

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA POLITÉCNICA

ROBERTO MARTINS DE FREITAS

**Caracterizações de Sinais Mioelétricos
Visando Modelagem Matemática do
Eletromiograma Humano**

São Paulo

2019

ROBERTO MARTINS DE FREITAS

**Caracterizações de Sinais Mioelétricos
Visando Modelagem Matemática do
Eletromiograma Humano**

*Dissertação apresentada à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para a obtenção
do título de Mestre em Ciências*

Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Titular André Fabio Kohn

São Paulo

2019

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-publicação

de Freitas, Roberto Martins

Caracterizações de Sinais Mielétricos Visando Modelagem Matemática do Eletromiograma Humano / R. M. de Freitas -- São Paulo, 2019.

175 p.

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle.

1.MÚSCULOS 2.ELETROMIOGRAFIA 3.SINAL 4.SIMULAÇÃO
5.BIOENGENHARIA I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica.
Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle II.t.

AGRADECIMENTOS

Junto ao amadurecimento dos meus conhecimentos técnicos ao longo desses dois anos e meio de estudo no curso de mestrado, sinto que amadureci pessoalmente. Durante esse tempo, são muitas as pessoas me auxiliaram, me apoiaram e me inspiraram, as quais eu sou eternamente grato. Coloco apenas alguns agradecimentos especiais aqui.

Primeiramente, agradeço à minha família e principalmente aos meus pais por sempre me apoiarem nas minhas escolhas e me ajudarem tanto a conquistar os meus objetivos.

Ao Prof. André Fabio Kohn, por quem tive o privilégio de ser orientado nesse trabalho. Agradeço por ter acreditado no meu trabalho, e principalmente por toda a dedicação e tempo.

Aos meus amigos, principalmente ao meu *labmate*, Pablo Alejandro, quem acompanha diariamente os dramas diários da pesquisa. Um agradecimento mais que especial a Felipe Fava Lima principalmente pelo auxílio com os experimentos práticos. E também ao Fernando Rangel por sempre se disponibilizar prontamente a resolver eventuais problemas técnicos.

Agradeço imensamente a todas as pessoas que se disponibilizaram para participar dos experimentos práticos. Confesso que fiquei surpreso com a quantidade de pessoas, entre amigos e conhecidos, que se ofereceram a me ajudar. Isso significa muito para mim. A ciência brasileira também está agradecida.

Por fim, ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo por todo amparo financeiro e estrutura para a realização da pesquisa.

Ah! E também, é claro, aos meus gatos, Turing e Higgs, pela companhia.

RESUMO

A Unidade Motora (UM), nome dado a um motoneurônio e o conjunto de fibras musculares inervadas por ele, é a componente mais elementar da qual o sistema nervoso se utiliza para controlar contrações musculares. Cada ativação de uma UM se inicia pela formação de potenciais de ação no motoneurônio, que então é propagado para as junções neuromusculares onde potenciais de ação são gerados e então propagados bilateralmente ao longo do sarcolema das fibras até os tendões, acompanhada também de uma contração quase simultânea de todas suas respectivas fibras musculares. A soma espaço-temporal dos potenciais de ação que percorrem as fibras musculares de uma UM é dado o nome de potencial de ação de unidade motora (MUAP, da sigla em inglês de Motor Unit Action Potential), e aos sinais mioelétricos formados pela soma de MUAPs de diferentes UMs captados com eletrodos posicionados apropriadamente de eletromiograma. A técnica de captação desses sinais com eletrodos de superfície, a eletromiografia de superfície (sEMG), é uma ferramenta amplamente utilizada em diversos estudos, principalmente relacionados à cinesiologia e fadiga muscular. Em face de sua importância em estudos de fisiologia, o sinal de sEMG também tem sido sintetizado por meio de simuladores computacionais de maior ou menor semelhança com a biologia. Um desses simuladores foi desenvolvido no Laboratório de Engenharia Biomédica da Escola Politécnica da USP e é denominado ReMoto. Ele é baseado em modelos do funcionamento de motoneurônios da medula espinhal gerando trens de potenciais de ação que acionam um algoritmo de geração de MUAPs.

Esse estudo apresenta uma nova abordagem para se caracterizar quantitativamente e qualitativamente os sinais de EMG superficiais de quatro músculos da perna (Sóleo, Gastrocnêmio Medial, Gastrocnêmio Lateral e Tibial Anterior), e assim prover uma base de dados biológicos para desenvolvimento e validação de modelos computacionais de geração de sinais de sEMG. Analisaram-se tanto características e parâmetros de formatos de MUAPs individualmente, quanto as densidades espectrais de potência (PSD) e funções de densidade de probabilidade (PDF) das amplitudes dos sinais de sEMG captados em contrações isométricas de força controlada de 5%, 10% e 20% da contração voluntária máxima de cada sujeito. Com base nessas análises, propôs-se uma nova versão para o modelo de geração de MUAPs atualmente implementado no ReMoto que fosse capaz de gerar sinais de sEMG mais semelhantes aos sinais biológicos mensurados em humanos. Os MUAPs obtidos dos sinais de sEMG coletados experimentalmente foram expandidos em funções de Hermite-Rodriguez, permitindo com que suas respectivas durações e amplitudes fossem ajustadas para diferentes condições de simulação. Então, um método heurístico foi utilizado para compatibilizar os PSDs e PDFs calculados a partir de sinais sintéticos gerados pelo simulador proposto com os de sinais reais coletados experimentalmente sob as mesmas condições de captação. E desse modo, além de gerar sinais mioelétricos mais compatíveis com sinais reais do que a versão atual do ReMoto, a calibração do modelo proposto em referência aos PDFs e PSDs de sinais reais foi um método sugerido para se extrapolar as amplitudes e durações de MUAPs superficiais associados a UMs tardiamente recrutadas, que são de difícil captação e discriminação em músculos humanos.

Palavras-chave: eletromiografia, simuladores computacionais, sinais mioelétricos, sEMG, dorsiflexão, flexão plantar.

ABSTRACT

The Motor Unit (MU), the name given to a motor neuron and the group of muscle fibers it innervates, is the most elementary component through which the nervous system controls muscular contractions. Each MU activation begins with the formation of action potentials in the motoneuron which then propagate to the neuromuscular junctions which promote the generation of muscle fiber action potentials which are then propagated bilaterally on the fibers' sarcolemma to the tendons, along with the almost simultaneous contraction of all its respective muscle fibers. The resultant spatial-temporal sum of these action potentials that propagates on the muscle fibers of a single MU is called Motor Unit Action Potential (MUAP). The myoelectric signal formed by the sum of MUAPs of different MUs and captured with an appropriate placement of electrodes is called an electromyogram. Surface electromyography (sEMG), a technique to acquire these signals with surface electrodes, is a tool widely used in many studies, particularly those related to kinesiology and muscular fatigue. In light of its importance in physiological studies, the sEMG signals have also been synthesized by computer simulators with different levels of biological resemblance. One of these simulators was developed by the Biomedical Engineering Laboratory of Escola Politecnica of the University of São Paulo and it is called ReMoto. This simulator is based on models of the underlying mechanisms of motoneurons in the spinal cord which produce action potentials trains for the input to an algorithm to generate MUAPs.

This study presents a new approach to quantitatively and qualitatively characterize sEMG signals of four leg muscles (Soleus, Gastrocnemius Medialis, Gastrocnemius Lateralis, Tibialis Anterior) to provide a database of biological features pertaining to the development and validation of computational models of sEMG signal generation. Characteristics and parameters of MUAP's waveforms were analyzed individually, as well as Power Spectral Densities (PSD) and Probability Density Functions (PDF) of sEMG signals which had been captured during isometric constant-force contractions of 5%, 10% and 20% of each subject's maximal contraction force. Based on these analyses, a new version of MUAPs generation model was developed, to be included in the future in the ReMoto simulator. This MUAP generation model is able to generate EMG signals with an improved similarity to biological signals measured in humans when compared to what is available today in ReMoto. MUAPs obtained from experimentally collected sEMG signals were expanded in Hermite-Rodriguez functions, making it possible to adjust their duration and amplitude quantitatively for different simulation scenarios. Following this, a heuristic method was used to fit the PSDs and PDFs calculated from synthetic signals generated by the proposed simulator with signals collected experimentally under the same conditions of acquisition. The heuristic fitting approaches of the proposed model in reference to the PDFs and PSDs of human signals were suggested not only to generate myoelectric signals more compatible with human signals than the ones generated with actual version implemented in ReMoto, but also to extrapolate amplitudes and durations of superficial MUAPs associated with late recruited MUs, which are in turn difficult to capture and discriminate from human muscles.

Key words: electromyography, computer simulations, myoelectric signals, sEMG, dorsiflexion, plantar flexion

LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 1.1: Ilustração do princípio do tamanho de Henneman. Uma mesma corrente é propagada para dois motoneurônios, um de menor corpo celular (Ralto), à esquerda, e outro de maior (Rbaixo), à direita, produzindo um potencial excitatório capaz de disparar um potencial de ação apenas no menor neurônio motor. Imagem adaptada de (KANDEL et al., 2013).</i>	5
<i>Figura 1.2: Esquematização da configuração bipolar de eletrodos em aquisições superficiais de EMG. Imagem adaptada de (MERLETTI; FARINA, 2016).</i>	8
<i>Figura 1.3: A soma de MUAPTs (sinais coloridos) de 20 UMs resultando em um sinal de EMG (sinal em preto) (L.A. ELIAS, figura cedida pelo autor).</i>	10
<i>Figura 1.4: Captações superficiais de sinais de EMG durante três condições de contração: (a) sinal de EMG durante contração extremamente fraca; (b) EMG quando houve um leve aumento da força de contração em relação àquela mantida durante a aquisição (a), notando-se o recrutamento de mais duas UMs (recruitment coding), associadas aos MUAPs indicados pelas setas azuis e vermelhas, e um aumento na frequência de disparo da UM (MUAPs com setas verdes) já recrutada durante a contração mantida na aquisição (a); (c) aumento da força de contração da mantida durante a contração (b), com formação de um padrão de interferência, devido a aumento no grau de sobreposições de MUAPs. Imagem adaptada de (MEZZARANE et al., 2013).</i>	11
<i>Figura 1.5: Exemplificação de Synchronous Averaging com 4 trechos de um sinal de EMG superficial adquirido do músculo Gastrocnêmio Medial.</i>	13
<i>Figura 1.6: MUAP bifásico e outro trifásico modelados a partir de equações de Hermite-Rodriguez.</i>	17
<i>Figura 1.7: Espalhamento de 700 territórios de UMs, pontos pretos, na secção transversal do músculo Sóleo</i>	18
<i>Figura 1.8: Relação entre limiar de recrutamento, como variável de torque, e amplitude de pico. Dados de MUAPs até 60% da força de contração voluntária máxima dos sujeitos (HOGREL, 2003).</i>	22

<i>Figura 1.9: Relação entre amplitudes de MUAPs e limiar de recrutamento de suas respectivas UMs para dois sujeitos, cada qual correspondente a um gráfico. Em azul, amplitudes pico a pico de MUAPs superficiais coletados do primeiro músculo interósseo não comprometido pelo AVE; Em vermelho, os dados para o músculo comprometido. Dados de MUAPs até 60% da força de contração voluntária máxima dos sujeitos. Imagem adaptada de (HU et al., 2012).</i>	22
<i>Figura 3.1: Posicionamento dos eletrodos para captações de sinais de sEMG dos músculos do Tríceps Sural (Imagem fornecida por Felipe Fava de Lima).</i>	31
<i>Figura 3.2: Exemplificação da acomodação do sujeito durante as tarefas de força (contração voluntária máxima e contração de força controlada). (a) posicionamento do sujeito durante a tarefa de força controlada com “feedback” visual exibido na tela à frente do sujeito. (b) mesmo cenário sob outra perspectiva.</i>	38
<i>Figura 3.3: Esquema de procedimentos experimentais para captação e aquisição de sinais de EMG para fins desse estudo.</i>	39
<i>Figura 3.4: Variações das durações de MUAPs bifásicos, (a), e trifásicos, (b), em função da variação do fator λ de 0,1 a 0,8, em passos de 0,1, e com fator de amplitude igual a 1.</i>	47
<i>Figura 3.5 Características de MUAPs. As linhas vermelhas tracejadas delimitam o limiar de 5% da amplitude absoluta máxima do sinal. Cada pico é indicado com uma marcação ‘O’, e o início e final do MUAP com ‘X’. A flecha lilás horizontal indica a duração máxima entre picos, e a flecha preta horizontal, a duração máxima. Já a flecha lilás vertical sinaliza a amplitude absoluta máxima do sinal, e a flecha preta vertical, a amplitude máxima entre picos consecutivos.</i>	53
<i>Figura 3.6 Parâmetros quantitativos associados aos PSDs estimados. A flecha na vertical indica a frequência correspondente ao pico de máxima densidade de potência. Os “X” demarcam as densidades de potência iguais a 50% da máxima densidade de potência do espectro, os quais delimitam a banda indicada pela flecha na horizontal.</i>	55
<i>Figura 3.7: Amplitudes descorrelacionadas amostradas com período de amostragem determinado pela função de autocorrelação de um sinal de sEMG,</i>	

marcado com um “X” vermelho. As linhas tracejadas em preto equivalem a 0,05 e -0,05.	58
Figura 3.8: Resultado de uma simulação gerada com o modelo de distribuição de UMs implementado no ReMoto. Foram simulados 1000 UMs em uma secção transversal de 18,5 mm de diâmetro.	66
Figura 3.9: Aumento da duração de um MUAP, do traçado azul ao vermelho, para efeito de simulação de fadiga muscular.	69
Figura 3.10 Variação aleatória do formato do MUAP.	69
Figura 4.1: Formatos de um mesmo MUAP de um sinal de sEMG filtrado em três bandas frequência: 20-500 Hz, 20-1000 Hz e 20-1500 Hz.	76
Figura 4.2: Distorções dos formatos de um MUAP de modelo bifásico, (a), e outro de modelo trifásico, (b).causadas pela filtragem de componentes de frequências de 60Hz, 120Hz, 180Hz, 240Hz, 300Hz, 420Hz.	77
Figura 4.3: Relação entre as amplitudes máximas absolutas e as amplitudes máximas pico-a-pico dos MUAPs superficiais analisados.	79
Figura 4.4: Relação entre as durações e as durações máximas entre picos dos MUAPs superficiais analisados.	80
Figura 4.5: Relação entre as durações e a amplitudes máximas pico-a-pico dos MUAPs superficiais analisados.	80
Figura 4.6: Distinção das durações e amplitudes máximas pico-a-pico dos MUAPs por músculo.	81
Figura 4.7: Distinção das durações e amplitudes máximas pico-a-pico dos MUAPs por sujeito.	82
Figura 4.8: Distinção das durações e amplitudes máximas pico-a-pico dos MUAPs por sujeito (20 sujeitos). Os pontos marcados em azul são referentes o pares ordenados de duração e amplitude máxima absoluta dos formatos de MUAPs captados de homens, e os marcado em vermelho de mulheres.	82
Figura 4.9: Distinção das durações e amplitudes máximas pico-a-pico dos MUAPs decompostos dos sinais de sEMG adquiridos em diferentes níveis de contração. Os pares ordenados em vermelho referem às durações e amplitudes máximas P-P de MUAPs associados a UMs recrutadas acima de 5%CVM, e em azul os dos MUAPs associados a UMs recrutadas abaixo desse nível.	84

<i>Figura 4.10: Histogramas das amplitudes máximas P-P dos MUAPs decompostos dos registros de sinais de sEMG captados no Tibial Anterior. ...</i>	<i>88</i>
<i>Figura 4.11: Histogramas das amplitudes máximas P-P dos MUAPs decompostos dos registros de sinais de sEMG captados no (a) Sóleo; (b) Gastrocnêmio Medial; (c) Gastrocnêmio Lateral.</i>	<i>89</i>
<i>Figura 4.12: Histograma das amplitudes máximas P-P de todos MUAPs analisados.</i>	<i>90</i>
<i>Figura 4.13: Ajuste de uma distribuição log-normal ao histograma das amplitudes máximas P-P de todos MUAPs analisados.</i>	<i>90</i>
<i>Figura 4.14: Histogramas das durações dos MUAPs decompostos dos registros de sinais de sEMG captados do (a) Sóleo; (b) Gastrocnêmio Medial; (c) Gastrocnêmio Lateral.</i>	<i>91</i>
<i>Figura 4.15: Histogramas das amplitudes P-P dos MUAPs decompostos de registros de sinais de sEMG captados no Tibial Anterior.</i>	<i>92</i>
<i>Figura 4.16: Histograma das amplitudes P-P de todos MUAPs analisados.</i>	<i>92</i>
<i>Figura 4.17: Ajuste de uma distribuição log-normal ao histograma das amplitudes P-P de todos MUAPs analisados.</i>	<i>93</i>
<i>Figura 4.18: (a) Conjunto dos 20 trechos selecionados, correspondentes de 20 sujeitos, dos sinais captados do músculo Sóleo com contrações de 10% CVM (b) Média e desvio padrão calculados para cada um dos 6 pontos de (a).</i>	<i>95</i>
<i>Figura 4.19: PSDs médios calculados dos sinais captados com contrações de 5%, 10% e 20% CVM dos músculos do Tríceps Sural: (a) Sóleo; (b) Gastrocnêmio Lateral; (c) Gastrocnêmio Medial. Conforme as legendas dos gráficos: em vermelhos, os PSDs médios estimados de sinais de 5% CVM; em azul, 10% CVM; e em verde, 20% CVM.</i>	<i>98</i>
<i>Figura 4.20: PSDs médios calculados dos sinais de sEMG captados com contrações de 5%, 10% e 20% CVM do Tibial Anterior. Conforme as legendas dos gráficos: em vermelho, o PSD médio estimado de sinais de 5% CVM; em azul, 10% CVM; e em verde, 20% CVM.</i>	<i>98</i>
<i>Figura 4.21: PSDs médios estimados dos sinais de sEMG captados dos músculos do Tríceps Sural e Tibial Anterior com contrações de 10% CVM. Conforme as legendas dos gráficos: em vermelho, o PSD médio estimado de sinais captados do Gastrocnêmio Lateral; em azul, do Gastrocnêmio Media; em verde, do Sóleo; e em lilás, do Tibial Anterior.</i>	<i>99</i>

<i>Figura 4.22: Contorno de um histograma.....</i>	101
<i>Figura 4.23: PDFs médios formados de amplitudes descorrelacionadas amostradas dos sinais captados com contrações de 5%, 10% e 20%CVM dos músculos (a) Sóleo, (b) Gastrocêmio Lateral, e; (c) Gastrocnêmo Medial.</i>	103
<i>Figura 4.24: PDFs médios formados de amplitudes descorrelacionadas amostradas dos sinais captados com contrações de 5%, 10% e 20%CVM do Tibial Anterior.</i>	103
<i>Figura 4.25: PDFs médios formados de amplitudes descorrelacionadas amostradas dos sinais captados dos músculos do Tríceps Sural e do Tibial Anterior com contrações de 10%CVM. Em vermelho, os PDFs médios estimados de sinais captados do LG; em azul, do MG; e em verde, do SO; e em lilás, do TA.....</i>	104
<i>Figura 4.26: Distribuição de amplitudes de um sinal captado do TA com contração de 10%CVM, (a), e outro captado do LG com contração de 20%CVM, (b), de sujeitos diferentes.</i>	106
<i>Figura 4.27: Distribuição de 1000 UMs na secção transversal de um músculo com 18,5 mm de diâmetro simulada com o novo modelo de simulação proposto.</i>	108
<i>Figura 4.28: Dois MUAPs com formatos distintos expandidos em funções de HR. Em (a), um MUAP decomposto de um sinal captado do SO, e em (b), do TA. Sinal original em linha tracejada e aproximação em linha cheia.....</i>	110
<i>Figura 4.29: Tempo médio de computação de expansões de HR de 200 MUAPs, e o EQM médio calculado entre os formatos originais e suas respectivas versões expandidas, para expansões com 10 a 22 coeficientes. Os valores de EQM foram divididos pelo valor médio calculado para expansões de 10 coeficientes.</i>	111
<i>Figura 4.30: Comparação entre PSDs médios estimados de sinais sintéticos associados a simulações do músculo Sóleo em contração de 10%CVM gerados com o simulador do ReMoto, PSD médio em vermelho e respectivo desvio padrão em azul, e com o simulador novo, PSD médio em azul e desvio padrão em vermelho, em referência aos PSDs estimados de sinais reais. Em (a), o traçado em preto indica o PSD médio estimado dos sinais reais nas mesmas condições simuladas. E em (b), os traçados discriminados dos 20 PSDs adicionados ao cálculo do PSD médio de (a).....</i>	114

