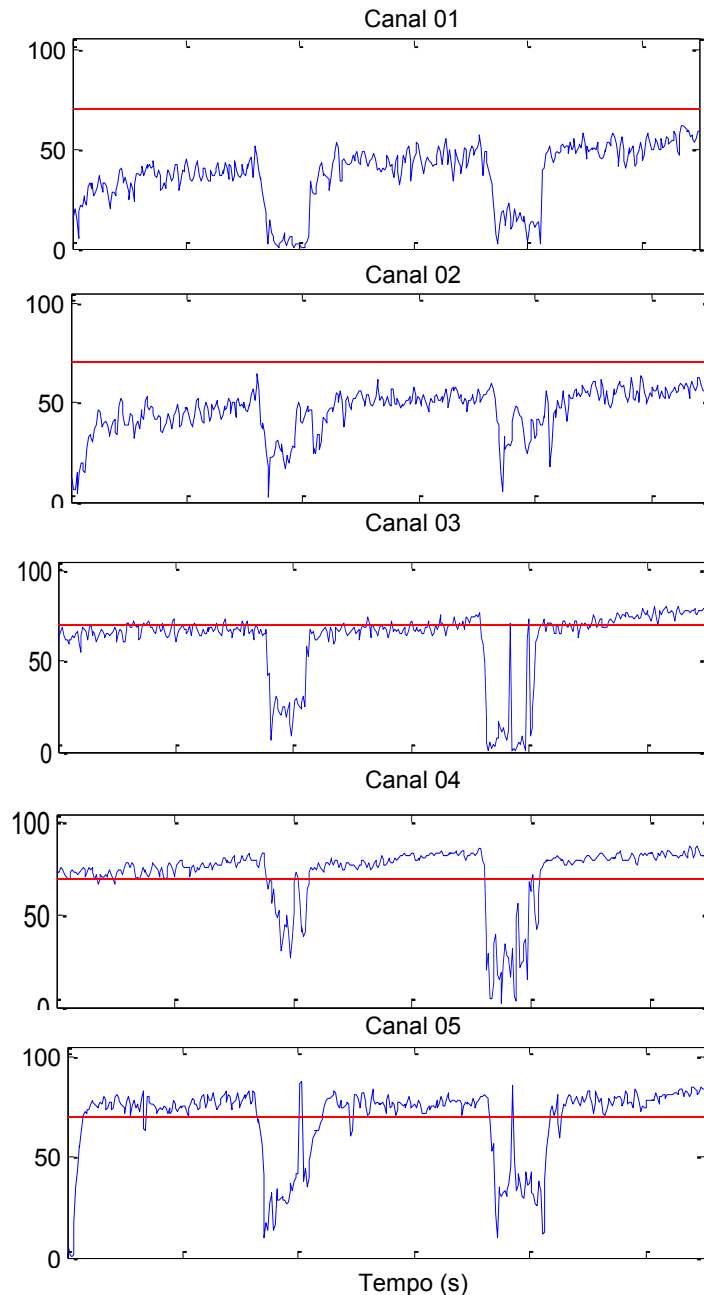


Figura 2.17: Demonstração gráfica do coeficiente de correlação de 70% entre diversos canais, ao longo de 3 contrações isométricas. A figura 1, mostra a correlação entre os canais 1 e 2, a figura 2, a correlação entre os canais 2 e 3, e assim por diante. Somente as duas últimas correlações se mostraram satisfatórias (acima de 70%), e foram as escolhidas para a estimativa da velocidade de condução. Elas incluem os canais 4, 5 e 6, formando uma tripleta.

Depois de selecionada a tripla a ser usada, a velocidade de condução foi estimada usando-se a metodologia descrita por (Soares 2007). A velocidade foi determinada calculando-se o intervalo de tempo (Δt) com o qual os sinais nos dois canais deveriam ser deslocados para que coincidisse exatamente. Para se determinar esse intervalo de tempo, foi utilizado o método da máxima verossimilhança (MLE – em inglês, *Maximum-Likelihood Estimation*), conforme descrito em Salomoni *et al.* (2007), que permite determinar qual é o valor de deslocamento com maior probabilidade de ser o verdadeiro. Calculado o intervalo Δt , e sabendo-se a distância entre eletrodos (Δs), a velocidade de condução pode ser calculada por $VC = \Delta s / \Delta t$.

Assim, os passos seguintes resumem as etapas utilizadas para a estimação da velocidade de condução: i) São escolhidos três canais consecutivos com melhor coeficiente de correlação ao longo de todo o protocolo experimental. Esses coeficientes devem ser altos em todas as três contrações isométricas. ii) Verificou-se se os três canais consecutivos tinham amplitude semelhante no espectro de potência. iii) Verificou-se se o espectro da frequência dos três canais não apresentava interferência significativa (como interferência de 60 Hz e seus harmônicos). iv) A velocidade de condução é calculada pelo método da máxima verossimilhança.

Na Figura 2.18 são ilustrados gráficos da velocidade de condução nas três contrações.

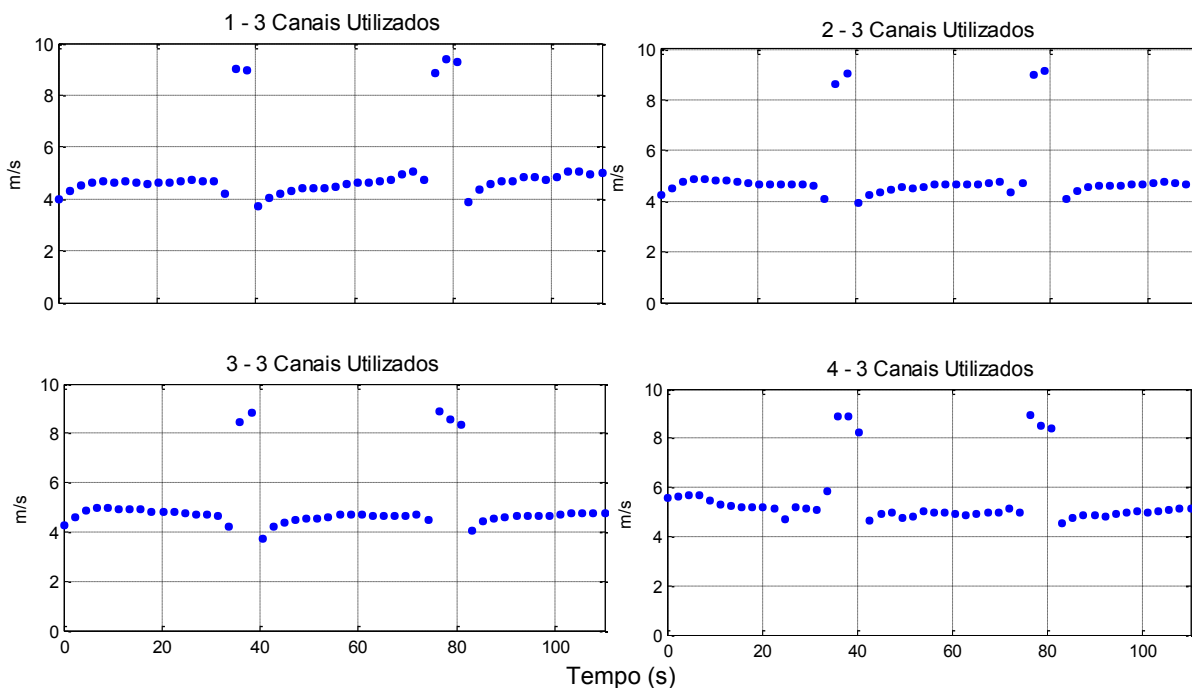


Figura 2.18: Gráfico demonstrativo dos sinais adquiridos do voluntário V09 apresentando os valores VC para o protocolo completo de 3 contrações isométricas.

Depois de realizados os gráficos dos estimadores, procedeu-se à normalização dos sinais, descrita na seção seguinte.

2.6 Normalização dos estimadores

Após a obtenção das curvas com comportamento das variáveis eletromiográficas de superfície em função do tempo, realizou-se, para cada variável, a determinação das três retas de regressão que melhor se aproximavam dos dados em cada um dos três segmentos com contração. Determinadas as retas, foram realizadas duas operações de normalização, e os cálculos de variáveis (grandezas que variam com o tempo e podem ser plotadas) em função do tempo, tais como, ARV, RMS, MDF, MNF e VC; e dos parâmetros (valores iniciais e finais da reta de regressão, tais como, i_1 , i_2 , i_3 , f_1 , f_2 , f_3 , m_1 , m_2 , m_3), que permitiram a avaliação do comportamento das variáveis. Esses cálculos serão descritos nos parágrafos seguintes.

Normalização das variáveis e dos parâmetros que têm tendência crescente (ARV e RMS)

A Figura 2.19 ilustra uma curva típica da variação da variável ARV em função do tempo. Nos 30 primeiros segundos da curva, a variável tem um comportamento aproximadamente linear, assim como nos instantes entre 40 e 70 segundos e entre 80 e 110 segundos. Os intervalos entre 30 e 40 segundos e entre 70 e 80 segundos contêm dados que não são significativos, pois são captados durante contrações.

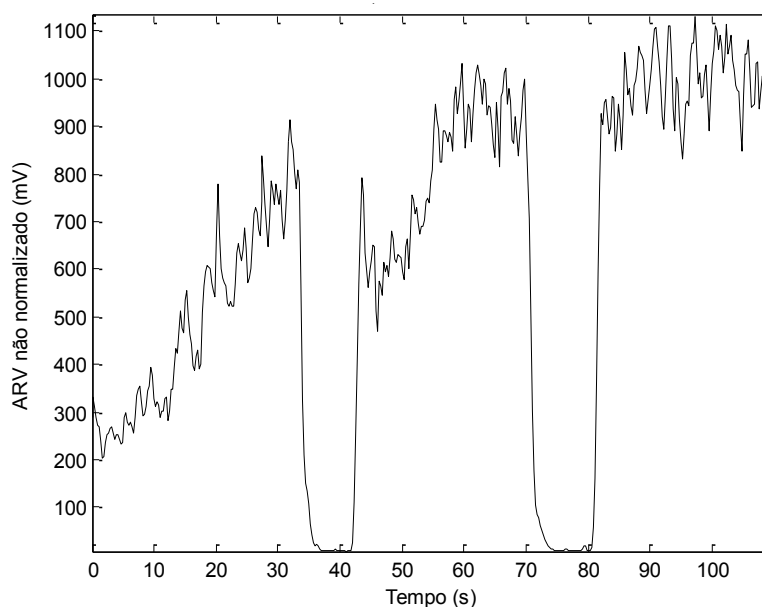


Figura 2.19: Ilustração de uma curva típica da variável ARV em função do tempo durante o protocolo de exercício das três contrações sucessivas. Os valores da variável ARV são estimados a partir do sinal bruto de eletromiografia de superfície. Ao longo das pausas de 10 segundos, os dados representam apenas ruído com alta amplitude.

A Figura 2.20 ilustra as três retas de regressão que aproximam o comportamento das variáveis nos períodos de contração. Cada segmento é aproximado por uma reta com equação na forma $y=mx+b$, onde m é a inclinação da reta de regressão e b é a intersecção com o eixo y .

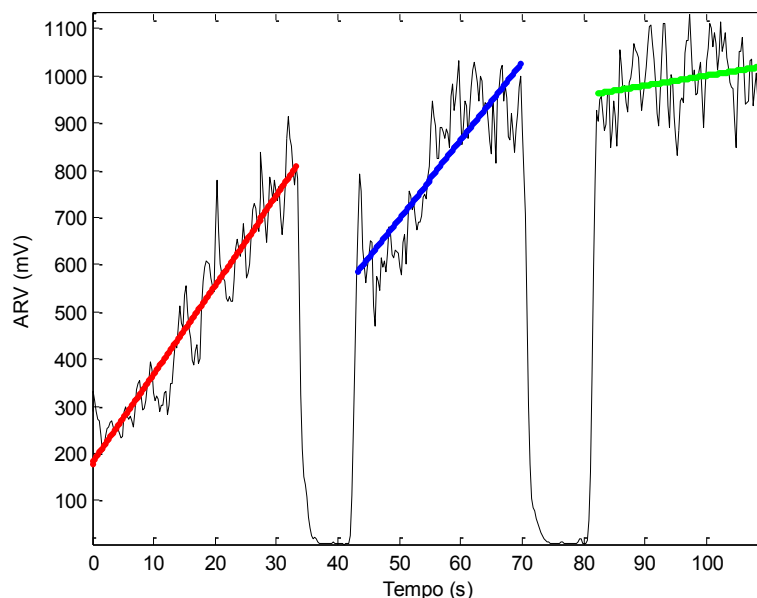


Figura 2.20: Ilustração de uma curva típica da variável ARV em função do tempo, durante o exercício das três contrações sucessivas.

A distância entre o eletrodo e as unidades motoras tem um efeito muito grande sobre a amplitude do sinal EMG-S. Como essa distância varia muito entre os diversos sujeitos, há uma grande variação no nível do sinal eletromiográfico, o que pode causar um superdimensionamento dos sinais de alguns sujeitos. Por esse motivo, é comum a realização de normalização nos sinais. Neste trabalho, foram aplicadas duas normalizações diferentes aos dados. Na primeira normalização, todos os sinais foram divididos pelo valor da reta de regressão no início da contração (em $t=0$ segundo, na intersecção com o eixo y). Com isso, é diminuída a variabilidade devida aos efeitos de atenuação pelo volume condutor. A Figura 2.21 ilustra esse processo.

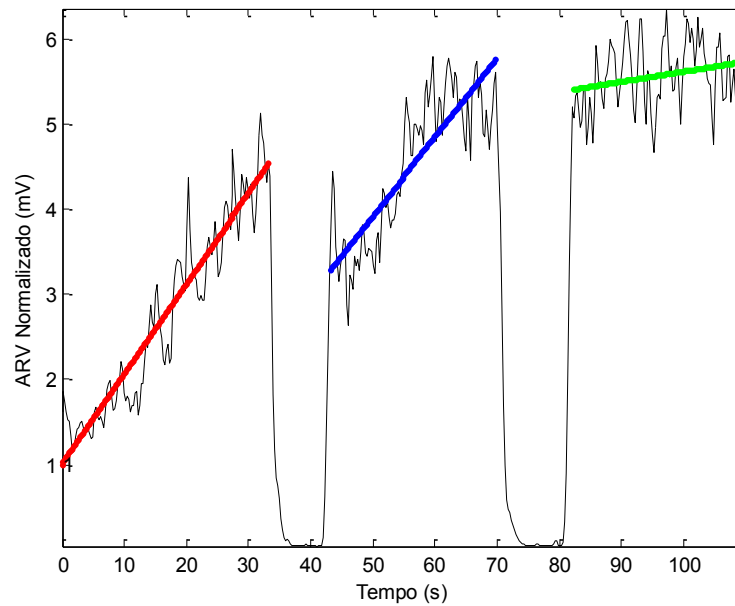


Figura 2.21: Desenho esquemático de uma curva típica da variável ARV normalizada (em $t=0$, o valor y é igual a 1) plotada em função do tempo. Toda a curva é dividida pelo valor da interseção da primeira reta com o eixo y . Ao longo das pausas de 10 segundos, os dados representam apenas ruído com alta amplitude.

Para a curva normalizada mostrada na Figura 2.21, foram calculados nove parâmetros, sendo três para cada uma das três retas, conforme descrito na seção final do capítulo 1. Para a primeira reta foram determinados (e mostrados em cada figura, como na Figura 2.21), os valores i_1 e f_1 , que são os valores inicial e final da variável ARV nos instantes inicial e final da primeira reta. Foi também determinado m_1 , que é a inclinação da primeira reta. Para a segunda reta foram calculados os parâmetros i_2 , f_2 e m_2 e, para a terceira reta, os parâmetros i_3 , f_3 e m_3 . As três retas, juntamente com os nove parâmetros, são ilustradas na Figura 2.22.

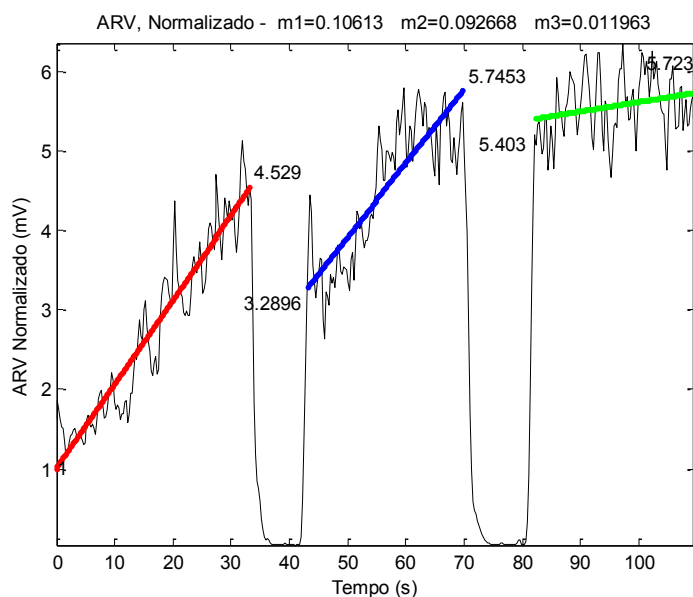


Figura 2.22: Ilustração de uma curva típica da variável normalizada em função do tempo com os três valores da inclinação da reta de regressão (m_1 , m_2 , m_3) e os outros seis parâmetros (i_1 , i_2 , i_3 , f_1 , f_2 , f_3) foram calculados para esse exemplo gráfico. i = valor do parâmetro inicial; f =valor do parâmetro final.

Essas retas foram usadas para se estudar o comportamento das variáveis e os parâmetros EMG-S após a ocorrência de uma pausa. Conforme foi discutido no Capítulo 1, uma situação extrema seria que, após a pausa de dez segundos, o músculo se recuperasse de forma integral, de forma que as três retas teriam o mesmo aspecto, como ilustrado na Figura 2.23. Neste caso, o valor médio das diferenças i_2-i_1 , i_3-i_2 , f_2-f_1 e f_3-f_2 deveriam ser zero, e as diferenças m_2-m_1 e m_3-m_2 também. Nessa situação, as diferenças i_2-f_1 e i_3-f_2 deveriam ser diferentes de zero.

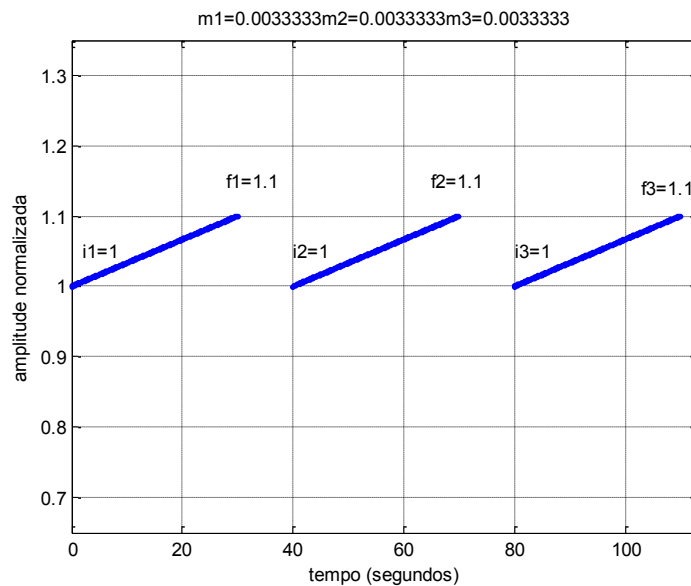


Figura 2.23: Ilustração de uma curva típica da variável ARV normalizada em função do tempo com os nove parâmetros. O valor médio das diferenças i_2-i_1 , i_3-i_2 , f_2-f_1 e f_3-f_2 é igual a zero, e as diferenças m_2-m_1 e m_3-m_2 também. Mas as diferenças dos parâmetros i_2-f_1 e i_3-f_2 são diferentes de zero. i = valor do parâmetro inicial; f =valor do parâmetro final.

Outra situação extrema seria que as pausas não tivessem efeito algum sobre a variável ARV, de forma que, após a pausa, o comportamento da variável é uma cópia, deslocada no tempo, do que seria o comportamento da variável se não tivesse ocorrido a pausa. Essa situação é ilustrada de forma esquemática na Figura 2.24. Nessa situação, o valor inicial da segunda reta seria, em média, igual ao valor ao final da primeira reta, de forma que a diferença i_2-f_1 deveria ser em média igual a zero. O mesmo aconteceria para a diferença i_3-f_2 . Com relação à inclinação, caso a curva, ao longo de um minuto e meio de contração fosse uma reta, então as inclinações das três retas seriam iguais, e as diferença m_3-m_2 e m_2-m_1 seriam, em média, iguais a zero. Contudo, na verdade, ao longo de um minuto e meio o comportamento é, inicialmente, uma reta, mas após os primeiros 30 segundos a inclinação passar a diminuir gradualmente. Dessa forma, mesmo nessa situação extrema, não seria esperado que as diferenças m_3-m_2 e m_2-m_1 fossem nulas, e, sim, levemente negativas. Nesse caso, as diferenças i_2-i_1 , i_3-i_2 , f_2-f_1 e f_3-f_2 deveriam ser diferentes de zero.

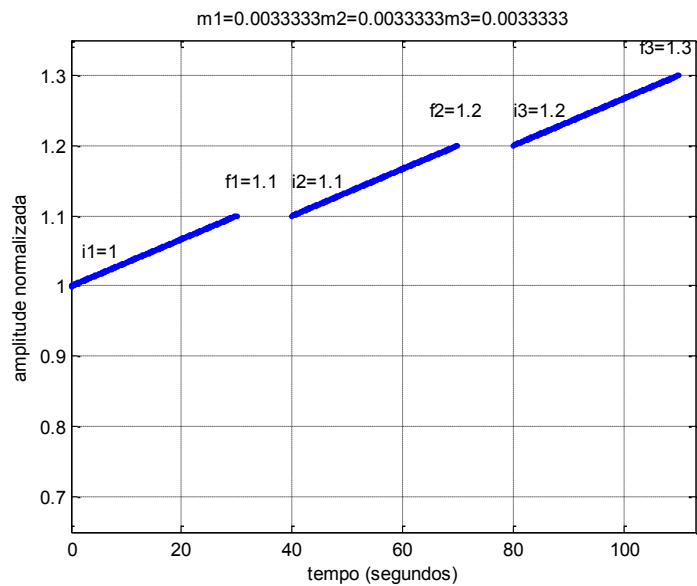


Figura 2.24: Ilustração de uma curva típica da variável ARV normalizada em função do tempo com os nove parâmetros, onde as diferenças i_2-i_1 , i_3-i_2 , f_2-f_1 e f_3-f_2 são iguais a zero. i = valor do parâmetro inicial; f =valor do parâmetro final.

Outra possibilidade (que, intuitivamente, se apresenta como a mais factível) é que, após uma pausa de dez segundo, a variável retorne parcialmente ao valor inicial. Uma situação como esta está ilustrada na Figura 2.25.

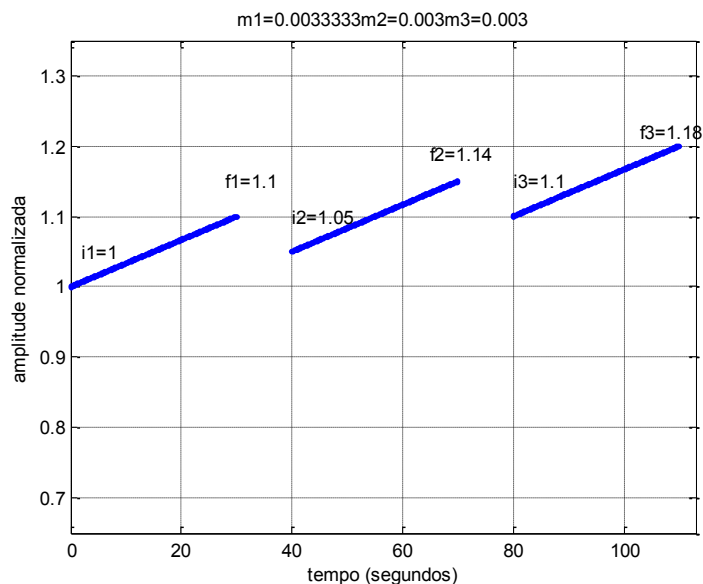


Figura 2.25: Ilustração de uma curva típica da variável ARV normalizada em função do tempo com os nove parâmetros, onde as diferenças i_2-i_1 , i_3-i_2 , f_2-f_1 e f_3-f_2 são diferentes de zero. i = valor do parâmetro inicial; f =valor do parâmetro final.

Na situação ilustrada na Figura 2.25, os valores das diferenças i_2-i_1 , i_3-i_2 , f_2-f_1 e f_3-f_2 deveriam ser maiores que zero, e as diferenças i_2-f_1 e i_3-f_2 , menores que zero. Com relação às

inclinações das retas, uma possibilidade bastante razoável é que as inclinações decaiam com o tempo, pois, ao longo do tempo, é de se esperar que o número (finito) de novas fibras a serem acionadas diminua. Assim, uma expectativa razoável é que as diferenças $m_2 - m_1$ e $m_3 - m_2$ sejam, em média, negativas.

Sumarizando, esse trabalho pretendeu caracterizar o comportamento das variáveis eletromiográficas de superfície (como no caso acima descrito, que se estuda a variável ARV). Para isso, foram determinadas nove variáveis, e algumas diferenças entre essas variáveis. Os valores dessas diferenças poderão levar a intuições sobre o efeito da pausa sobre as variáveis eletromiográficas de superfície. Foram feitas 15 medidas dos voluntários com contrações de 30 segundos adequadas para pausas de 10 segundos, sendo possível descrever como essas variáveis se comportam em função do tempo.

Normalização das variáveis e dos parâmetros que têm tendência decrescente (MDF, MNF e VC)

Gráficos similares aos descritos na Seção 2.5 foram implementados para as demais variáveis. O valor RMS tem um comportamento similar ao valor ARV, e, por isso, os gráficos para o valor RMS devem ser similares aos ilustrados para a variável ARV. O mesmo vale para os comportamentos possíveis das diferenças citadas na seção de normalização das variáveis com tendência decrescente.

As variáveis MDF, MNF e VC têm, de acordo com a literatura, a tendência média de decair com o passar do tempo. Dessa forma, as retas de regressão poderão ter aspectos como os mostrados nas Figuras 2.26, 2.27 e 2.28. Nessas figuras, o valor inicial (normalizado) é 1, e há a tendência de queda das variáveis ao longo das três contrações. Na Figura 2.26, é ilustrada a possibilidade extrema em que, ao longo dos 10 segundos de pausa, haja uma recuperação total do músculo de forma que o comportamento seja idêntico para as três contrações. Neste caso, teremos que as diferenças $i_2 - i_1$, $i_3 - i_2$, $f_2 - f_1$ e $f_3 - f_2$ tenderão a ser iguais a zero, as diferenças $i_2 - f_1$, $i_3 - f_2$, maiores que zero. As inclinações das três retas deverão ser negativas e, no caso extremo, constantes.

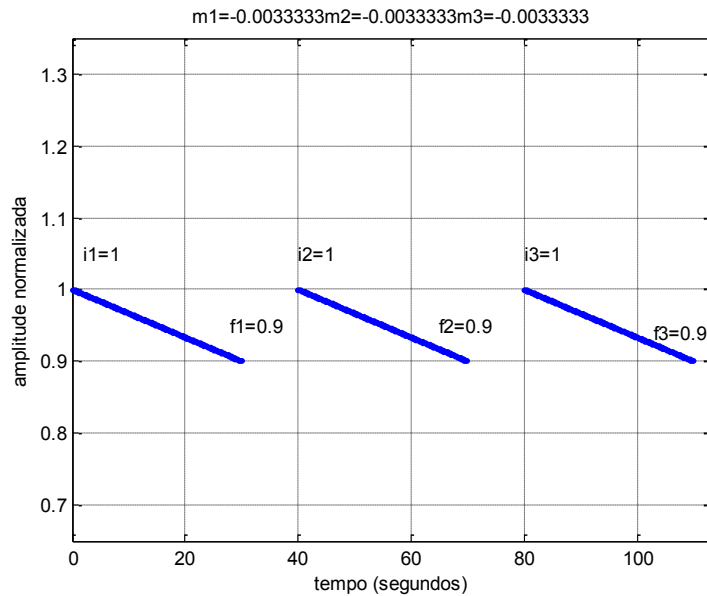


Figura 2.26: Ilustração de uma curva típica da variável no domínio da frequência normalizado em função do tempo com os nove parâmetros. O valor médio das diferenças i_2-i_1 , i_3-i_2 , f_2-f_1 e f_3-f_2 é igual a zero, e as diferenças m_2-m_1 e m_3-m_2 também. Mas as diferenças dos parâmetros i_2-f_1 e i_3-f_2 são diferentes de zero. i = valor do parâmetro inicial; f =valor do parâmetro final.

Na Figura 2.27 é ilustrado o outro caso extremo, em que, na primeira contração, o valor da variável cairia até certo valor, seria interrompido durante a pausa, e, no início da próxima contração, retornaria ao valor anterior. Neste caso, teremos que as diferenças i_2-i_1 , i_3-i_2 , f_2-f_1 e f_3-f_2 tenderão a ser maiores que zero, e as diferenças i_2-f_1 e i_3-f_2 , iguais a zero. As inclinações das três retas deverão ser negativas e, talvez, constantes. Mas a inclinação poderia também diminuir com o tempo, por razões já explicadas, fazendo que $m_2 - m_1$ e $m_3 - m_2$ tendam a ser negativos.

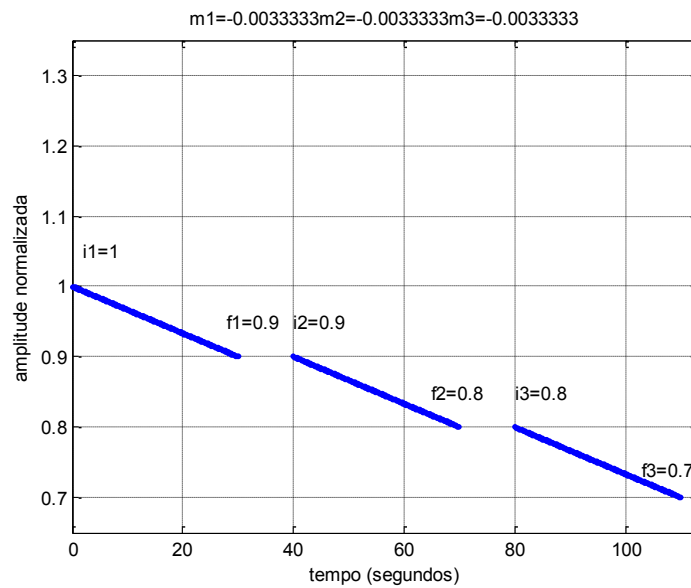


Figura 2.27: Ilustração de uma curva típica da variável no domínio da frequência normalizada em função do tempo com as nove parâmetros, onde as diferenças i_2-i_1 , i_3-i_2 , f_2-f_1 e f_3-f_2 são iguais a zero. i = valor do parâmetro inicial; f =valor do parâmetro final. m = coeficiente angular da reta de regressão.

Na Figura 2.28 é ilustrado o outro caso extremo, em que, na primeira contração, o valor da variável cairia até certo valor, seria interrompido durante a pausa, e, no início da próxima contração, retornaria ao valor anterior. Neste caso, teremos que as diferenças i_2-i_1 , i_3-i_2 , f_2-f_1 e f_3-f_2 tenderão a ser maiores que zero, e as diferenças i_2-f_1 , i_3-f_2 , maiores que zero. As inclinações das três retas deverão ser negativas e, talvez, constantes. A inclinação também diminuir com o tempo, por razões já explicadas, fazendo que m_2-m_1 e m_3-m_2 tendam a ser negativos.

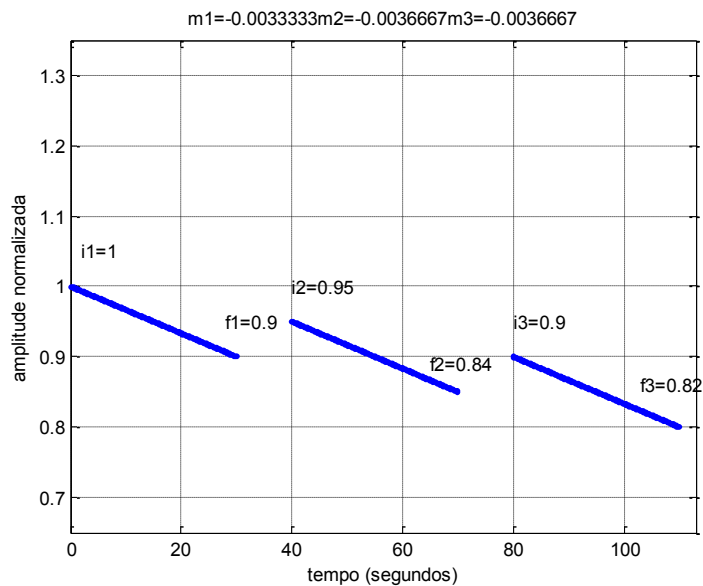


Figura 2.28: Ilustração de uma curva típica da variável no domínio da frequência normalizada em função do tempo com os nove parâmetros, onde as diferenças i_2-i_1 , i_3-i_2 , f_2-f_1 e f_3-f_2 são diferentes de zero. i = valor do parâmetro inicial; f =valor do parâmetro final; m = coeficiente angular da reta de regressão.

2.7 Variáveis calculadas e análise estatística

Para cada uma das variáveis, foram plotados os três gráficos, foram calculadas as três retas de regressão e calculados, para cada sujeito, os seguintes parâmetros: i_1 , i_2 , i_3 , f_1 , f_2 , f_3 , m_1 , m_2 , m_3 , i_2-i_1 , i_3-i_2 , f_2-f_1 , f_3-f_2 , i_2-f_1 , i_3-f_2 . Feito isso, foram calculadas as médias dessas variáveis.

Em seguida, foram realizados testes de normalidade (Lilliefors) com todas as variáveis. Dependendo do resultado do teste de normalidade, foram utilizados ou o teste-t de Student (para dados com distribuição gaussiana) ou o teste de Wilcoxon para testar se os valores dessas variáveis são positivos, negativos ou nulos, usando-se $p=0,05$ como limiar.

Com base nesses resultados, foram feitas análises sobre o efeito das pausas curtas sobre as variáveis, que são apresentadas no capítulo de análise.

Capítulo 3. Resultados

3.1 Amostra

Descrição da amostra

Foram recrutados 23 indivíduos no total. Alguns dados foram excluídos devido às seguintes razões: i) três dos sinais tiveram uma relação sinal/ruído inadequada; ii) dois sujeitos não conseguiram manter a MVC alvo durante o experimento completo; iii) três sujeitos foram classificados como treinados. Assim, a amostra N utilizada foi analisada a partir dos dados de 15 indivíduos.

Características da amostra

Participaram do estudo quinze homens saudáveis ($26,6 \pm 4,6$ anos, com peso de $70,7 \pm 8,6$ kg e altura de $175,3 \pm 7,2$ cm), com perímetro de $29,3 \pm 3,2$ cm com o braço relaxado e de $31,8 \pm 3,1$ cm com o braço em contração. Na Tabela 3.1 são apresentados os dados dos voluntários.

Tabela 3.1 – Valores dos dados antropométricos dos voluntários da pesquisa. Legenda: MVC = contração voluntária máxima; IMC = índice de massa corpórea.

	Idade (anos)	MVC (kgf)	Estatura (cm)	Massa corpórea (kg)	IMC (kg/m^2)	Perímetro do braço (cm)	
						Relaxado	Contraído
V02	21	24,00	185	78	22,8	29	30
V03	23	26,60	179	86	26,8	34	35
V04	25	34,70	172	71	24,0	30	32
V05	23	18,40	164	56	20,8	20	22
V08	26	35,33	162	65	24,8	30	32
V09	29	27,53	173	71	23,7	31	32
V10	32	37,34	175	73	23,8	31	32
V13	31	43,98	169	70	24,5	30	32
V16	31	27,90	173	60	20,0	29	32
V17	28	44,03	178	70	22,1	30	32
V18	25	13,30	175	60	19,6	25	26
V19	23	30,10	190	83	23,0	31	32
V21	23	25,80	178	66	20,8	29	30
V22	22	19,90	180	72	22,2	29	30
V23	37	21,30	177	80	25,5	32	33
Média	26,6	28,68	175,3	70,7	23,0	29,3	30,8
DP	4,6	9,01	7,2	8,6	2,0	3,2	3,1

3.2 Resultados dos parâmetros eletromiográficos de superfície

Os resultados incluíram, no domínio do tempo, as variáveis RMS e ARV e, no domínio da frequência, as variáveis MDF e MNF. Foram também estimados os valores da VC para os sinais eletromiográficos de superfície.

Os resultados dos processos de estimação da variável ARV são mostrados na Figura 3.1. Na Figura, também são mostrados, para cada uma das três contrações, os valores normalizados inicial e final da variável na reta de regressão e a inclinação de cada reta. Os resultados análogos para a variável RMS são mostrados na Figura 3.2.

Os dados para as variáveis MDF e MNF são mostrados nas Figuras 3.3 e 3.4, respectivamente usando representação análoga à das figuras anteriores.

Os gráficos para a variável VC são apresentados na Figura 3.5. Neste capítulo serão apresentadas apenas as versões normalizadas dos gráficos para a cada variável. Os gráficos das variáveis não normalizadas são apresentados no Apêndice C.

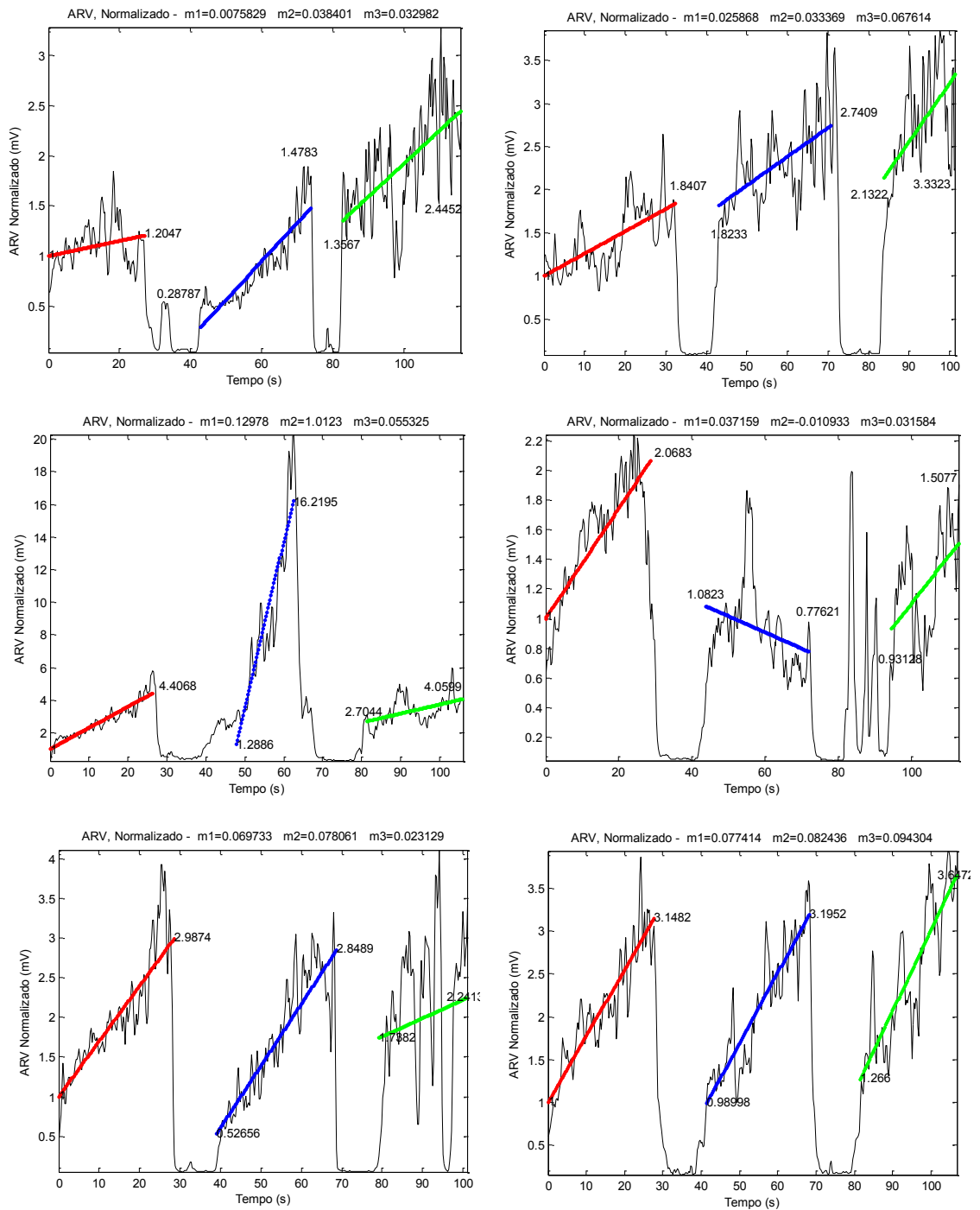


Figura 3.1 (parte 1 de 3): Gráficos associados à variável ARV (normalizada), indicando também os nove parâmetros (i_1 , i_2 , i_3 , f_1 , f_2 , f_3 , m_1 , m_2 , m_3) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V02, V03, V04, V05, V08, V09. Os gráficos da variável ARV não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.

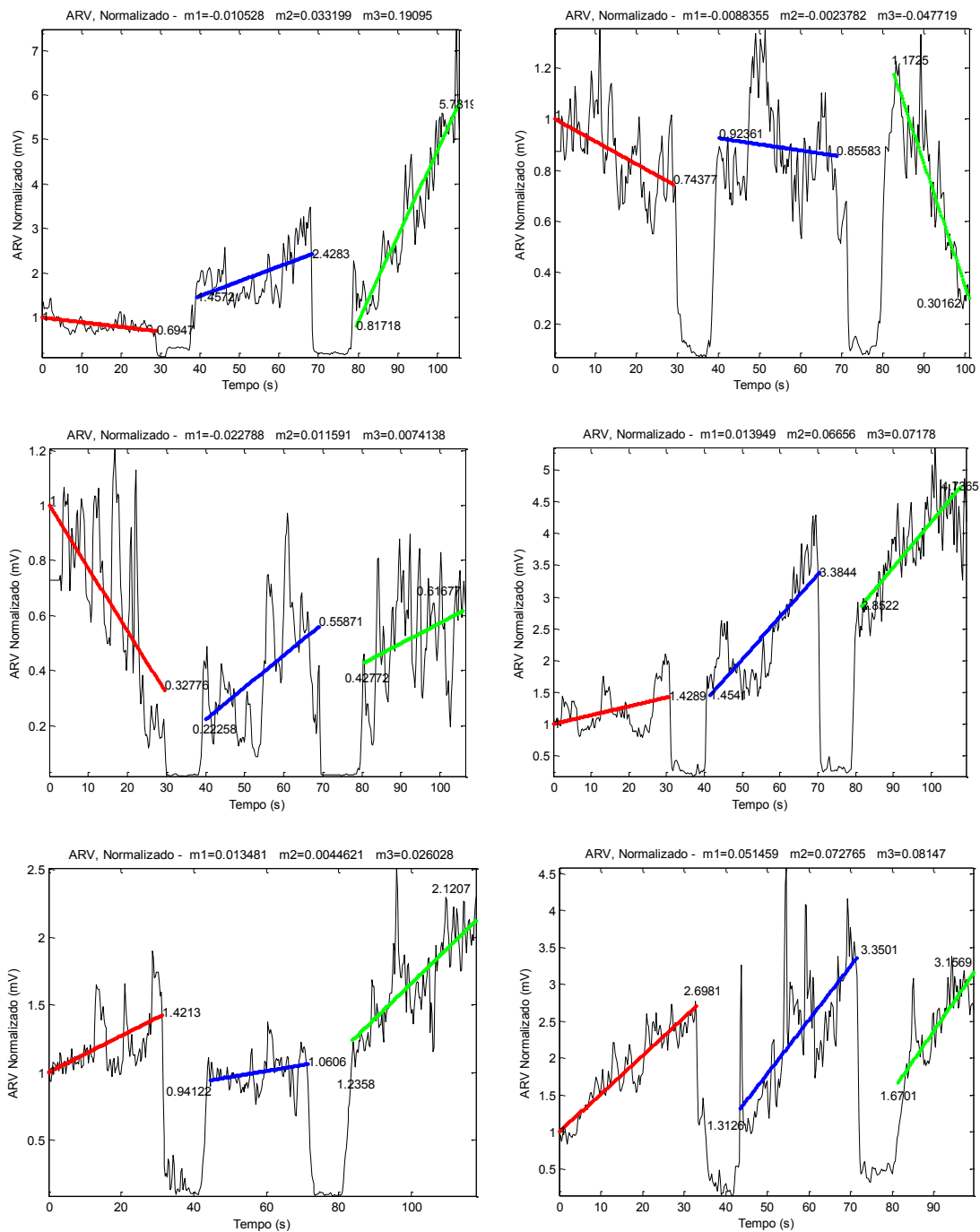


Figura 3.1 (parte 2 de 3): Gráficos associados à variável ARV (normalizada), indicando também os nove parâmetros (i_1 , i_2 , i_3 , f_1 , f_2 , f_3 , m_1 , m_2 , m_3) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V10, V13, V16, V17, V18, V19. Os gráficos da variável ARV não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.

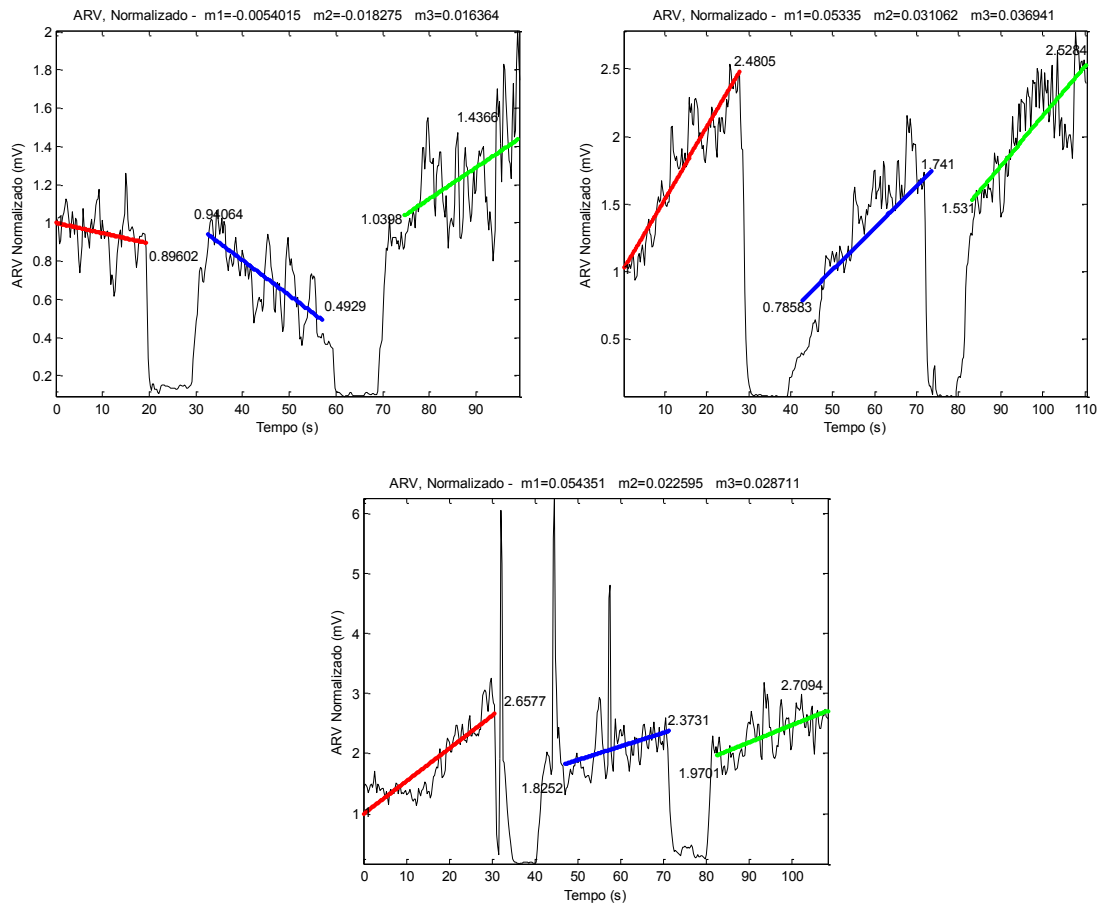


Figura 3.1 (parte 3 de 3): Gráficos associados à variável ARV (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V21, V22, V23. Os gráficos da variável ARV não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.

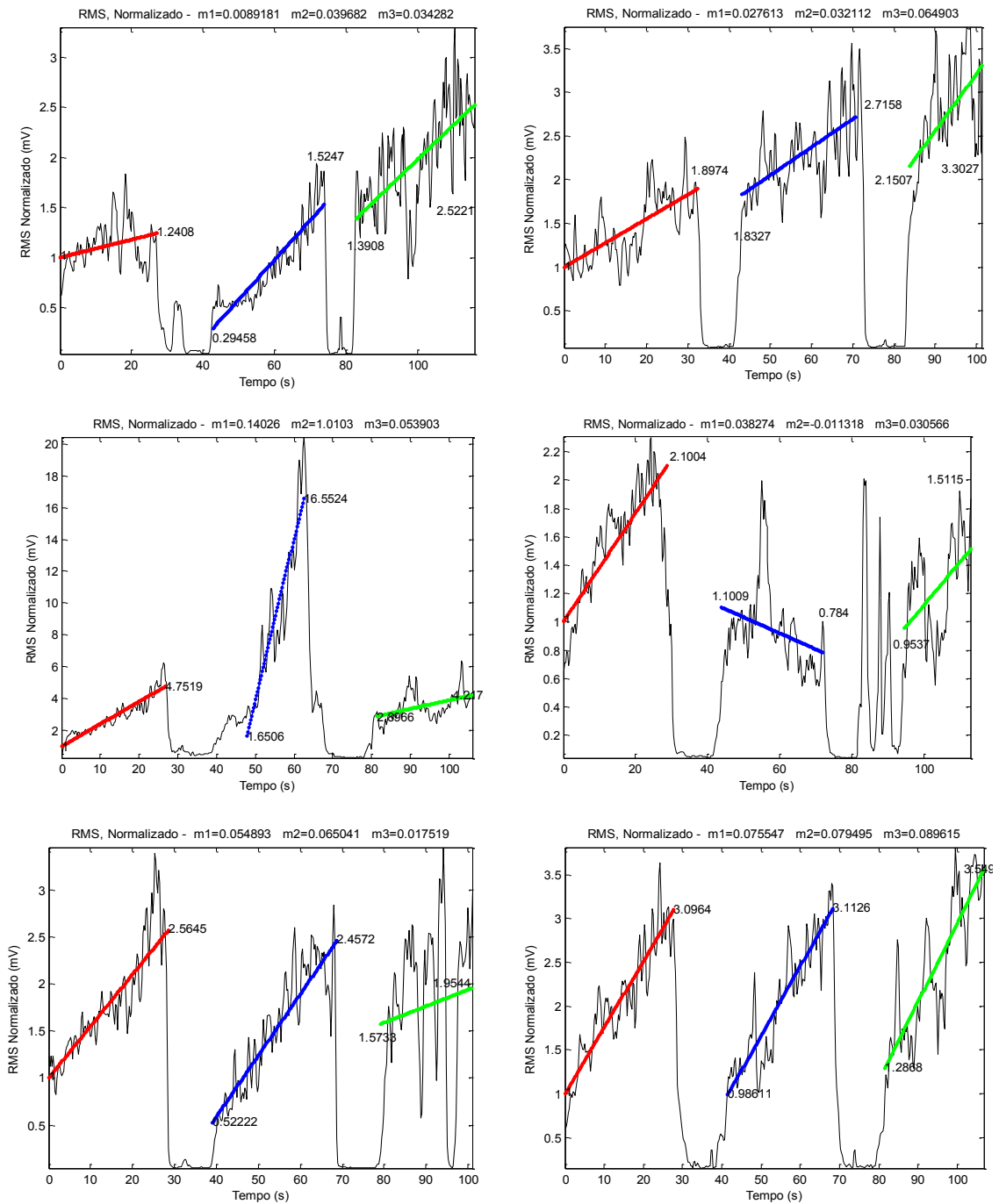


Figura 3.2 (parte 1 de 3): Gráficos associados à variável RMS (normalizada), indicando também os nove parâmetros (i_1 , i_2 , i_3 , f_1 , f_2 , f_3 , m_1 , m_2 , m_3) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V02, V03, V04, V05, V08, V09. Os gráficos da variável RMS não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.

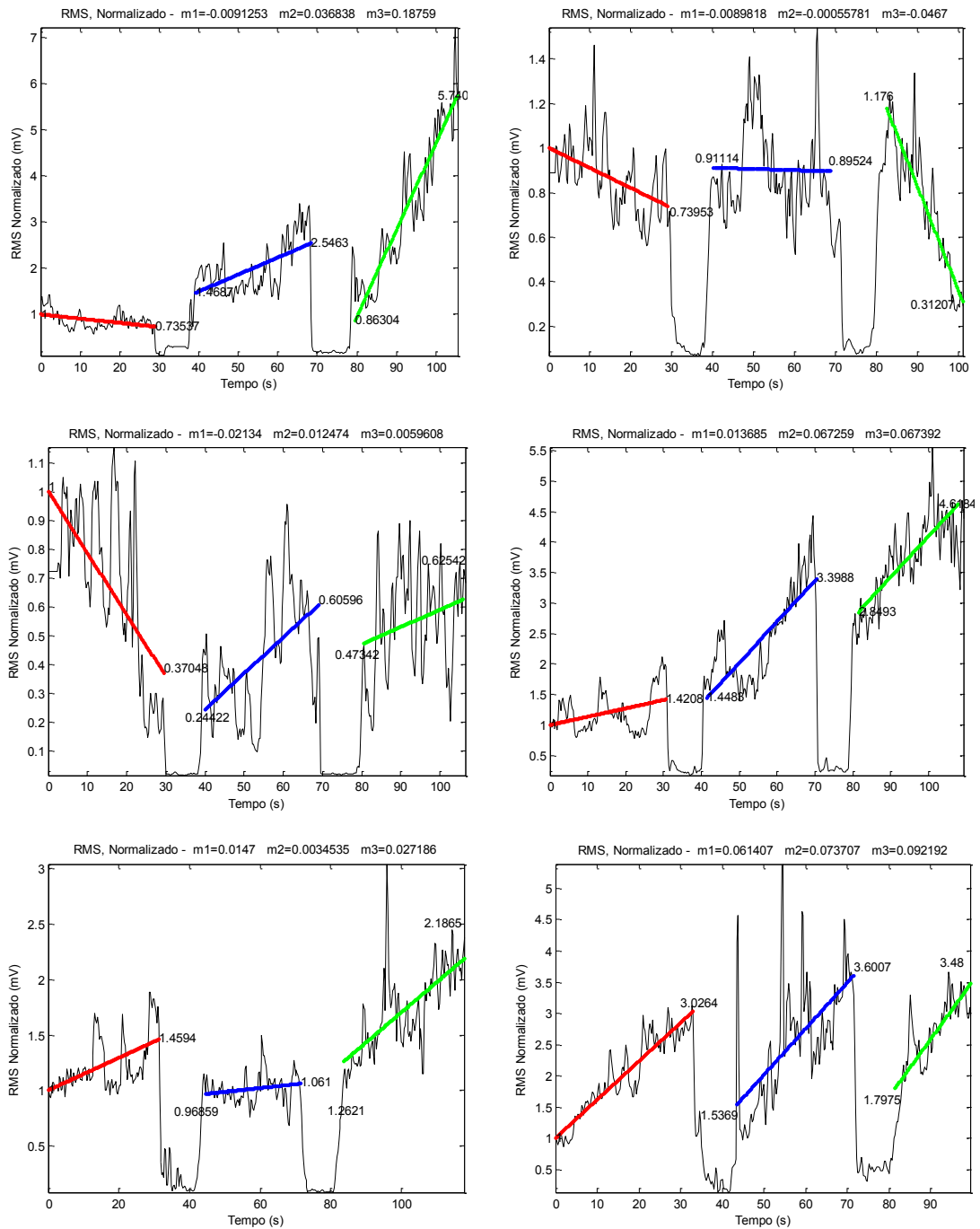


Figura 3.2 (parte 2 de 3): Gráficos associados à variável RMS (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V10, V13, V16, V17, V18, V19. Os gráficos da variável RMS não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.

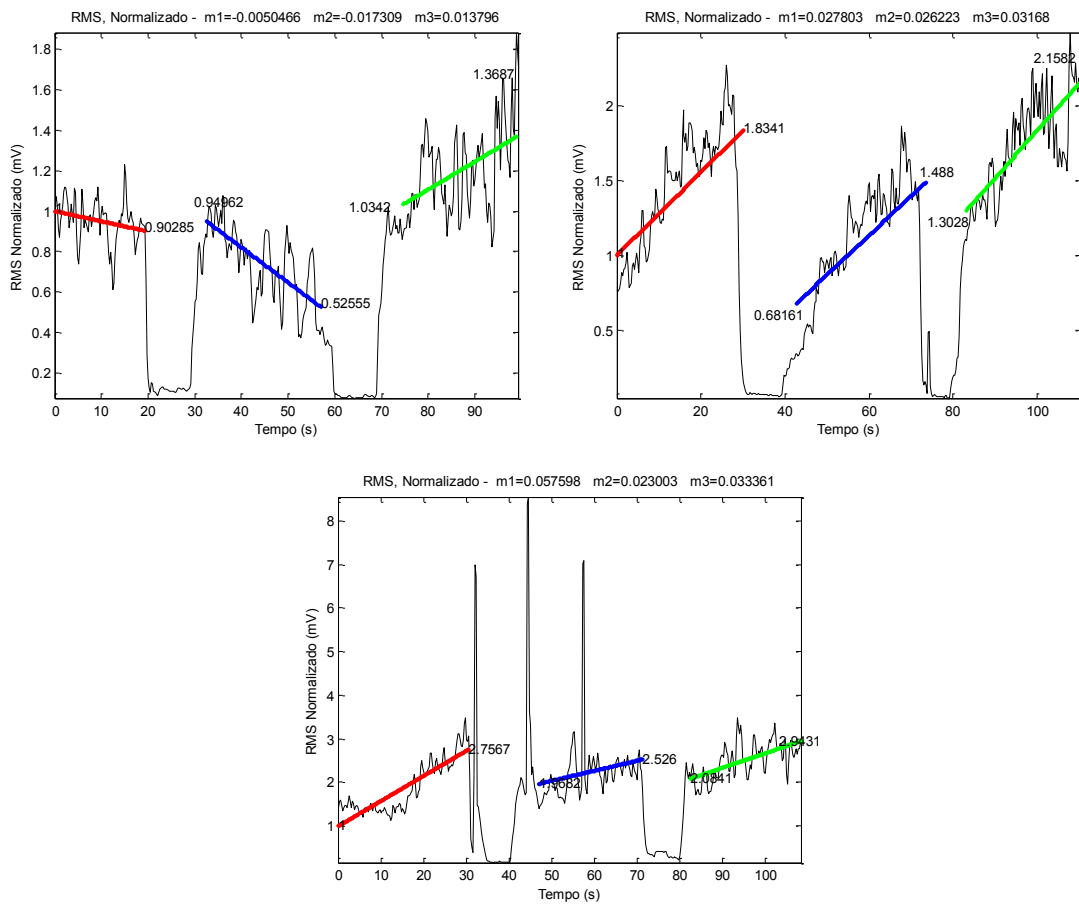


Figura 3.2 (parte 3 de 3): Gráficos associados à variável RMS (normalizada), indicando também os nove parâmetros (i_1 , i_2 , i_3 , f_1 , f_2 , f_3 , m_1 , m_2 , m_3) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V21, V22, V23. Os gráficos da variável RMS não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.