<i>Figura 4.31: Comparação entre PDFs médios estimados das amplitudes de sinais sintéticos associados a simulações do músculo Sóleo em contração de 10%CVM gerados com o simulador do ReMoto, PDF médio contornado em vermelho e respectivo desvio padrão em azul, e com o simulador novo, PDF médio contornado em azul e desvio padrão em vermelho, em referência aos PDFs estimados de sinais reais. Em (a), o traçado em preto indica o PDF médio estimado dos sinais reais nas mesmas condições simuladas. E em (b), os contornos discriminados dos 20 PDFs adicionados ao cálculo do PDF médio de (a).....</i>	<i>115</i>
<i>Figura 4.32: As mesmas comparações entre PSDs estimados de sinais sintéticos e sinais reais da Figura 4.30, para captações do músculo Gastrocnêmio Medial em contração de 10%CVM.....</i>	<i>116</i>
<i>Figura 4.33: As mesmas comparações entre os PDFs estimados de sinais sintéticos e sinais reais da Figura 4.31, para captações do músculo Gastrocnêmio Medial em contração de 10%CVM.....</i>	<i>117</i>
<i>Figura 4.34 As mesmas comparações entre PSDs estimados de sinais sintéticos e sinais reais da Figura 4.30, para captações do músculo Gastrocnêmio Lateral em contração de 10%CVM.</i>	<i>118</i>
<i>Figura 4.35: As mesmas comparações entre os PDFs estimados de sinais sintéticos e sinais reais da Figura 4.31, para captações do músculo Gastrocnêmio Lateral em contração de 10%CVM.</i>	<i>119</i>
<i>Figura 4.36: As mesmas comparações entre PSDs estimados de sinais sintéticos e sinais reais da Figura 4.30, para captações do músculo Tibial Anterior em contração de 10%CVM.</i>	<i>120</i>
<i>Figura 4.37: As mesmas comparações entre PDFs estimados de sinais sintéticos e sinais reais da Figura 4.31, para captações do músculo Tibial Anterior em contração de 10%CVM.</i>	<i>121</i>
<i>Figura 4.38: Distribuição de Amplitudes Máximas P-P dos MUAPs contidos em um sinal de sEMG sintético gerado com o modelo proposto e de outro gerado com o do ReMoto. Em (a) as amplitudes dos MUAPs gerados com o modelo ReMoto, círculos vermelhos, e com o modelo proposto, círculos pretos, são associadas aos índices das UMs; em (b) as distribuições de (a) são exibidas em um histograma.....</i>	<i>123</i>

<i>Figura 4.39: Distribuição de Amplitudes Máximas P-P dos MUAPs contidos em sinais sintéticos gerados com o modelo proposto em que se simulou uma contração de 5%CVM e outra de 10%CVM para captação do Gastrocnêmio Lateral. Em (a) as amplitudes dos MUAPs gerados para simular um sinal de 5%CVM, círculos vermelhos, e de 10%, círculos pretos, são associadas aos índices das UMs; em (b), a mesma distribuição de (a) em função do nível de força, em %CVM, associado ao limiar recrutamento das UMs até 25%CVM.</i>	124
<i>Figura 4.40: As distribuições da Figura 4.40 exibidas em um histograma.</i>	125
<i>Figura 4.41: Relação entre as durações e a amplitudes máximas pico-a-pico dos MUAPs de sEMG gerados em 20 simulações do músculo SO para 20%CVM. Os círculos azuis representam as durações e amplitudes dos MUAPs originais e os pontos vermelhos as dos MUAPs simulados, cujas durações foram mantidas, $C = 0$.</i>	126
<i>Figura 4.42: Relação entre as durações e a amplitudes máximas pico-a-pico dos MUAPs de sEMG gerados em 20 simulações do músculo TA para 10%CVM. Os círculos azuis representam as durações e amplitudes dos MUAPs originais e os pontos vermelhos as dos MUAPs simulados, cujas durações foram alteradas, $C = 0,9$.</i>	126
<i>Figura 4.43: As médias calculadas das frequências médias dos 6 pontos para sinais simulados com fadiga, em vermelho, e sem fadiga, em azul.</i>	127
<i>Figura 5.1: Visão axial da perna esquerda um pouco acima da altura do tornozelo, aproximadamente na mesma localização adotada para o posicionamento dos eletrodos de captação dos sinais mioelétricos do SO, em que o tendão indicado entre o músculo Sóleo e a pele (Imagem de https://anatquest.nlm.nih.gov/).</i>	130
<i>Figura A.1: Locais de posicionamento de eletrodos marcados com um “x” amarelo. Utilização do padrão SENIAM para captação do sinal dos músculos GM, GL e TA (a, b e d, respectivamente), e convenção do laboratório para a captação do músculo SO (c) (Imagens (a), (b) e (d) de http://seniam.org/lowerleg_location.htm. Imagem (d) autoral).</i>	141
<i>Figura A.2: Ilustração dos músculos da perna. Imagem adaptada de (DRAKE; VOGL; MITCHELL, 2005).</i>	142

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1: <i>Frequência máxima média de disparos de cada músculo e nível de força.</i>	61
Tabela 3.2: <i>Quantidades de UMs recrutadas em cada músculo e nível de força, e o limiar de recrutamento, RR, considerado para calculá-las.</i>	61
Tabela 3.3: <i>Quantidade de UMs simuladas de cada tipo (S, FF e FR) para cada músculo (SO, MG, LG e TA).</i>	62
Tabela 3.4: <i>Intervalos de valores do fator de amplitude, A, e duração, λ, para cada tipo de UM (S, FR e FF).</i>	62
Tabela 3.5: <i>Diâmetros das secções transversais de cada músculo considerados nas simulações.</i>	65
Tabela 3.6: <i>Quantidade total de UMs simuladas em cada músculo.</i>	67
Tabela 4.1: <i>Quantidade de MUAPs decompostos de sinais de sEMG adquiridos de cada músculo.</i>	79
Tabela 4.2: <i>Média das amplitudes máximas absolutas e das durações médias de MUAPs decompostos de sinais de sEMG captados de homens e mulheres.</i>	83
Tabela 4.3: <i>Média das durações dos MUAPs decompostos de sinais adquiridos de contrações mais fortes que 5%CVM em comparação com os decompostos de sinais adquiridos abaixo desse nível de força.</i>	84
Tabela 4.4: <i>Quantidade de MUAPs com 2, 3, 4 e 5 fases obtidos.</i>	85
Tabela 4.5: <i>Quantidade de MUAPs. Na última coluna, é posta a porcentagem de MUAPs cuja polaridade da primeira fase é positiva.</i>	85
Tabela 4.6: <i>Valor médio, máximo e mínimo da Amplitude Máxima Absoluta de MUAPs correspondentes de cada músculo.</i>	86
Tabela 4.7: <i>Valor médio, máximo e mínimo da Amplitude Máxima P-P de MUAPs correspondentes de cada músculo.</i>	86
Tabela 4.8: <i>Valor médio, máximo e mínimo da Duração de MUAPs correspondentes de cada músculo.</i>	86
Tabela 4.9: <i>Valor médio, máximo e mínimo da Duração Máxima P-P de MUAPs correspondentes de cada músculo.</i>	86

<i>Tabela 4.10: Quantidade de registros selecionados a partir das análises de fadiga, Subseção 3.2.2, de cada músculo e intensidade de contração.</i>	94
<i>Tabela 4.11: Parâmetros de pico e de largura de banda dos PSDs estimados de sinais captados de cada músculo e nível de contração.</i>	96
<i>Tabela 4.12: Proporção dos PSDs estimados de sinais captados com contrações de 10%CVM estatisticamente equivalente aos de 5%CVM e 20%CVM.</i>	100
<i>Tabela 4.13: As mesmas proporções da Tabela 4.12 particularmente para os PSDs estimados do músculo SO.</i>	100
<i>Tabela 4.14: Comparações entre as distribuições estimadas das amplitudes de sinais de sEMG com as distribuições Gaussiana e Laplaciana. À direita estão postos o número de casos em que os PDFs de amplitudes associados a cada músculo e nível de contração tiveram equivalência com às distribuições Gaussiana e Laplaciana em resposta à não rejeição da hipótese nula do Teste Qui-Quadrado. À esquerda, mostram-se as médias das diferenças calculadas entre as áreas das distribuições de amplitudes e as das distribuições Gaussiana e Laplaciana.</i>	107
<i>Tabela 4.15: Valores calibrados do coeficiente de amplitude dos MUAPs.</i>	112
<i>Tabela 4.16: Valores calibrados dos coeficientes de atenuação de duração, C, e de amplitude, τ_{at}.</i>	112

LISTA DE SÍMBOLOS

A	fator de amplitude de potenciais de ação de unidade motora
b	índice de um bin de um PDF
C	fator de atenuação de duração
d	distância
f	frequência
f_k	frequência de resolução de um espectro
G	PSD unilateral
i	iterador
I	corrente
j	índice de um instante de disparo
J	janela
K	quantidade de disparos
M	número total de faixas de frequências de um PSD
n	graus de liberdade
n_d	quantidade de janelas usadas no cálculo de um PSD
n_{PDF}	quantidade de PDFs
n_{PSD}	quantidade de PSDs
N	número de unidades motoras
P	potência
r	raio
R	resistência
\bar{R}	valor médio de raio
RR	nível de força em que a última unidade motora é recrutada
RTE	nível de força
t	variável de tempo

T	período de tempo
u	índice de unidade motora
v	coeficiente de manifestação de fadiga
V	tensão
W	comprimento de janela
α	nível de significância
β	coeficiente de expansão de hermite-rodriguez
ζ	coeficiente de atenuação de janelas de tukey
θ	primeiro instante de disparo
θ	intervalo de tempo entre disparos
λ	fator de duração de potencias de ação de unidade motora
τ_{at}	fator de atenuação de amplitude
Φ	trem de disparos
χ^2	variável aleatória de distribuição qui-quadrado

LISTA DE SIGLAS

AVE	acidente vascular encefálico
CVM	contração voluntária máxima
EMG	eletromiografia
FF	unidade motora rápida e fatigante (fast fatigable)
FR	unidade motora rápida e resistente à fadiga (fast fatigue resistant)
HR	hermite-rodriguez
LEB	laboratório de engenharia biomédica
LG	gastrocnêmio lateral (lateral gastrocnemius)
MG	gastrocnêmio medial (medial gastrocnemius)
MNF	frequência média de um espectro
MUAP	potencial de ação de unidade motora
MUAPT	trem de potenciais de ação de unidade motora
PDF function)	função de densidade de probabilidade (probability density
PEPS	potenciais sinápticos excitatórios
PIPS	potenciais sinápticos inibitórios
PSD	densidade espectral de potência (power spectral density)
RMS	valor eficaz (root mean square)
S	unidade motora lenta (slow)
sEMG	sinal de eletromiografia captado com eletrodo(s) de superfície
SNR	relação sinal-ruído (signal-to-noise ratio)
SO	sóleo
TA	tibial anterior
UM	unidade motora
USP	universidade de são paulo

SUMÁRIO

1.	Introdução e Revisão Bibliográfica.....	1
1.1	Fisiologia do Controle Motor	2
1.2	Eletromiografia.....	6
1.3	Discriminação de MUAPs	9
1.4	Sinais de EMG sintéticos	14
1.5	Características do EMG	19
1.6	Características de MUAPs	20
1.7	MUAPs de UMs Tardiamente Recrutadas.....	21
2.	Objetivos	23
2.1	Caracterização da atividade mioelétrica superficial de músculos da perna	24
2.2	Simulação de sinais de EMG de superfície	25
3.	Materiais e Métodos	26
3.1	Materiais	27
3.1.1.	Aquisição de Sinais	27
3.1.2	Processamento de Sinais.....	28
3.1.3	Análises Estatísticas.....	28
3.2	Métodos	29
3.2.1	Aquisição de Sinais	30
3.2.1.1	Participantes.....	30
3.2.1.2	Preparação	30
3.2.1.3	Captação de Sinais de EMG e Força	33
3.2.1.3.1	Sinais de EMG para Decomposição.....	34
3.2.1.3.2	Contrações de Força Controlada.....	36
3.2.2	Pré-processamento de Sinais	40
3.2.2.1	Sinais de EMG.....	40
3.2.2.2	Fadiga e Efeitos em Sinais de sEMG	41
3.2.2.3	Sinais de Força.....	42
3.2.3	Simulações – Filtros.....	43
3.2.3.1	Filtros Passa-Banda	43
3.2.3.2	Filtro Notch para Interferências de Rede.....	44
3.2.4	Decomposição de MUAPs	49

3.2.5	Características de MUAPs	51
3.2.6	Densidade Espectral de Potência	54
3.2.7	Função Densidade de Probabilidade.....	56
3.2.8	Sinais de sEMG Sintéticos.....	60
3.2.8.1	Simulações com Base no Simulador ReMoto	62
3.2.8.2	Proposta de Simulador	63
4.	Resultados	74
4.1	Simulações de filtragem	75
4.2	Características de MUAPs	78
4.3	Teste de Fadiga.....	94
4.4	PSDs.....	96
4.5	PDFs.....	101
4.6	Simulações – ReMoto.....	108
4.6.1	Expansão de Hermite-Rodriguez.....	109
4.6.2	Calibrações	111
4.6.3	Comparações.....	113
4.6.4	Simulação de Fadiga.....	127
5.	Discussão.....	128
6.	Conclusões e Trabalhos Futuros.....	137
A.	Apêndice.....	140
A.1	Posicionamento de Eletrodos	141
A.2.	Músculos da Perna.....	142
A.3.	Demonstração.....	143
	Referências.....	144

1. INTRODUÇÃO E REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

1.1 FISILOGIA DO CONTROLE MOTOR

Diariamente, realizamos diversas e inúmeras tarefas motoras voluntárias, das mais minuciosas, como a escrita, até as mais automáticas, como a marcha de uma caminhada. Independente da tarefa voluntária, nosso sistema nervoso é responsável por controlá-las através de mecanismos tão complexos que, mesmo com os atuais avanços das tecnologias e das ciências, ainda estamos bastante longe de compreendê-los por completo.

Uma simples tarefa, como se manter em pé em uma fila, requer contrações conjuntas de músculos do nosso corpo que nos dão sustentação suficiente para não cairmos. Os músculos são compostos por fibras musculares, alguns com milhares e outros com até centenas de milhares de fibras, que se contraem estrategicamente de modo a controlar a velocidade e intensidade da força de contração (ENOKA, 2008). As fibras musculares expressam diferentes propriedades contráteis devido a várias propriedades bioquímicas. Em estudos histoquímicos baseados na reatividade de enzimas fibrilares (ATPase), as fibras musculares são classificadas em duas principais categorias: Tipo I, fibras lentas e que geralmente são resistentes à fadiga, e Tipo II, fibras rápidas e menos resistentes à fadiga, sendo distribuídas aleatoriamente pelas secções transversais de músculos (DAHMANE et al., 2005). As proporções dos tipos de fibras variam bastante de um músculo para outro, e são associadas à suas respectivas funcionalidades. Por exemplo, o músculo Sóleo, que atua imensamente na sustentação da postura parada em pé, é composto de mais de 80% de fibras do Tipo I. Por outro lado, o músculo orbicular do olho, responsável pelo rápido piscar das pálpebras, é composto de mais de 80% de fibras do Tipo II (JOHNSON et al., 1973).

A soma das forças de contração de conjuntos de fibras musculares resulta na força de contração exercida por um músculo. Cada conjunto de fibras é inervado por um único neurônio motor, motoneurônio, que atua como uma ponte entre o sistema nervoso e o sistema muscular através da modulação de contrações fibrilares por comandos neurais (DUCHATEAU;

ENOKA, 2011). À composição de um motoneurônio (soma, axônio e ramificações terminais) e todas as fibras musculares que esse inerva é dado o nome de Unidade Motora (UM), elemento básico funcional utilizado pelo sistema nervoso para controlar contrações musculares (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; KERNELL, 2006).

Além de serem conectados às fibras musculares, motoneurônios também são conectados a circuitos neurais na medula espinhal. Neurônios descendentes, aferentes sensoriais, interneurônios e outros elementos dessas redes neurais, geram potenciais sinápticos inibitórios (PIPS) e excitatórios (PEPS) nos corpos celulares de neurônios motores (PIERROT-DESEILLIGNY; BURKE, 2012). Quando a soma desses potenciais de entrada excede o potencial limiar de disparo de um motoneurônio, chamado de limiar de recrutamento, um potencial de ação nele é disparado, e então propagado para todas as fibras musculares por ele inervadas (HECKMAN; ENOKA, 2012).

Quanto maior a área superficial do corpo celular de um motoneurônio, maior também será a área da membrana ocupada por canais iônicos, e, portanto mais condutivo ele será a correntes sinápticas de entrada (KANDEL et al., 2013). Assim, posta a lei de Ohm ($V = IR$) contextualizada nas interações sinápticas entre circuitos neurais medulares e motoneurônios, quando uma mesma corrente sináptica é aplicada a dois motoneurônios, um de corpo celular pequeno (R_{alto}) e o outro grande (R_{baixo}), um maior potencial de membrana é produzido no de menor corpo celular, como exemplificado na *Figura 1.1*.

Motoneurônios menores são os primeiros a serem recrutados em contrações voluntárias. Do menor motoneurônio ao maior, UMs são recrutadas de forma a modular contrações voluntárias mais potentes. Ao princípio que rege essa ordenação no recrutamento de UMs é dado o nome de Princípio do Tamanho (HENNEMAN; SOMJEN; CARPENTER, 1965).

Não é somente com o recrutamento e desrecrutamento de UMs (*recruitment coding*) que o sistema neuro-muscular modula a potência de contração de um músculo, mas também aumentando ou diminuindo a taxa de disparos de UMs recrutadas (*rate coding*) (MILNER-BROWN; STEIN; YEMM,

1973; DUCHATEAU; ENOKA, 2011). Isto é, UMs já recrutadas disparam com maior frequência, e novas UMs são recrutadas causando aumento na força de contração. Por outro lado, UMs disparam com menor frequência, e eventualmente são desrecrutadas, fazendo com que a força de contração diminua.

Cada potencial de ação disparado em um motoneurônio é propagado pelo axônio respectivo e suas ramificações até atingir as junções neuromusculares e ativar as fibras inervadas, que irão disparar um potencial de ação que se propaga nos dois sentidos de cada uma das fibras musculares (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016). Esses potenciais de ação disparam mecanismos bioquímicos intracelulares que causam a contração das fibras musculares. Além de encurtamentos ou alongamentos das fibras, concomitantemente, potenciais de ação, denominados potenciais de fibra, são originados nas junções neuromusculares e propagados bilateralmente ao longo do sarcolema das fibras musculares até os tendões (HECKMAN; ENOKA, 2012).

A movimentação de íons devido à propagação de potenciais de ação ao longo do sarcolema de fibras musculares produz correntes elétricas no meio extracelular que podem ser captadas com eletrodos (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). Potenciais de fibras de uma mesma UM são todos formados quase simultaneamente, e, portanto são frequentemente captados sincronicamente sobrepostos. O potencial resultante dessa soma espaço-temporal de potenciais de fibra de uma mesma UM é chamado Potencial de Ação de Unidade Motora (MUAP, de *Motor Unit Action Potentials*, do inglês).

Em suma, a formação de um MUAP em meio à atividade eletromuscular reflete, com um atraso, um disparo de um motoneurônio. Um trem de disparos de um motoneurônio, portanto, é associado à um Trem de MUAPs (MUAPT, de *Motor Unit Action Potential Train*, do inglês). E a atividade elétrica muscular, por sua vez, é composta pela soma de MUAPs de diferentes UMs, como ilustrado na *Figura 1.3*.

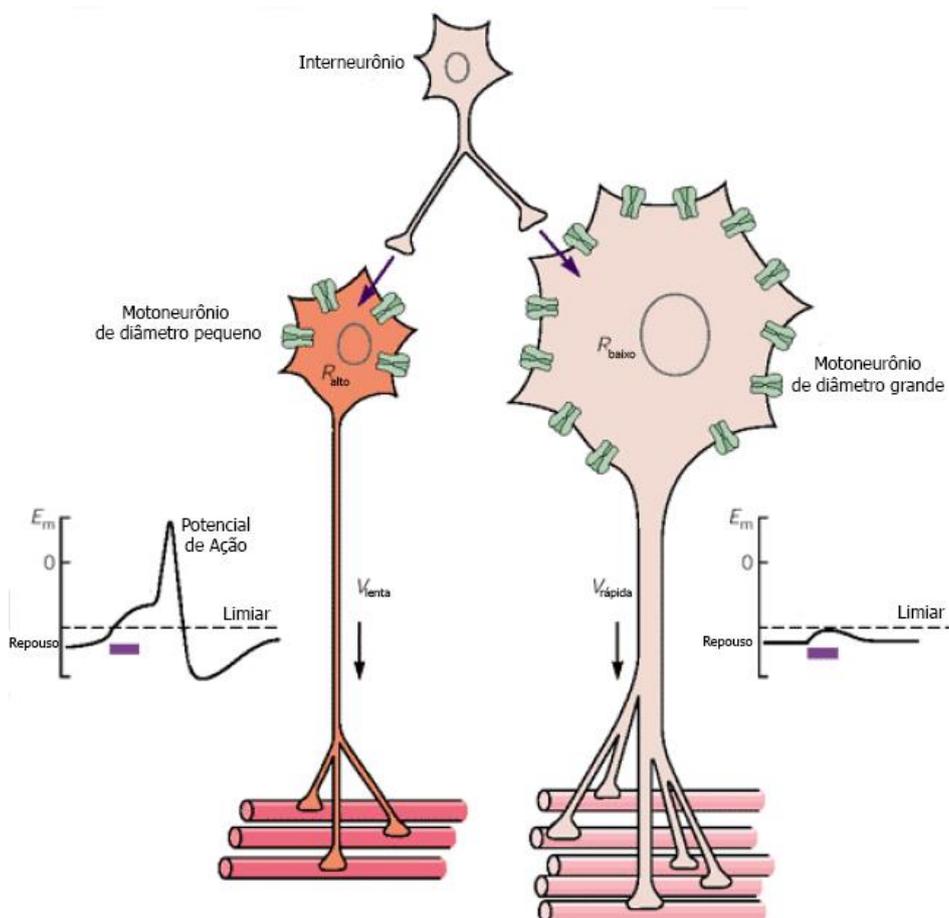


Figura 1.1: Ilustração do princípio do tamanho de Henneman. Uma mesma corrente é propagada para dois motoneurônios, um de menor corpo celular (R_{alto}), à esquerda, e outro de maior (R_{baixo}), à direita, produzindo um potencial excitatório capaz de disparar um potencial de ação apenas no menor neurônio motor. Imagem adaptada de (KANDEL et al., 2013).

1.2 ELETROMIOGRAFIA

É possível captar potenciais provenientes de ativações musculares por meio de eletrodos intramusculares, inseridos no interior de músculos, ou de eletrodos de captação superficial, posicionados sobre a pele. A técnica de mensuração desses biopotenciais elétricos ao longo do tempo é chamada de eletromiografia (EMG), e o sinal captado é denominado eletromiograma (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). A técnica utilizada, as geometrias de captação envolvendo as disposições das fibras musculares, dos eletrodos e do meio, assim como as configurações dos equipamentos de aquisição, modificam os sinais captados, e devem ser cuidadosamente escolhidas para seus devidos fins.

Captações intramusculares podem ser realizadas com eletrodos de fio ou com eletrodos de agulha posicionados próximos à formação e propagação dos sinais mioelétricos no interior do músculo. São captações mais seletivas que captações superficiais, isto é, apenas potenciais de fibras muito próximas, até aproximadamente $200 \mu\text{m}$, da superfície de captação dos eletrodos contribuem significativamente ao sinal captado (EKSTEDT; STÅLBERG, 1973).

Apesar de serem comumente utilizadas em clínica para detecções de patologias relacionadas ao sistema neuro-muscular (FARRUGIA et al., 2007; DAUBE; RUBIN, 2009), captações intramusculares têm suas desvantagens. Por serem bastante seletivas, um sutil deslocamento dos eletrodos de captação, muitas vezes indesejável e despercebido, pode comprometer a leitura dos sinais captados (MERLETTI; PARKER, 2004). Além do mais, quando se deseja diagnosticar neuropatias ou miopatias manifestadas em sinais mioelétricos, usualmente, são requeridas inúmeras inserções em diferentes localidades de um mesmo músculo, o que pode ser extremamente desconfortável ao paciente.

Por outro lado, captações superficiais são técnicas não invasivas, e que abrangem um volume de captação maior, ou seja, são captações menos seletivas. Porém, diferentemente de captações intramusculares, são técnicas de aquisição apenas realizáveis em músculos grandes e superficiais, e cuja qualidade de captação depende do volume condutor de camadas como de

pele, gordura e de vasos sanguíneos, por quais os sinais mioelétricos são distorcidos não-linearmente antes de atingirem a superfície de captação dos eletrodos afixados à pele. Ademais, por serem captações menos locais, sinais superficiais de EMG (sEMG) adquiridos de um músculo podem ser contaminados por sinais mioelétricos de outros, fenômeno referido com o nome de *crosstalk* (MERLETTI; FARINA, 2016).

Algumas limitações de sinais superficiais, como baixa relação sinal-ruído, dificultam utilizá-las tradicionalmente na prática clínica, apesar de terem certa relevância (HOGREL, 2005). Todavia, são comumente empregadas em pesquisas de fisiologia do sistema neuromuscular (HOGREL, 2003; SARTORI; YAVUZ; FARINA, 2017), em estudos de fadiga (FARINA; FOSCI; MERLETTI, 2002), em controle de próteses mecânicas (RASPOPOVIC et al., 2014) e em simuladores de fisiologia neuromuscular (FUGLEVAND; WINTER; PATLA, 1993; CISI; KOHN, 2008).

Frequentemente, configurações de captações superficiais com mais de um eletrodo, como a configuração bipolar e a Laplaciana, são utilizadas na prática por filtrarem ruídos de aquisição. A montagem bipolar de eletrodos em captações superficiais consiste na disposição de dois eletrodos próximos um ao outro, não mais distantes que 3 cm, conectados de forma diferencial, como ilustrado na *Figura 1.2* (MERLETTI; FARINA, 2016). Essa configuração é bastante utilizada por ser simples, com a utilização de apenas dois eletrodos (além de um eletrodo de terra), e também por reproduzir satisfatoriamente parâmetros associados a sinais superficiais de EMG em diferentes condições de contração (OLLIVIER et al., 2005).

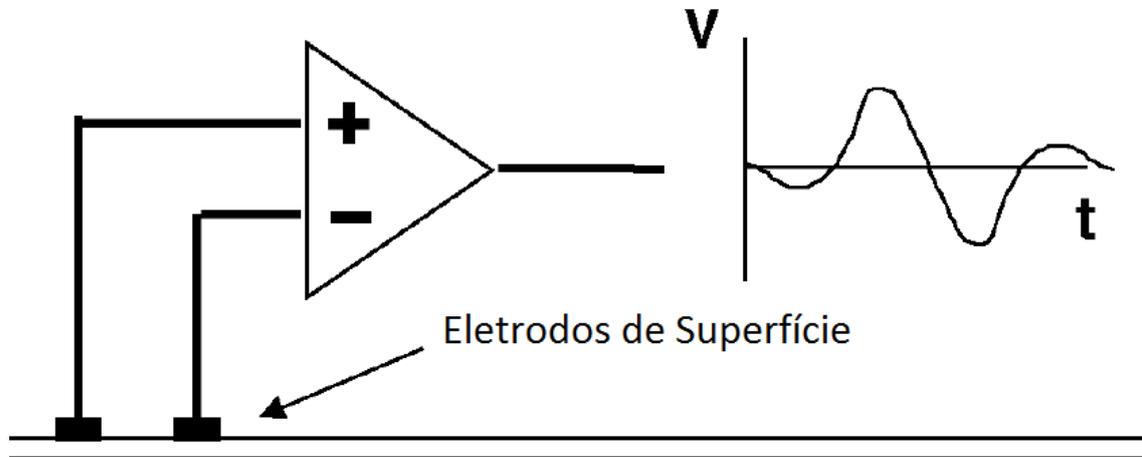


Figura 1.2: Esquematização da configuração bipolar de eletrodos em aquisições superficiais de EMG. Imagem adaptada de (MERLETTI; FARINA, 2016).

Independente da configuração de aquisição, sinais de EMG de superfície podem ser analiticamente descritos de forma simples conforme a Equação 1.1 a seguir:

$$EMG(t) = \sum_{i=1}^N \sum_{k=1}^{K_i} MUAP_i(t - t_{ik}) + n(t), \quad (1.1)$$

em que o sinal de EMG ao longo do tempo é modelado matematicamente como a soma de N trens de MUAPs com a forma de onda descrita por $MUAP_i(t)$, e que disparam K_i vezes nos t_{ik} instantes de tempo. Potenciais longínquos da superfície de captação dos eletrodos, artefatos causados por movimentação de eletrodos e interferências de rede são expressas, nessa formulação, como ruídos aditivos ao somatório de trens de MUAPs, $n(t)$.

A Figura 1.3 ilustra a formação de um sinal de EMG, traçado em preto, pela soma de 20 trens de MUAPs, traçados coloridos, como analiticamente descrito pela Equação 1.1. Apesar da formação do sinal de

EMG parecer trivial por essa perspectiva, a fragmentação de seu todo em seus componentes MUAPTs, ou seja, a decomposição do traçado preto da *Figura 1.3* nos traçados coloridos que somados o compõe, não é uma tarefa simples.

1.3 DISCRIMINAÇÃO DE MUAPS

A interpretação e estudo de sinais mioelétricos muitas vezes depende da capacidade em se discriminar MUAPTs de diferentes UMs de sinais de EMG, como em estudos de tremores patológicos (HOLOBAR et al., 2012), e em modelagem matemática de fisiologia do sistema neuromuscular (SARTORI; YAVUZ; FARINA, 2017).

Analicamente, a decomposição do sinal de EMG envolve a operação de se obter os sinais $MUAP_i$ e os instantes de disparo t_{ik} , da *Equação 1.1*, a partir do sinal $EMG(t)$, ou, analogamente, é compreendida na *Figura 1.3* em estimar os traçados coloridos a partir do traçado em preto. Apesar de parecer uma tarefa simples, muitas dificuldades acerca das condições de captação do sinal de EMG podem até praticamente impossibilitar a realização dessa tarefa.

A maior dificuldade envolvida em discriminar MUAPs de sinais de EMG é relacionada a condições de aquisição em que muitas UMs contribuem com a formação do sinal de EMG captado (STASHUK, 2001). Como observado anteriormente na *Seção 1.1*, quanto maior a força de contração, mais UMs são recrutadas (*recruitment coding*) e mais frequentes serão seus disparos (*rate coding*), o que conseqüentemente adiciona mais MUAPs ao sinal de EMG. Como ilustrado na *Figura 1.4*, à medida que mais MUAPs são somados ao sinal, mais estes se sobrepõem, o que torna mais difícil distingui-los em meio à atividade mioelétrica captada, até que o sinal adquire uma aparência muito ruidosa, sendo então denominado de padrão de interferência (SANDERS; STÅLBERG; NANDEDKAR, 1996; FINSTERER, 2001).

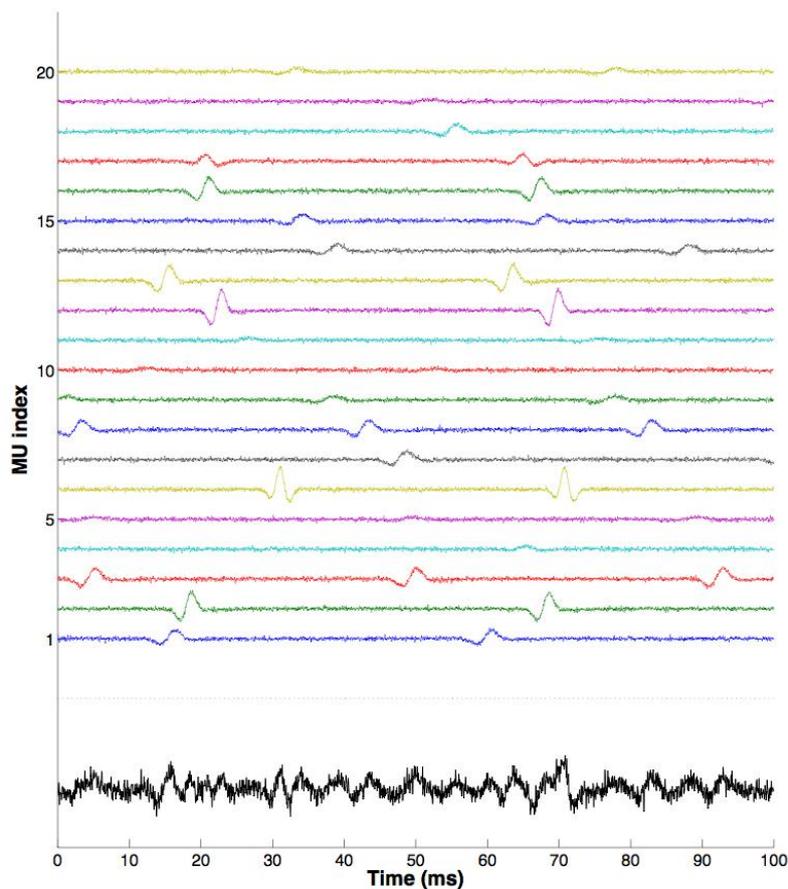


Figura 1.3: A soma de MUAPTs (sinais coloridos) de 20 UMs resultando em um sinal de EMG (sinal em preto) (L.A. ELIAS, figura cedida pelo autor).

Padrões de interferência são mais facilmente formados em aquisições superficiais do que intramusculares, por abrangerem um maior volume de captação em que mais territórios de UMs são compreendidos. Isso não significa que não há formação de padrões de interferência em captações intramusculares (MARATEB et al., 2011).

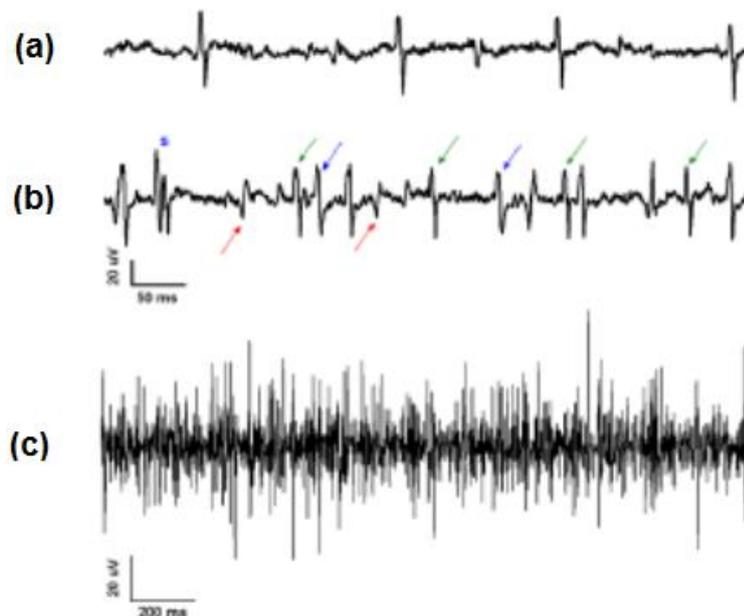


Figura 1.4: Captações superficiais de sinais de EMG durante três condições de contração: (a) sinal de EMG durante contração extremamente fraca; (b) EMG quando houve um leve aumento da força de contração em relação àquela mantida durante a aquisição (a), notando-se o recrutamento de mais duas UMs (recruitment coding), associadas aos MUAPs indicados pelas setas azuis e vermelhas, e um aumento na frequência de disparo da UM (MUAPs com setas verdes) já recrutada durante a contração mantida na aquisição (a); (c) aumento da força de contração da mantida durante a contração (b), com formação de um padrão de interferência, devido a aumento no grau de sobreposições de MUAPs. Imagem adaptada de (MEZZARANE et al., 2013).

A forma mais simples de se decompor sinais superficiais de EMG é por meio de captações superficiais do sinal de EMG durante contrações voluntárias extremamente fracas e constantes, em que poucas UMs são recrutadas e disparam em baixas frequências. Nesse cenário, em que não há demasiada sobreposição de MUAPs, sinais de sEMG são majoritariamente formados por MUAPs que são facilmente discrimináveis, como ilustrado pela *Figura 1.4* (a) e (b). No entanto, inconvenientemente, há uma linha tênue que separa esse cenário da formação de padrões de interferência, ainda que em contrações fracas, como ilustrado na *Figura 1.4* (c).

Mesmo em contrações com algum grau de padrão de interferência, técnicas de captação de EMG com matrizes de eletrodos superficiais, o assim chamado “EMG de alta densidade”, são algumas alternativas propostas a fim de se aprimorar a decomposição de sinais superficiais de EMG (MERLETTI; HOLOBAR; FARINA, 2008; NEGRO et al., 2016). Outra alternativa é estimar MUAPs de um registro superficial a partir de instantes de disparo sincronamente correlacionados com os de MUAPs de um registro intramuscular. Uma vez que eletrodos intramusculares são posicionados suficientemente perto de eletrodos superficiais, de modo que existam interseções entre seus volumes de captação, MUAPs de mesmas UMs são detectados concomitantemente em ambas as captações. Desse modo, é possível decompor registros dessas captações intramusculares, menos suscetíveis a formação de padrões de interferência, e calcular médias de trechos do sinal superficial centralizados nos instantes de disparo dos MUAPs intramusculares para estimar a forma de onda média de MUAPs superficiais (*Synchronous Averaging*) (SUZUKI et al., 2002; FARINA et al., 2008).

Na *Figura 1.5*, quatro trechos de 75ms, sinais em vermelho, de um sinal superficial são utilizados para calcular a forma de onda média de um MUAP, sinal em preto. A *Equação 1.2* descreve analiticamente esse procedimento generalizado para K_i trechos do sinal superficial, em que o i -ésimo MUAP médio, $MUAP_{AVG}^i$, é estimado a partir da média de segmentos de duração W , centralizados em instantes de disparo, t_j , decomposto de um registro intramuscular adquirido nas condições descritas anteriormente.

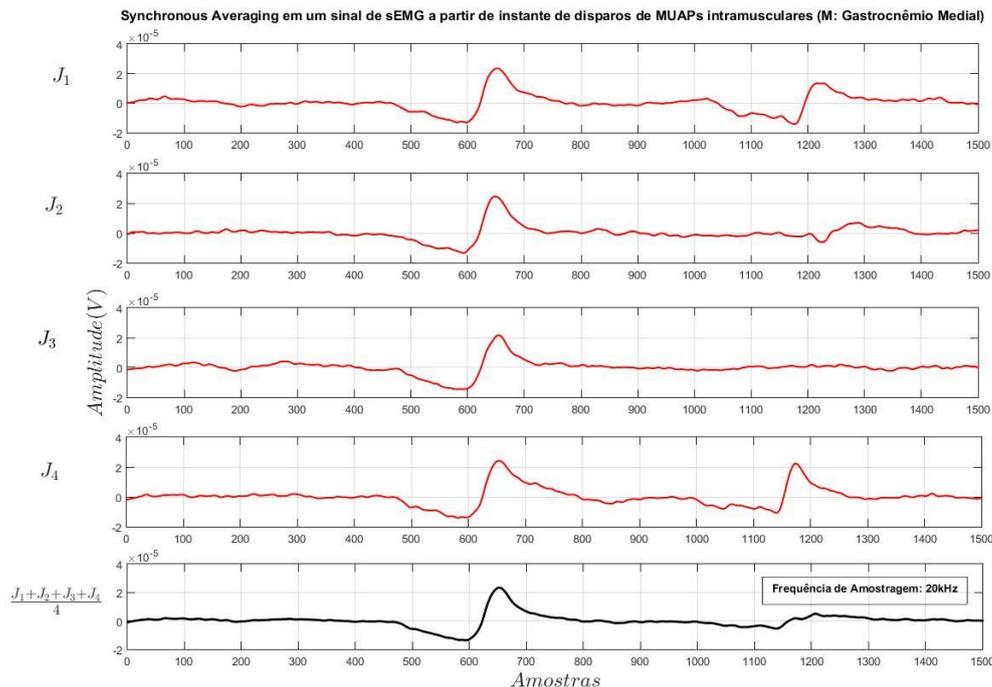


Figura 1.5: Exemplificação de Synchronous Averaging com 4 trechos de um sinal de EMG superficial adquirido do músculo Gastrocnêmio Medial.