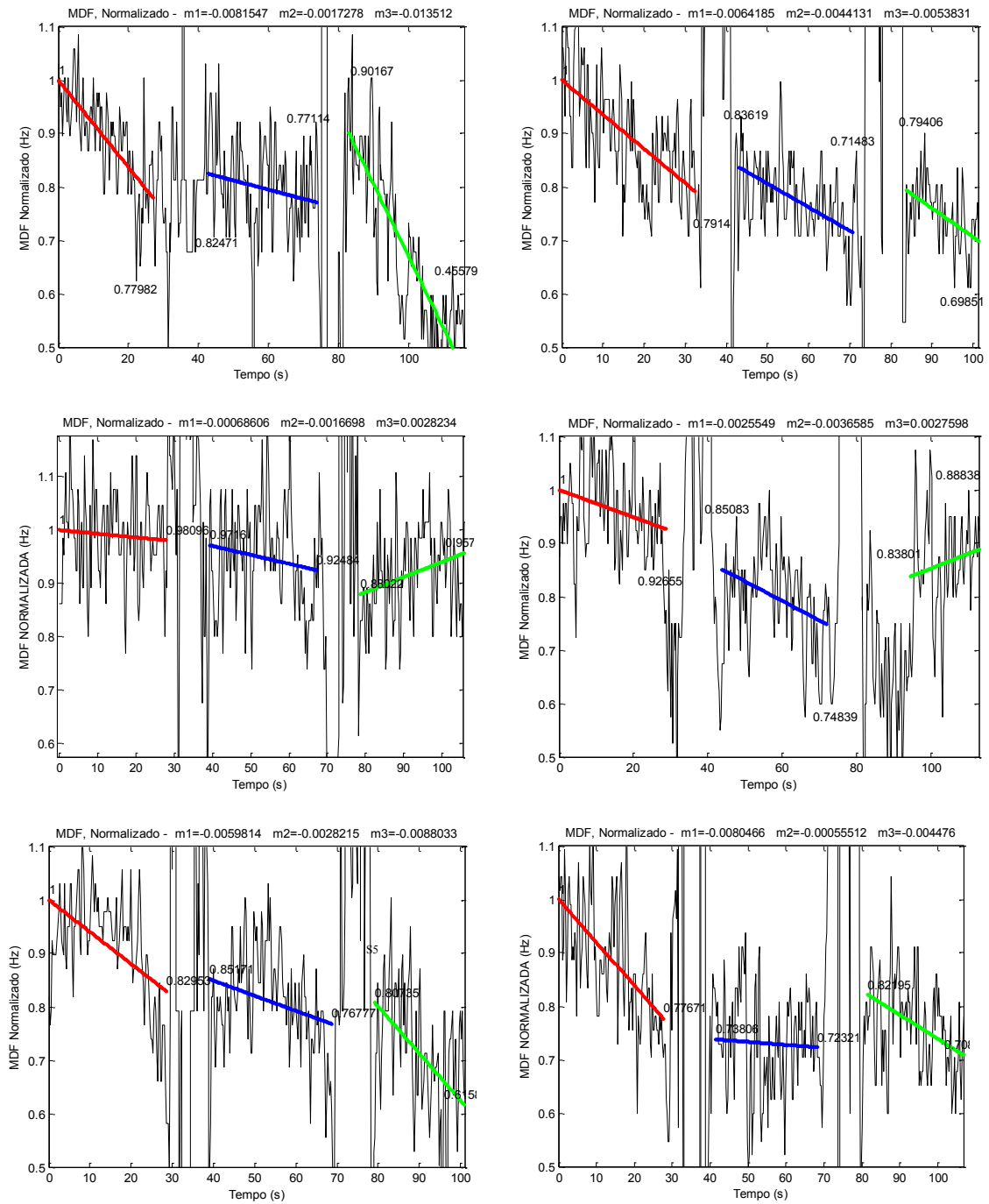


Figura 3.3 (parte 1 de 3): Gráficos associados à variável MDF (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V02, V03, V04, V05, V08, V09. Os gráficos da variável MDF não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.

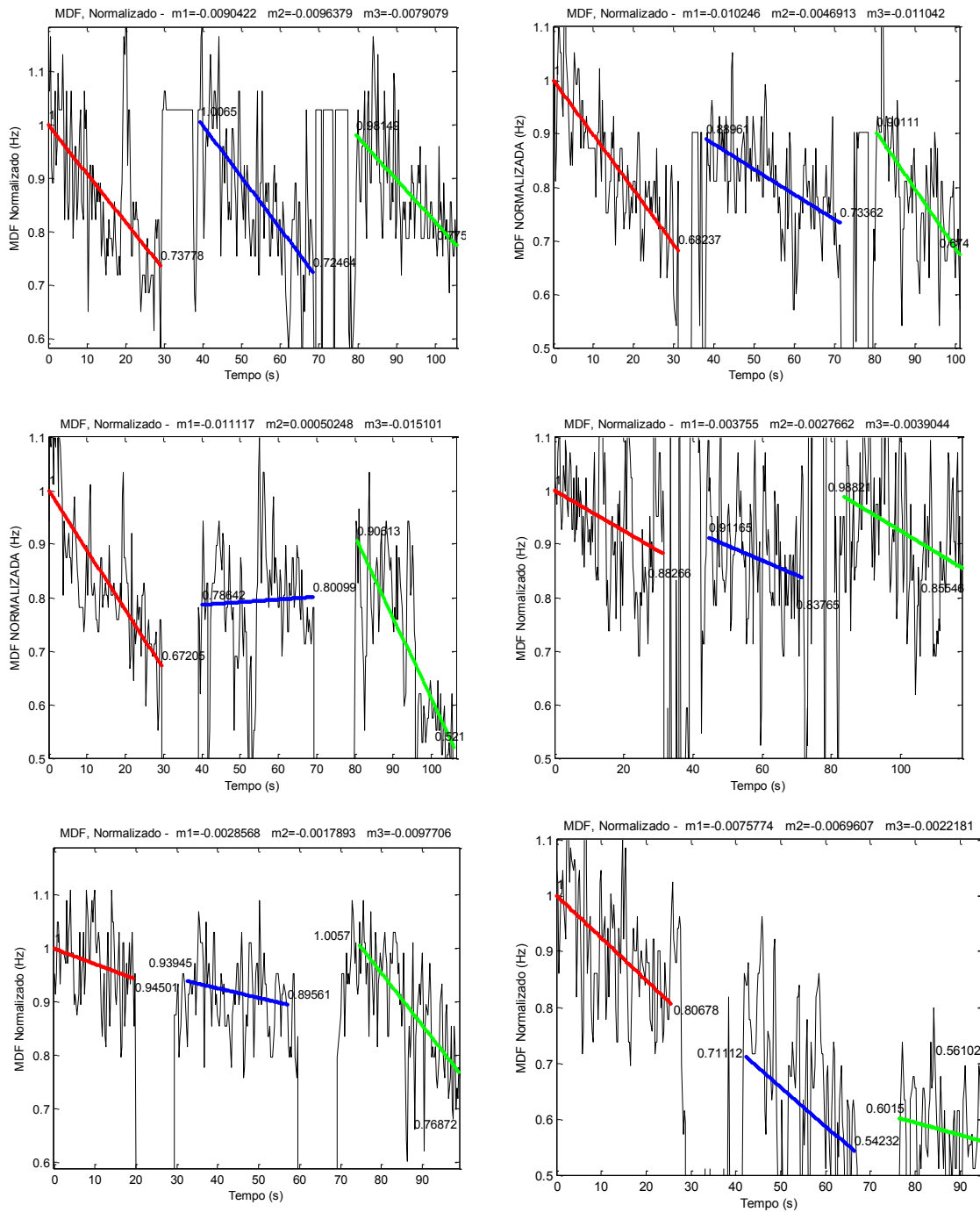


Figura 3.3 (parte 2 de 3): Gráficos associados à variável MDF (normalizada), indicando também os nove parâmetros (i_1 , i_2 , i_3 , f_1 , f_2 , f_3 , m_1 , m_2 , m_3) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V10, V13, V16, V17, V18, V19. Os gráficos da variável MDF não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.

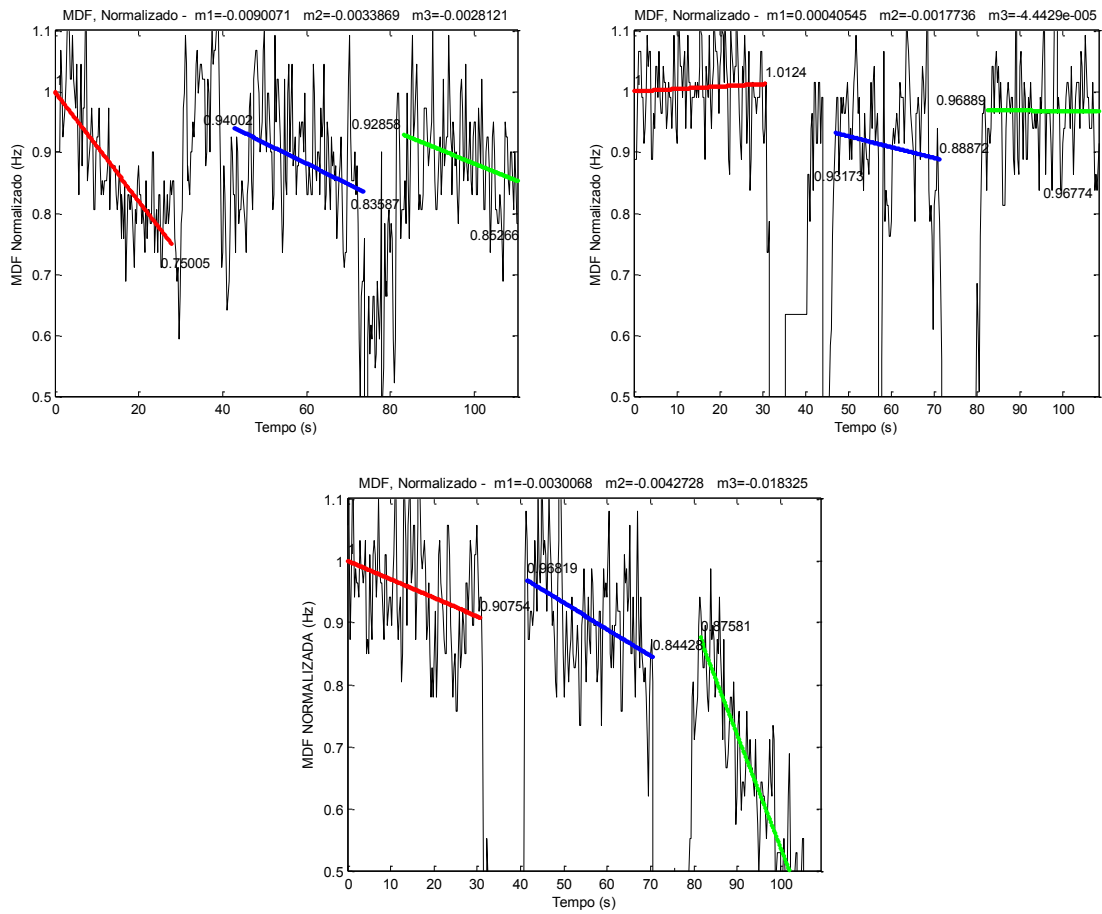


Figura 3.3 (parte 3 de 3): Gráficos associados à variável MDF (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V21, V22, V23. Os gráficos da variável MDF não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.

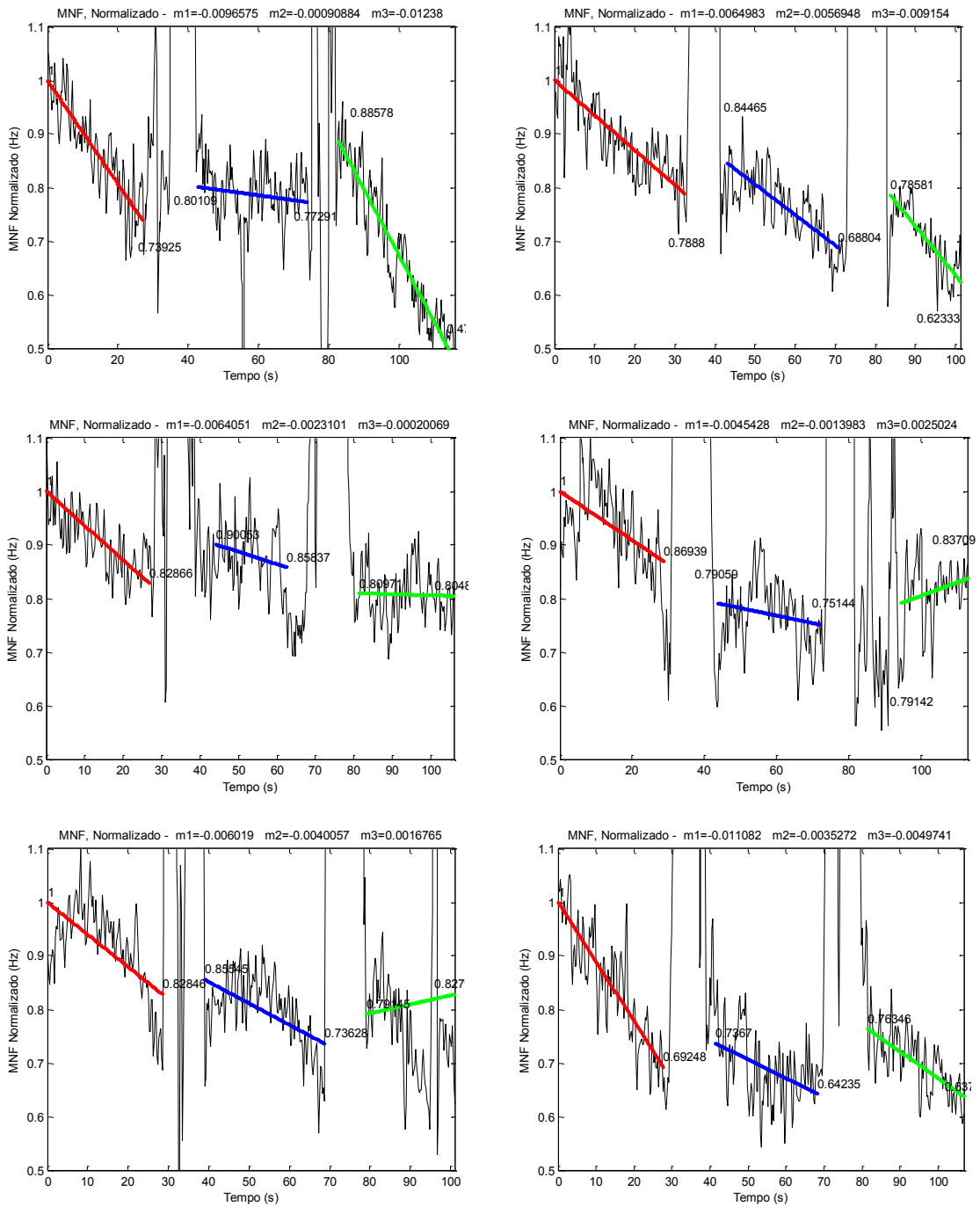


Figura 3.4 (parte 1 de 3): Gráficos associados à variável MNF (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V02, V03, V04, V05, V08, V09. Os gráficos da variável MNF não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.

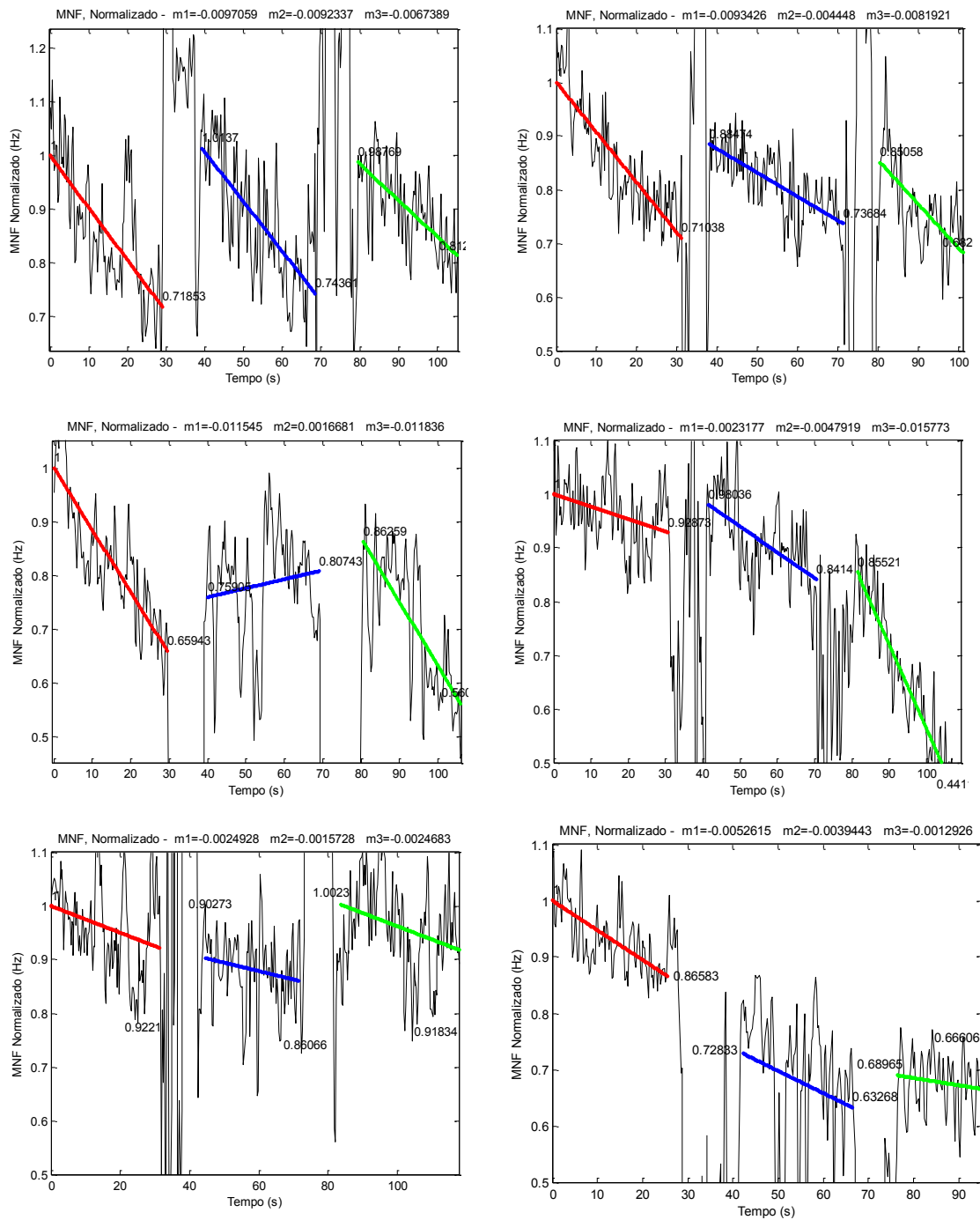


Figura 3.4 (parte 2 de 3): Gráficos associados à variável MNF (normalizada), indicando também os nove parâmetros (i_1 , i_2 , i_3 , f_1 , f_2 , f_3 , m_1 , m_2 , m_3) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V10, V13, V16, V17, V18, V19. Os gráficos da variável MNF não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.

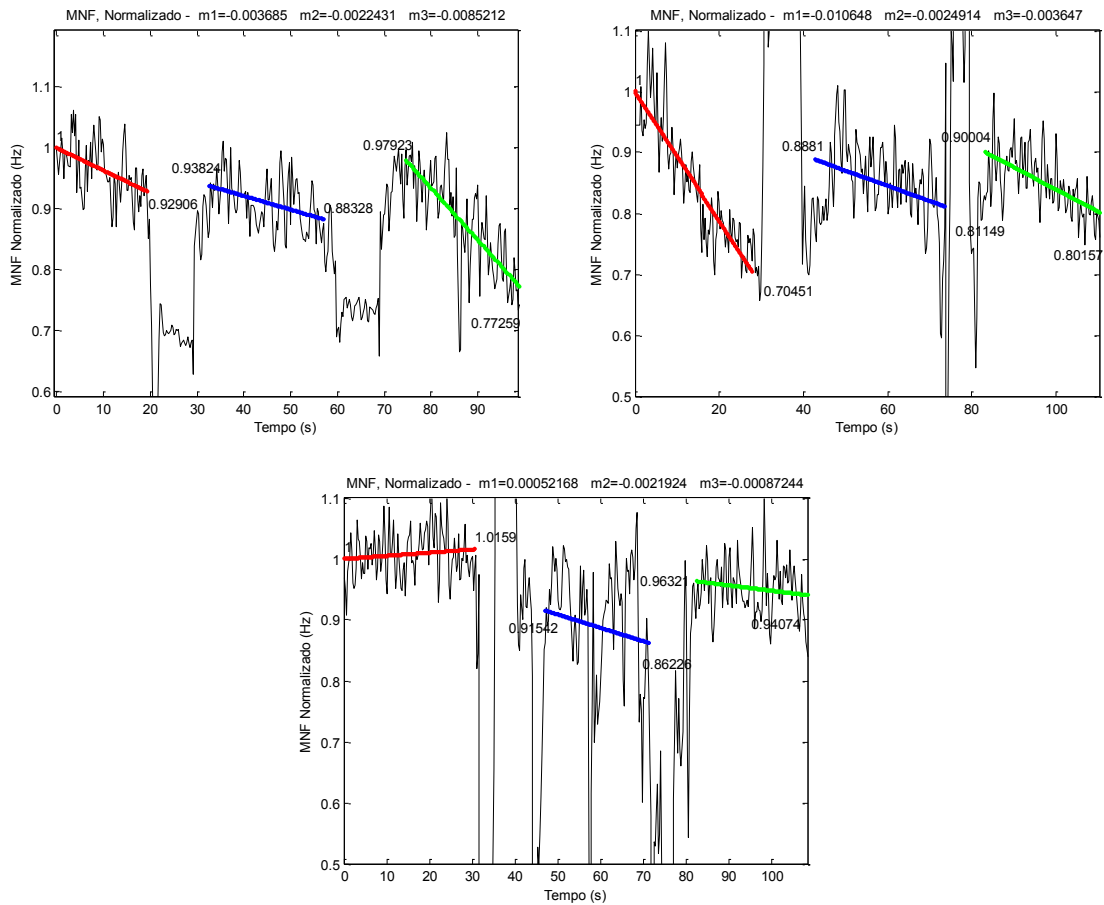


Figura 3.4 (parte 3 de 3): Gráficos associados à variável MNF (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V21, V22, V23. Os gráficos da variável MNF não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.

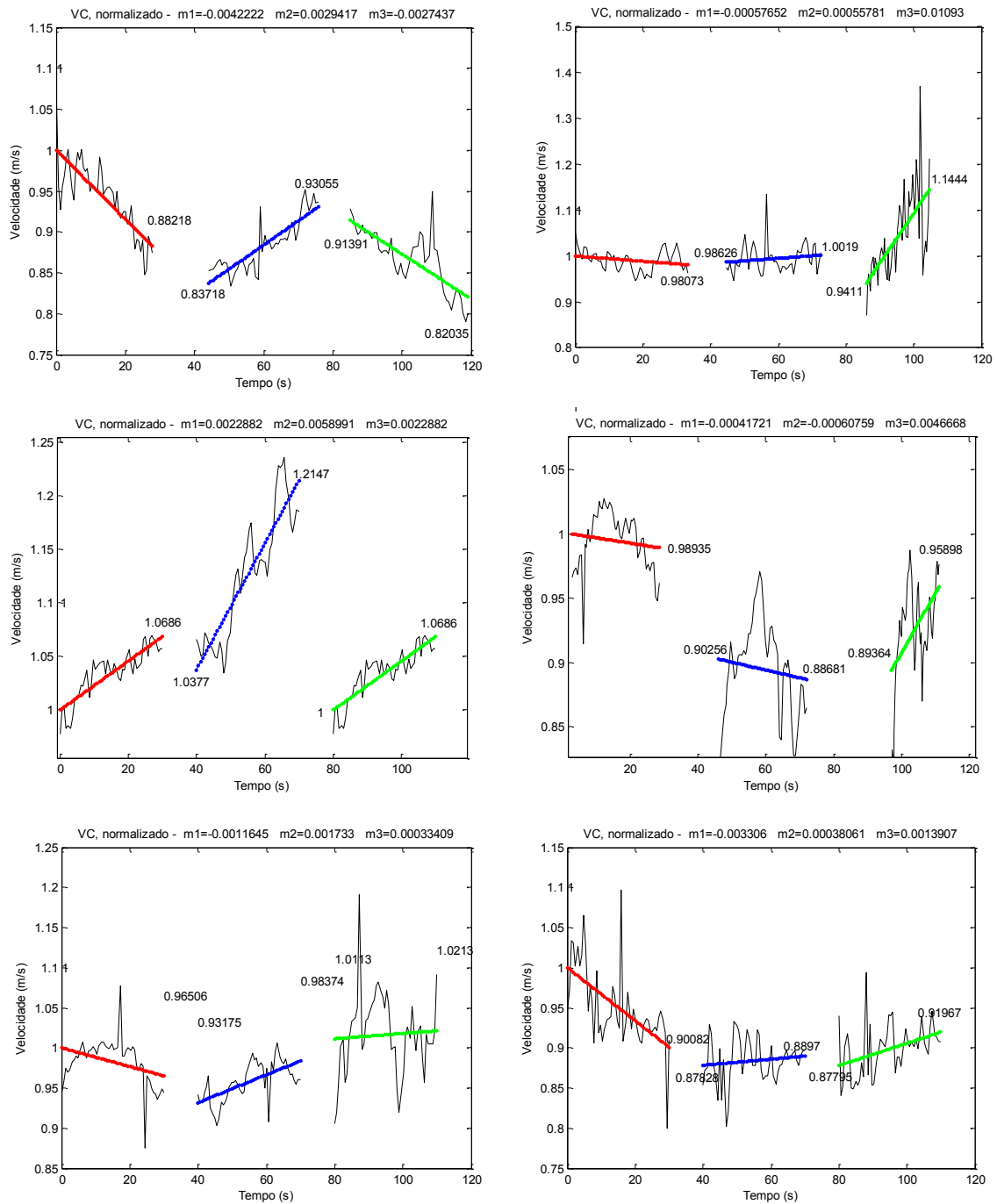


Figura 3.5 (parte 1 de 3): Gráficos associados à variável VC (normalizada), indicando também os nove parâmetros (i_1 , i_2 , i_3 , f_1 , f_2 , f_3 , m_1 , m_2 , m_3) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V02, V03, V04, V05, V08, V09. Os gráficos da variável VC não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.

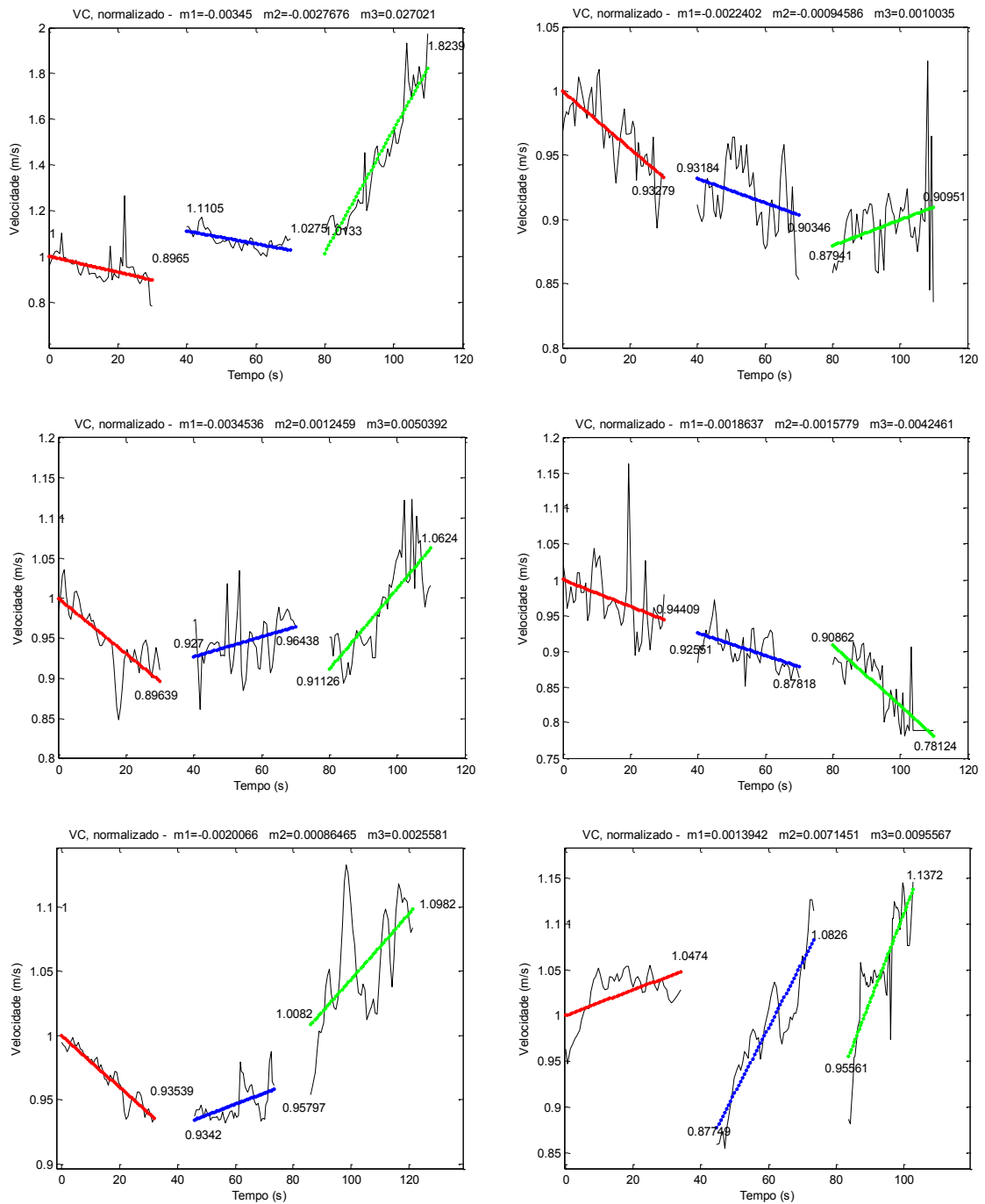


Figura 3.5 (parte 2 de 3): Gráficos associados à variável VC (normalizada), indicando também os nove parâmetros (i_1 , i_2 , i_3 , f_1 , f_2 , f_3 , m_1 , m_2 , m_3) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V10, V13, V16, V17, V18, V19. Os gráficos da variável VC não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.