Decomposições manuais podem ser tarefas bastante tediosas e dependem muito da experiência de especialistas em fazê-las. Portanto, muitas propostas têm sido feitas a fim de tentar automatizar essa tarefa (MCGILL; CUMMINS; DORFMAN, 1985; DE LUCA et al., 2006; KATSIS et al., 2006; REN et al., 2006) de modo a facilitá-la e agilizá-la. O principal desafio desses algoritmos é resolver sobreposições de MUAPs, principalmente quando são sobreposições que mascaram totalmente os formatos dos MUAPs sobrepostos. Esses algoritmos ainda precisam lidar com questões como baixa relação sinal-ruído de registros, interferências, artefatos, e custo e velocidade computacional.

Em destaque, o software EMGLab (MCGILL; LATEVA; MARATEB, 2005) permite decomposições automáticas com um ótimo desempenho (MCGILL; LATEVA; MARATEB, 2005). Além de ser uma ferramenta flexível e

open source, também possibilita decomposições manuais por meio de uma interface gráfica, o que viabiliza ao usuário corrigir resultados de decomposições automáticas. Por ser acessível e eficiente, o EMGLab vem sendo bastante usado em inúmeros estudos, principalmente para decomposições de captações intramusculares (VILA-CHA; FALLA; FARINA, 2010; DIDERIKSEN et al., 2012), mas também se mostra adequado para decomposições de sinais superficiais (HU; RYMER; SURESH, 2014).

1.4 SINAIS DE EMG SINTÉTICOS

Uma forma de testar o desempenho de algoritmos de decomposição de sinais de EMG é através de simulações com sinais sintéticos (FARINA et al., 2001). É possível, assim, descrever, como na *Equação 1.1*, sinais de EMG como somatórios de formatos sintéticos de MUAPs em instantes de disparo gerados artificialmente, que mimetizam condições fisiológicas reais (FARINA; MERLETTI, 2001).

Além do uso em avaliações de algoritmos de decomposição de EMG, sinais sintéticos também são utilizados como saída de simuladores computacionais que reproduzem aspectos da fisiologia e anatomia do sistema neuromuscular (FUGLEVAND; WINTER; PATLA, 1993; CISI; KOHN, 2008). Nesses simuladores, em que modelos matemáticos são propostos a fim de simular mecanismos do sistema neuromuscular que são inacessíveis *in vivo*, sinais de força e de eletromiografia são utilizados com a finalidade de cotejar resultados obtidos em simulações com dados coletados experimentalmente (WATANABE et al., 2013). Nesse contexto, é necessário que sinais de força e EMG sejam propriamente modelados de forma a validar adequadamente resultados obtidos por tais simuladores.

O software ReMoto (CISI; KOHN, 2008), desenvolvido no Laboratório de Engenharia Biomédica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (LEB-USP), é um simulador computacional da neurofisiologia associada a músculos da perna, especificamente dos músculos do Tríceps Sural e o Tibial Anterior, tendo como base dados reais de humanos e gatos.

Uma das saídas do ReMoto é justamente o sinal de EMG de superfície, o qual é formado pela soma temporal de MUAPs parametrizados por funções de matemáticas.

Inspirado nos trabalhos de Burke e parceiros (BURKE et al., 1973), o ReMoto adota três tipos de UMs em suas simulações: tipo S, associados a MUAPs de menor amplitude e duração; tipo FR, associados a MUAPs de amplitude e durações intermediárias; e tipo FF, associados a MUAPs de maiores amplitudes e durações. Independente do tipo, cada UM é atribuída a uma localização aleatória na secção transversal muscular, conforme ilustrado na *Figura 1.7*, e também a um único formato de MUAP, que contribui aditivamente ao sinal sintético de EMG a cada disparo.

No ReMoto, dois tipos de formatos de MUAP são designados aleatoriamente a cada UM: bifásico ou trifásico; os quais são modelados por funções normalizadas de Hermite-Rodriguez (LO CONTE; MERLETTI; SANDRI, 1994) de primeira e segunda ordem, respectivamente. As *Equações 1.3 e 1.4* descrevem as funções de Hermite-Rodriguez normalizadas de primeira e segunda ordem, respectivamente, em função do fator λ_{MUAP} , que determina a duração do formato de onda.

$$HR_1(t) = 1.19 \frac{t}{\lambda_{MUAP}} \exp \left[- \left(\frac{t}{\lambda_{MUAP}} \right)^2 \right] \quad (1.3)$$

$$HR_2(t) = 0.69 \left[1 - 2 \left(\frac{t}{\lambda_{MUAP}} \right)^2 \right] \exp \left[- \left(\frac{t}{\lambda_{MUAP}} \right)^2 \right] \quad (1.4)$$

Nas equações acima, $HR_1(t)$ e $HR_2(t)$ são normalizados de forma a delimitar a amplitude máxima pico-a-pico igual a 1, como ilustrado na *Figura 1.6*. Assim, é possível modular as amplitudes de MUAPs sintéticos multiplicando-os por fatores de escala de amplitude, A_{MUAP} :

$$MUAP_1 = A_{MUAP}HR_1(t) \quad (1.5)$$

$$MUAP_2 = A_{MUAP}HR_2(t). \quad (1.6)$$

Formatos de onda de MUAPs sintéticos gerados pelo ReMoto, $MUAP_1$ ou $MUAP_2$, dependem de dois fatores: duração λ_{MUAP} e amplitude A_{MUAP} . Esses fatores são linearmente distribuídos dentre o total de UMs de cada tipo em intervalos pré-definidos. Por exemplo, caso sejam utilizadas 100 UMs do tipo S para uma simulação, e o intervalo pré-definido de valores de A_{MUAP} para esse tipo de UM for de 0,1000mV a 0,1500mV, então o menor MUAP associado a uma UM do tipo S será designado com $A_{MUAP} = 0,1000mV$, o segundo menor com $A_{MUAP} = 0,1005mV$, e assim por diante, até que o maior seja designado com $A_{MUAP} = 0,1500mV$.

Atenuações associadas às distâncias entre as localizações espaciais de cada UM na secção transversal muscular, *Figura 1.7*, e o ponto de captação superficial também são simuladas. Essas atenuações são implementadas com fatores multiplicados aos termos λ_{MUAP} e A_{MUAP} de cada UM: as amplitudes são atenuadas pelo fator exponencial $e^{-\frac{d}{\tau_{at}}}$, com $\tau_{at} = 5mm^{-1}$ (FUGLEVAND et al., 1992), e as durações pelo fator linear $(1 + C \cdot d)$, em que $C = 1mm^{-1}$ (HERMENS et al., 1992), e d é a distância, em mm , entre o ponto de captação do sinal e a localização de uma UM na secção transversal de um músculo.

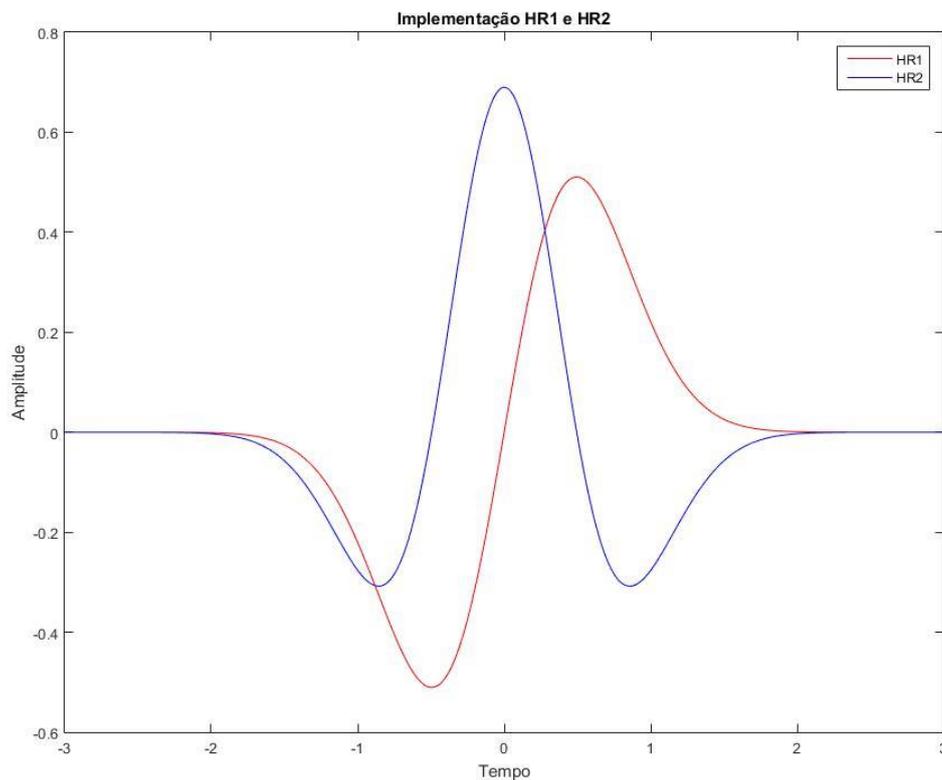


Figura 1.6: MUAP bifásico e outro trifásico modelados a partir de equações de Hermite-Rodriguez.

As localizações de UMs na secção transversal de um músculo são definidas em coordenadas polares, com raio e ângulo uniformemente distribuídos nos intervalos $[0,R]$ e $[0,2\pi]$, respectivamente, em que R é o raio da secção transversal circular. A distância euclidiana é então calculada a partir das coordenadas de profundidade e largura geradas para cada UM. Ademais, uma espessura de $1,5\text{ mm}$ de camada de pele entre o músculo e a superfície de captação também é contabilizada nos cálculos das distâncias.

O princípio do tamanho é reproduzido de forma que o primeiro trem de disparos gerado pelas simulações é atribuído a UM com MUAP de menor amplitude, A_{MUAP} , e progressivamente subsequentes trens de disparos são atribuídos a UMs de MUAPs maiores. Nem sempre todas UMs são recrutadas em uma simulação, e, portanto nem sempre o MUAP de maior amplitude contribui ao sinal de EMG simulado.

O ReMoto é bastante versátil e permite que o usuário ajuste muitos dos parâmetros de simulação. É possível alterar, por exemplo, os intervalos de valores de λ_{MUAP} e A_{MUAP} de cada tipo de UM e de cada músculo, o que possibilita configurar diferentes condições de simulação. Apesar de ter se mostrado uma poderosa ferramenta em pesquisas de neurociência (WATANABE; KOHN, 2015, 2017), experiências passadas de alguns usuários experientes com o ReMoto sugerem que características do espectro de sinais de EMG simulado não aproximam bem os resultados experimentais da literatura. É possível que os formatos descritos pelas equações de Hermite-Rodriguez não sejam adequados para representar a grande variabilidade biológica de MUAPs formados em captações superficiais. São necessárias investigações mais aprofundadas, que caracterizem sinais de sEMG e seus componentes, MUAPs superficiais, de modo a se poder obter resultados de simulação mais compatíveis com as características de sinais de EMG obtidos de humanos

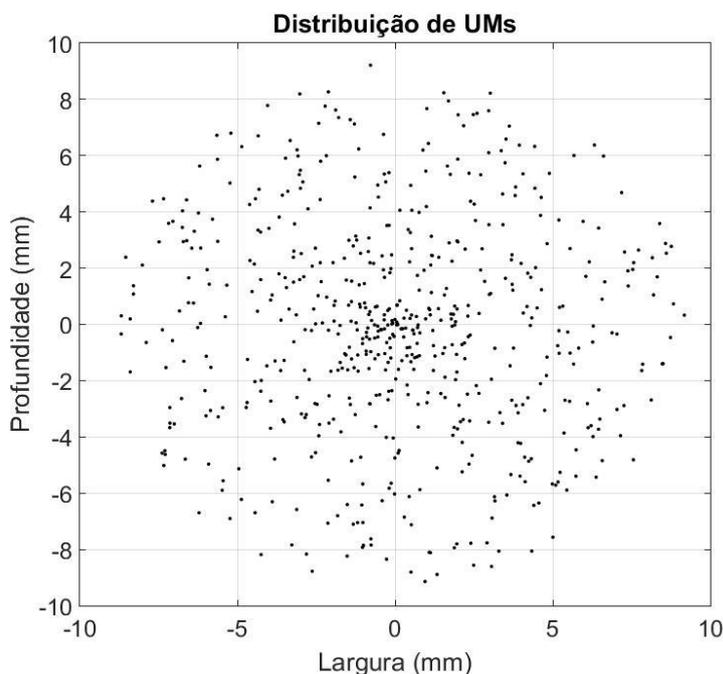


Figura 1.7: Espalhamento de 700 territórios de UMs, pontos pretos, na secção transversal do músculo Sóleo

1.5 CARACTERÍSTICAS DO EMG

Sinais de EMG captados na superfície de músculos com muitas fibras, como alguns músculos da perna, apresentam padrão de interferência até mesmo em contrações fracas, inferiores a 5% da contração voluntária máxima de um sujeito. É desejável que sinais simulados de sEMG possam reproduzir a natureza estocástica de sinais reais em diferentes condições de captação, e portanto torna-se necessária a obtenção de sinais de EMG de seres humanos em condições controladas, bem como o seu processamento por meios adequados, para servir de base para o desenvolvimento e validação de modelos de sinais de sEMG sintéticos.

Espectros de densidade de potência (PSD, de *Power Spectral Density*, do inglês) são frequentemente utilizadas para se ter acesso a informações sobre eventuais periodicidades de sinais de sEMG, mas principalmente informações sobre as faixas de frequência com maior densidade espectral. O espectro de densidade de potência expressa características associadas principalmente a formatos de MUAPs contidos em sinais superficiais, o que fundamenta alguns estudos, por exemplo, de fadiga muscular e patologias que se manifestam em sinais mioelétricos (FUGLSANG-FREDERIKSEN; RNAGER, 1990; FARINA; MERLETTI, 2000; MESIN et al., 2009; ENOKA, 2012).

Outro recurso comumente usado na caracterização de sinais de sEMG é a função de densidade de probabilidade (PDF, de *Power Density Function*, do inglês) de amplitudes. Um PDF é estimado a partir da construção de um histograma de amostras descorrelacionadas de amplitudes de um sinal de sEMG. É possível então, cotejá-lo com distribuições analíticas conhecidas, como a Laplaciana ou Gaussiana (CLANCY; HOGAN, 1999; NAZARPOUR et al., 2013), e traçar perfis que caracterizem diferentes condições de contração.

1.6 CARACTERÍSTICAS DE MUAPS

A caracterização quantitativa e qualitativa de morfologias de MUAPs superficiais, como durações e amplitudes máximas, são essenciais para modelagem de sinais de sEMG como posto pela *Equação 1.1*. Além do mais, em captações superficiais bipolares, em que os sinais de entrada são amplificados em modo diferencial, outras características podem ser interessantes de serem analisadas, como o número de fases e a polaridade da primeira fase.

Qualquer característica morfológica de um MUAP é definida entre os pontos que delimitam seu início e fim, ou seja, compreendida em sua duração. A mensuração de durações de MUAPs não é uma tarefa metódica, e por isso, gera muitas dissidências quanto à convergência a critérios únicos e inquestionáveis (RODRIGUEZ-CARRENO; GILA-USEROS; MALANDA-TRIGUEROS, 2012). A delimitação de durações de MUAPs em clínica é tradicionalmente feita de forma manual, apesar de existirem algoritmos que a automatizem. Quando feita manualmente, exige que o operador tenha certa experiência, mas não elimina a grande variabilidade entre medidas feitas por um mesmo ou diferentes examinadores (STÅLBERG et al., 1986), o que a torna uma tarefa um tanto subjetiva. Algoritmos computacionais tentam superar a variabilidade na reprodutibilidade de medidas manuais, mas não são capazes de considerar as diferentes morfologias de MUAPs.

Características morfológicas de MUAPs são sensíveis a condições de captação, como diâmetro das fibras musculares, do volume condutor, dos eletrodos, bem como as configurações e as geometrias de captação (BISCHOFF et al., 1994; MERLETTI; FARINA, 2016). Contudo, é hipoteticamente plausível que se possam generalizar características de MUAPs associadas a condições de captação restritivas, as quais podem ser reproduzidas em diferentes sujeitos.

1.7 MUAPS DE UMS TARDIAMENTE RECRUTADAS

A avaliação de características de MUAPs superficiais só é possível a partir da decomposição de sinais de EMG, que por sua vez é limitada a registros de sinais em que poucas UMs são recrutadas, como discutido anteriormente. Formatos de onda de MUAPs superficiais de UMs recrutadas além desse limiar limitador são dificilmente acessadas.

Há na literatura alguns dados experimentais de características de MUAPs estimados com captações superficiais, que ainda assim são limitados a contrações não muito fortes, inferiores a 60% da contração voluntária máxima dos sujeitos. No trabalho desenvolvido por Jean-Yves Hogrel, a amplitude de pico de MUAPs superficiais do músculo bíceps braquial foi determinada como sendo exponencialmente relacionada ao limiar de recrutamento das UMs, conforme a *Figura 1.8* (HOGREL, 2003).

Em outro trabalho, de pesquisadores do Instituto de Reabilitação de Chicago, amplitudes de MUAPs foram coletadas de dois pacientes com hemiparesia após um Acidente Vascular Encefálico, AVE (HU et al., 2012). Novamente, a relação entre as amplitudes de MUAPs superficiais coletados do primeiro músculo interósseo dorsal, não afetado pelo acidente vascular, e os limiares de recrutamentos resultou crescente, *Figura 1.9*. Ainda mais, outros trabalhos (CONWIT et al., 1999; SUZUKI et al., 2002) também sugerem a relação crescente entre força e amplitudes de MUAPs superficiais.

Apesar de haver alguns dados sobre as amplitudes de MUAPs em contrações até 60% da força máxima de contração voluntária de sujeitos, não foi encontrado nenhum dado na literatura abrangendo outras características, como a duração ou o número de fases de MUAPs superficiais.

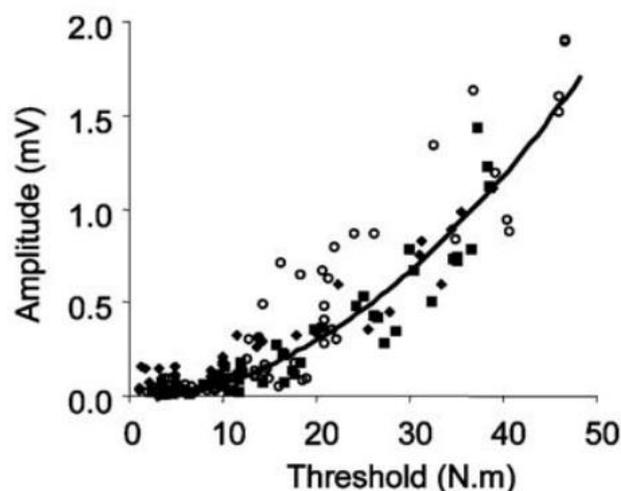


Figura 1.8: Relação entre limiar de recrutamento, como variável de torque, e amplitude de pico. Dados de MUAPs até 60% da força de contração voluntária máxima dos sujeitos (HOGREL, 2003).

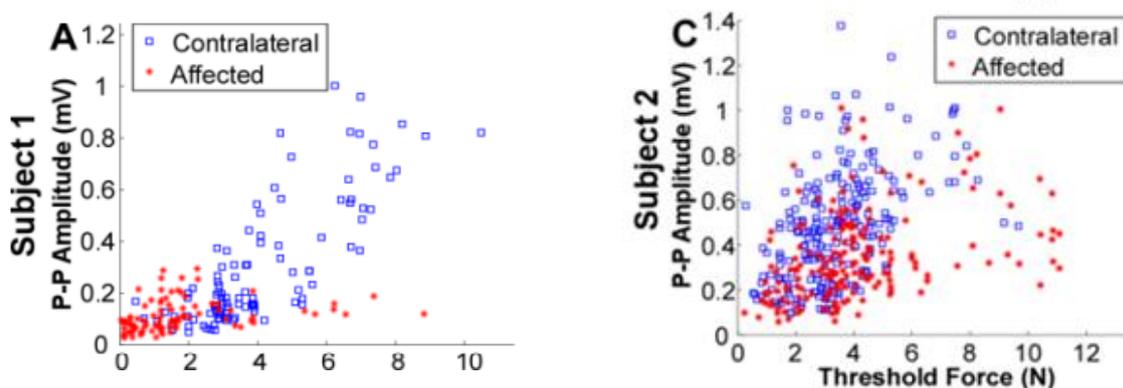


Figura 1.9: Relação entre amplitudes de MUAPs e limiar de recrutamento de suas respectivas UMs para dois sujeitos, cada qual correspondente a um gráfico. Em azul, amplitudes pico a pico de MUAPs superficiais coletados do primeiro músculo interósseo não comprometido pelo AVE; Em vermelho, os dados para o músculo comprometido. Dados de MUAPs até 60% da força de contração voluntária máxima dos sujeitos. Imagem adaptada de (HU et al., 2012).

2. OBJETIVOS

O principal objetivo desse estudo é a caracterização de sinais de sEMG de músculos da perna com a finalidade de traçar diretrizes para o desenvolvimento de simulações computacionais desses sinais com considerável realismo biológico. Uma primeira etapa do problema consiste em caracterizar quantitativamente e qualitativamente sinais mioelétricos reais coletados experimentalmente em laboratório. Um segundo passo consiste em desenvolver um modelo de geração de MUAPs sintéticos com base nos resultados obtidos com as análises dos sinais experimentais. É desejado que o modelo apresentasse resultados com uma boa compatibilidade com o sistema biológico correspondente. Um dos problemas mais difíceis consiste na extrapolação de características de MUAPs de UMs tardiamente recrutadas para se poder sintetizar um sinal de EMG compatível com contrações não fracas.

2.1 CARACTERIZAÇÃO DA ATIVIDADE MIOELÉTRICA SUPERFICIAL DE MÚSCULOS DA PERNA

Deseja-se caracterizar quantitativamente e qualitativamente sinais mioelétricos captados na superfície de quatro músculos da perna: Sóleo, Gastrocnêmio Lateral, Gastrocnêmio Medial e Tibial Anterior; os quais atuam na manutenção de posturas estáticas verticais. Um primeiro objetivo é estudar características morfológicas e paramétricas de MUAPs superficiais, bem como os traçados de interferência obtidos com eletrodos de superfície associados a contrações isométricas de flexão plantar e dorsiflexão em três níveis de força, 5%, 10% e 20% da contração máxima voluntária de sujeitos. Sinais elétrico-musculares coletados experimentalmente de sujeitos saudáveis terão suas características quantificadas por meio de técnicas de processamento de sinais para em seguida se proceder a comparações e análises entre diferentes sujeitos, músculos e níveis de força.

2.2 SIMULAÇÃO DE SINAIS DE EMG DE SUPERFÍCIE

Em uma segunda etapa, os objetivos compreendem melhorar o realismo do modelo de geração de sinais de sEMG implementado no simulador computacional ReMoto (CISI; KOHN, 2008), com base nos dados obtidos das análises de características de MUAPs e EMGs superficiais reais, item 2.1. Almeja-se propor um meio de conectar características estimadas de sinais de sEMG associados a contrações de força controlada com parâmetros extraídos de MUAPs que os compõe. Hipoteticamente, essa é a peça chave para a extrapolação de características de MUAPs de UMs tardiamente recrutadas, e, portanto, permitindo que simuladores de EMG possam alcançar resultados com a melhor fidelidade biológica possível.

Enfim, esse trabalho propõe um novo modelo de geração de MUAPs que possa formar sinais de sEMG com características mais compatíveis com sinais biológicos do que os atuais sinais gerados com o simulador implementado na última versão do ReMoto. Além do mais, intencionou-se oferecer diretrizes e dados para o desenvolvimento de qualquer simulador de sinais de sEMG, incluindo o processo de validação de sinais sintéticos com base em sinais reais obtidos de sujeitos saudáveis.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 MATERIAIS

3.1.1. AQUISIÇÃO DE SINAIS

Para captações de sinais de EMG de superfície, foram utilizados 8 eletrodos de captação superficial redondos Ag/AgCl de 10mm de diâmetro (2 eletrodos para aquisição em configuração bipolar em cada um dos quatro músculos de estudo), e um eletrodo metálico e redondo de 3 cm de diâmetro para aterramento.

Para tricotomização das regiões de captação superficial foi utilizada uma máquina de cortar cabelo convencional, e para abrasão foi utilizado gel abrasivo SkinPure (Nihon Kohden Corp., Japão), ou palha de aço comum, como substituto ao gel. Os eletrodos eram fixados sobre a pele com gel condutor *CarboGel*, e presos com fita adesiva *Transpore 3M*.

O aparato para inserção intramuscular de eletrodos de fio era montado entrelaçando dois eletrodos de fio de aço inoxidável (A-M Systems, E. U. A.) de 114,3 μm de diâmetro (50,8 μm de diâmetro quando não encapado), e inserindo-os em uma agulha hipodérmica de 0,50 mm de diâmetro e 25 mm de comprimento. Os eletrodos eram selados em envelopes autoselantes próprios para esterilização a vapor, e então esterilizados em uma autoclave (modelo 415, Fanem Ltda., Brasil). Mais detalhes sobre processo de montagem desses eletrodos podem ser conferidos no vídeo disponibilizado em <https://osf.io/rjz73/>.

As regiões sobre a pele onde fossem inseridos eletrodos de fio eram esterilizadas com álcool etílico 92,8 %. Luvas estéreis e descartáveis foram utilizadas a todo instante durante a manipulação dos eletrodos intramusculares.

Os sinais analógicos de EMG, superficiais e intramusculares, foram amplificados e filtrados com o eletromiógrafo MEB-2300K (Nihon Kohden, Japão). Os sinais eram então convertidos para digital com conversor AD/AC Power 1401 (Cambridge Electronic Design Ltd., Reino Unido) com resolução de 16bits para quantização no intervalo entre -5V e 5V.

Os sinais de torque foram adquiridos com uma célula de carga (N320, Transtec Ltda., Brasil) acoplada ao pedal em que o sujeito posicionava o pé direito para realizar as tarefas de força. Os sinais analógicos da célula de

carga eram modulados em amplitude (modulação AM) por senoides de 700Hz de oscilação e 2,2V de amplitude pico-a-pico, geradas pelo gerador de funções Agilent 33521 (Keysight Technologies, E.U.A.). Em outras palavras, usou-se a ponte de Wheatstone em modo AC para evitar problemas de deriva que a ponte DC apresentava. Os sinais eram filtrados e amplificados pelo amplificador MEB4200k (Nihon Kohden, Japão), e então digitalizados com o conversor Power 1401.

Todo o procedimento prático foi automatizado com a implementação de um programa específico, desenvolvido em LabView (National Instruments, E.U.A.).

3.1.2 PROCESSAMENTO DE SINAIS

Todo o processamento de sinais foi realizado com o software MATLAB (MathWorks, E.U.A.) com o pacote de extensão de processamento de sinais (*Signal Processing Toolbox*).

A decomposição semi-automática de MUAPs foi feita utilizando um programa de acesso público chamado EMGLAB (MCGILL; LATEVA; MARATEB, 2005).

3.1.3 ANÁLISES ESTATÍSTICAS

Foi utilizado o Excel (Microsoft, E.U.A.) para organização dos dados em tabelas e gráficos. Análises estatísticas como ANOVA, teste de Grubbs e análises de correlação, foram feitas com SPSS (IBM Corporation, E.U.A.).

O software MATLAB também foi utilizado para análises estatísticas (*Statistics Toolbox*), como representações de dados em histogramas e teste de hipótese Chi-Square.

3.2 MÉTODOS

Foram propostas duas abordagens para se investigar características de sinais mioelétricos captados com eletrodos de superfície para fins de simulações computacionais: uma em que o traçado de interferência de sinais de sEMG captados com contrações voluntárias isométricas de força controlada fosse estudado, e outra em que as formas de onda de MUAPs estimados de sinais de sEMG fossem caracterizadas e parametrizadas. A partir do processamento e análise de sinais coletados experimentalmente, diretivas foram traçadas de modo a estabelecer elos de comparação e desenvolvimento de simulações computacionais de sinais superficiais de EMG.

Quatro músculos da perna foram selecionados para os fins desse estudo: Sóleo (SO), Gastrocnêmio Lateral (GL), Gastrocnêmio Medial (GM) e Tibial Anterior (TA). Esses músculos foram selecionados por contribuírem na realização de tarefas importantes que realizamos dia-a-dia, como de ficar parado em pé e andar. Além do mais, são músculos relativamente grandes e superficiais, o que viabiliza técnicas de captação de sinais elétricos por eletrodos posicionados sobre a pele (sEMG).

Nessa seção, serão descritas as metodologias empregadas em aquisições de sinais de EMG, decomposição de sinais superficiais em seus componentes (MUAPTs), pré-processamentos e processamentos desses sinais e análises estatísticas empregadas. Além do mais, ao final da seção, na *Subseção 3.2.7*, um modelo matemático de geração de MUAPs superficiais é apresentado.

3.2.1 AQUISIÇÃO DE SINAIS

3.2.1.1 PARTICIPANTES

Os experimentos foram realizados com 20 sujeitos, 8 mulheres e 12 homens, de idades entre 19 e 31 anos ($24,8 \pm 2,6$), de alturas $1,7 \pm 0,1$ m e massas $67,5 \pm 11,3$ kg destros e saudáveis (sem histórico de miopatias ou neuropatias). Todos os sujeitos foram informados sobre os objetivos e procedimentos antes de assinarem o termo de consentimento livre esclarecido (TCLE) aprovado pela Comissão de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo (aprovado dia 05/Julho/2018 – CAAE: 86437518.5.0000.5391).

3.2.1.2 PREPARAÇÃO

- **Captações Superficiais**

Os pontos de captação dos sinais mioelétricos eram primeiramente demarcados em cada um dos quatro músculos da perna direita conforme ilustrado na *Figura A.4* do Apêndice A. Utilizaram-se as convenções SENIAM (http://seniam.org/lowerleg_location.htm), com exceção do músculo Sóleo, no qual o ponto de captação foi adotado sendo *4 cm* abaixo da borda inferior dos músculos Gastrocnêmicos sobre a linha medial da perna direita, conforme convenção utilizada no Laboratório de Engenharia Biomédia da Escola Politécnica da USP (MEZZARANE; KOHN, 2002). O eletrodo terra era posicionado na patela.

As regiões demarcadas para os posicionamentos dos eletrodos de superfície eram primeiramente tricotomizadas, e se fosse necessário, abrasadas com gel adequado (gel abrasivo) ou palha de aço (PIERVIRGILI; PETRACCA; MERLETTI, 2014). A palha de aço foi adotada como material alternativo ao gel abrasivo nos últimos experimentos, e mostrou-se qualitativamente equivalente ao gel quanto à qualidade dos sinais coletados.

Para cada região de captação de cada músculo, dois eletrodos eram colocados em configuração bipolar sobre a superfície da pele. Usou-se gel condutor para acomodá-los, criando uma camada intermediária entre a pele e o eletrodo, e fita adesiva para fixá-los sobre a pele. Um eletrodo, conectado ao terminal + do sistema de amplificação, era posicionado *1 cm* distal ao ponto demarcado e outro, conectado ao terminal - do sistema de amplificação foi posicionado *1 cm* proximal (distância entre centros), somando *2 cm* de distância entre eletrodos.

Note que a mesma convenção de polaridades acima descrita foi adotada para todos os músculos e sujeitos.



Figura 3.1: Posicionamento dos eletrodos para captações de sinais de sEMG dos músculos do Tríceps Sural (Imagem fornecida por Felipe Fava de Lima).

Após os fios dos eletrodos serem conectados ao equipamento de amplificação de sinais de EMG, como ilustrado na *Figura 3.1*, tentava-se minimizar interferências de rede e ruídos de aquisição ajustando a geometria de captação dos eletrodos e o ambiente ao redor.

- **Captações Intramusculares**

Os pontos de inserção das agulhas com eletrodos de fio eram escolhidos entre as regiões em que estavam afixados os pares de eletrodos superficiais em configuração bipolar. Ao retirar a agulha, mantendo inseridos os dois eletrodos de fio no músculo alvo, uma fita era posta para que os fios dos eletrodos se mantivessem fixados contra a pele, a fim de evitar artefatos devido à movimentação de fios durante as captações.

Os dois eletrodos de fio eram ligados em modo diferencial ao eletromiógrafo, sendo arbitrariamente conectados aos terminais + e -. O mesmo eletrodo terra das captações superficiais foi utilizado também para as captações intramusculares.

Quando estavam inseridos de forma a fornecer sinais mioelétricos apropriados, os fios eram apenas retirados ao término das aquisições intramusculares, e quando não era possível detectar alguma atividade mioelétrica ou as captações eram bastante ruidosas, era feita a recolocação dos eletrodos intramusculares por meio de um novo conjunto agulha-fios. Uma única captação intramuscular era realizada por vez, em que se adquiria o sinal com o par de eletrodos de fios em modo diferencial.

Ao final, as agulhas, fios e luvas utilizadas eram descartados por meio de uma caixa especial para lixo perfurocortante.

3.2.1.3 CAPTAÇÃO DE SINAIS DE EMG E FORÇA

Os sinais de EMG e de força foram coletados experimentalmente de humanos. Os sinais analógicos foram adquiridos no Laboratório de Engenharia Biomédica da Escola Politécnica na Universidade de São Paulo (LEB – USP), digitalizados e armazenados para serem processados (*offline*). Durante as captações, os sinais de EMG de superfície foram filtrados no eletromiógrafo de 10 Hz a 2kHz, e os sinais analógicos de EMG intramuscular foram filtrados na banda de 20Hz a 5kHz. Os filtros analógicos atenuavam componentes de frequências acima da frequência de corte superior a $-40dB/dec$, e componentes de frequências abaixo da frequência de corte inferior a $20dB/dec$. Os sinais de EMG foram digitalizados com frequência de amostragem de 20 kHz.

Os sinais de força foram adquiridos através de uma célula de carga acoplada ao pedal em que o sujeito produziria força. O sinal analógico da célula de carga era modulado em amplitude (modulação AM) por uma senoide de 700Hz de frequência e 2,2V de amplitude pico-a-pico, produzida por um gerador de ondas. Os sinais modulados eram primeiramente filtrados entre 500Hz e 1200Hz, com atenuações de $-40dB/dec$ para frequências acima da frequência de corte superior e de $20dB/dec$ para frequências abaixo da frequência de corte inferior, amplificados com ganho de 50000. Assim como os sinais de EMG, os sinais de força foram amostrados a 20 kHz.

A seguir são descritas as duas principais etapas que formam o protocolo experimental desse estudo: discriminação de MUAPs e contrações de força controlada. Apesar da divisão, as etapas eram realizadas em uma única sessão experimental prática, a qual era feita, em média, em 3 horas ininterruptas.

3.2.1.3.1 SINAIS DE EMG PARA DECOMPOSIÇÃO

No total, três metodologias de captação foram implementadas para discriminar formatos de MUAPs de registros de sinais superficiais de EMG: 1) captações somente superficiais durante fracas contrações; 2) captações intramusculares simultâneas a captações superficiais durante fracas contrações; 3) e captações intramusculares simultâneas a captações superficiais durante contrações de força controlada. As metodologias foram elaboradas conforme a realização de experimentos práticos, da observação das necessidades do projeto e das possibilidades práticas em adotá-las. Por isso, com exceção do método 2), de captação intramuscular simultânea à captação superficial durante fracas contrações, a primeira metodologia empregada ao protocolo experimental, as outras não foram aplicadas a todos os sujeitos.

Apenas dois músculos da perna de cada sujeito foram selecionados para aquisições de sinais de EMG com o intuito final de decompô-los. No total, foram adquiridos apenas 10 conjuntos de registros de sinais de sEMG, de 10 sujeitos distintos, para cada músculo.

Em geral, as aquisições feitas com as metodologias 1) e 2) eram repetidas 2-3 vezes, instruindo o sujeito para que, se possível, mudasse a estratégia de contração entre as repetições, o que, ocasionalmente, rendia novos MUAPs nas captações superficiais. Já a metodologia 3) era repetida para cada nível de contração (5%, 10% e 20%) no máximo uma única vez.

1) Captações superficiais durante fracas contrações

O sujeito era orientado a sentar confortavelmente em uma cadeira de frente para o monitor do eletromiógrafo, como ilustrado na *Figura 3.1*. O sujeito era então instruído a contrair tenuemente o músculo alvo de forma que apenas alguns MUAPs visualmente discrimináveis (MUAPs que excediam significativamente a amplitude de ruído do sinal) fossem detectados no sinal de sEMG. Eram fornecidos ao sujeito feedbacks visual e auditivo do sinal de EMG.

Essa não era uma tarefa fácil de ser realizada pelos sujeitos, e em geral demandava muito tempo para executá-la. Quando o sujeito sentia extrema dificuldade em realizar essa tarefa para um determinado músculo, ou muito tempo de experimento já havia sido despendido, prosseguia-se o experimento para as etapas seguintes. A grande maioria dos sujeitos conseguiu realizá-la para os dois músculos selecionados.

2) Captações intramusculares simultâneas a captações superficiais durante fracas contrações

Um par de eletrodos de fio era inserido na região entre os eletrodos superficiais por meio de uma agulha hipodérmica descartável. O sujeito era então instruído a realizar contrações em que MUAPs fossem facilmente discrimináveis no canal de captação **intramuscular** (MUAPs que excediam significativamente a amplitude de ruído do sinal), ignorando o canal de captação **superficial**. Feedbacks visual e auditivo apenas do canal de captação intramuscular eram fornecidos ao sujeito.

Com essa metodologia, o sujeito acabava executando uma contração mais forte do que no caso anterior, sendo que, na maior parte das vezes, um padrão de interferência era formado no canal superficial associado à captação intramuscular no mesmo músculo.

3) Contrações intramusculares simultâneas a captações superficiais durante contrações de força controlada

Essa metodologia era realizada concomitantemente a captações de força controlada descritas na *Subseção 3.2.1.3.2 b)*. Simultaneamente a captações superficiais dos quatro músculos em estudo, também eram feitas captações intramusculares dos músculos selecionados para cada sujeito.

Diferente dos métodos anteriores, contrações mais fortes, relativas a três níveis de força, foram exercidas: 5%, 10% e 20% da contração voluntária máxima de cada sujeito. Captações de sinais intramusculares do músculo

Tibial Anterior eram feitas somente durante as tarefas de força de dorsiflexão, ao passo que captações intramusculares de músculos do Tríceps Sural eram realizadas somente durante tarefas de flexão plantar.

No máximo uma captação intramuscular de cada músculo era feita para cada intensidade de força. Quando era gerado um padrão de interferência no canal de captação intramuscular durante uma contração de 5% ou 10% da força máxima do sujeito, os eletrodos de fio eram removidos ao final da tarefa, e não eram adquiridos mais sinais intramusculares daquele músculo nas tarefas posteriores (de 10% ou 20% da força máxima do sujeito). Em geral, o desconforto dos eletrodos intramusculares durante essa tarefa era mínimo, segundo relato de sujeitos, no entanto evitou-se mantê-los inseridos desnecessariamente.

Os sujeitos eram instruídos a focarem totalmente na realização da tarefa de controle de força, e nenhum *feedback* auditivo ou visual dos sinais de EMG captados eram fornecidos (vide abaixo sobre feedback da força).

Essa foi a última metodologia a ser agregada ao protocolo experimental, e somente 9 de 20 sujeitos a realizaram.

3.2.1.3.2 CONTRAÇÕES DE FORÇA CONTROLADA

Primeiramente, eram medidas as forças máximas associadas a contrações voluntárias máximas (CVM) de sujeitos. Sequencialmente, aquisições de sinais de sEMG eram realizadas durante tarefas de contrações isométricas e força constante em três níveis de força: 5%, 10% e 20% da força de CVM de cada sujeito. Esse procedimento era realizado em dorsiflexão e flexão plantar.

a) Contrações Voluntárias Máximas (CVM)

O sujeito era instruído a sentar em uma poltrona com pé direito acomodado em um pedal a sua frente, conforme a *Figura 3.2*. O joelho do sujeito era mantido estendido, e o tornozelo em aproximadamente 90°¹.

O sujeito era solicitado que mantivesse uma contração de máxima força por aproximadamente 3 segundos. Esse procedimento era repetido três vezes, com descansos de 2 minutos entre repetições. E por fim, a Contração Voluntária Máxima (CVM) era adotada como o pico do sinal de força produzido pelo sujeito dentre as três execuções.

O *feedback* visual do valor RMS do sinal de força calculado com janelas de 100ms, sem sobreposição, do sinal de força era mostrado em um monitor de LCD posicionado a dois metros do sujeito, na altura dos olhos. Um sinal auditivo era dado para que o sujeito iniciasse a tarefa, e então encorajamento verbal era dado pelo condutor do experimento (MCNAIR et al., 1996).

A Contração Voluntária Máxima era medida para os movimentos de flexão plantar e dorsiflexão.

b) Contrações de Força Controlada

Em sequência, o sujeito era mantido acomodado nas mesmas condições descritas para a contrações voluntárias máximas, *Figura 3.2*, e então era instruído a realizar contrações de força controlada em movimentos de dorsiflexão e flexão plantar.