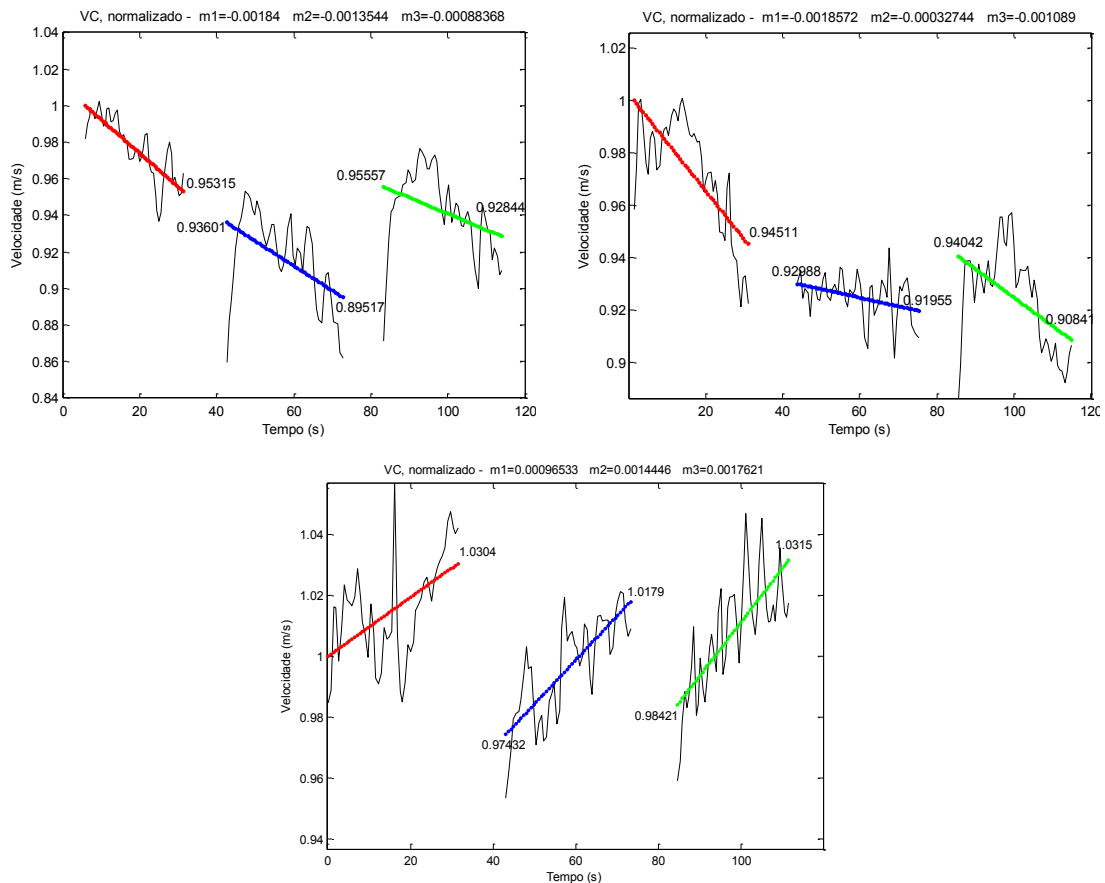


Figura 3.5 (parte 3 de 3): Gráficos associados à variável VC (normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados, respectivamente, os voluntários V21, V22, V23. Os gráficos da variável VC não-normalizada correspondente são apresentados no Apêndice C.

Conforme descrito no Capítulo 2, foram calculados, a partir dos valores $i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2$ e m_3 , as diferenças $m_2-m_1, m_3-m_2, i_2-f_1, i_3-f_2, i_2-i_1, i_3-i_2, f_2-f_1, f_3-f_2$. A Tabela 3.2 apresenta as médias aritméticas e os valores de p de m_1, m_2, m_3, m_2-m_1 e m_3-m_2 , e a Tabela 3.3 mostra os valores médios e os valores de p para as diferenças $i_2-f_1, i_3-f_2, i_2-i_1, i_3-i_2, f_2-f_1, f_3-f_2$. Nas duas tabelas, os valores são apresentados no formato “média da variável (valor de p)”. As tabelas contendo os valores das médias das variáveis e dos parâmetros eletromiográficos de superfície, sem a normalização, são apresentadas no Apêndice C.

Tabela 3.2 – Valores médios e valores de p para os parâmetros normalizados do sinal de EMG-S. m_1 = inclinação da reta de regressão da primeira contração; m_2 = inclinação da reta de regressão da segunda contração; m_3 = inclinação da reta de regressão da terceira contração; m_2-m_1 = diferença entre as inclinações da reta de regressão da segunda e da primeira contração; m_3-m_2 = diferença entre as inclinações da reta de regressão da terceira e da segunda contração.

	<i>Valor da média (valor de p)</i>				
	m_1	m_2	m_3	m_2-m_1	m_3-m_2
VC	-0,00145 (0,0103)	0,00097 (0,1822)	0,00383 (0,0479)	0,00242 (0,0008)	0,00287 (0,2769)
RMS	0,031747 (0,0108)	0,09602 (0,0020)	0,04688 (0,0037)	0,06428 (0,2293)	-0,04914 (0,4543)
ARV	0,03244 (0,0084)	0,09701 (0,0020)	0,04779 (0,0034)	0,06458 (0,3303)	-0,04922 (0,3894)
MNF	-0,00672 (7,68E-06)	-0,00311 (0,0002)	-0,00575 (0,0017)	0,00349 (0,0089)	-0,0032 (0,1515)
MDF	-0,00586 (1,76E-05)	-0,0033 (0,0001)	-0,00651 (0,0013)	0,00256 (0,0258)	-0,00321 (0,0949)

Tabela 3.3 – Valores de p para cada diferença entre os pontos finais e iniciais de cada contração. Estimativa dos valores de p da comparação entre pontos normalizados em exercício fatigante. i_1 = início da primeira contração; f_1 = fim da primeira contração; i_2 = início da segunda contração; f_2 = fim da segunda contração i_3 = início da terceira contração; f_3 = fim da terceira contração.

	<i>Valor da média (valor de p)</i>					
	i_2-f_1	i_3-f_2	i_2-i_1	i_3-i_2	f_2-f_1	f_3-f_2
VC	-0,01650 (0,0554)	-0,02397 (0,2126)	-0,05863 (0,0084)	0,00493 (0,7269)	0,01241 (0,4943)	0,07067 (0,1876)
RMS	-0,82218 (0,0170)	-1,3799 (0,0301)	0,10429 (0,9823)	0,43533 (0,0054)	0,99315 (0,33026)	-0,22026 (0,0731)
ARV	-0,87617 (0,0083)	-1,37725 (0,0302)	0,05744 (0,6542)	0,46557 (0,0054)	0,96665 (0,4543)	-0,19210 (0,0833)
MNF	0,04921 (0,1131)	0,08148 (0,0005)	-0,13735 (2,4 E-05)	0,00144 (0,9372)	-0,03371 (0,2565)	-0,05942 (0,1655)
MDF	0,04508 (0,1311)	0,09645 (7,77 E-05)	-0,12281 (8,7 E-05)	0,00286 (0,8799)	-0,04852 (0,0741)	-0,06848 (0,4212)

Para permitir melhor visualização do comportamento dos dados, a partir das medidas médias dos valores iniciais (i_1 , i_2 e i_3) e médias dos valores finais (f_1 , f_2 e f_3), foram calculados, para uma das cinco variáveis eletromiográficas de superfície (RMS, ARV, MNF, MDF e VC), os comportamentos médios dos 15 sujeitos do experimento. Esses comportamentos médios são apresentados a seguir, para as variáveis ARV (Figura 3.6), RMS (Figura 3.7), MDF (Figura 3.8), MNF (Figura 3.9) e VC (Figura 3.10). Na Figura 3.6 é possível verificar a inclinação positiva para as três contrações, para a variável ARV.

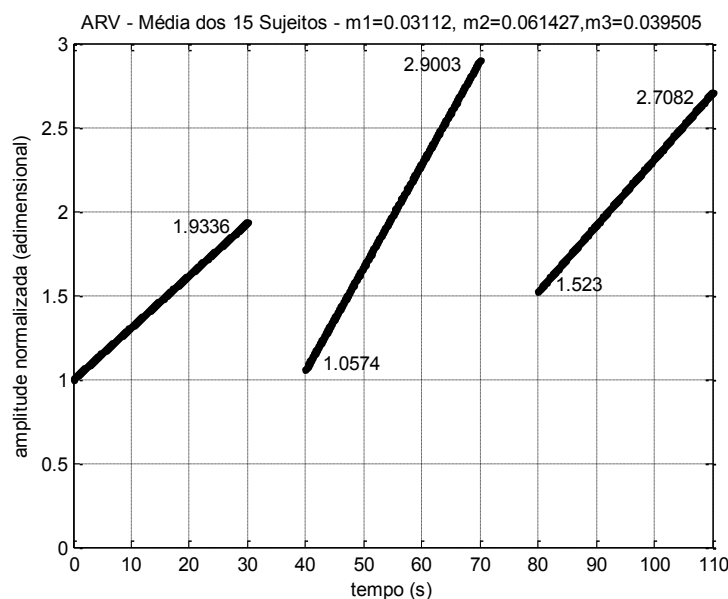


Figura 3.6: Gráfico do comportamento médio ($n=15$) da variável ARV normalizada, indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas.

Na Figura 3.7, é observado, para a variável RMS, um comportamento semelhante ao que acontece no caso da variável ARV.

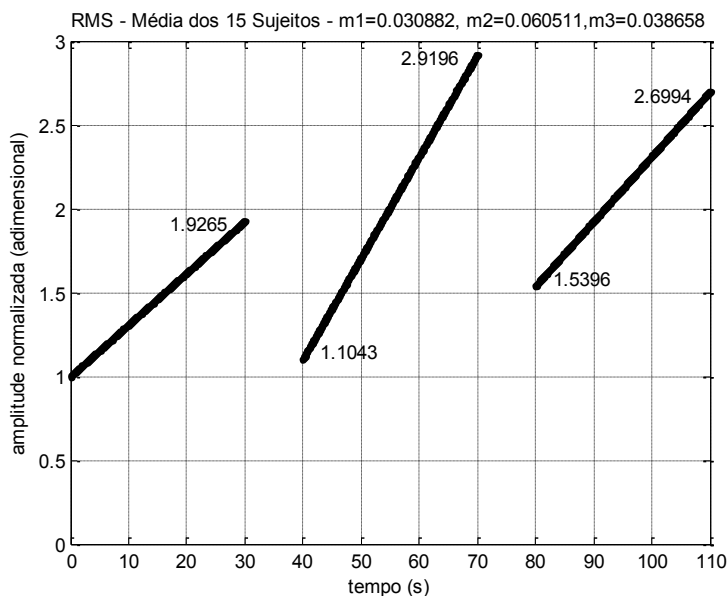


Figura 3.7: Gráfico do comportamento médio ($n=15$) da variável RMS normalizada, indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas.

No entanto, na Figura 3.8 e na Figura 3.9 observam-se comportamentos decrescentes para as variáveis MDF e MNF. Entretanto, isso não ocorre na segunda e na terceira contração para a variável VC (Figura 3.10).

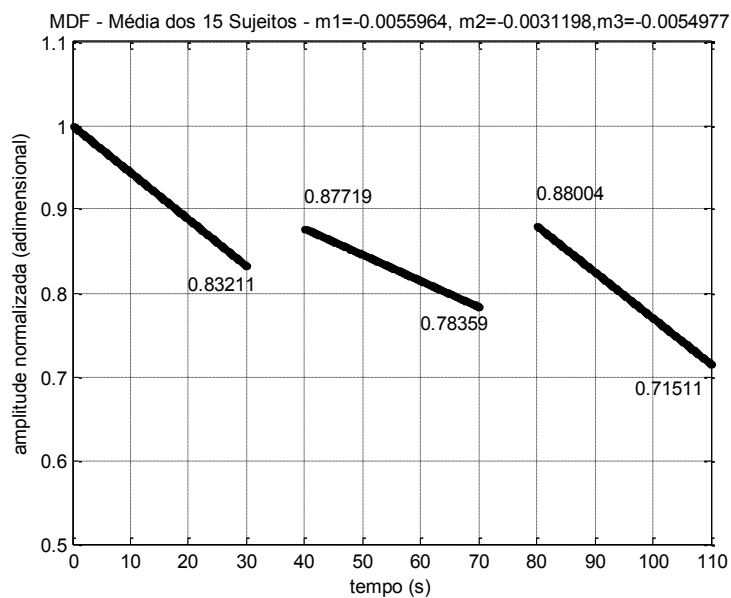


Figura 3.8: Gráfico do comportamento médio ($n=15$) da variável MDF normalizada, indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas.

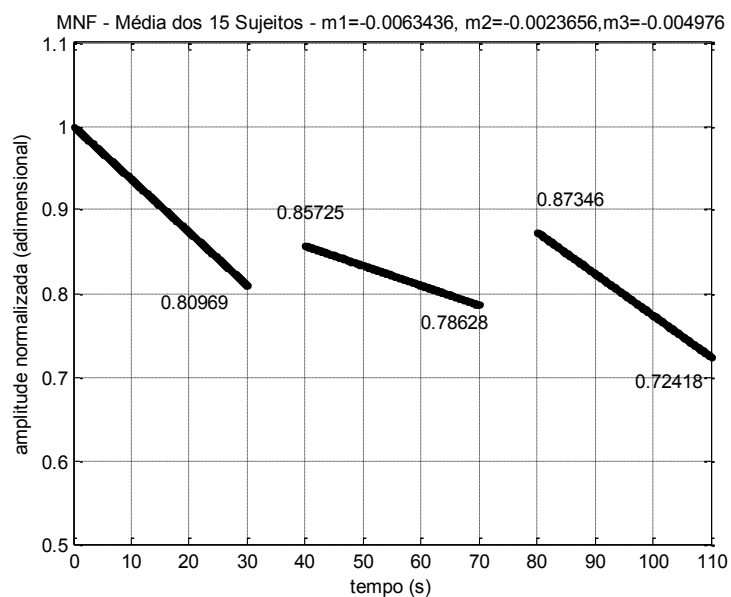


Figura 3.9: Gráfico do comportamento médio ($n=15$) da variável MNF normalizada, indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas.

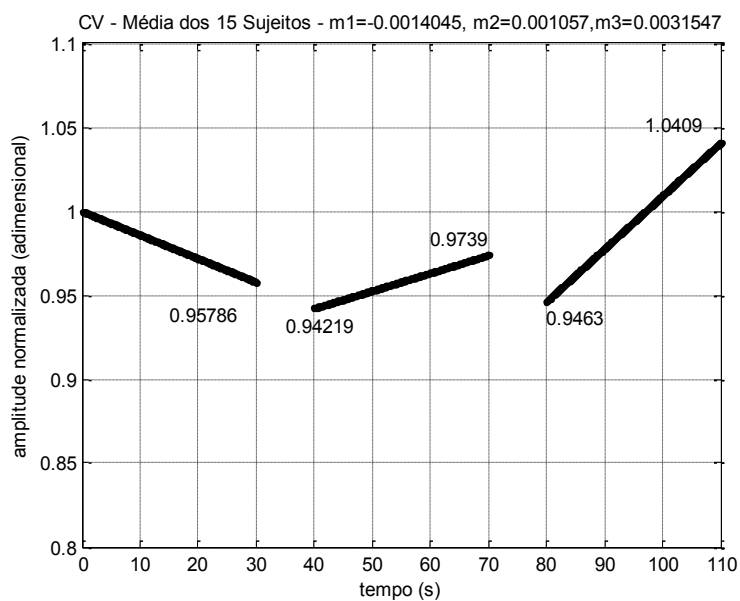


Figura 3.10: Gráfico do comportamento médio ($n=15$) da variável VC normalizada, indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas.

Capítulo 4. Discussão

De acordo com a literatura especializada, o comportamento mais usual do sinal eletromiográfico de superfície durante atividades de contração isométrica com força constante que levam a fadiga muscular inclui o aumento gradual da amplitude do sinal eletromiográfico, a diminuição da velocidade média de condução e o deslocamento gradativo do seu espectro para as frequências mais baixas (para a esquerda). Esses comportamentos foram analisados nesta pesquisa após a aquisição de sinais de EMG-S de um protocolo com três contrações isométricas intensas de trinta segundos intercaladas por duas pausas de dez segundos.

O aumento gradual da amplitude do sinal EMG-S ocorre porque, com a ocorrência da fadiga, a força gerada nas contrações de um número crescente de fibras vai diminuindo, e, para compensar esse efeito, a taxa de disparo das fibras já ativadas aumenta. Além disso, quando as fibras já ativadas alcançam o limite de taxa de disparo, novas unidades motoras vão sendo recrutadas. Com isso, ocorre o aumento da amplitude do sinal eletromiográfico de superfície, e o consequente aumento nas variáveis ARV e RMS. Essa tendência ao aumento (inclinação positiva) foi observada nos dados mostrados na Tabela 3.2 do Capítulo 3, tanto para a primeira contração ($\overline{RMS} = 0,031747$; $p_{RMS} = 0,0108$; $\overline{ARV} = 0,03244$; $p_{ARV} = 0,0084$) quanto para a segunda ($\overline{RMS} = 0,09602$; $p_{RMS} = 0,00201$; $\overline{ARV} = 0,09701$; $p_{ARV} = 0,0020$) e a terceira ($\overline{RMS} = 0,0468$; $p_{RMS} = 0,0036$; $\overline{ARV} = 0,0477$; $p_{ARV} = 0,0033$). Os valores de p foram todos significativos. Percebe-se, que essas tendências permanecem na segunda e na terceira contrações, e que os valores de p foram estatisticamente significativos. Assim, com relação às três contrações, esses resultados no domínio do tempo estão consistentes com os resultados da literatura, pois apresentam valores de médios de inclinação positiva.

Ainda com relação à análise das variáveis ARV e RMS (Tabela 3.2), foi analisada a diferença entre as inclinações das retas, $m_2 - m_1$ e $m_3 - m_2$. As médias das diferenças entre as inclinações da segunda e da primeira contrações ($\overline{m_2 - m_1}_{ARV} = 0,0646$, com $p = 0,33$, e $\overline{m_2 - m_1}_{RMS} = 0,0643$, com $p = 0,23$) foram, para as duas variáveis, positivas, mas sem significância estatística. As razões entre as médias das inclinações sucessivas foram de $m_2/m_1 = 2,99$ para a variável ARV e $m_2/m_1 = 3,02$ para a variável RMS. As médias das diferenças entre as inclinações da terceira e da segunda contrações ($\overline{m_3 - m_2}_{ARV} = -0,04914$, com $p = 0,39$, e $\overline{m_3 - m_2}_{RMS} = -0,04922$, com $p = 0,45$) foram, para as duas variáveis, negativas, mas sem significância estatística. As razões entre os módulos das médias das inclinações sucessivas foram de $m_2/m_1 = 2,99$ para a variável ARV e $m_2/m_1 = 3,02$ para a variável RMS. Assim, a inclinação associada à segunda contração foi bem maior

que a da primeira, e a inclinação da terceira contração um pouco maior que a inclinação da primeira. Todavia, houve uma razoável variabilidade entre voluntários em relação às diferenças citadas, o que fez com que os valores de p fossem altos nos dois casos, e esses resultados não têm, portanto, significância estatística. Como a literatura não traz estudos com esse tipo de protocolo experimental, não há como comparar esses resultados com dados de estudos prévios. Entretanto, é possível, com base no conhecimento atual, elaborar hipóteses e análises que possam tentar explicar os resultados, ou sugerir questões relevantes para futuros trabalhos. Essas análises são apresentadas a seguir.

Caso as pausas de 10 segundos não tivessem efeito sobre as estratégias de contração e as variáveis eletromiográficas, e a segunda contração fosse uma continuação natural da primeira, então a segunda reta teria inclinação menor que a primeira, e a terceira, inclinação menor que a segunda, como foi justificado no Capítulo 1. Porém, não foi o que ocorreu. Houve uma tendência da variável a retornar ao valor inicial, mas, quando a contração voltou a ocorrer, a variável passou a crescer a uma taxa de inclinação bem maior, na segunda contração, e um pouco menor na terceira. Uma possível explicação para essa inclinação maior na segunda contração seria que, em virtude da fadiga predominante nas fibras lentas, na primeira contração, elas tendessem a perder contratilidade com maior rapidez. Entretanto, se fosse esse o caso, essa tendência tenderia a se manter na terceira contração, e isso não aconteceu, pois a terceira contração teve inclinação média um pouco menor que a da segunda. Outra explicação possível seria que houve, na segunda contração, uma mudança na estratégia de recrutamento, com atuação de músculos opostos e/ou sinergistas. Caso tenha ocorrido co-contração de opostos, pode ter havido um aumento acima do normal na força exercida pelo bíceps para compensar a força do opositor, e esse aumento poderia explicar o aumento inesperado da inclinação na segunda contração. Contudo, para se confirmar essa hipótese seria necessária a realização de um experimento mais completo que também monitorasse os músculos opostos e sinergistas associados à contração – esse pode ser um trabalho futuro com bastante relevância.

Se as pausas de 10 segundos não tivessem efeito sobre as variáveis EMG-S, o valor da variável no início da segunda contração seria igual ao valor da mesma variável no final da primeira contração, e isso deveria se repetir no intervalo entre a segunda e a terceira contrações.

Uma questão a ser estudada no presente trabalho é o efeito das pausas sobre a continuidade dos valores das variáveis. Caso as variáveis não sofressem recuperação rápida durante a pausa, e se comportassem, no início da contração atual, como uma continuação da contração anterior, então o esperado seria que as médias das diferenças i_2-f_1 e i_3-f_2 fossem próximas de zero. Caso houvesse uma recuperação da variável na direção

do seu valor inicial, então as médias para essas variáveis seriam negativas, pois isso indicaria que a variável caiu para um valor na direção do valor inicial. E, de fato, essas médias foram negativas. Para a primeira pausa os resultados foram: $\overline{i_2 - f_{1_{RMS}}} = -0,82218$ ($p = 0,0170$), e $\overline{i_2 - f_{1_{ARV}}} = -0,87617$ ($p = 0,0083$); ou seja, os valores foram negativos, com significância estatística. Para a segunda pausa, os resultados foram: $\overline{i_3 - f_{2_{RMS}}} = -1,3799$ ($p = 0,0301$), e $\overline{i_3 - f_{2_{ARV}}} = -1,37725$ ($p = 0,0302$), o que também indica uma queda da variável na direção da recuperação, com significância estatística.

Supondo-se que ao longo da pausa de 10 segundos a recuperação se dê de forma linear, então, no primeiro intervalo há uma taxa de recuperação do valor normalizado RMS de $-0,82218/10 = -0,082218$ segundo⁻¹. Para o segundo intervalo, a taxa média encontrada foi de $-0,71333/10 = -0,071333$ segundo⁻¹. É difícil dizer se essa taxa média pode ser usada como parâmetro para se estimar o tempo de recuperação, em geral, das variáveis ARV e RMS, mas, caso essa taxa venha a se confirmar como repetível, isso significa que a recuperação completa pode ocorrer em apenas alguns minutos de pausa, o que lança dúvidas sobre a viabilidade de se usar essas variáveis relacionadas à amplitude como estimadores de fadiga muscular como um efeito de longo prazo.

Os dados da Tabela 3.3 foram também utilizados na tentativa de avaliar se, ao longo da pausa, há tendências da variável em uma contração posterior a retornar ao valor inicial da contração anterior (por exemplo, se há a tendência do valor inicial da variável na contração 2 tender a ser próxima ao valor inicial na contração 1). Os resultados mostraram também uma grande variabilidade. Para o voluntário V03, por exemplo, para as variáveis ARV e RMS as três contrações tiveram comportamento quase idêntico, indicando uma recuperação perfeita após os intervalos de 10 segundos, já que para as contrações 1, 2 e 3 as variáveis ARV e RMS iniciam praticamente no mesmo valor; mas esse comportamento não foi observado entre todos os quinze voluntários.

Os valores médios das diferenças $i_2 - i_1$ foram iguais a 0,05744 ($p=0,6542$) para a variável ARV foram, respectivamente, iguais a 0,05744 ($p=0,6542$) e, para a variável RMS, 0,10429 ($p=0,9823$). Esses são valores pequenos de diferença, o que sugere a tendência de que a segunda contração tenha, em média, a tendência a ser próxima da primeira. Observou-se também um alto valor de p , que não prova que os valores são iguais, mas não permite negar a hipótese nula, de que os valores sejam iguais. Assim, embora não seja possível atribuir significância estatística ao que foi achado, os dados sugerem que é possível que, no intervalo entre a primeira e a segunda contração, ocorra uma tendência à recuperação das variáveis ARV e RMS a valores próximos dos valores no início da primeira contração. Por outro lado, para as diferenças $i_3 - i_2$, os valores foram iguais a 0,46557

($p=0,0054$) para a variável ARV, e 0,43533 ($p=0,0054$) para a variável RMS. Nesse caso a diferença foi alta e houve boa significância estatística para essa diferença.

Com relação às variáveis no domínio da frequência, MNF e MDF, a tendência média que foi observada (Tabela 3.2) para a inclinação m_1 foi de inclinação negativa para a maioria dos sujeitos (14 tiveram inclinação negativa, e 1, positiva), corroborando resultados tipicamente reportados em diversos trabalhos na literatura. Os resultados do protocolo experimental mostram que os valores das variáveis no domínio da frequência têm as médias das inclinações com sinal negativo e com significância estatística. Na primeira contração, as inclinações médias foram $\overline{MNF} = -0,00672$ ($p=7,68 \times 10^{-6}$) e $\overline{MDF} = -0,00586$ ($p=1,76 \times 10^{-5}$), que são valores negativos; os valores muito pequenos de p indicam que essa tendência a valores negativos é estatisticamente significativa. Resultados similares foram obtidos para a segunda e a terceira contrações. Para a segunda contração, os resultados foram $\overline{MNF} = -0,00311$ ($p=0,0002$) e $\overline{MDF} = -0,00330$ ($p=0,0001$). Para a terceira contração, os resultados foram $\overline{MNF} = -0,00575$ ($p=0,0017$) e $\overline{MDF} = -0,00651$ ($p=0,0013$).

O resultado das inclinações ter a tendência a inclinação negativa era esperado para a primeira contração, pois esse comportamento é amplamente relatado na literatura. Com relação à segunda e à terceira contração, não há relatos na literatura de experimentos similares, o que torna a comparação impossível. Por outro lado, é razoável esperar esse comportamento, caso se considere que o comportamento da segunda e da terceira contrações seja similar ao da primeira. Em geral considera-se que o comportamento da MNF e da MDF está diretamente relacionado com o comportamento da velocidade de condução, tanto quando o sinal é do tipo invasivo, captado próximo à unidade motora, sem a influência de um grande volume condutor. Entretanto, essa relação não é sempre verdadeira para sinais eletromiográficos de superfície. Esse ponto será discutido ainda nesta seção, após a análise do comportamento da variável VC.

Com relação às diferenças m_2-m_1 e m_3-m_2 , para as variáveis MNF e MDF, observou-se, na Tabela 3.2, que os valores médios foram positivos para m_2-m_1 ($\overline{MNF} = 0,003$, com $p_{MNF}=0,005$; $\overline{MDF} = 0,029$, com $p_{MDF}=0,01$) e negativos para m_3-m_2 , ($\overline{MNF} = -0,002$, com $p_{MNF}=0,074$; $\overline{MDF} = 0,004$, com $p_{MDF}=0,0329$) – o módulo da inclinação da curva 2 é menor que o da curva 1, e o módulo da curva 3 tem um valor intermediário entre a inclinação das curvas 1 e 2.

É difícil prever qual deveria ser a tendência para essas diferenças, já que não há na literatura testes dessa natureza. Se não houvesse a pausa, a tendência esperada para a MNF e a MDF é que houvesse uma tendência à diminuição do módulo da inclinação negativa, pois o sinal se comporta inicialmente de forma aproximadamente linear, e depois passaria a se comportar como aproximadamente exponencial. Quando os segmentos dessa curva exponencial fossem aproximados por retas de regressão, o módulo da inclinação

negativa iria diminuir gradualmente. Assim, se a pausa não tivesse efeito sobre as variáveis, e o valor da variável fosse simplesmente uma continuação do comportamento da mesma antes da pausa, a tendência seria que as diferenças $m_2 - m_1$ e $m_3 - m_2$ fossem positivas, já que se faz a diferença entre dois termos negativos, em que os módulos de m_1 e m_2 são maiores, respectivamente, que os módulos de m_2 e m_3 .

Com relação aos dados da Tabela 3.3, se as variáveis MNF e MDF forem bons indicadores de fadiga, a tendência é de que as diferenças $i_2 - f_1$ e $i_3 - f_2$ tendam à média zero. Caso essas médias sejam diferentes de zero, com significância estatística, isso será uma evidência contra a qualidade da variável como indicador de fadiga em longo prazo. O que se observou na Tabela 3.3 foram valores médios positivos para $\overline{i_2 - f_1}$ ($\overline{MNF} = 0,04921$ com $p_{MNF} = 0,1131$; $\overline{MDF} = 0,04508$ com $p_{MDF} = 0,1311$) e também para $\overline{i_3 - f_2}$ ($\overline{MNF} = 0,076$ com $p_{MNF} = 0,001$; $\overline{MDF} = 0,089$ com $p_{MDF} = 0,0004$).

A ocorrência de uma tendência a uma diferença positiva poderia indicar uma possível tendência a recuperação rápida em relação ao valor inicial, tendendo a lançar dúvidas sobre a validade de se usar as variáveis MNF e MDF como indicadores de fadiga muscular, no sentido mais estrito do termo (relacionado a efeitos mais longos sobre o músculo). Entretanto, para a segunda contração, os valores de p , apesar de serem relativamente baixos, não são estatisticamente significativos, e por isso não foi possível, neste trabalho, se chegar a essa conclusão.