Os sujeitos eram orientados a manterem contrações de 5%, 10% e 20% da força de CVM, seguindo um alvo visual, formado por uma linha horizontal, demarcado no monitor LCD, como mostrado na *Figura 3.2 a)*. O ganho e a posição dos *feedbacks* visuais fornecidos eram os mesmos para todas as contrações (KUZNETSOV; RILEY, 2010).

Os primeiros registros eram adquiridos por 90 segundos, porém, após alguns processamentos iniciais dos primeiros registros obtidos, decidiu-se

¹ A posição angular entre o pé e a perna.

adotar uma duração para cada aquisição de 150 segundos. Para cada tarefa (dorsiflexão ou flexão plantar), duas aquisições eram realizadas para cada uma das intensidades de contração, com intervalos de 2 minutos entre repetições.

Quando captações intramusculares eram realizadas durante as tarefas de força controlada, *Metodologia 3*), era pedido aos sujeitos que atingissem o alvo incrementando a força gradativamente por aproximadamente 40 segundos para então a manterem até o final da tarefa. Apenas aquisições de 150 segundos foram feitas nessas condições.

Antes de começar a gravação dos sinais, um breve treinamento era dado ao sujeito para que se familiarizasse com a tarefa, o que também servia para se ajustar os ganhos de captação dos sinais de EMG.

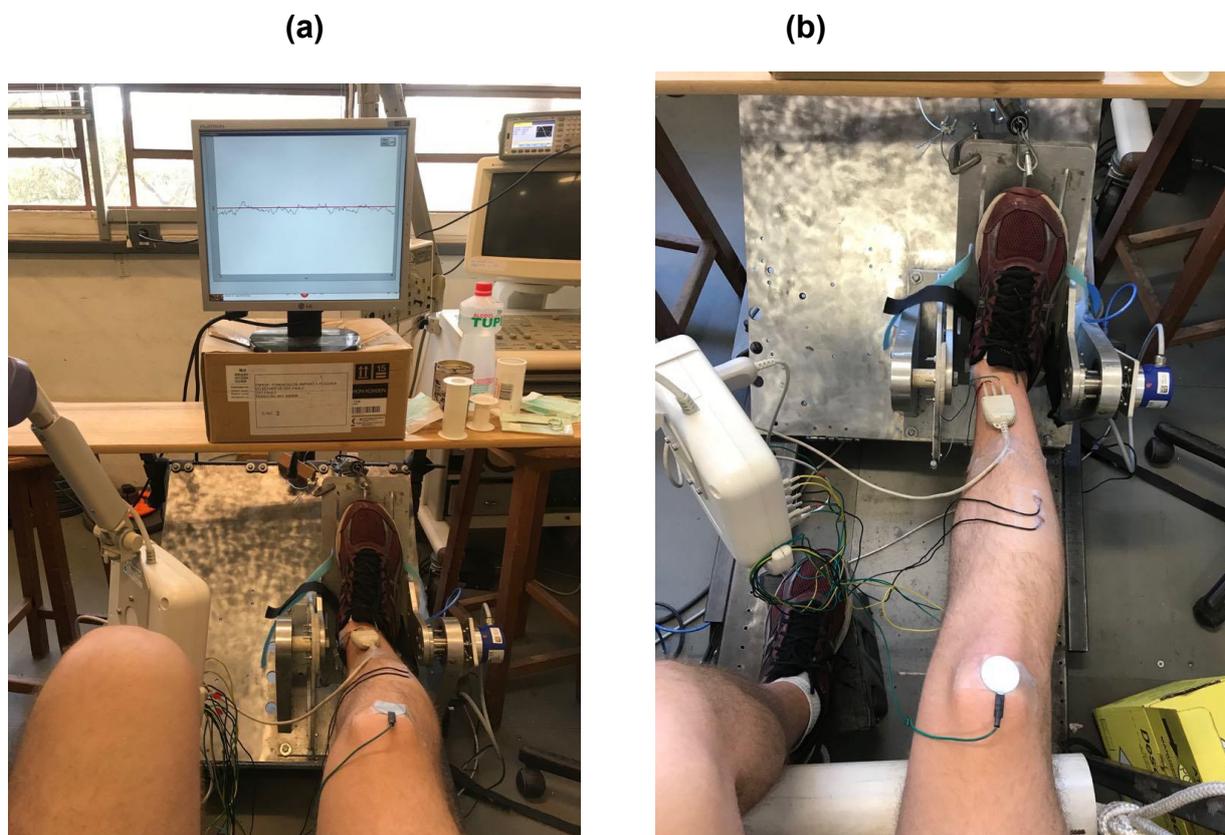


Figura 3.2: Exemplificação da acomodação do sujeito durante as tarefas de força (contração voluntária máxima e contração de força controlada). (a) posicionamento do sujeito durante a tarefa de força controlada com “feedback” visual exibido na tela à frente do sujeito. (b) mesmo cenário sob outra perspectiva.

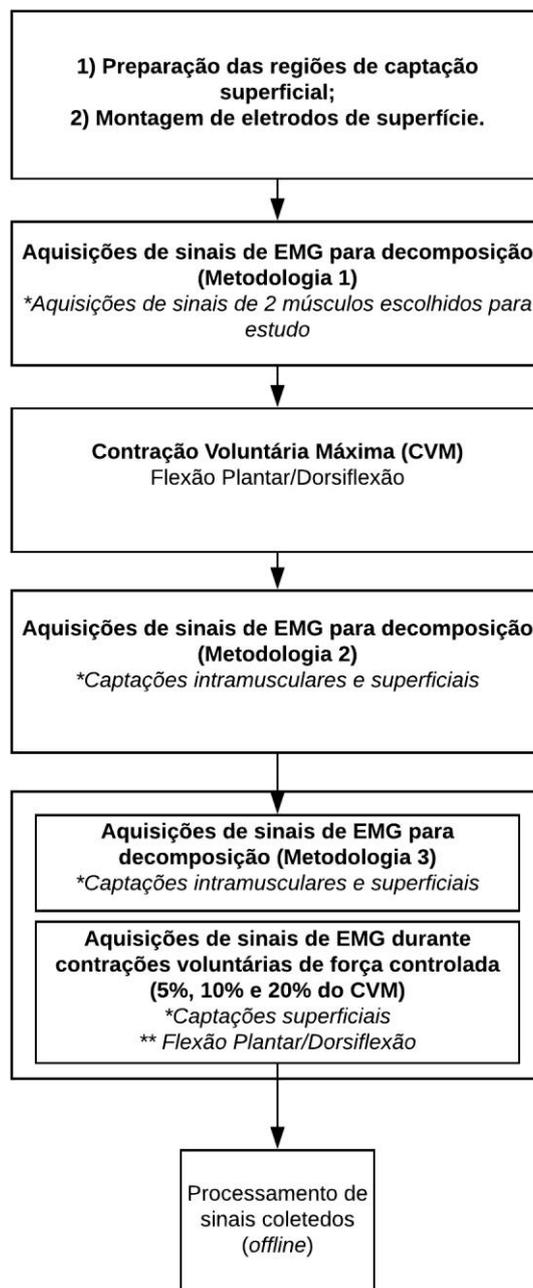


Figura 3.310: Esquema de procedimentos experimentais para captação e aquisição de sinais de EMG para fins desse estudo.

O protocolo experimental final, definido ao longo do decorrer de uma série de experimentos-piloto é esquematizado na *Figura 3.3*, sendo composto por 3 metodologias de captação de sinais de sEMG para que MUAPs pudessem ser decompostos.

3.2.2 PRÉ-PROCESSAMENTO DE SINAIS

Os sinais de sEMG adquiridos experimentalmente foram primeiramente filtrados e selecionados para processamentos seguintes. Registros de sEMG de músculos do Tríceps Sural foram utilizados de aquisições de tarefas de Flexão Plantar, ao passo que registros do Tibial Anterior provieram de tarefas de Dorsiflexão.

Nessa subseção, serão descritas as metodologias utilizadas na filtragem digital dos registros de sEMG, seleção de registros por estacionariedade a fadiga, e demodulação dos sinais de força de aquisições de tarefas de força controlada.

3.2.2.1 SINAIS DE EMG

Sinais de sEMG adquiridos experimentalmente foram primeiramente filtrados com filtro *Butterworth* passa-banda sem atraso de fase entre 20Hz e 1000Hz. Esta escolha se baseou em resultados obtidos de simulações, *Subseção 3.2.3 e Subseção 4.1*, além de resultados da literatura (DE LUCA et al., 2010). Empregou-se um filtro passa-banda com $-40dB/dec$ para frequências maiores do que a frequência de corte superior, e $40dB/dec$ para frequências menores do que a de corte inferior. Ademais, interferências da rede de alimentação foram filtrados de sinais de sEMG com filtro *Butterworth notch* de 4ª ordem, sem atraso de fase, em 60Hz e harmônicas: 120Hz, 180Hz, 240Hz, 300Hz e 420Hz. As ordens e as frequências de corte dos filtros *notch* foram calculadas com a função *buttord()*, e os filtros foram projetados com a função *butter()* do MATLAB.

Os primeiros 5 segundos iniciais e finais foram removidos de todos os registros filtrados com filtro de atraso nulo, para que distorções causadas por esse tipo de filtragem não comprometessem subsequentes processamentos.

Sinais de captações intramusculares não foram filtrados nessa etapa de pré-processamento.

3.2.2.2 FADIGA E EFEITOS EM SINAIS DE SEMG

A manifestação mioelétrica de fadiga muscular é associada à compressão do espectro de sinais sEMG para baixas frequências, o que pode enviesar a estimação de PSDs. A compressão densidade espectral de potência, por sua vez, pode ser quantificada com a frequência média do espectro (MNF, de *Mean Frequency* do inglês Frequência Média) em função do tempo (MESIN et al., 2009). Isto é, quando um pronunciado declínio da MNF for observado durante uma contração isométrica de força constante, pode-se admitir a não estacionariedade do sinal com relação à fadiga.

A estacionariedade com relação à fadiga de cada registro de sEMG de captação de força controlada foi acessada com base na frequência média (MNF) do espectro desses sinais estimada ao longo do tempo. Trechos de 60 segundos de duração em que a variabilidade da MNF não indicasse uma tendência à fadiga eram selecionados, recortados dos sinais originais, e utilizados para processamentos seguintes, descritos na *Subseção 3.2.6* e *Subseção 3.2.7*.

A frequência média foi estimada de trechos de 10 segundos de cada registro de sEMG adquirido de cada sujeito, músculo (SO, MG, LG e TA) e força de contração (5%, 10% e 20% de CVM). Cada trecho de 10 segundos era primeiramente multiplicado por uma janela de Tukey (HARRIS, 1978), com fator de atenuação $\zeta = 0,1$, e então o PSD era estimado com o método *Welch*, através da função *pwelch()* do MATLAB, utilizando-se 50 janelas de 4000 amostras multiplicadas por janelas de Hamming (resolução de 5 Hz) sem sobreposição. A MNF foi estimada de acordo com a *Equação 3.1*, em que M é o número total de faixas de frequências discretas do espectro, e f_i é a frequência à qual está associada a densidade de potência P_i .

$$MNF = \frac{\sum_{i=1}^M f_i P_i}{\sum_{i=1}^M P_i} \quad (3.1)$$

Inicialmente, valores estimados de MNF de registros de captações de mesmo músculo (SO, MG, LG ou TA) e de mesma intensidade de contração

(5%, 10% ou 20% de CVM) foram agrupados, totalizando 12 grupos de análise. Para cada grupo, tentou-se escolher pelo menos um único trecho com 60 segundos de duração de cada sujeito, associado a 6 valores consecutivos de MNFs em que não se pudesse notar um declínio da frequência média do espectro do sinal ao longo do tempo. Os valores de MNF de cada trecho foram normalizados dividindo-os pela média dos respectivos 6 pontos selecionados. E, por fim, cada grupo de análise foi testado com o teste ANOVA ($\alpha = 0,05$).

Em suma, a seleção de trechos estacionários à fadiga foi feita a partir dos valores de MNF estimados ao longo do tempo de cada registro. Foram incluídos nas análises registros em que havia pelo menos 6 valores consecutivos de MNF, associados a trechos de 60 segundos ininterruptos de sinal, em que não houvesse grandes variações entre valores nem tendência de declínio da MNF associada a fadiga. Portanto, no máximo 20 trechos poderiam ser selecionados para cada grupo de análise, correspondentes a um único registro de cada sujeito participante nesse estudo.

Condições para realizações do teste ANOVA foram testadas, com exceção da normalidade dos dados, uma vez que o conjunto de dados é limitado a um baixo número pontos, de no máximo 20. Portanto, a normalidade dos dados foi assumida, apesar de não testada. O teste de Grubbs (GRUBBS, 1969) foi utilizado para testar a presença de *outliers*. E quando o teste de esfericidade era rejeitado, utilizou-se o fator de correção *Greenhouse-Geisser*.

3.2.2.3 SINAIS DE FORÇA

Os sinais de força foram obtidos a partir da demodulação da saída do strain gauge (alimentado por uma fonte AC) calculando-se o módulo e depois passando por um filtro de média móvel (MAV) de 2000 amostras. Antes de serem filtrados, tendências lineares foram removidas dos sinais ainda modulados com a função *detrend()* do MATLAB. E ao final, os sinais demodulados foram normalizados como porcentagens da força de CVM.

3.2.3 SIMULAÇÕES – FILTROS

Idealmente, deseja-se filtrar sinais de EMG de superfície sem prejudicar a decomposição desses sinais, e também não comprometer morfologias importantes de MUAPs decompostos. Flutuações da linha de base do sinal, artefatos de movimentações de eletrodos, ruídos de alta frequência e interferências de rede são alguns exemplos de distorções comuns que estão normalmente presentes em sinais de sEMG, e que interferem na qualidade da decomposição. Com uma filtragem adequada, é possível atenuar interferências e preservar a banda importante do sinal em si.

A banda de captação utilizada para os sinais de sEMG (10Hz - 2000Hz) foi escolhida mais larga do que geralmente se adota em estudos presentes na literatura (CLANCY; HOGAN, 1999; ROETENBERG et al., 2003). Os sinais foram então filtrados com filtros digitais em uma banda mais estreita do que a utilizada na aquisição (20Hz – 1000Hz), tomando como base estudos do presente trabalho, que serão descritos abaixo e que focam em aspectos de características morfológicas de MUAPs superficiais. Além do mais, analisou-se também efeitos causados pela filtragem de interferências de rede, em 60Hz e harmônicas, através de simulações de sinais sintéticos de sEMG.

São descritas a seguir as metodologias empregadas nas simulações realizadas com sinais superficiais de EMG, reais e simulados, em que se intencionou estudar distorções dos formatos de MUAPs decompostos em função de filtragens passa-banda e de interferências de rede.

3.2.3.1 FILTROS PASSA-BANDA

Três sinais de sEMG coletados de três sujeitos (9 sinais) foram filtrados em três bandas de frequência, e então decompostos conforme a metodologia descrita na *Subseção 3.2.4 a*), isto é, foram calculadas médias de MUAPs superficiais por meio de janelas centradas em instantes de disparos decompostos de sinais intramusculares de EMG (*Synchronous Averaging*).

Os sinais foram filtrados com filtro *Butterworth* sem atraso de fase em três bandas de frequência: 20Hz - 500Hz, 20Hz - 1000Hz e 20Hz - 1500Hz.

Os ganhos utilizados nas filtragens foram de $-40dB/dec$ para frequências maiores do que a frequência de corte superior, e de $40dB/dec$ para frequências menores do que a frequência de corte inferior. Antes de serem decompostos, os primeiros e últimos 5 segundos de cada registro foram descartados, por conta de distorções causadas por filtragens sem atraso de fase.

3.2.3.2 FILTRO NOTCH PARA INTERFERÊNCIAS DE REDE

Simulações com sinais de sEMG foram utilizadas para investigar efeitos causados pela filtragem de interferências de rede em formatos de MUAPs estimados através do processo de decomposição. Os sinais sintéticos foram gerados, filtrados, e então decompostos. E então, por fim, cotejaram-se formatos de MUAPs sintéticos calculados através da decomposição de sinais filtrados com formatos dos mesmos MUAPs decompostos de sinais não filtrados.

Sinais de sEMG foram simulados com modelos matemáticos de formatos de MUAPs, instantes de disparo e ruído de aquisição, conforme descrito nos itens a seguir. Foram gerados 15 sinais sintéticos de sEMG, cada qual definido de forma única pela *Equação 1.1*, incluindo a parcela de ruído, onde se adotou $N=15$, de forma a simular cada sinal sintético com 15 formas de onda distintas de MUAPs associadas a 15 trens de disparos (15 MUAPTs). Os sinais simulados foram amostrados a 20kHz.

Os sinais simulados, e adicionados de ruído gaussiano branco, foram primeiramente filtrados com filtro *Butterworth* na banda de frequências de 20 Hz a 1000 Hz, e então filtrados com filtros *notch Butterworth* de ordem 4, centrados em frequências de 60Hz e harmônicas (120Hz, 180Hz, 240Hz, 300Hz e 420Hz), como descrito na *Subseção 3.2.2 a)*. Os trechos de 5 segundos iniciais e finais de cada registro foram removidos, e então as formas de onda de MUAPs foram estimadas a partir dos instantes de disparo de cada MUAPT simulado.

Ao final, formatos de MUAPs estimados por meio de médias síncronas de sinais filtrados foram cotejados com seus correspondentes

formatos não filtrados. E assim, observaram-se as distorções causadas pela filtragem de interferências de rede nos formatos de MUAPs obtidos através dos métodos de decomposição propostos nesse estudo: calculados por meio de médias de trechos de sinais de sEMG.

A seguir, são descritos os modelos utilizados na geração de sinais sintéticos de sEMG para os fins mencionados anteriormente.

• Formato de MUAPs

MUAPs bifásicos e trifásicos foram modelados a partir de equações de Hermite-Rodriguez (LO CONTE; MERLETTI; SANDRI, 1994) de primeira ordem e segunda ordem, respectivamente. As *Equações 3.2 e 3.3* são formas normalizadas das equações originais, em que os fatores A_1 e A_2 definem as amplitudes máximas dos MUAPs gerados:

$$MUAP_{A_1, \lambda_1, 1}(t) = A_1 \left[\frac{2}{\sqrt{2}e^{-\frac{1}{2}}} \left(\frac{t}{\lambda_1} \right) e^{-t^2/\lambda_1^2} \right] \quad (3.2)$$

$$MUAP_{A_2, \lambda_2, 2}(t) = A_2 \left[\left(1 - 2 \frac{t^2}{\lambda_2^2} \right) e^{-t^2/\lambda_2^2} \right] \quad (3.3)$$

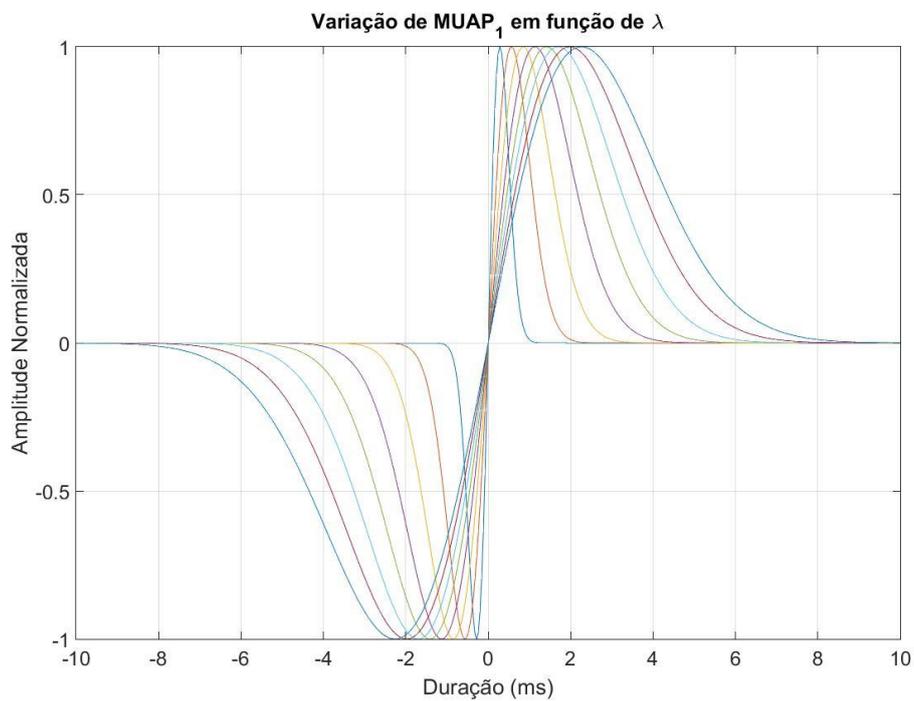
Basicamente, formatos de MUAPs caracterizados pelas equações acima dependem de três fatores: tipo, bifásico ou trifásico; fator de duração, λ_1 ou λ_2 ; e fator de amplitude, A_1 ou A_2 . A *Figura 3.4* ilustra o aumento das durações de MUAPs bifásicos e trifásicos quando os fatores λ_1 e λ_2 aumentam de 0,1 a 0,8, em passos de 0,1, com $A_1 = A_2 = 1$.