Com relação à variável VC, a literatura reporta que, quando é realizada apenas uma contração, a tendência é que a inclinação da reta de regressão dessa variável seja negativa. A razão desse comportamento é explicada a seguir. Em geral, as primeiras fibras a serem recrutadas quando um músculo realiza uma contração com força baixa, são as fibras de contração mais lenta, que também têm baixas velocidades de condução – com isso, em forças mais baixas a velocidade média de condução é baixa. Caso a força alvo vá aumentando lentamente, um número de fibras com velocidade de contração e de condução cada vez maior vai sendo recrutado, fazendo que o aumento da força esteja usualmente associado com o aumento da velocidade de condução. Caso haja fadiga muscular, entretanto, esse comportamento muda. Em uma contração isométrica fatigante com força constante, inicialmente um número de fibras mais lentas é recrutado. Entretanto, com o passar do tempo, essas fibras perdem contratilidade, e, associado a essa perda, a velocidade de condução dos potenciais de ação diminui causando a diminuição da velocidade média dos potenciais de ação. Com a fadiga, as fibras das unidades motoras já recrutadas vão perdendo sua força de contração. Para compensar essa perda e alcançar a força alvo, o sistema de controle motor aumenta a frequência de disparo das fibras já ativas. Um estudo anterior (Solomonov *et al.* 1990) demonstrou que quando a frequência de disparo das fibras aumenta, ocorre, por motivo ainda não esclarecido, um aumento da

velocidade média dos potenciais de ação gerados, e, com isso, o aumento da velocidade média. Outra estratégia usada pelo sistema de controle motor para compensar a perda de contratilidade e manter a força alvo é recrutar novas unidades. Ocorre, entretanto, que o recrutamento adicional é de fibras com velocidade cada vez maior (como explicado no parágrafo anterior). Assim, com a fadiga, há, por um lado, a tendência à diminuição da velocidade de condução das fibras já ativas devida a alterações nas propriedades da membrana celular, e, por outro, a tendência ao aumento da velocidade associado ao aumento nas taxas de disparo e ao recrutamento de fibras mais rápidas. Na maioria dos trabalhos, ocorre a diminuição da velocidade média de condução, de forma que o efeito da diminuição em geral predomina. No entanto, há casos em que a velocidade de condução aumenta, o que foi reportado em diversos trabalhos – e isso está condizente com o comportamento que se conhece das propriedades do recrutamento de MUAPs.

No presente trabalho, do ponto de vista da velocidade de condução, o comportamento da primeira contração foi consistente com o encontrado na literatura e a inclinação média das retas de regressão foi negativa, com significância estatística (inclinação média $\overline{VC} = -0,00145$ com $p_{VC} = 0,0103$). Curiosamente, o mesmo não se verificou para a segunda ($\overline{VC} = 0,00097$ com $p_{VC} = 0,1822$) e para a terceira ($\overline{VC} = 0,001$ com $p_{VC} = 0,01$) contrações, que apresentaram inclinações médias positivas, sem significâncias estatísticas para a segunda, mas com significância estatística para a terceira. No caso da segunda contração, observou-se que, dos 15 sujeitos, para 9 as inclinações foram positivas e, apenas para 6, foram negativas. No caso da terceira contração, para 11 sujeitos a inclinação foi positiva e, apenas para 4, foi negativa. Como não há estudos similares na literatura, não há como fazer comparações deste resultado com os de outros.

Os resultados para a segunda e a terceira contrações foram, de certa forma, inesperados. Duas possíveis explicações para esses comportamentos anômalos são apresentadas a seguir. Duas hipóteses que foram implicitamente assumidas no início do trabalho foi que (i) em todas as contrações, o músculo dominante na contração seria o bíceps braquial, com pouca influência dos músculos opostos e auxiliares, e (ii) que a pausa não causa mudanças na estratégia de recrutamento.

Teoricamente, é possível que, em uma contração do bíceps braquial, haja uma co-contratação, por exemplo, do tríceps. Quando ocorre a co-contratação, pode acontecer, inclusive, que haja forte contração do músculo e seu opositor sem nenhuma força resultante. Mas outra possibilidade é que o bíceps braquial tenha, devido ao efeito da co-contratação, que exercer uma força maior do que a força que exerceria sem a co-contratação. Com isso, a taxa de recrutamento de fibras mais rápidas ocorreria a uma taxa mais rápida que a necessária para simplesmente compensar a perda de força das fibras já ativas, devido a fadiga. Como há dois efeitos opostos ocorrendo (um que causa a diminuição da velocidade

de condução média e outro que causa o seu aumento), é possível que a velocidade extra de recrutamento das fibras mais rápidas torne dominante o segundo efeito, fazendo que a velocidade média tenda a subir em vez de cair. Entretanto, a única forma de se verificar se essa é a explicação correta é se repetir um experimento similar, mas monitorando, dessa vez, os músculos opostos e auxiliares relevantes na contração. Esse novo experimento poderá ajudar a entender melhor o efeito das pausas, e, caso a hipótese apresentada se apresente como verdadeira, poderia também lançar luz sobre o fenômeno que poderia causar esse comportamento, que, neste momento, é desconhecido.

Há também um outro ponto nos resultados que chama a atenção. Para a segunda e a terceira contrações, houve, para a velocidade de condução, inclinação positiva, enquanto, para as mesmas contrações, para as variáveis MNF e MDF, as inclinações foram negativas. De forma geral, é razoável esperar que quando há aumento da velocidade de condução ocorre também o aumento das frequências média e mediana, pois o espectro depende principalmente da velocidade de condução e muito pouco do trem de pulsos que controla essa velocidade. Entretanto, a literatura deixa claro que essa regra não é absoluta (Solomonov 1990, Merletti e Parker 2004): a relação clara entre velocidade de condução e MDF ou MNF somente é perfeita para eletromiografia invasiva. Para a eletromiografia de superfície, é possível, em diversos casos, que haja um aumento da velocidade de condução, acompanhado da diminuição da MDF e da MNF, e esse aumento pode ser causado por fatores geométricos e pelas características de atenuação do volume condutor, assim como pela sincronização dos momentos de disparo de diferentes MUAPs, que ocorre para níveis altos de contração. Teoricamente, um comportamento que poderia ser esperado é o descrito a seguir: no início da contração isométrica, apenas uma porcentagem das fibras é recrutada; quando algumas fibras começam a perder eficiência de contração, sua velocidade média de condução pode começar a cair, a frequência de disparos começa a aumentar, assim como o recrutamento de fibras mais rápidas. Nessa situação, é possível que a velocidade de condução média aumente ou diminua, dependendo de qual for o efeito dominante. Num certo ponto, os valores máximos para as taxas de disparo e para o total de fibras recrutáveis será atingido, e o valor da velocidade se estabilizará, podendo, a partir daí, apenas cair. Mas ao longo desse processo, é possível que o músculo atinja a exaustão, não conseguindo mais manter a força alvo. Diversos trabalhos reportam casos em que há aumento da velocidade de condução, mas diminuição das frequências média e mediana. A explicação usualmente dada é que, muitas vezes, o volume condutor causa atenuação nas altas frequências, mas tem pouco efeito na velocidade de condução, e o recrutamento de fibras mais profundas poderia ser responsável por esse efeito. Contudo, nenhum trabalho oferece uma explicação conclusiva sobre esse efeito, e este continua ainda a ser um problema em aberto.

Com relação às diferenças m_2-m_1 e m_3-m_2 , observou-se um resultado estatisticamente significativo apenas em m_2-m_1 (*média* = 0,00242; $p_{CV}=0,00078$), o m_3-m_2 que mostra uma mudança estatisticamente significativa da inclinação de um valor negativo, na primeira contração, para um valor positivo, na segunda. Para a diferença m_3-m_2 o valor obtido foi também positivo (*média* = 0,00287; $p = 0,2769$), porém sem significância estatística. Como já explicitado anteriormente, essa inversão de sinal na segunda e na terceira contrações foram inesperadas, e refletem, possivelmente, mudanças nas estratégias de recrutamento na segunda e terceira contrações, possivelmente associadas a co-contração de músculos opostos e/ou auxiliares.

Com relação às diferenças i_2-f_1 (*média* = - 0,01650; $p = 0,0554$) e i_3-f_2 (*média* = - 0,02397; $p = 0,2126$), foram observadas descontinuidades, mas sem significância estatística que permita se chegar a alguma conclusão.

Em resumo, o que se observou, como efeito da pausa curta, foi um comportamento não esperado, possivelmente associado a uma mudança na estratégia de recrutamento. Espera-se estudar, em trabalhos futuros a serem propostos na conclusão, a natureza do comportamento observado.

Uma segunda hipótese para explicar os comportamentos conflitantes do aumento da VC e da diminuição da MNF e da MDF envolveria, em vez da co-contração, a ocorrência de uma mudança na estratégia de recrutamento após a pausa. É possível que o exercício de uma contração bastante fatigante com duração de 30 segundos seguida por uma pausa de 10 segundos cause mudanças na estratégia de recrutamento que não estejam necessariamente associadas às co-contrações, mas sim, a mudanças na sequência de recrutamento. Também, é possível que, com a pausa, parte das fibras lentas que estavam ativas sejam desrecrutadas. Essa hipótese de possível ocorrência de desrecrutamento de fibras que falham mecanicamente após a fadiga já foi apresentada em trabalhos anteriores (Merletti e Parker 2004), mas nunca foi efetivamente comprovada em nenhum artigo. Todavia, de forma similar à primeira hipótese, a comprovação ou refutação desta última hipótese irá exigir a realização de novo experimento, agora com a monitoração concomitante de músculos opostos e sinergistas ao bíceps braquial.

Em conclusão, este trabalho procurou estudar o efeito pausa sobre as variáveis EMG-S, e os resultados encontrados foram, de certa forma, surpreendentes, mostrando que as pausas não tiveram apenas o efeito de permitir a recuperação parcial dos efeitos da fadiga, e causaram mudanças significativas nas estratégias de recrutamento do músculo. As razões para essas mudanças não puderam ser esclarecidas no presente trabalho, e poderão ser tema de estudos futuros.

Capítulo 5. Conclusão

Desde a descoberta de que a fadiga muscular que ocorre durante contrações isométricas está associada ao aumento de amplitude do eletromiograma de superfície e ao deslocamento de seu espectro na direção das altas frequências, muitos pesquisadores têm procurado formas de se avaliar a fadiga muscular por meio desses sinais. Todavia, a natureza da relação entre as mudanças nos sinais eletromiográficos de superfície não é ainda totalmente entendida. Estudos têm mostrado que, apesar de haver a mudança no sinal como resultado da fadiga, há a tendência de recuperação do comportamento original com o tempo. Por outro lado, vários artigos usam a eletromiografia de superfície para avaliar efeitos de drogas, dor e exercícios fatigantes, usando a hipótese implícita de que as variáveis EMG-S podem funcionar como indicadores de fadiga mesmo em períodos médios ou relativamente longos.

Trabalhos anteriores mostraram a recuperação dos sinais em períodos curtos como 1 hora. Neste trabalho, procurou-se estudar o efeito de duas pausas de 10 segundos entre três contrações de 30 segundos. No início do trabalho, a expectativa era de que a segunda contração pudesse se comportar como uma continuação natural da contração anterior, em que as variáveis eletromiográficas de superfície (ARV, RMS, MDF, MDF e VC) continuassem, após cada pausa, a partir do mesmo valor onde pararam. Outra hipótese que foi aventada é que após cada pausa haveria um pequeno retorno de cada variável ao valor inicial, mas a variável continuaria a se comportar como esperado em uma contração contínua: as variáveis ARV e RMS continuariam a aumentar e as variáveis MDF, MNF e VC continuariam a cair (manteriam a inclinação negativa).

Entretanto, os resultados apresentaram o comportamento esperado apenas parcialmente. Após as pausas, as variáveis ARV e RMS de fato tenderam a retornar parcialmente ao valor inicial, e continuaram crescendo, conforme esperado, embora com taxas maiores que as originais, o que foi um achado inesperado.

Outro resultado inesperado foi o comportamento da velocidade de condução média. Na primeira contração de 30 segundos, houve a tendência clara e estatisticamente significativa de decaimento aproximadamente linear da velocidade, o que está em conformidade com a maioria dos resultados reportados na literatura.

Por outro lado, a segunda contração apresentou um comportamento médio inesperado. A tendência de decaimento não se repetiu e, entre os 15 sujeitos, 9 passaram a apresentar uma taxa de crescimento positivo (inclinação positiva), o que levou a um valor médio positivo de inclinação, embora não estatisticamente significativo. Dessa forma, ficou claro que a pausa causou uma mudança significativa na estratégia de recrutamento. Na terceira contração houve uma mudança ainda maior: dos 15 sujeitos, 11 passaram a

apresentar inclinação positiva (dessa vez, com significância estatística), consolidando ainda mais o comportamento inesperado da segunda contração. A razão para essa mudança é, neste ponto, desconhecida, e sugestões de estudos futuros que possam esclarecer esse comportamento são apresentados no final desta seção.

Com relação às variáveis espectrais MNF e MDF, estas apresentaram comportamento médio decrescente nas três contrações, o que não está em contradição com a literatura, mas contradiz, de certa forma, ao fato da velocidade de condução crescer. Entretanto, diversos trabalhos na literatura reportam que, para a eletromiografia de superfície, não é incomum se verificar deslocamento espectral para as frequências mais baixas, mesmo com o aumento da velocidade média de condução, e que esse comportamento é explicado por particularidades na geometria do músculo e na estratégia de recrutamento, que, associadas ao efeito filtrante do volume condutor, podem causar esse efeito.

Assim, uma contribuição deste trabalho foi não somente lançar luz sobre o efeito de uma pausa curta sobre as variáveis eletromiográficas de superfície, mas também verificar esse efeito inesperado de uma pausa curta sobre a estratégia de recrutamento do músculo.

Várias possíveis explicações foram apresentadas no capítulo de discussão, que incluíram a mudança de estratégia de recrutamento, com ou sem a ocorrência de co-contratação de outros músculos, ou o desrecrutamento de algumas das fibras recrutadas em contrações anteriores. Contudo, a única forma de se avançar sobre esse entendimento será a realização de futuros estudos.

Um possível trabalho sobre a recuperação da fadiga poderia incluir o estudo e a elaboração de fadiga muscular com eletrodos bidimensionais para a verificação de melhores posicionamentos do ombro (abdução, adução, flexão, extensão) e do punho (desvio ulnar e radial), para poder isolar melhor o músculo estudado e obter resultados de melhor ativação do bíceps braquial. Por ser um músculo biarticular é interessante estudar a posição de ativação do bíceps braquial. Ainda, estudar a variação da estabilização da contração isométrica versus o grau de ativação da musculatura a ser estudada.

Outra pesquisa interessante poderia ser o uso de técnicas de processamento de imagens, que podem permitir estudar o comportamento espacial na superfície da pele dos dados dos sinais de EMG-s de toda a musculatura do bíceps braquial para que se possa verificar o comportamento de modo global, já que trabalhos anteriores (Hedayatpour *et al.* 2006) indicaram claramente que os efeitos eletromiográficos da fadiga muscular dependem da localização espacial.

Outro ponto relevante a ser estudado é o grau de ativação da contração inicial em função do posicionamento do músculo (comprimento da fibra muscular) e o comportamento das variáveis eletromiográficas de superfície em função do tempo de recuperação.

Um ponto cuja importância ficou evidente é que o entendimento mais claro do comportamento do músculo irá requerer a monitoração simultânea de músculos opostos e auxiliares.

Uma outra linha de trabalho, que pode ajudar no melhor entendimento dos efeitos das pausas sobre as estratégias de recrutamento, é o estudo em músculos de bailarinos com alta consciência do uso de seus músculos, pois estes podem fornecer *insights* valiosos sobre mudanças de estratégias de recrutamento causadas por pausas.

Referências

1. Andrade MM. Análise Digital Eletromiográfica para Esforços Isométricos. Dissertação de mestrado em Engenharia Elétrica, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, 2000.
2. Basmajian JV. Biofeedback in rehabilitation: a review of principles and practices. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1981,62(10):469.
3. Basmajian JV, De Luca CJ. *Muscle Alive: Their functions revealed by Electromyography*. 5 ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1985.
4. Bêliveau L, Van Hoecke J, Garapon-Bar C, Gaillard E, Herry JP, Atlan G, Bouissou P. Myoelectrical and metabolic changes in muscle fatigue. *Int J Sports Med*. 1992 Oct;13 Suppl 1:S153-5.
5. Bahm J, Meinecke L, Brandenbusch V, Rau G, Disselhorst-Klug C. High spatial resolution electromyography and video-assisted movement analysis in children with obstetric brachial plexus palsy. *Hand Clin*.2003;19:393.
6. Blangsted AK, Sjogaard G, Olsen HB, Sogaard K. Voluntary low-force contraction elicits prolonged low-frequency fatigue and changes in surface electromyography and mechanomyography. *J Electromyography and Kinesiology*. 2005;15: 138-48.
7. Bonato P, Ebenbichler GR, Roy SH, Lehr S, Posch M, Kollmitzer J, Della Croce U. Muscle fatigue and fatigue-related biomechanical changes during a cyclic lifting task. *Spine*. 2003,28(16):1810-20.
8. Boccia G, Rainoldi A. Innervation zones location and optimal electrodes position of obliquus internus and obliquus externus abdominis muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2014,24:25–30.
9. Budzynski TH, Stoyva JM, Adler CS, Mullaney DJ. EMG biofeedback and tension headache: A controlled outcome study. *Psychosomatic Medicine*. 1973,35(6):484-496.
10. Chabran E, Maton B, Fourment A. Effects of postural muscle fatigue on the relation between segmental posture and movement. *J Electromyography and Kinesiology*. 2002;12:67-79.
11. Chaffin D, Park KA. Longitudinal study of low back pain as associated with occupational weight lifting factors. *Am Ind Hyg Assoc J*. 1973, 34:513-25.
12. Clancy EA, Farina D, Merletti R. Cross-comparison of time and- frequency-domain methods for monitoring the myoelectric signal during a cyclic, force-varying, fatiguing hand-grip task. *J Electromyography and Kinesiology*. 2005;15:256-65.
13. Clark BC, Manini TM, Thé DJ, Doldo NA, Ploutz-Snyder LL. Gender differences in skeletal muscle fatigability are related to contraction type and EMG spectral compression. *J Appl Physiol*. 2003;94:2263-72.
14. Costa MVC. Compressão de Sinais de Eletromiografia Explorando Correlação Bibimensional. 2008. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica. Departamento de Engenharia Elétrica, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília.
15. Croce RV. The effects of EMG biofeedback on strength acquisition. *Biofeedback and self-regulation*. 1986, 11(4): 299-310.
16. Cescon C, Rebecchi P, Merletti R. Effect of electrode array position and subcutaneous tissue thickness on conduction velocity estimation in upper trapezius muscle *Journal of Electromyography and Kinesiology*. August 2008, 18(4): 628-636.
17. Corrado C, Bottin A, Fraga XLF, Azpiroz F, Merletti R. Detection of individual motor units of the puborectalis muscle by non-invasive EMG electrode arrays. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008,18:382–389.
18. Da Rosa LL. Ferramenta Computacional para análise de sinais de eletromiografia de superfície multicanal. 2013. Dissertação [Mestrado em Engenharia Elétrica]. Universidade de Brasília, 2013.
19. Da Silva RA Jr, Arsenault AB, Gravel D, Larivière C, de Oliveira E Jr. Back muscle strength and fatigue in healthy and chronic low back pain subjects: a comparative study of 3 assessment protocols. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005; 86:722-9.
20. De Luca CJ. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997;13:135-163.

21. Delis AL, Carvalho JLA, Seisdedos CV, Borges GA, da Rocha AF. Myoelectric control algorithms for leg prostheses based on data fusion with proprioceptive sensors. In: ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference, 2010, Vitória. Proc. ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference. 137-142.
22. Dimitrova NA, Dimitrov CV, Chihman VN. Effect of electrode dimension on motor unit potentials. *Med Eng Phys.* 1999;21:479–85.
23. Di Oliveira L. Fadiga dos músculos flexores do cotovelo e dos dígitos em contração isométrica. [Dissertação de Mestrado]. Brasília (DF): Universidade de Brasília; 2006.
24. Drost G, Blok JH, Stegeman DF, Van Dijk JP, Van Engelen BG, Zwarts MJ. Propagation disturbance of motor unit action potentials during transient paresis in generalized myotonia: a high-density surface EMG study. *Brain.* 2001;124:352–60.
25. Drost G, Stegeman DF, Schillings ML, Horemans HL, Janssen HM, Massa M, et al.. Motor unit characteristics in healthy subjects and those with postpoliomyelitis syndrome: a high-density surface EMG study. *Muscle Nerve.* 2004;30:269–76.
26. Enoka RM, Stuart DG. Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol.* 1992;72:1631-48.
27. Enoka RM. Muscle fatigue: from motor units to clinical symptoms *Journal of Biomechanics.* Feb 2012, 22(2): 427-433.
28. Farina D. Two methods for the measurement of voluntary contraction torque in the biceps brachii muscle. *Medical Engineering & Physics.* 1999;21(8):533-40.
29. Farina D, Colombo R, Merletti R, Olsen HB. Evaluation of intra-muscular EMG signal decomposition algorithms. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2001;11 175–187.
30. Farina D e Merletti R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000,10:337–350.
31. Farina D e Merletti R. Effect of electrode shape on spectral features of surface detected motor unit action potentials. *Acta Physiol Pharmacol Bulg.* 2001,26: 63–6.
32. Farina D, Merletti R, Rainoldi A, Buonocore M, Casale R. Two methods for the measurement of voluntary contraction torque in the biceps brachii muscle. *Med Eng Phys.* 1999,21:533–540.
33. Farina D, Rainoldi A. Compensation of the effect of sub-cutaneous tissue layers on surface EMG: a simulation study. *Med Eng Phys.* 1999;21(6–7): 487–97.
34. Gallina A, Ritzel CH, Merletti R, Vieira TMM. Do surface electromyograms provide physiological estimates of conduction velocity from the medial gastrocnemius muscle? *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2013, 23:319–325.
35. Guimarães CM. Desempenho motor do membro superior parético pós-treino de relaxamento do membro superior não-parético com biofeedback eletromiográfico. Dissertação de Mestrado em Ciências da Saúde. Universidade de Brasília, 2008.
36. Guyton AC, Hall JE. *Tratado de Fisiologia Médica.* 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2006.
37. Hesse S, Werner C, Bardeleben A. Electromechanical gait training with functional electrical stimulation: case studies in spinal cord injury. *Spinal Cord.* 2004, 42:346-52.
38. Hedayatpour N, Arendt-Nielsen L, Farina D. Non-uniform electromyographic activity during fatigue and recovery of the vastus medialis and lateralis muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* Jun 2008; 18 (3):390-396.
39. Helal JN e Buisssou P. The spatial integration effect of surface electrode detecting myoelectric signal. *IEEETrans BME.* 1992 39:1161–7.
40. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. SENIAM 8 European Recommendations for Surface Electromyography: Roessingh Research and Development b.v.;1999.
41. Huppertz HJ, Sselhorst-Klug C, Silny J, Rau G, Heimann G. Diagnostic yield of noninvasive high spatial resolution electromyography in neuromuscular diseases. *Muscle Nerve* 1997;20:1360–70.
42. Komi PV, Linnamo V, Silventoinen P, Sillanpaa M. Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. *Med Sci Sports Exerc.* 2000; 32 (10): 1757-62.
43. Krogh-Lund C, Jorgensen K. Modification of myo-electric power spectrum in fatigue from 15% maximal voluntary contraction of human elbow flexor muscles, to limit of endurance: reflection of conduction velocity variation and/or centrally mediated mechanisms? *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1992;64(4):359-70.
44. Kroon GW, Naeije M. Recovery following exhaustive dynamic exercise in the human biceps muscle. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1988;58(3):228-32.

45. Larivière C, Gravel D, Arsenault AB, Gagnon D, Loisel P. Muscle recovery from a short fatigue test and consequence on the reliability of EMG indices of fatigue. *Eur J Appl Physiol*. 2003 Apr;89(2):171-6. Epub 2003 Feb.
46. Linnamo V, Bottas R, Komi PV. Force and EMG power during and after eccentric and concentric fatigue. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10:293-300.
47. Linnamo V, Häkkinen K, Komi PV. Neuromuscular fatigue and recovery in maximal compared to explosive strength loading. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1998;77(1-2):176-81.
48. Lindstrom L, Magnusson R, Petersen R. Muscle fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. *Electrom Clin Neurophysiol*. 1970;10:341-356.
49. Lunenburger, L.; Bolliger, M.; Czell, D.; Muller, R.; Dietz, V. Modulation of locomotor activity in complete spinal cord injury. *Exp Brain Res*. v. 174, p. 638-46, 2006.
50. Magalhães MC. Avaliação de Conforto em Assentos Aeronáuticos. Dissertação [Mestrado em Engenharia Aeronáutica e Mecânica] Instituto Tecnológico de Aeronáutica. 2009.
51. Maquet D, Croisier JL, Dupont C, Moutschen M, Anseau M, Zeevaert B, Crielaard JM. Fibromyalgia and related conditions: Electromyogram profile during isometric muscle contraction. *Joint Bone Spine*. May 2010, 77(3): 264-267.
52. McArdle WD, Katch FI, Katch VL. *Fisiologia do Exercício: energia, nutrição e desempenho humano*. 5 ed. 2010.
53. (a) Merletti R, Farina D, Granata A. Non-invasive assessment of motor unit properties with linear electrode arrays. In *Clinical neurophysiology: From receptor to perception*. Elsevier: Amsterdam; 1999: 293-300.
54. (b) Merletti R, Knaflitz M, De Luca CJ. Electrically evoked myoelectric signals. *Critical Review on Biomedical Engineering*. 1999;19(4): 293-40.
55. Merletti R e Parker PA. *Electromyography. Physiology, engineering and noninvasive applications*. 1st ed. Hoboken, New Jersey: IEEE Press on Biomedical Engineering, Wiley; 2004.
56. Merletti R, Lo Conte LR, Orizio C. Indices of muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol*. 1990, 1:20-33.
57. Mesin L, Merletti R, Rainoldi A. Surface EMG: The issue of electrode location. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009, 19:719-726
58. Meste O, Muhammad W, Rix H, Farina D. On the estimation of muscle fiber conduction velocity using a co-linear electrode array. *Proc 23rd An Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc, Istanbul, 2001* [Full paper available on CD-ROM (ISBN 0-7803-7213-1)].
59. Nagata S, Arsenault AB, Gagnon D. EMG power spectrum as a measure of muscular fatigue at different levels of contraction. *Med. & Biol. Eng. & Comput*. 1990;28:374-8.
60. Ng GYF. Comparing fatigue and the rate of recovery between vastus medialis obliquus and vastus lateralis. *Physical Therapy in Sport*. 2002;3:118-23.
61. Oda S, Kida N. Neuromuscular fatigue during maximal concurrent hand grip and elbow flexion or extension. *J Electromyogr Kinesiol*. 2001 Aug;11(4):281-9.
62. Peixoto LRT. Estudo do comportamento do sinal eletromiográfico durante a recuperação da fadiga isométrica do bíceps braquial. [Dissertação de Mestrado]. Brasília (DF): Universidade de Brasília; 2008.
63. Pedroso LJGR. Avaliação dos Efeitos Sobre os Estimadores Eletromiográficos de Diversos Métodos de Filtragem da Interferência da Rede [Dissertação de Mestrado]. Brasília (DF): Universidade de Brasília; 2013.
64. Peixoto LRT, Da Rocha AF, De Carvalho JLA, Gonçalves CA. Electromyographic evaluation of muscle recovery after isometric fatigue. *Conference Proceedings (IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conf.)*, 2010; v. 1: 4922-25.
65. Pimenta LAB. O Efeito da Estimulação Elétrica Neuromuscular no Padrão de Recrutamento das Unidades Motoras no Músculo Bíceps Braquial. [Dissertação de Mestrado]. Brasília (DF): Universidade de Brasília; 2010.
66. Rainoldi A, Galardi G, Maderna L, Merletti R. Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. *J Electromyogr Kinesiol*. 1999;9: 105-9.
67. Rainoldi A, Nazzaro M, Merletti R, Farina D, Caruso I, Gaudenti S. Geometrical factors in surface EMG of the vastus medialis and lateralis muscles. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000 10:327-36.

68. Roy SH, De Luca CJ, Casavant DA. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine*. 1989;14: 992-1001.
69. Roy SH, De Luca CJ, Snyder-Mackler LYNN, Emley,MS, Crenshaw RL, Lyons JP. Fatigue, recovery, and low back pain in varsity rowers. *Med Sci Sports Exerc*. 1990;22(4):463-9.
70. Riva D, Raimondi EE, Cescon C, Merletti R, Zacesta V. Multichannel EMG evaluation of anal sphincter pre and post vaginal delivery: results of an international study. *International Journal of Gynecology & Obstetrics*. Oct 2012, 119(3): S463-S464
71. Rocha Jr VA. Respostas neuromusculares do músculo vasto lateral ao método de pré-exaustão adaptado. Dissertação de Mestrado. Universidade de Brasília, Faculdade de Educação Física, 2008.
72. Rudroff T, Barry BK, Stone AL, Barry CJ, Enoka RM. Accessory muscle activity contributes to the variation in time to task failure for different arm postures and loads. *Journal of Applied Physiology*. Mar 2007, 102(3):1000-6.
73. Salomoni S, Soares FA, Nascimento FAO, Veneziano WH, Rocha AF. Algoritmo de máxima verossimilhança para a estimação da velocidade de condução média de sinais eletromiográficos de superfície. CLAIB 2007, IFMBE Proceedings. 2007,18: 1049-53.
74. Santhomé LO, Peixoto LRT, Guimarães CM, Soares FA, Da Rocha AF, Gonçalves CA. Electromyographic Study in 5 Muscles During an Isometric Fatiguing Protocol. Conference Proceedings, IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conf., v. 1, 2012.
75. Soares FA. Estudo do Comportamento das Variáveis Eletromiográficas ao Longo do Ciclo Menstrual. [Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica]. Brasília (DF): Universidade de Brasília; 2007.
76. Soares FA, Salomoni SE, Veneziano WH, De Carvalho JLA, Nascimento FAO, Pires KL, Da Rocha AF. On the behavior of surface electromyographic variables during the menstrual cycle. *Physiol. Meas*. 2011; 32. 543–557.
77. Soares FA. Processamento de sinais eletromiográficos de superfície utilizando técnicas de processamento de imagens. Doutorado em engenharia de sistemas eletrônicos e de universidade de Brasília. 2013.
78. Solomonow M, Baten C, Smith J, Baratta R, Hermens H, D'Ambrosia R, Shoji H. Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. *J Appl Physiol*. 1990, 68:1177–85.
79. Tortora GJ, Derrickson B. Princípios de anatomia e fisiologia. 10ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013.
80. Tschoepe BA, Sherwood DE, Wallace SA. Localized muscular fatigue duration, EMG parameters and accuracy of rapid limb movements. *J Electromyography Kinesiology*. 1994; 4(4):218-29.
81. Veneziano, W. H. Estudo do Comportamento do Sinal Eletromiográfico de Superfície em Atividades Subaquáticas. Tese de doutorado em Engenharia Elétrica. Brasília: Universidade de Brasília, 2006.
82. Vitasalo J e Komi P. Signal characteristics of EMG with special reference to reproducibility of measurements. *Acta Physiol Scand*. 1075, 93: 531–539.
83. Wirz M *et. al*. Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: a multicenter trial. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005, 86:672-80.

Apêndice A – Parecer de aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa

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

ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

Registro de Projeto: CEP-FM 029/2011.

Título: "Assinatura eletromiográfica durante a recuperação da fadiga do bíceps braquial".

Pesquisador Responsável: Adson Ferreira da Rocha.

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

Data de entrega: 05/05/2011.

Parecer do (a) relator (a)

Aprovação

Não aprovação.

Data da primeira análise pelo CEP-FM/UNB: 25/05/2011.

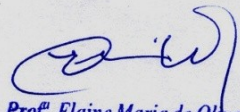
Data do parecer final do projeto pelo CEP-FM/UNB: 19/08/2011.

PARECER

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

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

Brasília, 19 de Agosto de 2011.


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

Apêndice B – Termo de consentimento livre e esclarecido

Universidade de Brasília – UnB

Faculdade da UnB Gama

Pesquisador: Adson Ferreira da Rocha- Contato: 61 XXXX-XXXX

Laboratório de Instrumentação e Processamento de Imagens e Sinais (LIPIS) – Universidade de Brasília

N.º Registro CEP: 029/2011

Título do Projeto: Assinatura eletromiográfica de superfície durante a recuperação da fadiga do bíceps braquial

Este termo de consentimento pode conter palavras que você não entenda. Peça ao pesquisador que explique as palavras ou informações não compreendidas completamente.

1) Introdução

Você está sendo convidado(a) a participar da pesquisa “Assinatura eletromiográfica durante a recuperação da fadiga do bíceps braquial”. Se decidir participar dela, é importante que leia estas informações sobre o estudo e o seu papel nesta pesquisa. Você foi selecionado por sorteio e sua participação não é obrigatória. A qualquer momento você pode desistir de participar e retirar seu consentimento. Sua recusa não trará nenhum prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a instituição.

É preciso entender a natureza e os riscos da sua participação e dar o seu consentimento livre e esclarecido por escrito.

2) Objetivo

O objetivo deste estudo é conhecer o tempo adequado para a musculatura do braço descansar após um treino fatigante.

3) Procedimentos do Estudo

Se concordar em participar deste estudo você será solicitado a responder a um questionário de avaliação clínica osteoarticular e neuromuscular, ser examinado fisicamente para fornecer suas medidas antropométricas, permitir imagens fotográficas (se necessário) e coleta de sinais de força muscular e potencial elétrico dos músculos dos braços.

Os dados fornecidos servirão para estudar a recuperação da fadiga muscular e também poderá ser utilizada a qualquer momento para outras pesquisas e publicações realizadas por esse grupo de pesquisadores.

4) Riscos e desconfortos

Essa pesquisa não haverá riscos ao voluntário pois só será solicitado a ele executar movimentos comuns a natureza humana. O estudo é passível de um pequeno desconforto transitório na pele (escarificação local e leve) após o preparo da região a ser coletada o sinal elétrico. Lembrando que nesse estudo será utilizado eletromiografia de superfície que é um método não-invasivo, sendo assim não será usado em nenhum momento agulhas ou objetos perfurantes.

5) Benefícios

1. A participação na pesquisa não acarretará gasto para você, sendo totalmente gratuita. O conhecimento que você adquirir a partir da sua participação na pesquisa poderá beneficiá-lo com informações e orientações futuras em relação ao seu condicionamento físico.

2. Os exames e os procedimentos relacionados ao estudo serão inteiramente gratuitos. Você também pode ser desligado do estudo a qualquer momento sem o seu consentimento nas seguintes situações:

- a) você não use ou siga adequadamente as orientações/procedimento em estudo;
- b) o estudo termine.

6) Custos/Reembolso

Você não terá nenhum gasto com a sua participação no estudo. As avaliações, as consultas, os exames serão gratuitos e também não receberá pagamento pela sua participação. Você não receberá cobrança exame adicional ou qualquer outro procedimento feito durante o estudo.

7) Caráter Confidencial dos Registros

Algumas informações obtidas a partir de sua participação neste estudo não puderam ser mantidas estritamente confidenciais. Além dos profissionais de saúde que estão avaliando você, agências governamentais locais, o Comitê de Ética em Pesquisa da UnB onde o estudo está sendo realizado e os representantes podem precisar consultar seus registros a qualquer período anual. Você não será

identificado quando o material de seu registro for utilizado, seja para propósitos de publicação científica ou educativa. Ao assinar este consentimento informado, você autoriza as inspeções em seus registros.

8) Participação

Sua participação nesta pesquisa consistirá em permitir a coleta do sinal elétrico dos músculos do braço e ser avaliado fisicamente.

É importante que você esteja consciente de que a participação neste estudo de pesquisa é completamente voluntária e de que você pode recusar-se a participar ou sair do estudo a qualquer momento sem penalidades ou perda de benefícios aos quais você tenha direito de outra forma. Em caso de você decidir retirar-se do estudo, deverá notificar ao profissional e/ou pesquisador que esteja atendendo-o.

9) Para obter informações adicionais

Você receberá uma cópia deste termo onde consta o telefone e o endereço do pesquisador principal, podendo tirar suas dúvidas sobre o projeto e sua participação, agora ou a qualquer momento. Caso você venha a sofrer uma reação adversa ou tenha mais perguntas sobre o estudo, por favor, ligue para Adson Ferreira da Rocha telefone (61) XXXXXX ou para o Comitê de Ética em Pesquisa/ FM (61) 3307-2276.

Li ou alguém leu para mim as informações contidas neste documento antes de assinar este termo de consentimento. Fui informado sobre os métodos em estudo a ser utilizado, as inconveniências, riscos e benefícios que podem vir a ocorrer em consequência dos procedimentos. Informo que tive tempo suficiente para ler e entender as informações acima. E que toda a linguagem técnica utilizada na descrição deste estudo de pesquisa foi satisfatoriamente explicada e que recebi respostas para todas as minhas dúvidas. Confirmando também que recebi uma cópia deste formulário de consentimento. Compreendo que sou livre para me retirar do estudo em qualquer momento, sem perda de benefícios ou qualquer outra penalidade.

Dou meu consentimento de livre e espontânea vontade e sem reservas para participar como voluntário deste estudo.

Nome do participante _____ RG: _____

Assinatura do participante _____ Data _____

Atesto que expliquei cuidadosamente a natureza e o objetivo deste estudo, os possíveis riscos e benefícios da participação no mesmo, junto ao participante e/ou seu representante autorizado. Acredito que o participante e/ou seu representante recebeu todas as informações necessárias, que serão fornecidas em uma linguagem adequada e compreensível e que ele/ela compreendeu essa explicação.

Assinatura do pesquisador _____ Data _____

Adson Ferreira da Rocha
XXXXXXXX

Apêndice C – Gráfico dos dados experimentais completos

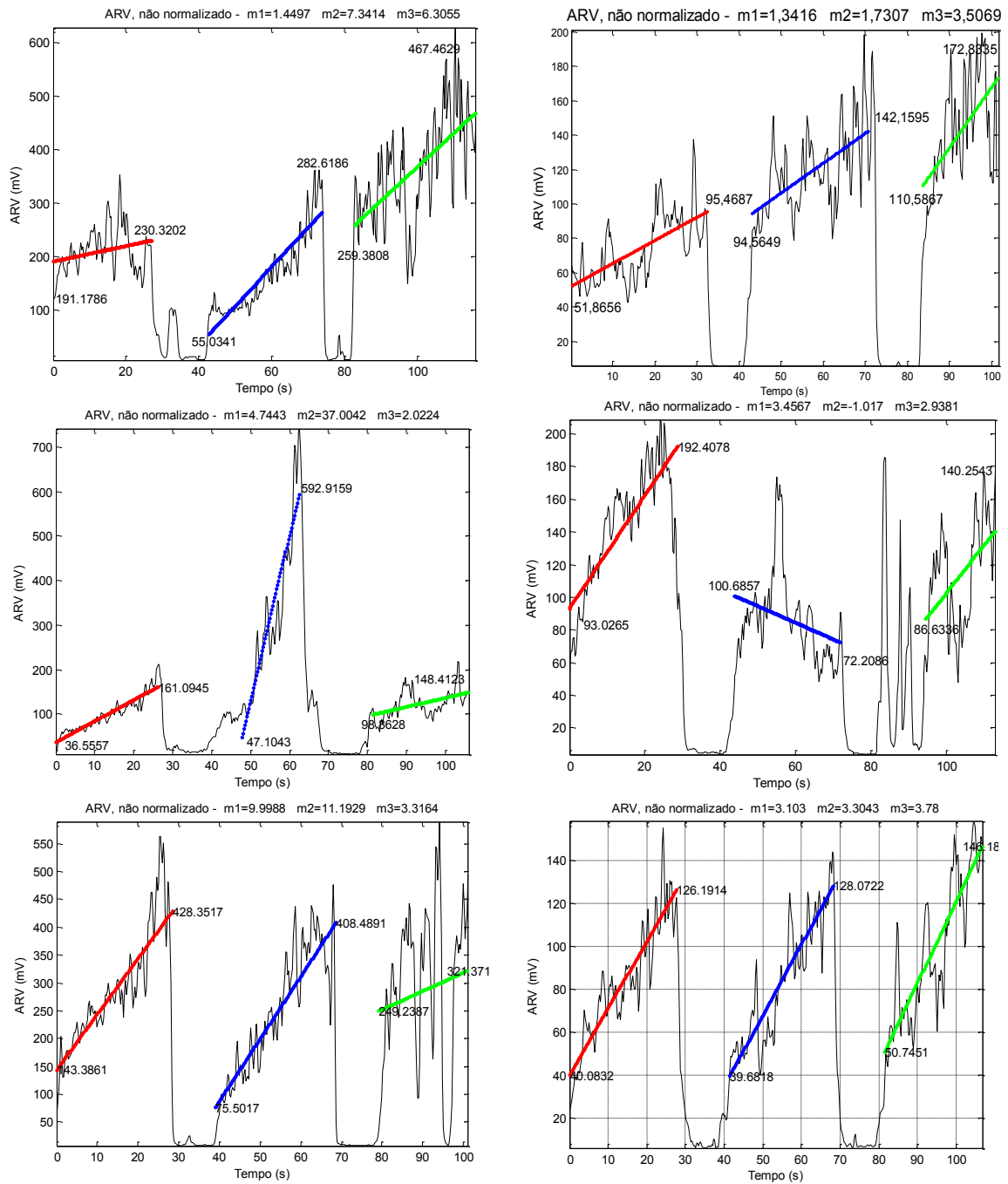


Figura C.1 (parte 1 de 3): Gráficos associados à variável ARV (não normalizada), indicando também os nove parâmetros (i_1 , i_2 , i_3 , f_1 , f_2 , f_3 , m_1 , m_2 , m_3) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados respectivamente os voluntários V02, V03, V04, V05, V08, V09.

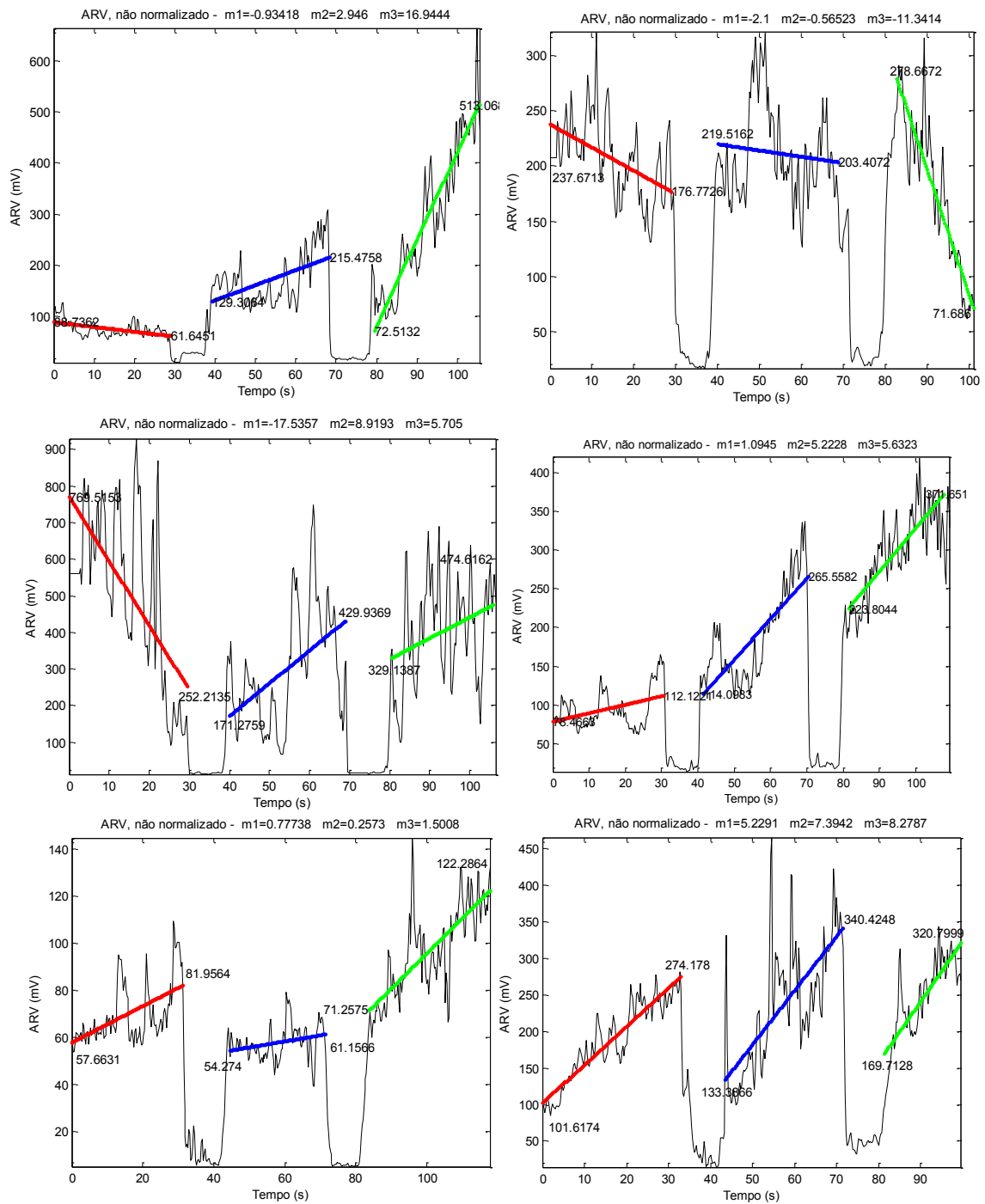


Figura C.1 (parte 2 de 3): Gráficos associados à variável ARV (não normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados respectivamente os voluntários V10, V13, V16, V17, V18, V19.

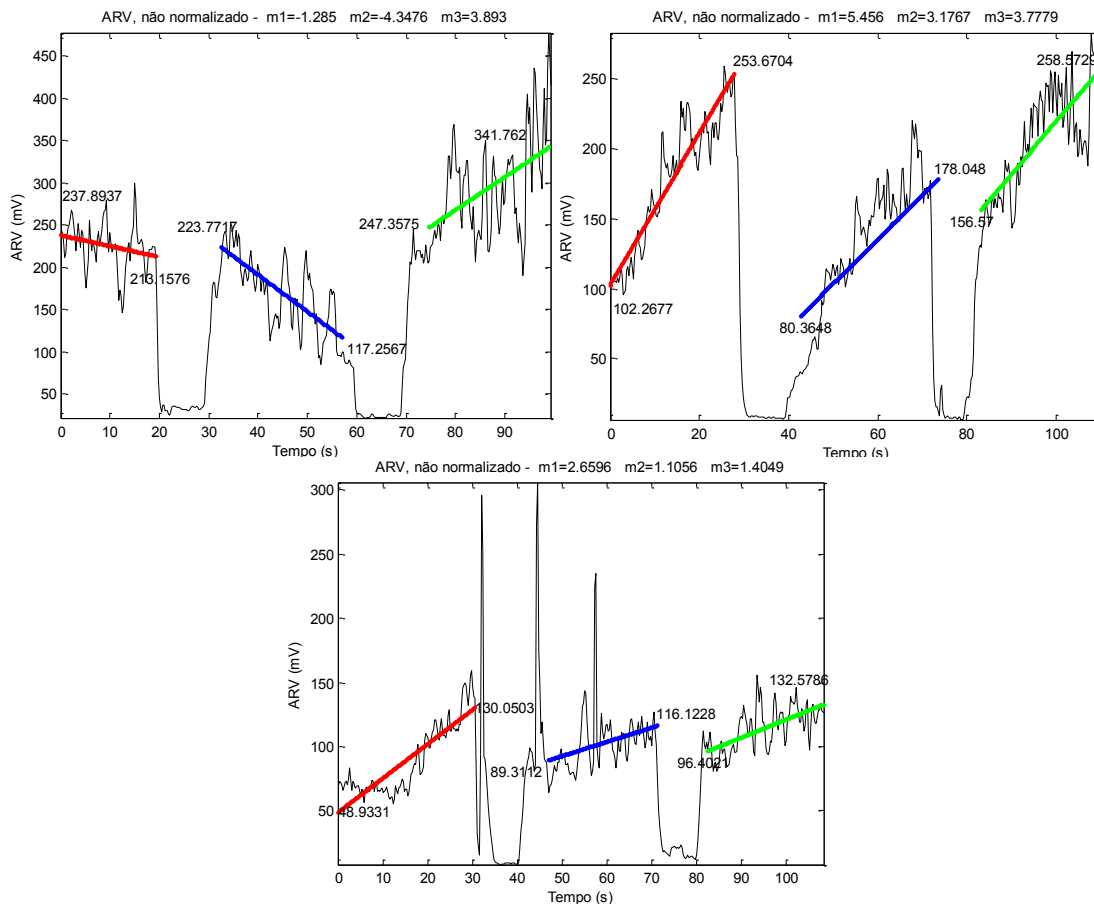


Figura D.1 (parte 3 de 3): Gráficos associados à variável ARV (não normalizada), indicando também os nove parâmetros (i_1 , i_2 , i_3 , f_1 , f_2 , f_3 , m_1 , m_2 , m_3) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados respectivamente os voluntários V21, V22, V23.

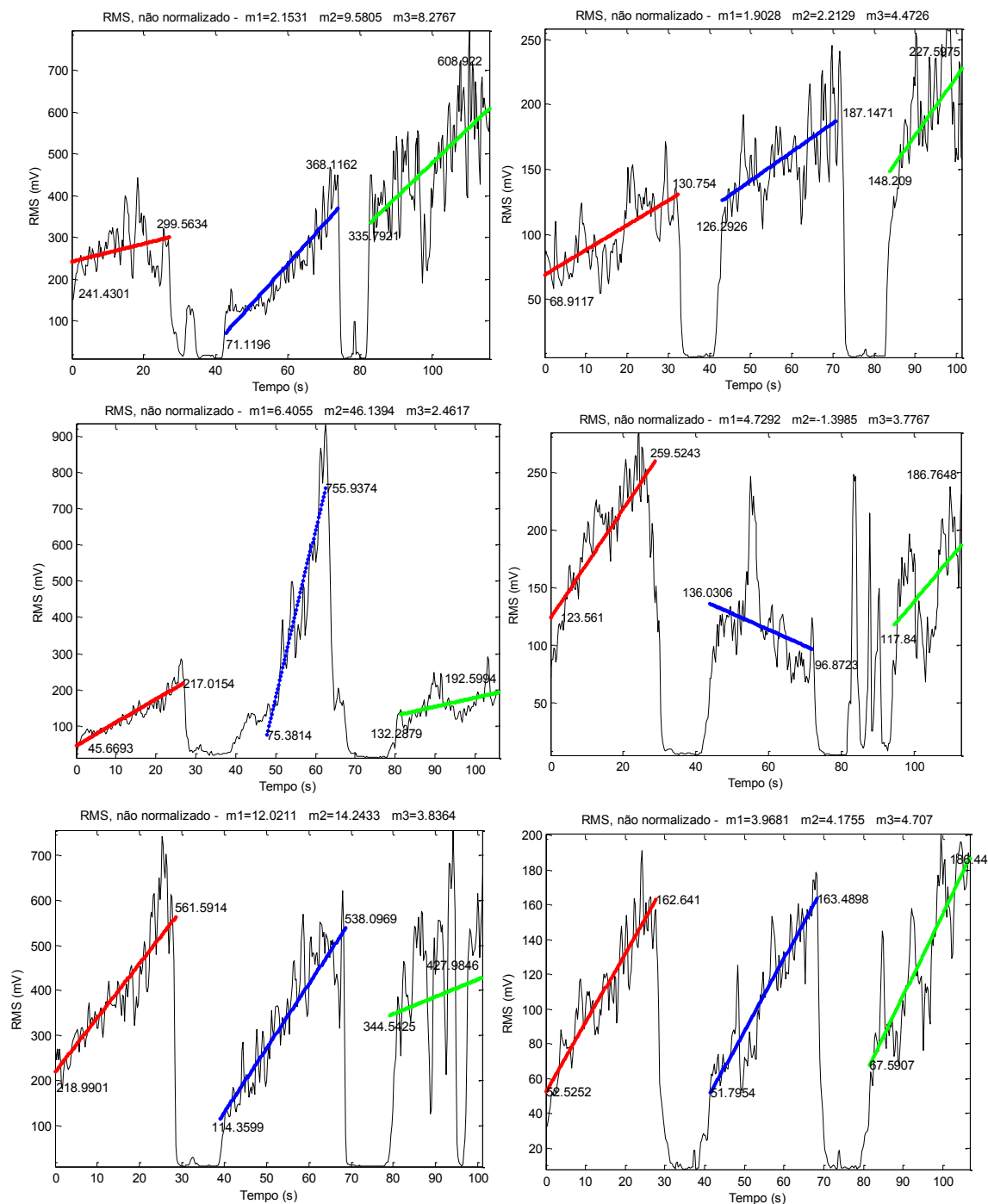


Figura C.2 (parte 1 de 3): Gráficos associados à variável RMS (não normalizada), indicando também os nove parâmetros (i_1 , i_2 , i_3 , f_1 , f_2 , f_3 , m_1 , m_2 , m_3) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados respectivamente os voluntários V02, V03, V04, V05, V08, V09.

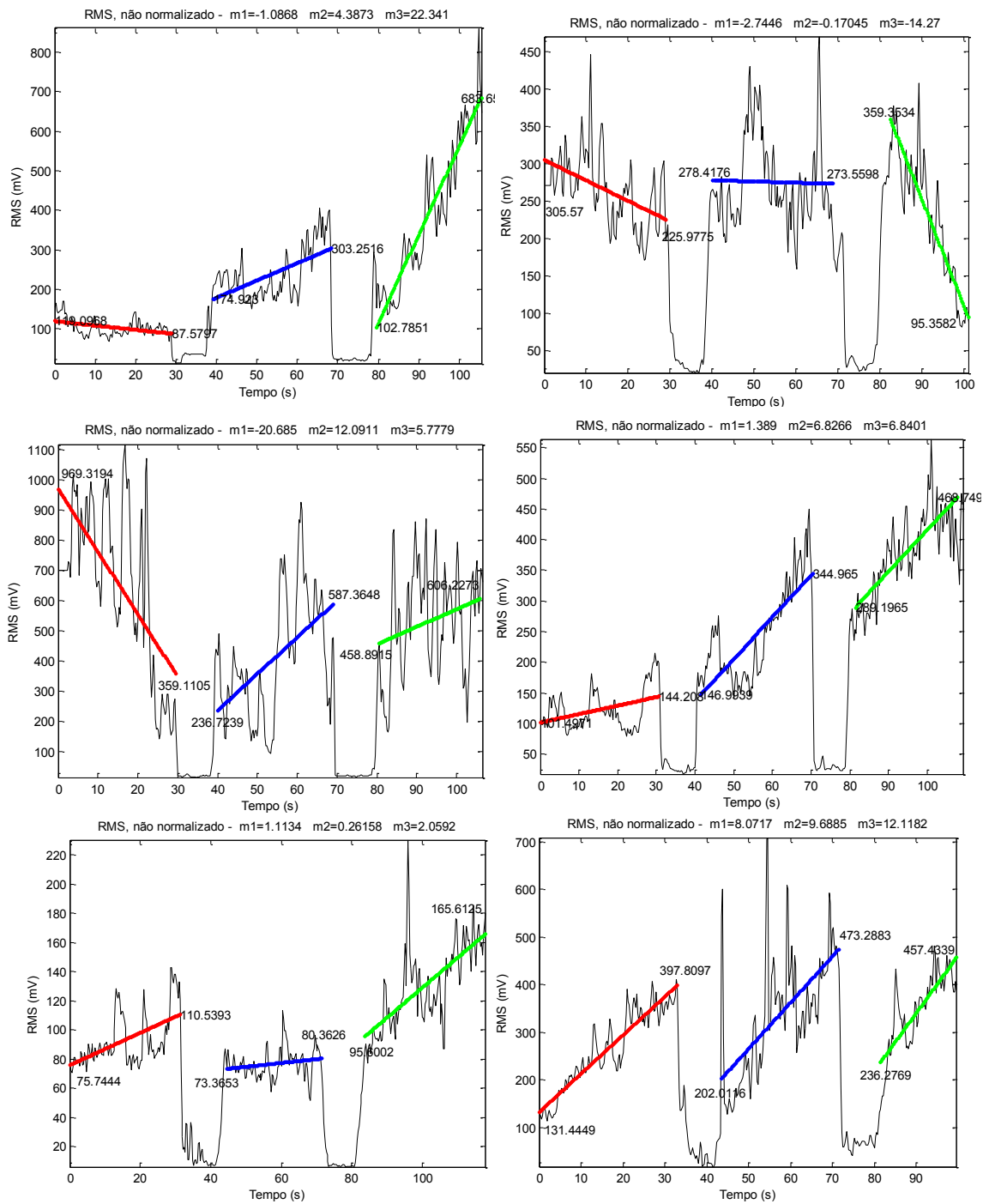


Figura C.2 (parte 2 de 3): Gráficos associados à variável RMS (não normalizada), indicando também os nove parâmetros (i_1 , i_2 , i_3 , f_1 , f_2 , f_3 , m_1 , m_2 , m_3) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados respectivamente os voluntários V10, V13, V16, V17, V18, V19.

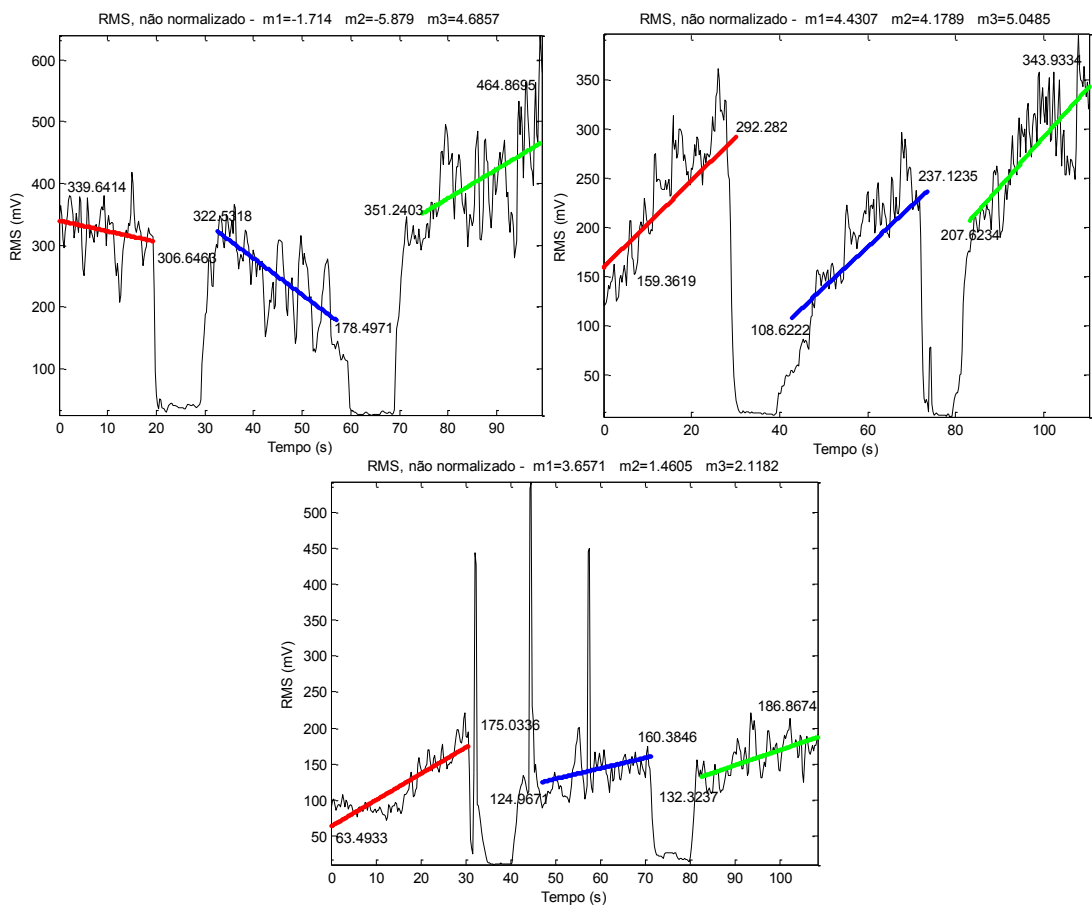


Figura C.2 (parte 3 de 3): Gráficos associados à variável RMS (não normalizada), indicando também os nove parâmetros (i_1 , i_2 , i_3 , f_1 , f_2 , f_3 , m_1 , m_2 , m_3) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados respectivamente os voluntários V21, V22, V23.