O tipo de cada MUAP era escolhido aleatoriamente, com igual probabilidade da escolha entre os dois tipos. As amplitudes foram uniformemente distribuídas no intervalo de $0,2 \cdot 10^{-5}V$ a $8,7 \cdot 10^{-5}V$. E os fatores de duração, λ_1 e λ_2 , uniformemente distribuídos no intervalo de 0,1 a 0,8. O intervalo de distribuição das amplitudes foi determinado a partir de processamentos iniciais das amplitudes de MUAPs decompostos de alguns

sinais de sEMG obtidos em experimentos piloto. E o intervalo de distribuição das durações foi escolhido arbitrariamente, de modo a extrapolar durações de MUAPs que ainda não se tinha posse até a ocasião.

Foram gerados MUAPs artificiais que possivelmente exageram biomorfismos de formatos comuns desses potenciais adquiridos por meio de captações superficiais em configuração bipolar. Almejou-se obter a maior variabilidade possível de formatos, uma vez que o principal objetivo dessas simulações foi o estudo de distorções causadas pela filtragem de interferências de rede em formatos de MUAPs decompostos, e não a simulação de sinais de sEMG com fidedignidade a sinais reais, coletados de músculos humanos. Entretanto, na ocasião da análise dos resultados foi dada prioridade para analisar os efeitos sobre MUAPs com características mais biologicamente compatíveis de MUAPs coletados de sinais de sEMG até então captados em experimentos piloto.

(a)



(b)

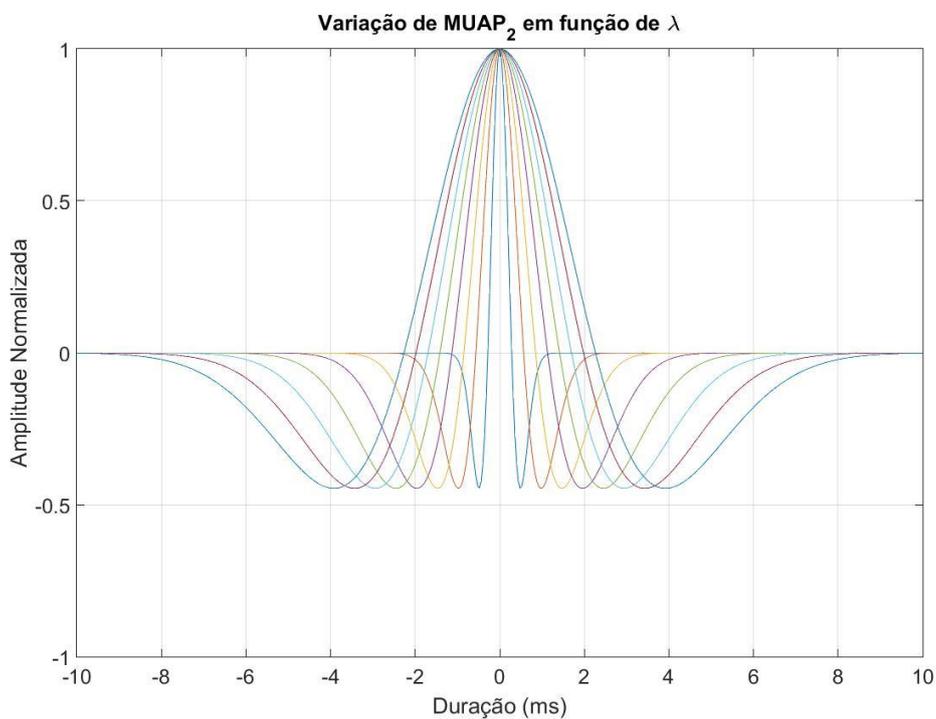


Figura 3.4: Variações das durações de MUAPs bifásicos, (a), e trifásicos, (b), em função da variação do fator λ de 0,1 a 0,8, em passos de 0,1, e com fator de amplitude igual a 1.

• Instantes de Disparos

Os trens de disparos associados às UMs foram modelados de maneira semelhante ao proposto em (FARINA; CROSETTI; MERLETTI, 2001), conforme descrito pela equação abaixo:

$$\Phi_{u,j} = \begin{cases} \Theta, & j = 1 \\ \Phi_{u,1} + \sum_{i=2}^j \theta_{u,i}, & j \neq 1 \end{cases} \quad (3.4)$$

onde $\Phi_{u,j}$ é o j -ésimo instante de disparo conferido a u -ésima UM, em que $j \in \mathbb{Z}^+$. No modelo proposto, cada trem de disparo, $\Phi_{u,j}$, é associado a um intervalo médio entre disparos T_u , o qual é definido como o inverso de uma variável aleatória de uma distribuição normal com média igual a 15pps (pulsos por segundo) e desvio padrão igual a 5 pps (CONNELLY et al., 1999; OYA; RIEK; CRESSWELL, 2009). O primeiro instante de disparo, $\Phi_{u,1} = \Theta$, foi definido com uma variável aleatória uniformemente distribuída entre 0 e o respectivo período de disparo T_u . Os demais instantes de disparos foram calculados a partir dos intervalos entre disparos determinados pela variável aleatória $\theta_{u,i}$ de distribuição normal com média igual a T_u e desvio padrão igual a $0,5T_u$.

Restringiu-se as atribuições de valores aleatórios de T_u entre 0,05s e 0,1250s (CONNELLY et al., 1999; OYA; RIEK; CRESSWELL, 2009). E também, foi restringido o menor intervalo entre disparos consecutivos como 20 ms.

Por simplicidade, não foram considerados disparos duplos (*double discharge*) nesse modelo (PIOTRKIEWICZ et al., 2013). Vale ressaltar que o foco principal das simulações descritas nessa subseção foi o de estudar distorções causadas por diferentes filtros nos formatos de MUAPs estimados de médias de trechos de sinais de sEMG, o que supõe-se que dependa minimamente de um alto nível de realismo biológico dos padrões de trens de disparo.

- **Ruído**

Cada sinal sintético de sEMG simulado foi formado pela soma de MUAPTs gerados artificialmente a partir dos modelos descritos anteriormente, como descrito pela *Equação 1.1*. Por fim, ruído gaussiano de média zero e desvio padrão igual a 40% do valor RMS do sinal foi somado ao sinal, o que corresponde a uma relação ruído igual a aproximadamente 8 dB (MERLO; FARINA; MERLETTI, 2003).

- **Composição do Sinal**

Cada sinal simulado foi composto de 15 MUAPTs, formados a partir de 15 formatos de MUAPs associados a 15 trens de disparo. No total, foram gerados 15 sinais sintéticos amostrados a 20kHz para serem analisados conforme descrito no começo desta subseção.

3.2.4 DECOMPOSIÇÃO DE MUAPS

Decomposições de sinais de EMG foram realizadas com dados coletados com as metodologias descritas na *Subseção 3.2.1.3 a)*. Os sinais foram decompostos de forma manual e automática com o software EMGLab (MCGILL; LATEVA; MARATEB, 2005), disponível para *download* em ***www.emglab.net***.

Formatos médios de MUAPs superficiais foram estimados através de duas metodologias: decomposição direta de registros de sEMG, e por meio de médias de trechos de sinais superficiais sincronizados em instantes de disparo decompostos de sinais intramusculares (*synchronous averaging*).

1) **Synchronous Averaging**

Os instantes de disparo decompostos de registros de EMG intramuscular captados com as metodologias 2) e 3), *descritas na Subseção 3.2.1.3 a)*, foram utilizados para se calcular médias de trechos de registros superficiais (*synchronous averaging*).

Baixas frequências eram filtradas dos sinais intramusculares com a finalidade de evidenciar picos de MUAPs, atenuar MUAPs de longa duração e de baixa amplitude, e também facilitar a resolução de sobreposições. Utilizou-se filtros implementados no EMGLab com frequência de corte em 250Hz, 500Hz ou 1000Hz. Para cada sinal, era escolhida arbitrariamente uma frequência de corte, entre as três mencionadas anteriormente, para qual visualmente se observava uma melhor relação sinal-ruído.

Calcularam-se os formatos médios de MUAPs superficiais com janelas de 75ms centradas em instantes de disparos de MUAPTs decompostos de sinais intramusculares, conforme a *Equação 1.2*. Por fim, algum possível nível DC de cada janela promediada era removido subtraindo-a da média calculada das amplitudes dos 5 ms iniciais (100 pontos).

Nem sempre um trem de disparos decomposto de um registro intramuscular resultava em algum formato bem definido de um MUAP superficial. Foram feitas inspeções visuais de todos os formatos de onda obtidos, e rejeitaram-se aqueles que não tinham um formato bem definido, não remetiam a formatos de MUAPs, ou cuja relação sinal-ruído fosse julgada ruim.

2) Contrações de Força Controlada

Registros de sinais de força associados a sinais de EMG adquiridos com a *Metodologia 3), Subseção 3.2.1.3 a)*, foram utilizados nos processos de decomposição desses sinais. O primeiro instante de disparo correspondente de cada MUAP decomposto foi identificado, e relacionado a um respectivo nível de força, em porcentagem da CVM. Apenas formatos de MUAPs associados a níveis de força maiores do que 5% da CVM foram armazenados e separados para análises seguintes.

Para essa finalidade, foram utilizados registros filtrados de 140 segundos de sinais de sEMG adquiridos de contrações de 5%, 10% e 20% da força de CVM de cada sujeito. Vale ressaltar que os registros de sEMG de contrações voluntárias de força controlada dispostos para decomposições de MUAPs foram processados independentemente da seleção quanto à estacionariedade dos sinais com relação a fadiga, *Subseção 3.2.2*.

3) Decomposição de Sinais Superficiais

Sinais superficiais captados com *Metodologia 1)*, *Subseção 3.2.1.3 a)*, foram decompostos manualmente e automaticamente com o EMGLab. O software foi adaptado para decomposições de sinais superficiais com o ajuste de dois parâmetros utilizados pelo algoritmo de identificação de MUAPs: a largura da janela para identificação de MUAPs foi ajustada para *50 ms*, e a largura da janela para identificação de picos para *20 ms*. Além do mais, frequências abaixo de 100Hz ou 250Hz foram filtradas quando convenientemente melhoravam a distinguibilidade de MUAPs no sinal.

De forma análoga à metodologia anterior, os trens de disparos decompostos foram utilizados para estimar formatos médios de MUAPs utilizando-se janelas de 75ms.

Dentre o conjunto de todos MUAPs decompostos de cada sujeito, foram selecionados, com base em inspeções visuais, apenas MUAPs com formatos distintos para as análises seguintes.

3.2.5 CARACTERÍSTICAS DE MUAPS

Algumas características quantitativas e qualitativas foram extraídas de MUAPs coletados pelos métodos descritos na *Subseção 3.2.4*. Primeiro, determinava-se a duração do MUAP, e então os outros parâmetros eram definidos no intervalo compreendido pelo seu início e fim. Nessa subseção, são descritos os critérios utilizados para as atribuições de cada uma das 6 características adotadas: duração total, duração máxima entre picos consecutivos, amplitude absoluta máxima, amplitude máxima entre picos consecutivos, número de fases e a polaridade da primeira fase.

• Duração Total

A duração de cada MUAP foi definida, em segundos, a partir da média de três medições manuais. Com o auxílio de um software com interface gráfica desenvolvido em MATLAB, três pesquisadores do laboratório, bastante familiarizados com sinais de EMG e formatos de MUAPs superficiais, demarcaram manualmente as localizações de início e fim em cada uma das formas de onda de MUAP. E então, definiu-se a duração total de cada MUAP como a média aritmética simples das três mensurações manuais realizadas.

• Amplitude Absoluta Máxima

A amplitude absoluta máxima foi definida como o maior valor absoluto, em *Volts*, dentre as amplitudes de pico (positivos ou negativos) do sinal. Na *Figura 3.5*, a amplitude absoluta máxima foi definida igual a aproximadamente $1,35 \cdot 10^{-5}V$, referente ao pico negativo.

• Número de Fases

Uma sequência de quatro procedimentos foi adotada a fim de determinar a quantidade de fases de um MUAP: 1) localizações e amplitudes de picos locais positivos (> 0), maiores do que 5% da amplitude absoluta máxima, eram identificadas com a função *findpeaks()* do MATLAB; 2) a forma de onda do MUAP era invertida, multiplicada por -1, e as localizações e amplitudes de picos locais negativos (< 0) eram então identificadas de forma análoga a de picos positivos, passo 1); 3) foi considerado apenas um único pico, o de maior amplitude absoluta, entre picos consecutivos com mesma polaridade, de modo que cada fase positiva e negativa fosse associada a um único pico positivo e negativo, respectivamente; 4) por fim, definiu-se a quantidade de fases de um MUAP igual ao número total de picos, positivos e negativos, determinados por meio das etapas anteriores. Como exemplo, no MUAP da *Figura 3.5*, foram identificadas 3 fases, duas positivas e uma negativa, com o procedimento descrito anteriormente.

- **Polaridade da Primeira Fase**

A polaridade, positiva ou negativa, da primeira fase identificada. Na *Figura 3.5*, a primeira fase tem polaridade positiva.

- **Duração Máxima entre Picos**

Maior duração, em segundos, entre picos consecutivos. Na *Figura 3.5*, a duração máxima entre picos é indicada pela flecha lilás horizontal.

- **Amplitude Máxima entre Picos**

Maior amplitude, em Volts, entre picos consecutivos. Na *Figura 3.5*, a amplitude máxima entre picos é indicada pela flecha preta na vertical.

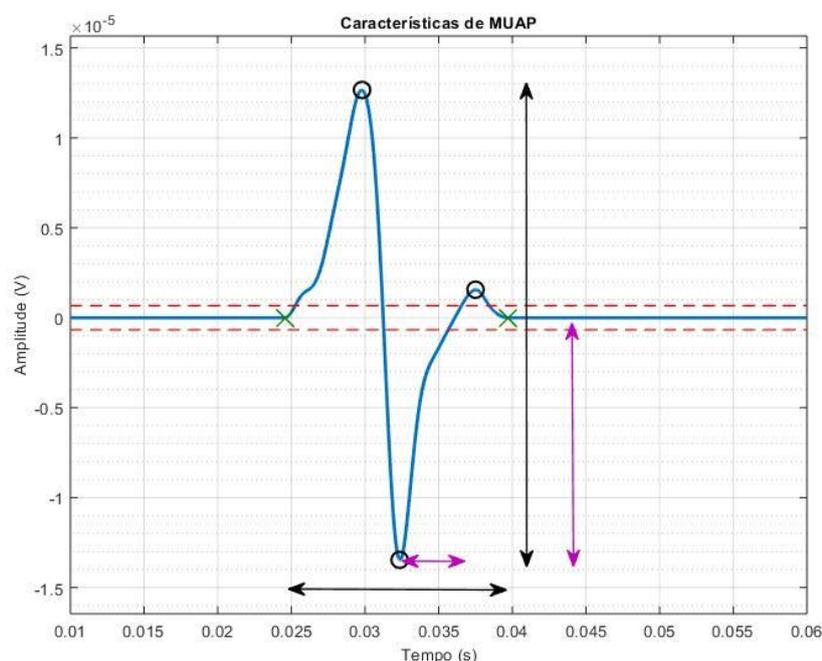


Figura 3.5: Características de MUAPs. As linhas vermelhas tracejadas delimitam o limiar de 5% da amplitude absoluta máxima do sinal. Cada pico é indicado com uma marcação 'O', e o início e final do MUAP com 'X'. A flecha lilás horizontal indica a duração máxima entre picos, e a flecha preta horizontal, a duração máxima. Já a flecha lilás vertical sinaliza a amplitude absoluta máxima do sinal, e a flecha preta vertical, a amplitude máxima entre picos consecutivos.

3.2.6 DENSIDADE ESPECTRAL DE POTÊNCIA

Densidades espectrais de potência, PSDs (de *Power Spectral Density*, do inglês) foram estimados de registros de sinais de sEMG adquiridos dos músculos do Tríceps Sural e Tibial Anterior em contrações voluntárias de força controlada de 5%, 10% e 20% da CVM. Comparações quantitativas foram traçadas entre os PSDs estimados de sinais adquiridos de diferentes sujeitos sob mesmas condições de captação, o que permitiu caracterizá-los em respeito a diferentes condições experimentais. Além do mais, calculou-se um PSD médio associado a cada músculo (SO, MG, LG e TA) e um correspondente nível de força (5%, 10% e 20% da CVM), totalizando 12 PSDs médios.

Assim como empregado na metodologia descrita na *Subseção 3.2.2.2*, o método de *Welch*, implementado pela função *pwelch()* do MATLAB, foi utilizado para estimar os PSDs dos sinais de sEMG. Foram utilizadas 300 janelas de 400 amostras multiplicadas por janelas de Hamming (resolução de 5 Hz), e sem sobreposição. Por fim, os PSDs foram normalizados dividindo-os por suas respectivas potências médias, para fins de comparações, análises, e também para os cálculos dos PSDs médios.

• PSDs Médios

Cada PSD médio foi calculado para sinais captados de um mesmo músculo (SO, LG, MG ou TA) e nível contração (5%, 10% ou 20% da CVM). Conforme a *Equação 3.5*, um PSD médio associado a um músculo e a um nível de contração é dado pela média aritmética simples de n_{PSD} PSDs estimados com a mesma resolução, definida por f_k , e banda de frequência.

$$PSD_{médio}(f_k) = \frac{\sum_{i=1}^{n_{PSD}} PSD_i(f_k)}{n_{PSD}} \quad (3.5)$$

• Características de PSDs

Foram adotados dois parâmetros quantitativos associados aos PSDs estimados que pudessem servir para comparações entre espectros de sinais captados de diferentes músculos e em diferentes níveis de contração: 1) frequência associada à máxima densidade de potência (MANER et al., 2003; YASSIERLI; NUSSBAUM, 2008); e 2) a largura da banda associada a densidades de potência iguais a 50% máxima densidade de potência (NARGOL et al., 1999). Em um exemplo apresentado na *Figura 3.6*, a frequência associada à máxima densidade de potência do espectro, marcada com um “O”, está indicada com uma flecha vertical, e a banda determinada pelas densidades de potência iguais a 50% da máxima densidade de potência, marcadas com “X”, está indicada com uma flecha na horizontal.

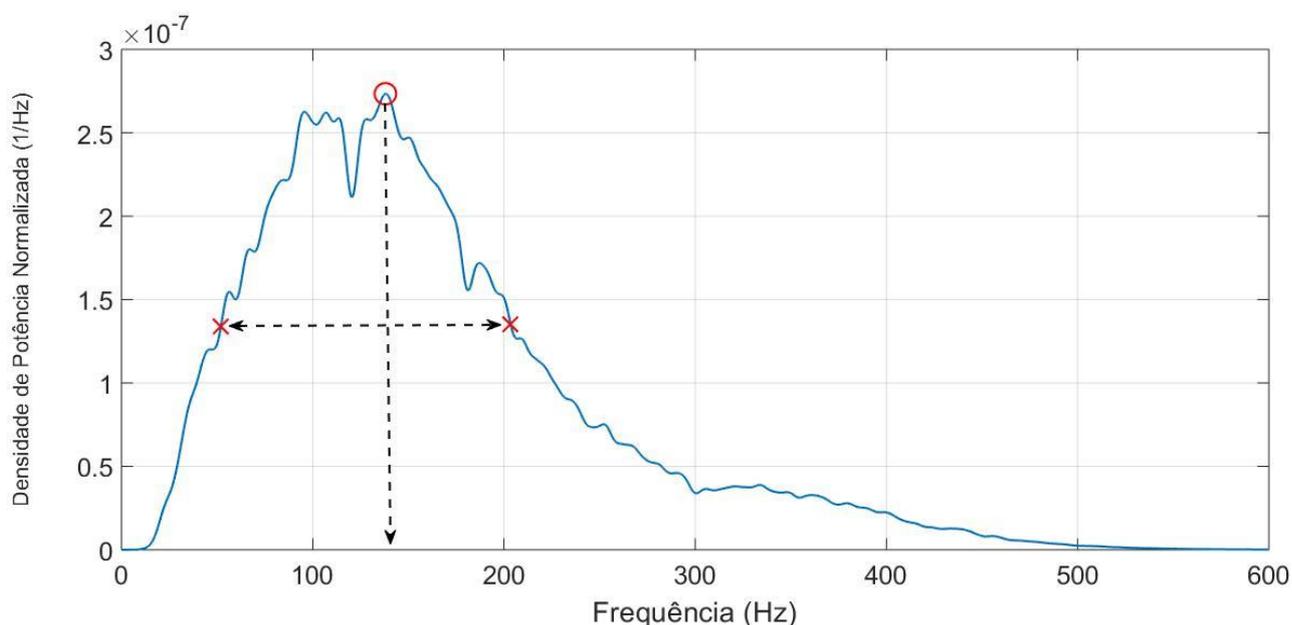


Figura 3.6: Parâmetros quantitativos associados aos PSDs estimados. A flecha na vertical indica a frequência correspondente ao pico de máxima densidade de potência. Os “X” demarcam as densidades de potência iguais a 50% da máxima densidade de potência do espectro, os quais delimitam a banda indicada pela flecha na horizontal.