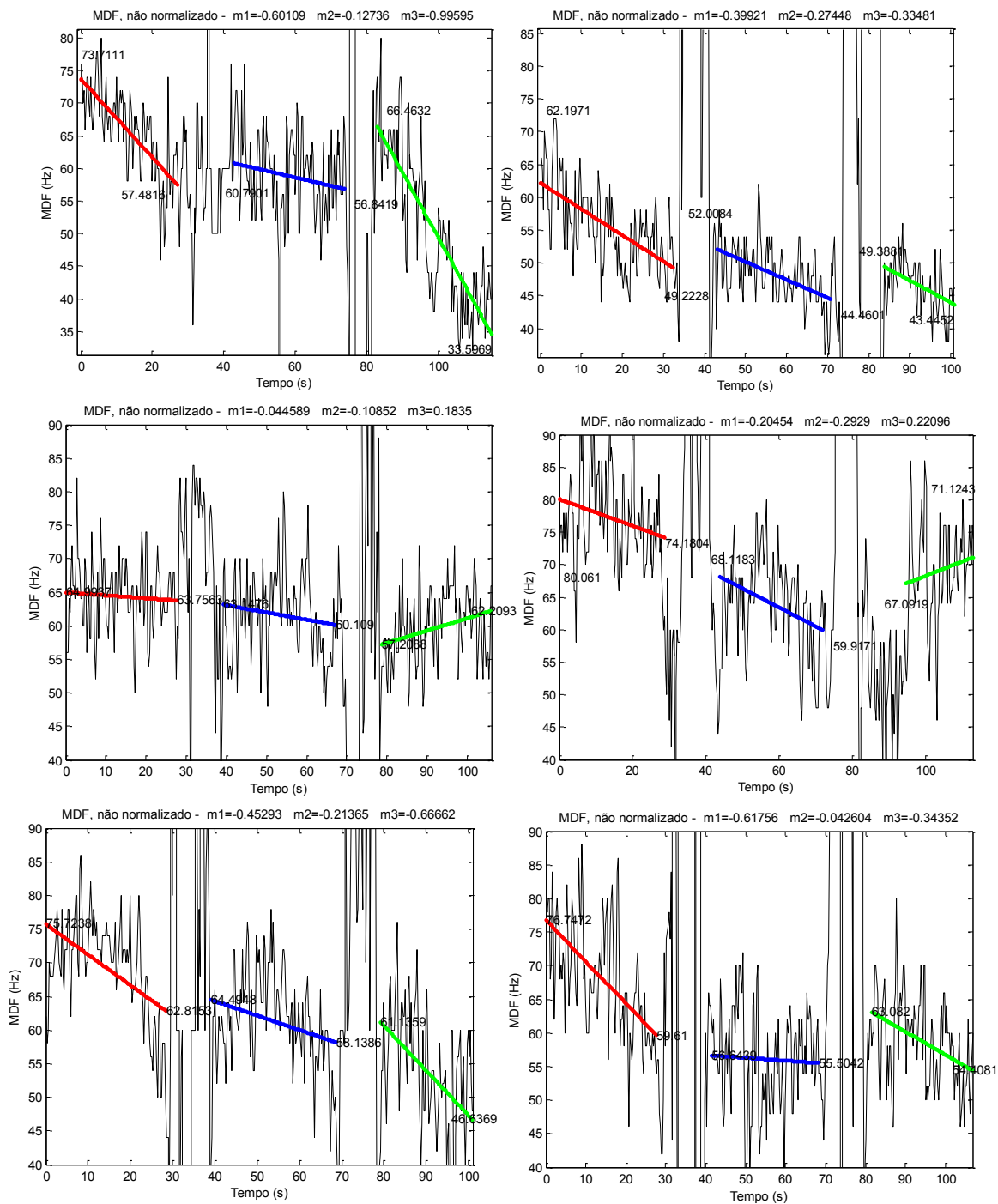


Figura C.3 (parte 1 de 3): Gráficos associados à variável MDF (não normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados respectivamente os voluntários V02, V03, V04, V05, V08, V09.

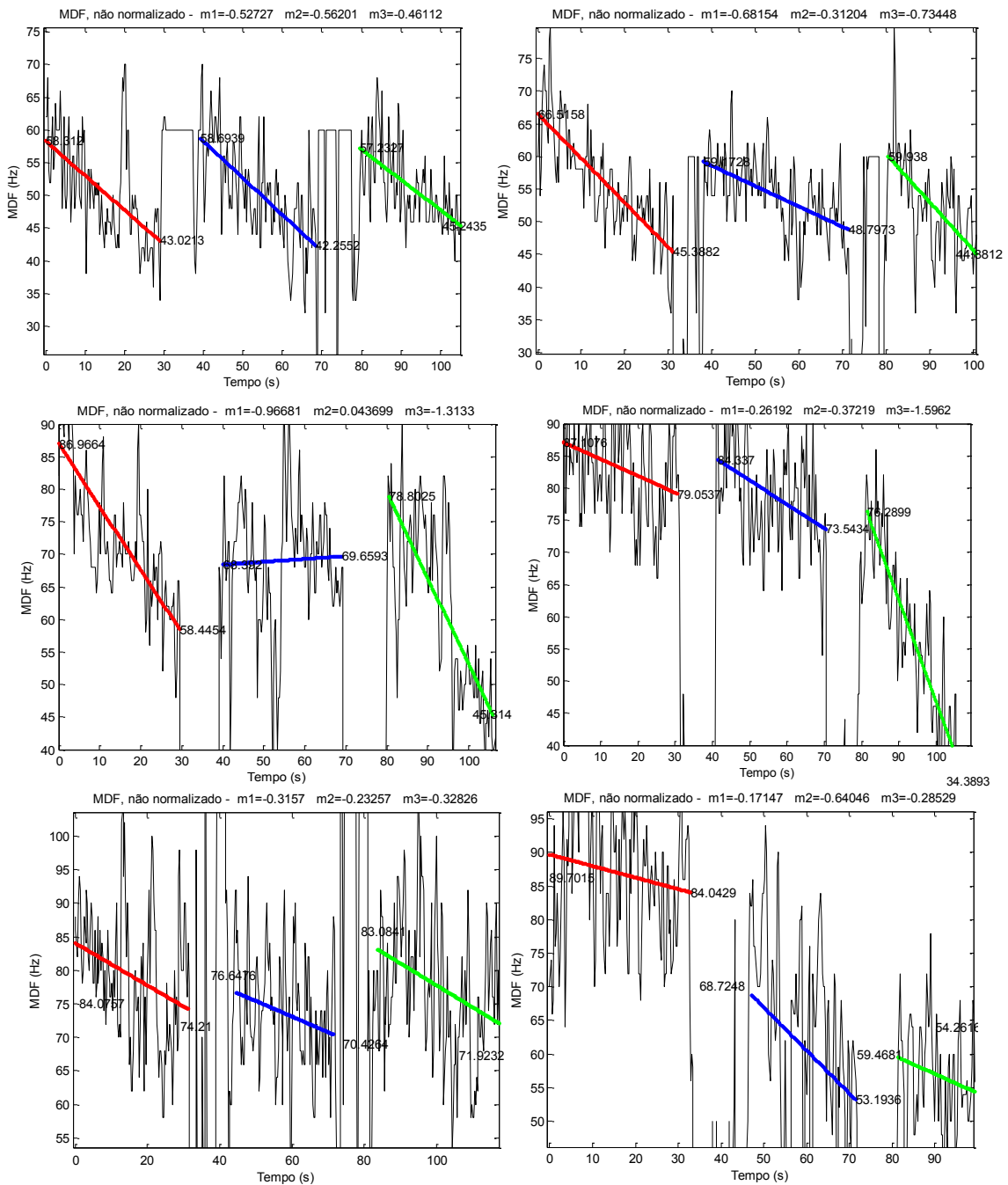


Figura C.3 (parte 2 de 3): Gráficos associados à variável MDF (não normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados respectivamente os voluntários V10, V13, V16, V17, V18, V19.

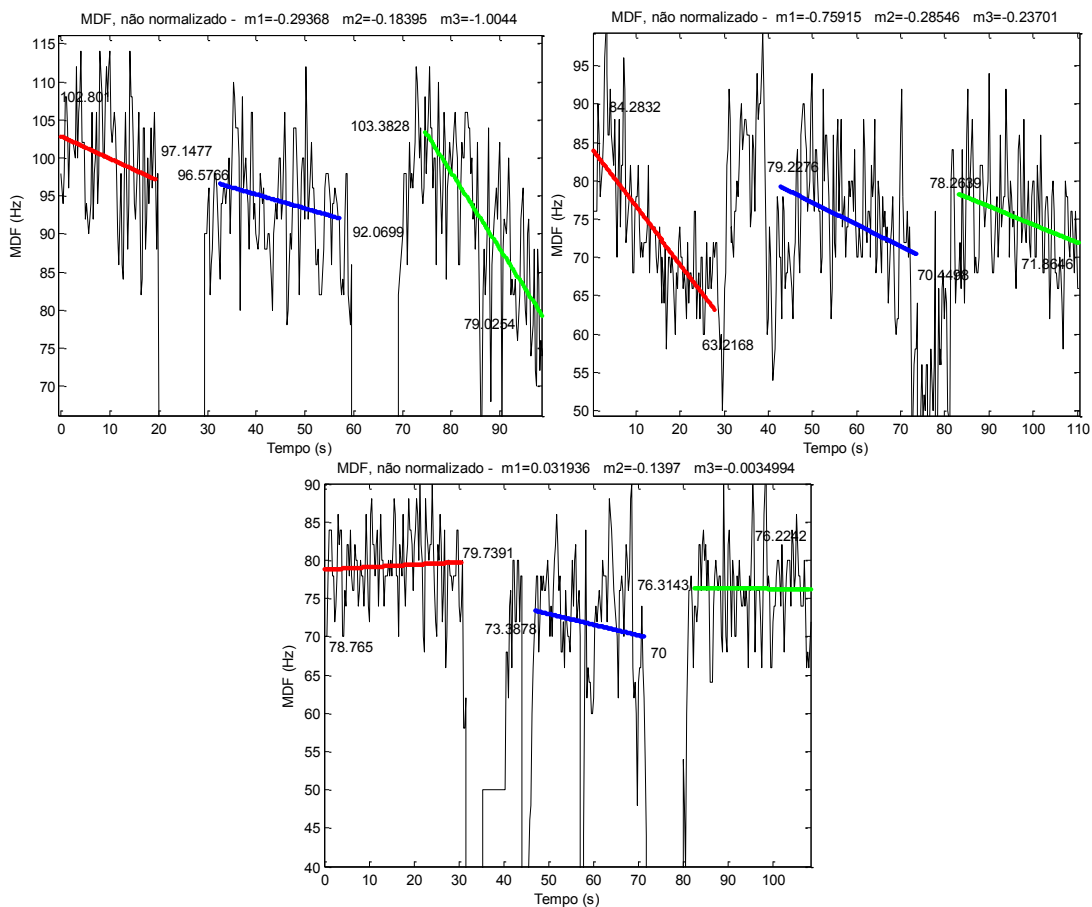


Figura C.3 (parte 3 de 3): Gráficos associados à variável MDF (não normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados respectivamente os voluntários V21, V22, V23.

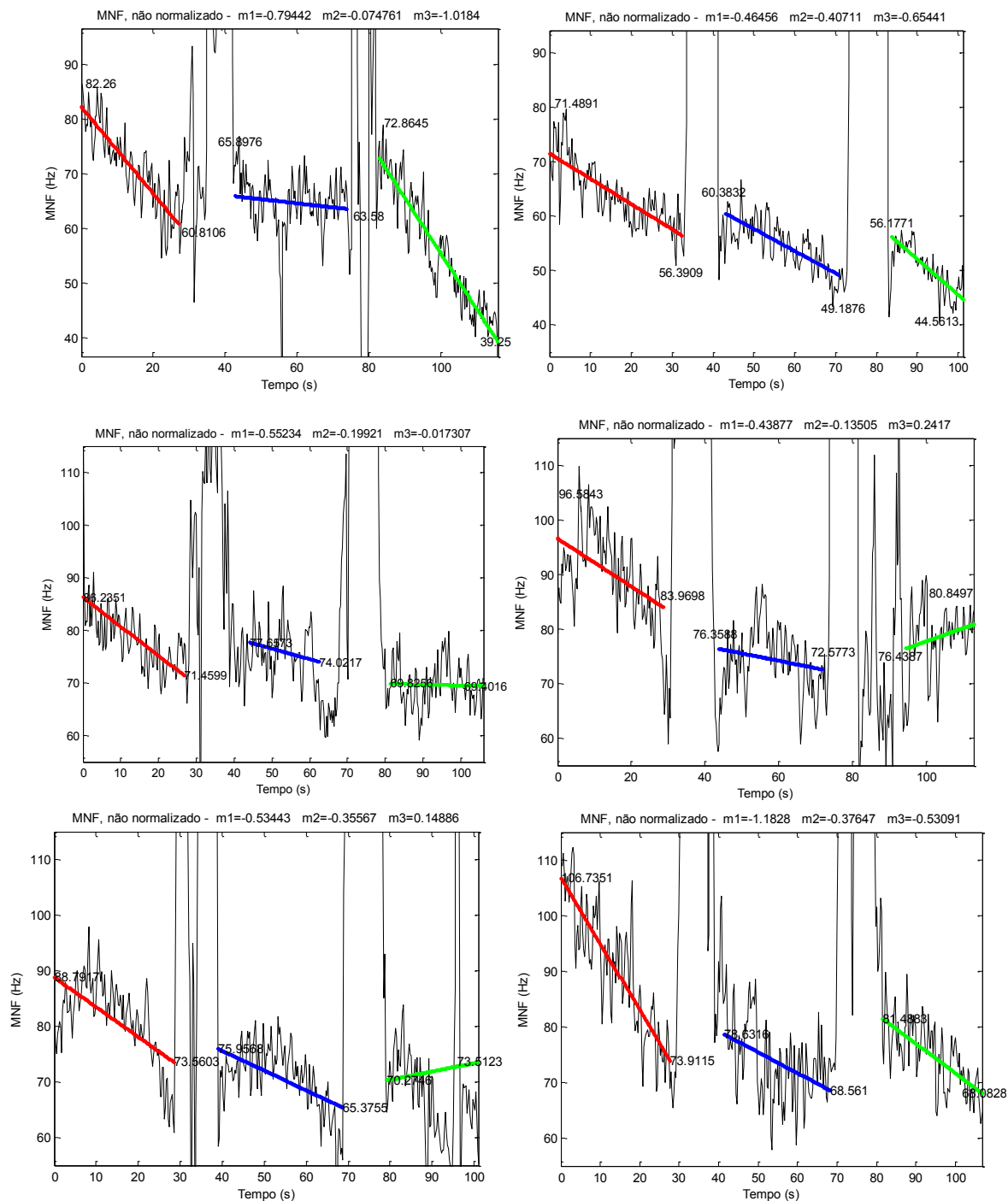


Figura C.4 (parte 1 de 3): Gráficos associados à variável MNF (não normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados respectivamente os voluntários V02, V03, V04, V05, V08, V09.

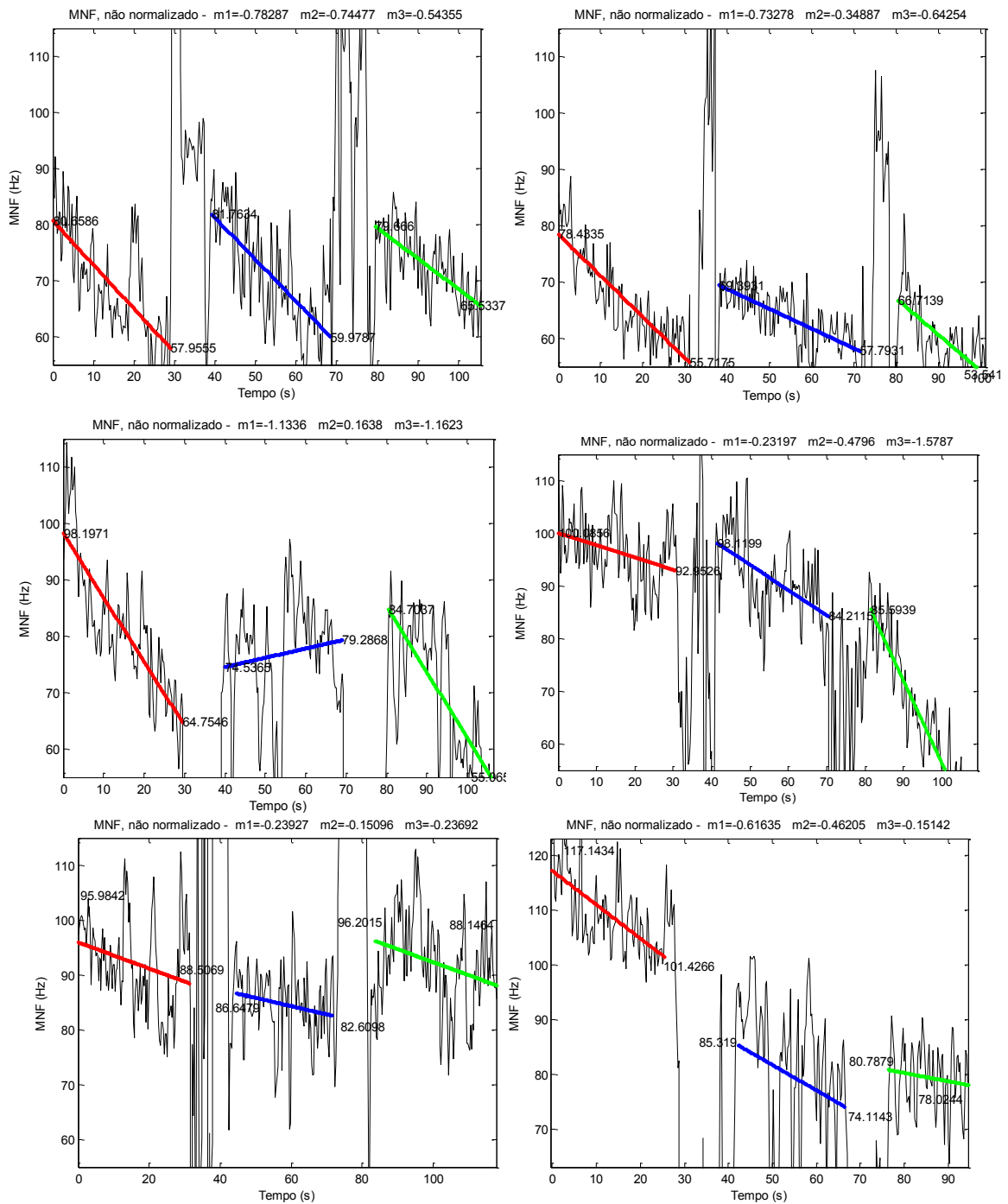


Figura C.4 (parte 2 de 3): Gráficos associados à variável MNF (não normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados respectivamente os voluntários V10, V13, V16, V17, V18, V19.

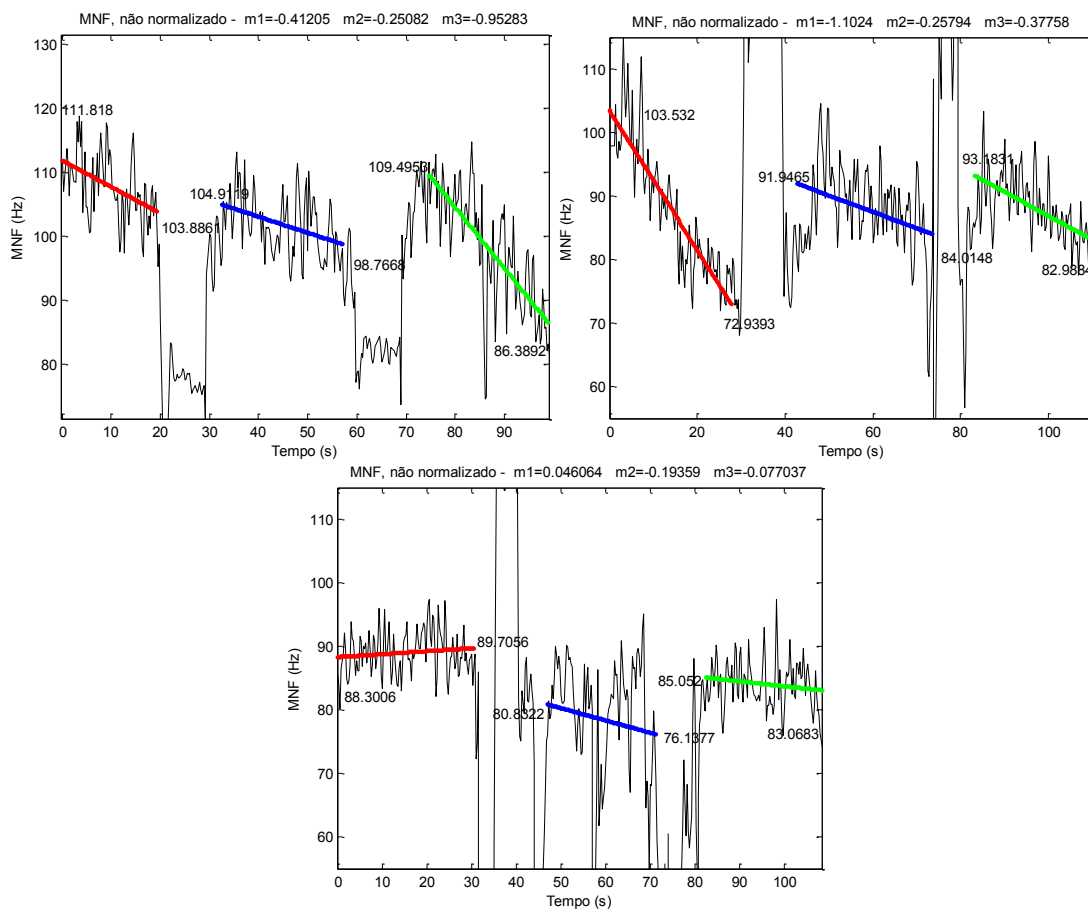


Figura C.4 (parte 3 de 3): Gráficos associados à variável MNF (não normalizada), indicando também os nove parâmetros (i_1 , i_2 , i_3 , f_1 , f_2 , f_3 , m_1 , m_2 , m_3) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados respectivamente os voluntários V21, V22, V23.

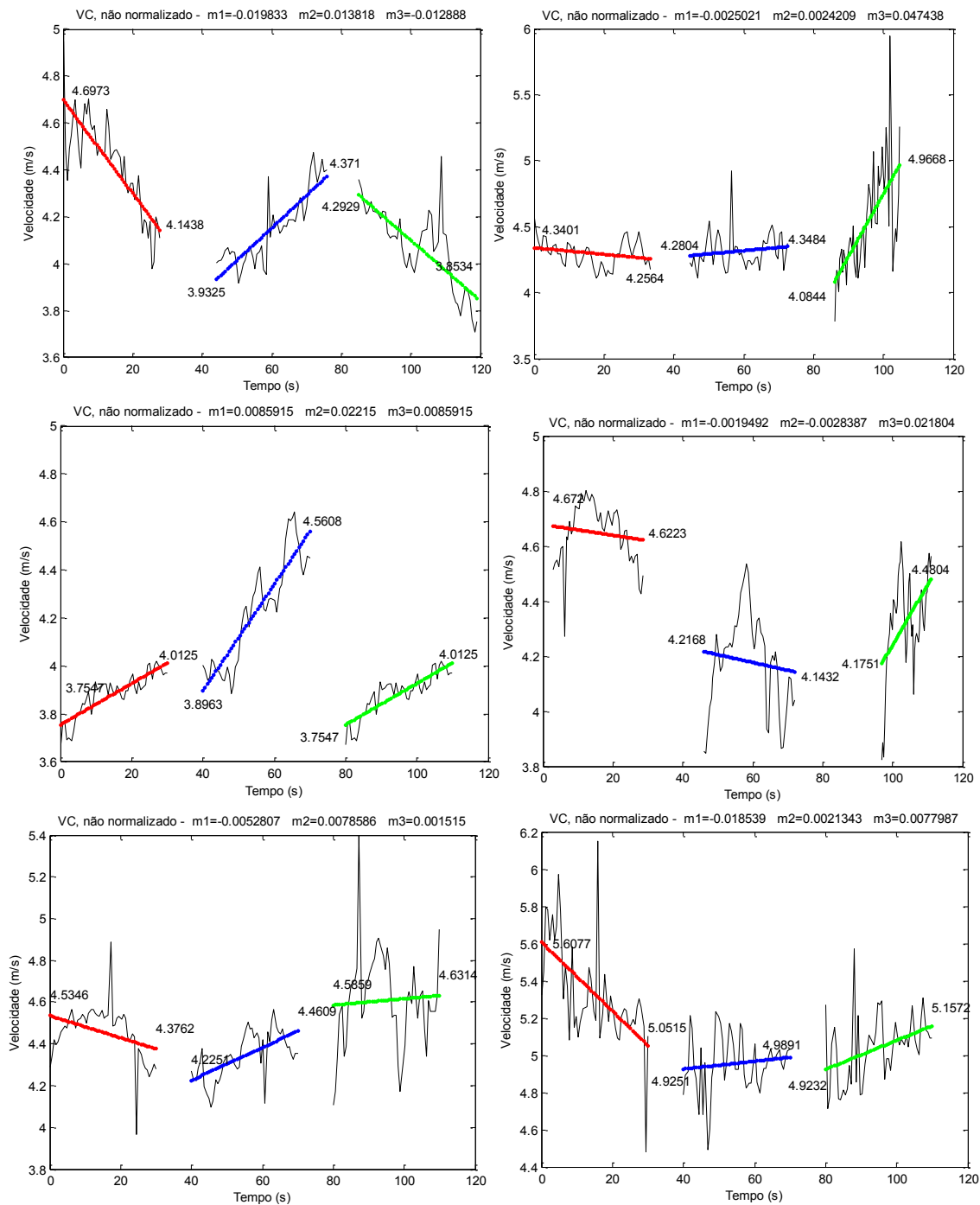


Figura C.5 (parte 1 de 3): Gráficos associados à variável VC (não normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados respectivamente os voluntários V02, V03, V04, V05, V08, V09.

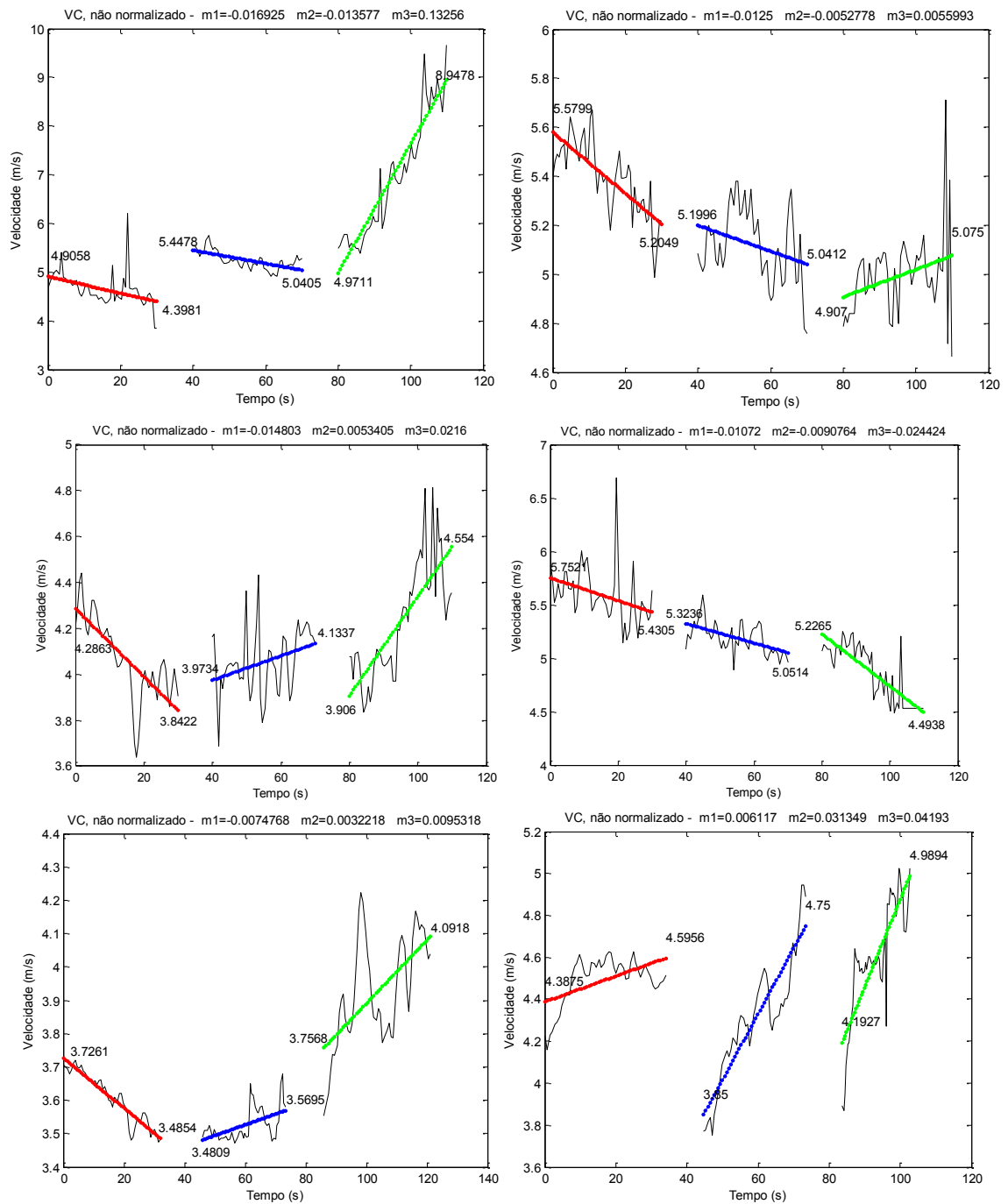


Figura C.5 (parte 2 de 3): Gráficos associados à variável VC (não normalizada), indicando também os nove parâmetros ($i_1, i_2, i_3, f_1, f_2, f_3, m_1, m_2, m_3$) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados respectivamente os voluntários V10, V13, V16, V17, V18, V19.

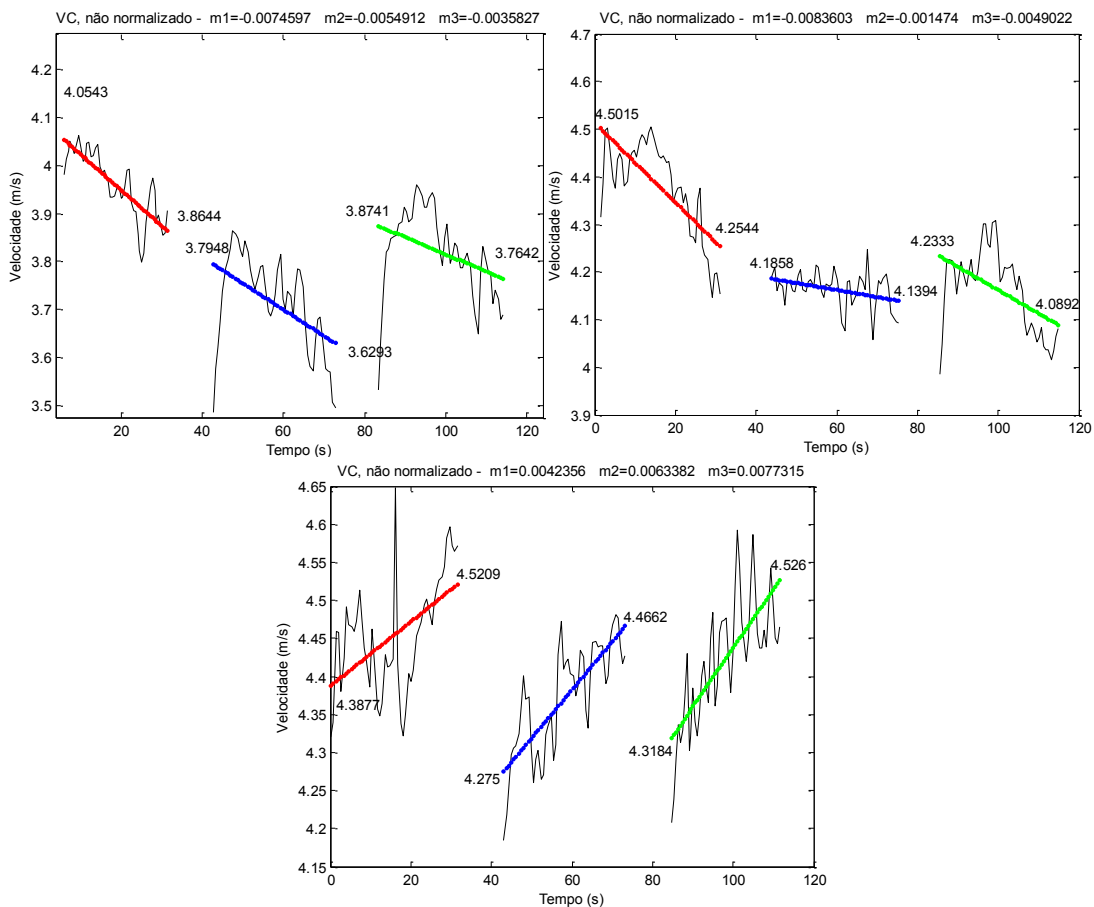


Figura C.5 (parte 3 de 3): Gráficos associados à variável VC (não normalizada), indicando também os nove parâmetros (i_1 , i_2 , i_3 , f_1 , f_2 , f_3 , m_1 , m_2 , m_3) associados às retas de regressão das três contrações consecutivas. Da esquerda para a direita são apresentados respectivamente os voluntários V21, V22, V23.

Apêndice D – Tabelas com os valores das variáveis e dos parâmetros da reta de regressão

Tabela D.1: Valores da variável ARV normalizada e parâmetros da reta de regressão de cada voluntário.

ARV norm.	m_1	m_2	m_3	i_2-f_1	i_3-f_2	i_2-i_1	i_3-i_2	f_2-f_1	f_3-f_2	m_2-m_1	m_3-m_2
V02	0,007583	0,038401	0,032982	-0,91683	-0,1216	-0,71213	1,06883	0,2736	0,9669	0,0308181	-0,00542
V03	0,025868	0,033369	0,067614	-0,0174	-0,6087	0,8233	0,3089	0,9002	0,5914	0,007501	0,034245
V04	0,12978	1,0123	0,055325	-3,1182	-13,5151	0,2886	1,4158	11,8127	-12,1596	0,88252	-0,95698
V05	0,037159	-0,01093	0,031584	-0,986	0,15507	0,0823	-0,15102	-1,29209	0,73149	-0,048092	0,042517
V08	0,069733	0,078061	0,023129	-2,46084	-1,1107	-0,47344	1,21164	-0,1385	-0,6076	0,008328	-0,05493
V09	0,077414	0,082436	0,094304	-2,15822	-1,9292	-0,01002	0,27602	0,047	0,452	0,005022	0,011868
V010	-0,01053	0,033199	0,19095	0,7632	-1,61112	0,4572	-0,64002	1,7343	3,3536	0,043727	0,157751
V013	-0,00883	-0,00238	-0,04771	0,17984	0,31667	-0,07639	0,24889	0,11206	-0,55421	0,0064573	-0,04534
V16	-0,02279	0,011591	0,007413	-0,10518	-0,13099	-0,77742	0,20514	0,23095	0,05806	0,034379	-0,00418
V17	0,013949	0,06656	0,07178	0,0252	-0,5322	0,4541	1,3981	1,9555	1,3521	0,052611	0,00522
V18	0,013481	0,004462	0,026028	-0,48008	0,1752	-0,05878	0,29458	-0,3607	1,0601	-0,009019	0,021566
V19	0,051459	0,072765	0,08147	-1,3855	-1,68	0,3126	0,3575	0,652	-0,1932	0,021306	0,008705
V21	-0,00540	-0,01827	0,016364	0,04462	0,5469	-0,05936	0,09916	-0,40312	0,9437	-0,0128735	0,034639
V22	0,05335	0,031062	0,036941	-1,69467	-0,21	-0,21417	0,74517	-0,7395	0,7874	-0,022288	0,005879
V23	0,054351	0,022595	0,028711	-0,8325	-0,403	0,8252	0,1449	-0,2846	0,3363	-0,031756	0,006116
Média	0,032438	0,097014	0,047791	-0,87617	-1,37725	0,05744	0,465573	0,966653	-0,1921	0,06457607	-0,04922

Tabela D.2: Valores da variável RMS normalizada e parâmetros da reta de regressão de cada voluntário.

RMS norm.	m_1	m_2	m_3	i_2-f_1	i_3-f_2	i_2-i_1	i_3-i_2	f_2-f_1	f_3-f_2	m_2-m_1	m_3-m_2
V02	0,0089181	0,039682	0,03428	-0,94622	-0,1339	-0,70542	1,09622	0,2839	0,9974	0,030764	-0,0054
V03	0,027613	0,032112	0,06490	-0,0647	-0,5651	0,8327	0,318	0,8184	0,5869	0,004499	0,032791
V04	0,14026	1,0103	0,05390	-3,1013	-3,6558	0,6506	1,246	1,8005	-2,3351	0,87004	-0,9564
V05	0,038274	-0,011318	0,03057	-0,9995	0,1697	0,1009	-0,1472	-1,3164	0,7275	-0,049592	0,041884
V08	0,054893	0,065041	0,01752	-2,04228	-0,8839	-0,47778	1,05108	-0,1073	-0,5028	0,010148	-0,04752
V09	0,075547	0,079495	0,08961	-2,11029	-1,8258	-0,01389	0,30069	0,0162	0,437	0,003948	0,01012
V010	-0,009125	0,036838	0,18759	0,73333	-1,68326	0,4687	-0,60566	1,81093	3,194	0,045963 3	0,150752
V013	-0,0089818	-0,000558	-0,0467	0,17161	0,28076	-0,08886	0,26486	0,15571	-0,58317	0,008424	-0,04614
V16	-0,02134	0,012474	0,00596	-0,12626	-0,13254	-0,75578	0,2292	0,23548	0,01946	0,033814	-0,00651
V17	0,013685	0,067259	0,06739	0,0275	-0,5495	0,4483	1,401	1,978	1,2196	0,053574	0,000133
V18	0,0147	0,0034535	0,02719	-0,49081	0,2011	-0,03141	0,29351	-0,3984	1,1255	-0,011246	0,023733
V19	0,061407	0,073707	0,09219	-1,4895	-1,8032	0,5369	0,2606	0,5743	-0,1207	0,0123	0,018485
V21	-0,0050466	-0,017309	0,01379	0,04677	0,50865	-0,05038	0,08458	-0,3773	0,84315	-0,012262	0,031105
V22	0,027803	0,026223	0,03168	-1,15249	-0,1852	-0,31839	0,62119	-0,3461	0,6702	-0,00158	0,005457
V23	0,057598	0,023003	0,03336	-0,7885	-0,4419	0,9682	0,1159	-0,2307	0,4171	-0,034595	0,010358
Média	0,0317469	0,0960268	0,04689	-0,82218	-0,71333	0,104293	0,43533	0,32648	0,44640	0,064279	-0,04914

Tabela D.3: Valores da variável MDF normalizada e parâmetros da reta de regressão de cada voluntário.

MDF norm.	m₁	m₂	m₃	i₂-f₁	i₃-f₂	i₂-i₁	i₃-i₂	f₂-f₁	f₃-f₂	m₂-m₁	m₃-m₂
V02	-0,00815	-0,00173	-0,01351	0,04489	0,13053	-0,17529	0,07696	-0,00868	-0,31535	0,00643	-0,01178
V03	-0,00642	-0,00441	-0,00538	0,04479	0,07923	-0,16381	-0,04213	-0,07657	-0,01632	0,00200	-0,00097
V04	-0,00069	-0,00167	0,002823	-0,00936	-0,04462	-0,0284	-0,09138	-0,05612	0,03232	-0,00098	0,004493
V05	-0,00255	-0,00366	0,002759	-0,07572	0,08962	-0,14917	-0,01282	-0,17816	0,13999	-0,00110	0,006418
V08	-0,00598	-0,00282	-0,00880	0,02218	0,03958	-0,14829	-0,04436	-0,06176	-0,15189	0,00316	-0,00598
V09	-0,00805	-0,00055	-0,00448	-0,03865	0,09874	-0,26194	0,08389	-0,0535	-0,01428	0,00749	-0,00392
V010	-0,00904	-0,00964	-0,00791	0,268722	0,25685	0,0065	-0,02501	-0,01314	0,05125	-0,00059	0,00173
V013	-0,01025	-0,00469	-0,01104	0,20724	0,16749	-0,11039	0,0115	0,05125	-0,05887	0,00555	-0,00635
V16	-0,01112	0,000503	-0,01510	0,11437	0,10514	-0,21358	0,11971	0,12894	-0,27994	0,01162	-0,0156
V17	-0,00301	-0,00427	-0,01832	0,06065	0,03153	-0,03181	-0,09238	-0,06326	-0,44949	-0,00127	-0,01405
V18	-0,00375	-0,00277	-0,00390	0,02899	0,15056	-0,08835	0,07656	-0,04501	0,01781	0,00099	-0,00114
V19	-0,00191	-0,00714	-0,00318	-0,17077	0,06995	-0,23385	-0,10319	-0,34391	0,0119	-0,00523	0,00396
V21	-0,00286	-0,00179	-0,00977	-0,00556	0,11009	-0,06055	0,06625	-0,0494	-0,12689	0,00107	-0,00798
V22	-0,00900	-0,00339	-0,00281	0,18997	0,09271	-0,05998	-0,01144	0,08582	0,01679	0,00562	0,000575
V23	0,000405	-0,00177	-0,00004	-0,08067	0,08017	-0,06827	0,03716	-0,12368	0,07902	-0,00218	0,001729
Média	-0,00549	-0,00249	-0,00658	0,026085	0,089898	-0,13313	0,017275	-0,04654	-0,0782	0,00299	-0,00408

Tabela D.4: Valores da variável MNF normalizada e parâmetros da reta de regressão de cada voluntário.

MNF norm.	m₁	m₂	m₃	i₂-f₁	i₃-f₂	i₂-i₁	i₃-i₂	f₂-f₁	f₃-f₂	m₂-m₁	m₃-m₂
V02	-0,0096	-0,00091	-0,01238	0,06184	0,11287	-0,19891	0,08469	0,03366	-0,29568	0,00874866	-0,01147
V03	-0,00649	-0,00569	-0,00915	0,05585	0,09777	-0,15535	-0,05884	-0,10076	-0,06471	0,0008035	-0,00346
V04	-0,00640	-0,00231	-0,00020	0,07187	-0,04866	-0,09947	-0,09082	0,02971	-0,05357	0,004095	0,002109
V05	-0,00454	-0,00139	0,002502	-0,0788	0,03998	-0,20941	0,00083	-0,11795	0,08565	0,0031445	0,003901
V08	-0,00602	-0,00401	0,001676	0,02699	0,05517	-0,14455	-0,064	-0,09218	0,09164	0,0020133	0,005682
V09	-0,01182	-0,00353	-0,00497	0,04422	0,12111	-0,2633	0,02676	-0,05013	-0,00448	0,0082928	-0,00145
V010	-0,00971	-0,00923	-0,00674	0,29517	0,24408	0,0137	-0,02601	0,02508	0,06887	0,0004722	0,002495
V013	-0,00934	-0,00445	-0,00819	0,17436	0,113718	-0,11526	-0,03418	0,02646	-0,0542	0,0048946	-0,00374
V16	-0,01154	0,001681	-0,01184	0,09962	-0,01171	-0,24095	0,10354	0,21487	-0,31353	0,013226	-0,01352
V17	-0,00232	-0,00479	-0,01577	0,05163	0,01381	-0,01964	-0,12515	-0,08733	-0,40023	-0,0024742	-0,01098
V18	-0,00249	-0,00157	-0,00247	-0,01937	0,14164	-0,09727	0,09957	-0,06144	0,05768	0,00092	-0,0009
V19	-0,00177	0,003881	-0,00155	-0,18303	0,06039	-0,24151	-0,03372	-0,27714	0,03212	-0,0021087	0,002332
V21	-0,00368	-0,00224	-0,00852	0,00918	0,09595	-0,06176	0,04099	-0,04578	-0,11069	0,0014419	-0,00628
V22	-0,01065	-0,00249	-0,00365	0,18359	0,08855	-0,1119	0,01194	0,10698	-0,00992	0,0081566	-0,00116
V23	0,000522	-0,00219	-0,00087	-0,10048	0,10095	-0,08458	0,04779	-0,15364	0,07848	-0,0027141	0,00132
Média	-0,00639	-0,00258	-0,00547	0,036487	0,076744	-0,14503	0,008582	-0,03168	-0,06447	0,0038188	-0,0029

Tabela D.5: Valores da variável VC normalizada e parâmetros da reta de regressão de cada voluntário.

VC norm.	m₁	m₂	m₃	i₂-f₁	i₃-f₂	i₂-i₁	i₃-i₂	f₂-f₁	f₃-f₂	m₂-m₁	m₃-m₂
V02	-0,00422	0,00294	-0,00274	-0,045	-0,01664	-0,16282	0,07673	0,04837	-0,1102	0,0071639	-0,00569
V03	-0,00058	0,00056	0,01093	0,00553	-0,0608	-0,01374	-0,04516	0,02117	0,1425	0,00113433	0,010372
V04	0,00229	0,00589	0,00229	-0,0309	-0,2147	0,0377	-0,0377	0,1461	-0,1461	0,0036109	-0,00361
V05	-0,00042	-0,00061	0,00467	-0,08679	0,00683	-0,09744	-0,00892	-0,10254	0,07217	-0,0001904	0,005274
V08	-0,00116	0,00173	0,00033	-0,03331	0,02756	-0,06825	0,07955	0,01868	0,03756	0,0028975	-0,0014
V09	-0,00331	0,00038	0,00139	-0,02254	-0,01175	-0,12172	-0,00033	-0,01112	0,02997	0,00368661	0,00101
V010	-0,00345	-0,00277	0,02702	0,214	-0,0142	0,1105	-0,0972	0,131	0,7964	0,0006824	0,029789
V013	-0,00224	-0,00094	0,00100	-0,00095	-0,02405	-0,06816	-0,05243	-0,02933	0,00605	0,00129434	0,001949
V16	-0,00345	0,00124	0,00504	0,03061	-0,05312	-0,073	-0,01574	0,06799	0,09802	0,0046995	0,003793
V17	-0,00186	-0,00158	-0,00425	-0,01858	0,03044	-0,07449	-0,01689	-0,06591	-0,09694	0,0002858	-0,00267
V18	-0,00201	0,00086	0,00256	-0,00119	0,05023	-0,0658	0,074	0,02258	0,14023	0,00287125	0,001693
V19	0,00139	0,00714	0,00956	-0,16991	-0,12699	-0,12251	0,07812	0,0352	0,0546	0,0057509	0,002412
V21	-0,00184	-0,00135	-0,00088	-0,01714	0,0604	-0,06399	0,01956	-0,05798	0,03327	0,0004856	0,000471
V22	-0,00186	-0,00033	-0,00109	-0,01523	0,02087	-0,07012	0,01054	-0,02556	-0,01114	0,00152976	-0,00076
V23	0,00096	0,00144	0,00176	-0,05608	-0,03369	-0,02568	0,00989	-0,0125	0,0136	0,00047927	0,000318
Média	-0,00145	0,00097	0,00384	-0,01649	-0,02397	-0,05863	0,00493	0,01241	0,07067	0,00242545	0,002864

Apêndice E – Checklist EMG-USB 64 e Miso II

CHECKLIST DO MATERIAL:

- Microcomputador portátil Dell com porta USB-2
- Eletromiógrafo EMG-USB 64 canais (OT Bioelettronica®, Torino, Itália)
- Sistema de aquisição de força MISO II (OT Bioelettronica®, Torino, Itália)
- Aplicativo MATLAB 2008 (Mathworks®, Natick, EUA)
- Software do EMG-USB 64 canais (OT Bioelettronica®, Torino, Itália)
- Cabo de dados conectando EMG-USB 64 ao microprocessador portátil
- Cabo de força para o EMG-USB 64
- Cabo de força para o MISO II
- Cabo BNC-BNC (macho-macho), para transferência de dados entre o MISO II e o EMG-USB 64
- Cabo de corrente com gradação, dois mosquetões e empunhadura anatômica de borracha
- Célula de carga de tração/compressão com capacidade máxima de 50 kgf (AEPH), usada no modo de tração
- Matriz bidimensional com 64 eletrodos: flexível e Ag/AgCl (Torino, Itália) com seus 4 cabos e espumas adesivas
- Eletrodo adesivo com gel de Ag/AgCl (@Covidien, Kendall, Mansfield, EUA) descartável, para uso como eletrodo de referência
- Cabo para conexão entre o EMG-USB 64 (OT Bioelettronica®, Torino, Itália) e o eletrodo de referência (OT Bioelettronica®, Torino, Itália)
- Cronômetro (Polar®, Finlândia)
- Tubo com gel condutor (Mercur®)
- Cadeira adaptada e ajustável ao voluntário
- Micropipeta para inserção de gel
- Materiais descartáveis de uso individual: gaze, esparadrapo, detergente neutro, papel toalha, esponjas, água corrente
- Formulários impressos (termo consentimento livre e esclarecido, questionário de avaliação clínica e tabela de medidas antropométricas)
- Checklist do Experimento impresso

CHECKLIST EXECUÇÃO

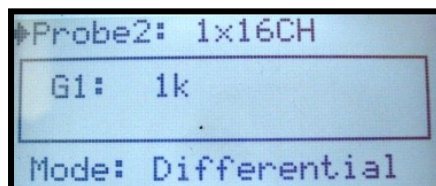
- Conectar os cabos de força de EMG-USB e MISO II
- Conectar o cabo da célula de carga a entrada “CH1/ AUX IN” do MISO II.
- Conectar o cabo BNC-BNC (macho-macho) em “CH1 OUT” do MISO II para o conector “AUX IN 1” no EMG-USB 64.
- Conectar o cabo de dados blindado na saída “USB” do EMG-USB 64 à entrada “USB” do lado esquerdo do microprocessador portátil, e esperar a instalação do “drive EMG-USB device”.
- Conectar o cabo de referência “PATIENT REF”.
- Conectar os cabos, enumerados em sequência, da matriz de eletrodos ao EMG-USB 64 nos respectivos canais: “IN1”, “IN2”, “IN3”, “IN4”.
- Verificar se a fonte geradora se encontra em 50 Hz de fornecimento de energia.
- Energizar e ligar todo o sistema de equipamentos em sequência - microcomputador, EMG-USB, MISO II.

CHECKLIST CONFIGURAÇÃO DISPLAY

- Checar a seguinte configuração no display de cada aparelho:

MISO II:

- Gain 1K; selecionar no botão “Gain select”;
- Mode: ch1; selecionar no botão “mode select”.



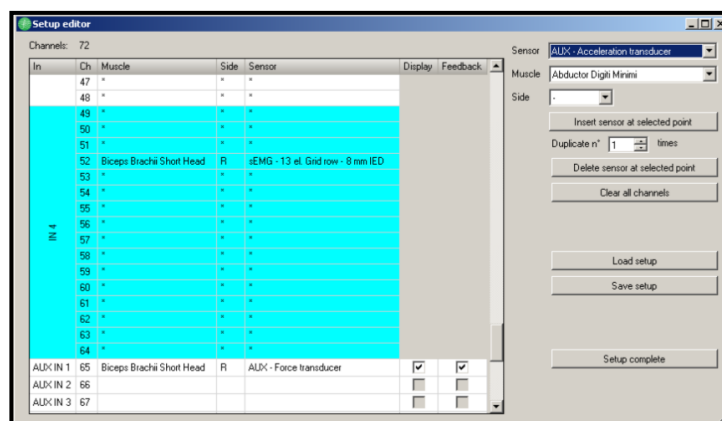
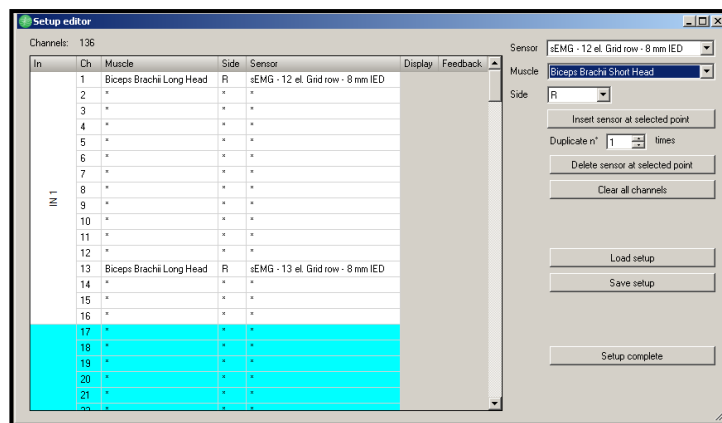
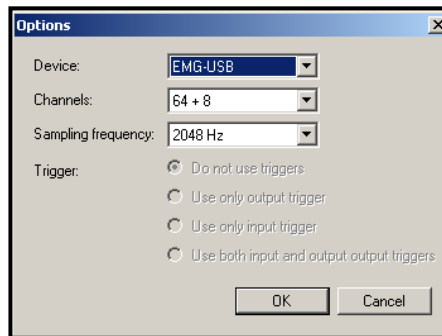
- Caso for medir MVC (contração voluntária máxima) deverá configurar: □ “Offset null”; “Full scale” mede MVC por 3 s com repouso de 3 minutos. Repetir essa sequência a cada MVC.
- Anotar os valores de cada MVC na Tabela.
- Para preparar o MISO II para a aquisição de força com a EMG-S, antes fixe a MVC escolhida no display do MISO II usando o botão “TARGET SELECT” e “RELATIVE MODE” on.

EMG-USB 64 canais:

- Nos itens “Probe1”, “Probe2”, “Probe3”, “Probe4” escolher a mesma configuração para aquisição em todos os quatro canais:
Probe (N)= 1x16ch; Ganho: 1k; Mode: Diferencial.
Observação: Nos “Probe 5 a 8” escolher a opção “Gain: off”.

CHECKLIST CONFIGURAÇÃO SOFTWARE EMG-USB 64

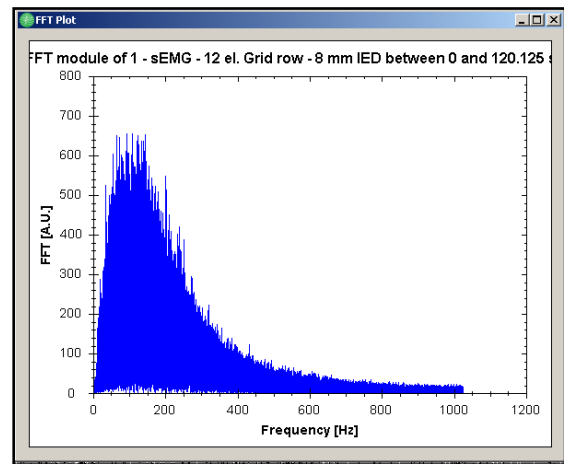
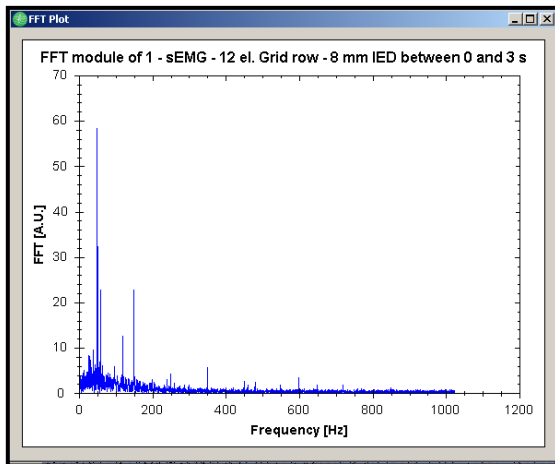
- Para a amostragem: selecionar no menu principal “Tool” > “Options”: Device (EMG- USB); Channels (64+8); Sampling frequency (2048 Hz).
- Para aquisição pelo eletrodo: selecionar no menu principal “Aquisition” > “Setup editor”: Sensor (sEMG – 12 el. Grid row – 8mm IED; ou AUX – Force transducer); Muscle (biceps Brachii Short Head); Side (R). Selecionar “insert sensor at selected point” e em seguida “duplicate n° times” (3 para sEMG 13 el. Grid row – 8mm IED; 1 para AUX –Force transducer). “Save setup” ou “setup complete”.



- Adicionar voluntários: Family name: XXXXX; Sex (Male, female); Anotar o código na Tabela de dados pessoais e inserir informações individuais do voluntário.
- Tempo de aquisição: No menu secundário: Time scale (100 ms); End acquisition in (120 segundos). Epoch (0,5 s).
- Entrar em no modo de visualização do sinal.
- Apagar todas as lâmpadas e tomadas elétricas do laboratório (possíveis fontes de ruído eletromagnético).
- x Caso apareça o aviso “device not ready”, desligar o sistema de notebook e aparelhos de aquisição de sinal.
- x Caso o sinal apresente interferência, se certificar se existe: algum cabo dobrado, se o aparelho EMG-USB está próximo da fonte geradora, verificar o calçado do voluntário se é de borracha.

CHECKLIST DO PREPARO DA PELE, POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS E AQUISIÇÃO DOS SINAIS DE EMG-S E MVC

- Lavar o punho (eletrodo de referência) e o local do bíceps braquial usando esponja com o lado amarelo com sabão líquido neutro para retirada de camada gordurosa na pele
- Utilize gaze para retirar resquícios de tecido epitelial desprendido
- Enxaguar e secar
- Coloque a esponja adesiva sobre a matriz de eletrodos observando a correspondência entre os eletrodos com os furos na esponja
- Posicione a matriz de eletrodos no membro superior direito observando o posicionamento no bíceps braquial. Pressione a matriz de eletrodos, levemente, para aderir à pele.
- Fixar na pele a matriz de eletrodos com esparadrapo e os cabos com fita adesiva entremeando.
- Fixar o eletrodo adesivo de referência no punho do membro a ser estudado
- Conectar os fios aos eletrodos (entrada “PATIENT REF”, acoplagem do adaptador do eletrodo adesivo de referência).
- Com o auxílio da cadeira adaptada, posicionar o voluntário com o ombro aduzido, cotovelo flexionado a 90°, antebraço em supinação e dedos flexionados na empunhadura.
- Acoplar a célula de carga a empunhadura.
- Orientá-lo a não fazer movimentos compensatórios durante o teste.
- Coloque o eletrodo de referência e adapte a empunhadura da célula de carga.
- Faça os ajustes na altura e comprimento ao voluntário de modo confortável.
- Pedir ao voluntário para tracionar o cabo de aço acoplado a célula de carga sem modificar a posição das articulações do membro superior.
- Fazer uma demonstração do feedback visual do sinal de força com o display do MISO II.
- Inserir gel condutor com a micropipeta nos orifícios por duas vezes, verificando a presença do gel pressionando contra a pele do voluntário.
- Para a aquisição do sinal: selecionar no MISO II “offset null” depois iniciar a aquisição no software do EMG-USB “REC”.
- Adquirir o sinal de EMG-S. Após a coleta dos dados retire os eletrodos e realize a limpeza de pele retirando o gel. Registre as observações na ficha do voluntário.
- Desligar interruptores de lâmpadas, fonte, tomadas necessárias.
- Pressionar > “Acquisition display” verificando a qualidade do sinal, caso não esteja adequado, reposicionar o eletrodo ou verificar fontes de ruído, verificar aterramento do laboratório, verificar se a mesa de coleta está próxima a fontes de tensão elétrica.
- Verificar o sinal uma contração mantida de 5 s no posicionamento de coleta.
- Salvar o arquivo e verificar a FFT observando o sinal/ ruído. Selecionar “FFT processing plugging” e observe as possíveis interferências.



- Fazer uma nova aquisição por 120 s com o protocolo experimental.
- "Choose subject" para preencher o nome e sobrenome.

- Salvar na extensão.otb. Salve o arquivo de coleta: nome_local_data.

Anexo A - Formulário para avaliação clínica osteomioarticular e neuromuscular (Modelo) (Di Oliveira 2006)

Nome: _____

Nascimento: ____ / __ / ____ Idade: _____

Curso: _____

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

Telefone residencial: _____ Celular: _____ Horário disponível _____

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

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

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

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

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

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

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

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

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

Declaro verdadeiras as informações por mim fornecidas neste questionário.

Brasília, ____ / ____ / _____

Ass.: _____