• Comparações entre PSDs

Espectros de densidade de potência de registros de cada sujeito foram comparados dois a dois com o método proposto em (BENDAT; PIERSOL, 2010). Foi possível assim comparar PSDs associados a registros de mesmo músculo e diferentes níveis de contração.

O método se baseia em uma variável aleatória χ^2 , definida pela Equação 3.6, que para a hipótese dos dois espectros serem iguais, $G_1(f) = G_2(f)$, resulta com distribuição qui-quadrado. Os espectros dos dois sinais, $\widehat{G}_1(f)$ e $\widehat{G}_2(f)$, são estimados com o método de *Welch* a partir da média de n_{d1} e n_{d2} janelas, respectivamente.

$$\chi^2 = \left[\frac{1}{n_{d1}} + \frac{1}{n_{d2}} \right]^{-1} \sum_{i=1}^n \left[\log \frac{\widehat{G}_1(f_i)}{\widehat{G}_2(f_i)} \right]^2 \quad (3.6)$$

É necessário que os espectros sejam estimados com mesmo número de pontos, n , ou seja, que tenham mesma resolução e banda. Assim, uma vez que $\chi^2 \leq \chi_{n,\alpha}^2$ é satisfeito para n graus de liberdade e nível de significância α , então aceita-se a hipótese que $G_1(f) = G_2(f)$. Foi adotado o nível de significância $\alpha = 0,05$.

3.2.7 FUNÇÃO DENSIDADE DE PROBABILIDADE

Funções Densidade de Probabilidade, PDF, foram estimadas através de histogramas de amostras descorrelacionadas de amplitudes de sinais de sEMG. Os sinais foram normalizados com média zero e variância unitária para fins de comparações e cálculo de PDFs médios.

Amplitudes descorrelacionadas foram amostradas periodicamente com períodos determinados a partir das funções de autocorrelação calculadas dos sinais de sEMG. Definiu-se empiricamente um método para determinar de maneira sistemática o período de amostragem de amplitudes

descorrelacionadas, o qual é disposto em código MATLAB no quadro a seguir e ilustrado na *Figura 3.8*. Uma procura é feita, do atraso nulo em sentido a atrasos positivos, por um trecho de 0,01 segundos em que a função de autocorrelação não é maior do que 0,05. Por fim, o menor atraso do primeiro trecho encontrado é somado a 0,02 (um fator de segurança determinado empiricamente), e esse é definido como o atraso associado a amostras descorrelacionadas de amplitudes do sinal.

- **Variáveis**

step: passo de 0,01 segundos em amostras.
sFreq: frequência de amostragem do sinal de sEMG.
Cor: função de correlação.
idx: índice de *Cor* correspondente ao seu maior valor.
aux = variável auxiliar.
spAmplitudes: atraso, em amostras, determinado para a amostragem de amplitudes descorrelacionadas de um sinal de sEMG.

- **Funções**

length(x): retorna o tamanho de *x*.
isempty(x): retorna "verdadeiro" se *x* = [], e "falso" caso contrário.
find(x ↔ C): retorna os índices do vetor *x* que satisfazem a condição imposta por *C*; e retorna [] caso não for encontrado nenhum valor de *x* que satisfaça a condição.
abs(x): retorna o valor absoluto de *x*.

- **Código**

```

step = 0.01*sFreq;
[~, idx] = max(Cor)
for i = idx:length(Cor)
    aux = Cor(i:i+step);    aux = abs(aux - aux(1));

    if(isempty(find(aux > 0.05)))

        spAmplitudes = i+2*step;
        break;
    end
end
end

```

Histogramas de amostras descorrelacionadas de amplitude foram gerados com 500 barras (“bins”) distribuídas igualmente no intervalo de $[-12,12]$. Foi utilizada a função *histogram()* do MATLAB para gerá-los.

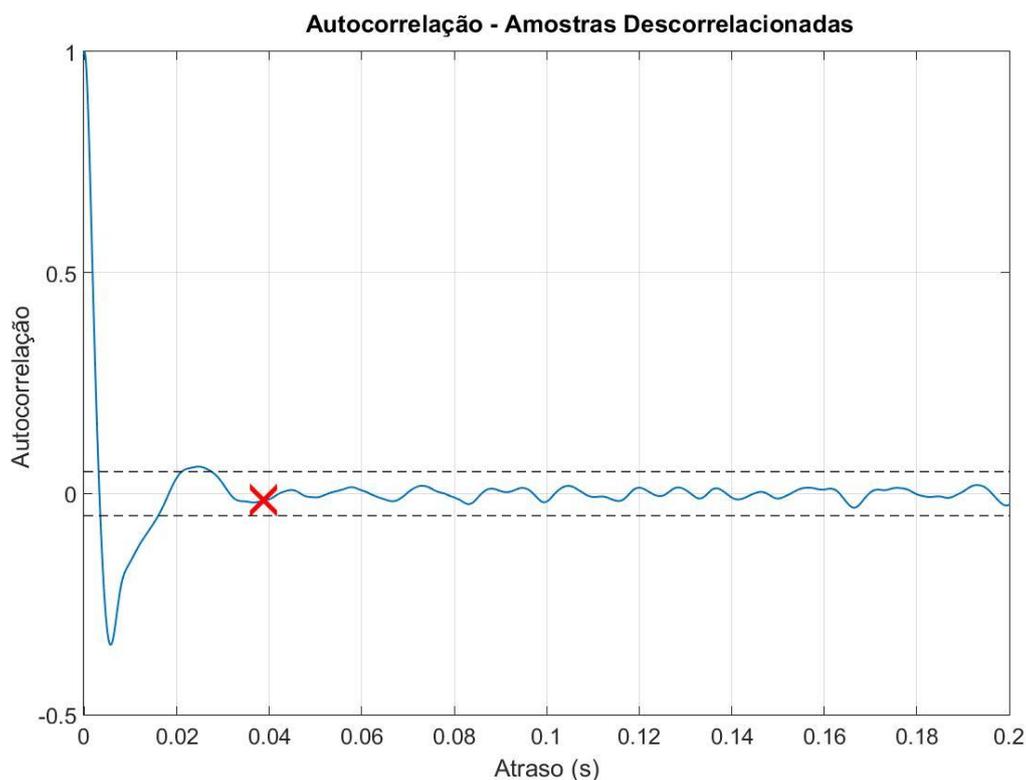


Figura 3.7: Amplitudes descorrelacionadas amostradas com período de amostragem determinado pela função de autocorrelação de um sinal de sEMG, marcado com um “X” vermelho. As linhas tracejadas em preto equivalem a 0,05 e -0,05.

• Comparações entre PDFs

Os PDFs normalizados (média zero e variância unitária) de sinais de sEMG de cada sujeito foram cotejados com distribuições Gaussianas e Laplacianas utilizando o teste Qui-Quadrado implementado pela função *chi2gof()* do MATLAB, com nível de significância $\alpha = 0,05$. Em cada comparação, as contagens esperadas de amplitudes das distribuições Gaussiana e Laplaciana eram estimadas para os mesmos intervalos

determinados para as contagens observadas da distribuição de amplitudes amostradas de um sinal de sEMG. Além do mais, os intervalos das laterais das distribuições Gaussiana e Laplaciana em que se estimavam menos do que 5 contagens ($emin = 5$) eram aglutinados a intervalos mais próximos da média com contagens maiores do que 5 (COCHRAN, 1954). E assim, calculava-se o grau de liberdade a partir do número total de bins resultante.

Comparou-se também a soma da diferença absoluta entre a área de cada PDF estimado das amplitudes de um sinal real de sEMG e as áreas das distribuições Gaussiana e Laplaciana (CLANCY; HOGAN, 1999). Para cada PDF de amplitudes estimado, era calculada a diferença absoluta entre a área de cada *bin* e as correspondentes áreas das distribuições Laplaciana e Gaussiana no mesmo intervalo. As diferenças absolutas entre as áreas dos 500 bins eram então somadas, resultando em um índice que foi utilizado para comparar PDFs estimados de sinais de diferentes músculos e contrações. Utilizou-se a função *trapz()* do MATLAB para aproximar numericamente as áreas das distribuições Gaussiana e Laplaciana.

• PDFs Médios

PDFs médios foram calculados de PDFs normalizados (média zero e variância unitária) de registros de mesmo músculo (SO, MG, LG e TA) e intensidade de contração (5%, 10% ou 20% da CVM). Calculou-se cada PDF médio, $PDF_{médio}$, conforme a *Equação 3.7*, com a média aritmética simples de n_{PDF} histogramas calculados com mesma largura e quantidade de barras, definidas por b .

$$PDF_{médio}(b) = \frac{\sum_{i=1}^{n_{PDF}} PDF_i(b)}{n_{PDF}} \quad (3.7)$$

3.2.8 SINAIS DE SEMG SINTÉTICOS

Nessa seção, um modelo de simulação de sinais de sEMG com uma nova abordagem para geração de MUAPs é apresentado junto à metodologia utilizada para ajustá-lo a características de sinais reais. Almejou-se aperfeiçoar o atual subsistema de geração de MUAPs do simulador ReMoto (CISI; KOHN, 2008), modificando-o com base nos dados obtidos com o presente estudo, e da literatura. Funções densidade de probabilidade médias e densidade espectral de potência médios estimados de sinais experimentais, *Subseção 3.2.6* e *Subseção 3.2.7.*, foram utilizados para fins de comparações e validações dos sinais sintéticos produzidos com o simulador atualmente implementado no ReMoto e o proposto nessa seção.

Sinais sintéticos de sEMG foram simulados em 12 condições de simulação com cada modelo, correspondentes a captações de 4 músculos (SO, MG, LG e TA) em 3 níveis de contração (5%, 10% e 20% CVM), como também abordado experimentalmente por esse estudo. Ambos simuladores foram implementados em MATLAB, por conveniência de facilitar e agilizar simulações e comparações entre resultados obtidos. E, portanto, foram empregados de um mesmo modelo de trens de disparos, o qual é descrito a seguir.

• Trens de Disparo

Trens de disparo foram modelados de forma semelhante à descrição posta pela *Equação 3.4*, com algumas modificações. Nesse modelo, os períodos de disparo, T_u , são atribuídos a UMs recrutadas com uma relação monotônica linear crescente com os tamanhos designados a cada UM, reproduzindo assim o fenômeno denominado de *onion skin* (do inglês, casca de cebola) (DE LUCA; ERIM, 1994). A cada simulação, a frequência máxima de disparo, atribuída a menor UM, é determinada aleatoriamente de uma distribuição normal, cuja média e variância foram determinadas com base em dados experimentais presentes na literatura (CONNELLY et al., 1999; OYA; RIEK; CRESSWELL, 2009). A média das frequências máximas dos trens de disparo para cada uma das 12 condições de simulação é fornecida na *Tabela*

3.1, e o definiu-se arbitrariamente o desvio padrão como 20% da média. A menor frequência de disparo, atribuída a maior UM, foi definida como 3Hz para todas as simulações.

As quantidades de UMs recrutadas em cada músculo e nível de força foram estimadas conforme proposto em (FUGLEVAND; WINTER; PATLA, 1993). Essa estimativa é dada pela *Equação 3.8*, em que $u \in \mathbb{Z}$ se torna o inteiro mais próximo do valor computado pela equação, e indica o índice da última UM recrutada, de um total de N , em um nível de força RTE , em porcentagem de CVM. Na equação, RR é o nível de força, em porcentagem de CVM, em que a última UM é recrutada. Os valores de RR foram determinados para cada músculo conforme dados da literatura (OYA; RIEK; CRESSWELL, 2009; KANDEL et al., 2013). Os valores de RR utilizados nas simulações, bem como as quantidades de UMs calculadas para cada nível de força, conforme a *Equação 3.8*, são exibidos na *Tabela 3.2*.

$$u = N \log_{RR} RTE \quad (3.8)$$

Tabela 3.1: *Frequência máxima média de disparos de cada músculo e nível de força.*

Músculo	Frequência (Hz)		
	5%CVM	10%CVM	20%CVM
SO	8	10	12
MG	8	10	12
LG	8	10	12
TA	12	14	18

Tabela 3.2: *Quantidades de UMs recrutadas em cada músculo e nível de força, e o limiar de recrutamento, RR, considerado para calculá-las.*

Músculo	RR (%CVM)	UMs Recrutadas		
		5%CVM	10%CVM	20%CVM
SO	95	318	455	592
MG	90	214	307	399
LG	80	95	136	177
TA	85	126	181	236

3.2.8.1 SIMULAÇÕES COM BASE NO SIMULADOR REMOTO

Implementou-se aspectos do modelo de geração de MUAPs do ReMoto originalmente descrito em (CISI; KOHN, 2008). As quantidades de UMs de cada tipo utilizadas nas simulações, *Tabela 3.3*, bem como os intervalos definidos para as distribuições dos fatores de amplitude, A , e duração, λ , de MUAPS, *Tabela 3.4*, foram definidos de acordo com estudos passados (CISI; KOHN, 2008; WATANABE et al., 2013; ELIAS; WATANABE; KOHN, 2014). Ademais, as espessuras da camada de pele e da secção transversal foram consideradas como 1,5 mm e 18,5 mm, respectivamente, para todas as simulações.

Tabela 3.3: Quantidade de UMs simuladas de cada tipo (S, FF e FR) para cada músculo (SO, MG, LG e TA).

Músculo	S	FF	FR
SO	800	50	50
MG	300	150	150
LG	130	65	65
TA	250	50	50

Os sinais de sEMG gerados a partir dos valores da *Tabela 3.4* terão amplitudes em *Volt* em função do tempo em *segundo*.

Tabela 3.4: Intervalos de valores do fator de amplitude, A , e duração, λ , para cada tipo de UM (S, FR e FF).

Parâmetros	S		FR		FF	
	de	até	de	Até	de	até
SO						
A (mV)	1	61	61	82	82	100
λ (ms)	0,8	0,7	0,7	0,6	0,6	0,5
MG, LG e TA						
A (mV)	1	57	57	61	61	72
λ (ms)	0,8	0,7	0,7	0,6	0,6	0,5

3.2.8.2 PROPOSTA DE SIMULADOR

O modelo de geração de MUAPs implementado no ReMoto serviu de base para o desenvolvimento do modelo proposto nessa subseção. As análises dos PSDs e PDFs estimados dos sinais de sEMG adquiridos durante contrações de força controlada, *Subseção 3.2.6* e *Subseção 3.2.7*, bem como das características dos MUAPs decompostos, *Subseção 3.2.5*, proporcionaram vias para validações e calibrações do modelo desenvolvido com dados biológicos reais. Isso permitiu que características de MUAPs de UMs tardiamente recrutadas fossem extrapoladas com ajustes do novo modelo em referência aos PSDs e PDFs médios estimados de sinais reais.

Parametrizaram-se os formatos de MUAPs decompostos de sinais superficiais, *Subseção 3.2.4*, visando uma maior flexibilidade para ajustes do modelo e simulações mais complexas. Os MUAPs foram expandidos em funções de Hermite-Rodriguez (HR), permitindo que modificações de seus formatos pudessem ser feitas com ajuste dos coeficientes de expansão, do fator de amplitude A , e do fator de duração λ . Ademais, a parametrização dos formatos de MUAPs possibilita que eles sejam modificados quantitativamente, o que foi essencial na calibração do modelo com dados reais.

• **Expansão de Hermite-Rodriguez para MUAPs**

Cada trecho de 75 ms calculado ao decompor um MUAP superficial, *Subseção 3.2.4*, foi multiplicado por uma janela de Tukey com suporte finito estendido ao longo da duração de cada MUAP. Um resultado é apresentado na *Figura 3.5*. Os trechos multiplicados pelas janelas de Tukey foram então expandidos em funções de Hermite-Rodriguez (LO CONTE; MERLETTI; SANDRI, 1994) com 17 coeficientes (de 0 a 16). A expansão de um sinal $f(t)$ em funções de HR é dada pela *Equação 3.9*:

$$f(t) = \sum_{n=0}^{\infty} \beta_{\lambda,n} u_{\lambda,n}(t), \quad (3.9)$$

em que o n ésimo coeficiente da expansão, $\beta_{\lambda,n}$, é definido como o produto interno entre a função de onda de um MUAP, $f(t)$, com função de Hermite-Rodriguez, $u_{\lambda,n}(t)$, de ordem n e fator de duração λ :

$$\beta_{\lambda,n} = \langle f(t), u_{\lambda,n}(t) \rangle = \frac{1}{\sqrt{2^n n!} \sqrt{\pi} \lambda} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) H_n \left(\frac{t}{\lambda} \right) e^{-t^2/(2\lambda^2)} dt \quad (3.10)$$

$$u_{\lambda,n} = \frac{1}{\sqrt{2^n n!} \sqrt{\pi} \lambda} H_n \left(\frac{t}{\lambda} \right) e^{-t^2/(2\lambda^2)} \quad (3.11)$$

Na *Equação 3.10 e 3.11*, $H_n(t)$ refere ao polinômio de *Hermite* de ordem n , definido pela *Equação 3.12* como:

$$\begin{cases} H_0(t) = 1 \\ H_1(t) = 2t \\ H_n(t) = 2tH_{n-1}(t) - 2(n-1)H_{n-2}(t), \quad n > 1 \end{cases} \quad (3.12)$$

Organizou-se os MUAPs sintéticos (expandidos em funções de HR) em 4 bibliotecas, cada qual contendo apenas MUAPs do mesmo músculo (SO, MG, LG ou TA), de modo que a cada sinal sintético gerado, apenas MUAPs de uma única biblioteca seriam utilizados, os referentes ao músculo simulado.

• Distribuições de UMs

Foi adotado um diâmetro médio de secção transversal específico para simulações de cada músculo. O diâmetro da secção transversal de cada músculo foi estimado considerando-o como uma estrutura de formato cilíndrico (GANAPATHY; CLARK; WILSON, 1987; GOOTZEN; STEGEMAN; VAN OOSTEROM, 1991), cuja área da base foi adotada de dados de medições biométricas disponíveis na literatura (SOPHER et al., 2017). Os diâmetros das secções transversais calculados para cada músculo são exibidos na *Tabela 3.5*.

Tabela 3.5: Diâmetros das secções transversais de cada músculo considerados nas simulações.

Músculo	Diâmetro (mm)
SO	17
MG	12
LG	7
TA	9

Em cada simulação, o diâmetro da secção transversal muscular era determinado aleatoriamente de uma distribuição normal com a média dada por um valor da *Tabela 3.5*, de um músculo em específico, e desvio padrão igual a 1 mm. Considerou-se também uma camada de volume condutor, de pele e gordura, com espessura definida aleatoriamente de uma distribuição normal rebatida (*Folded Normal Distribution*) de uma distribuição normal de média igual a 1,5 mm e desvio padrão de 1 mm (SJÖSTRÖM et al., 1972; LEE; HWANG, 2002; AKKUS, 2012). As aleatorizações do diâmetro da secção transversal do músculo e da espessura da camada de volume condutor foram arbitrariamente definidas de modo a produzir uma variabilidade desses parâmetros entre simulações.

O modelo de distribuição de UMs implementado no ReMoto gera uma maior concentração de UMs no centro das secções transversais de

músculos, como se pode observar na *Figura 3.9*. Como uma tentativa de corrigir essa não uniformidade das distribuições espaciais de UMs nas secções transversais, modificou-se a aleatorização dos raios de distância (coordenadas polares) como posto pela *Equação 3.13*, em que r é uma variável aleatória uniformemente distribuída no intervalo $[0,1]$, e \bar{R} um determinado valor da *Tabela 3.5*, conforme detalhado no Apêndice A.

$$r' = \frac{\sqrt{4\bar{R}^2 r}}{2} \quad (3.13)$$

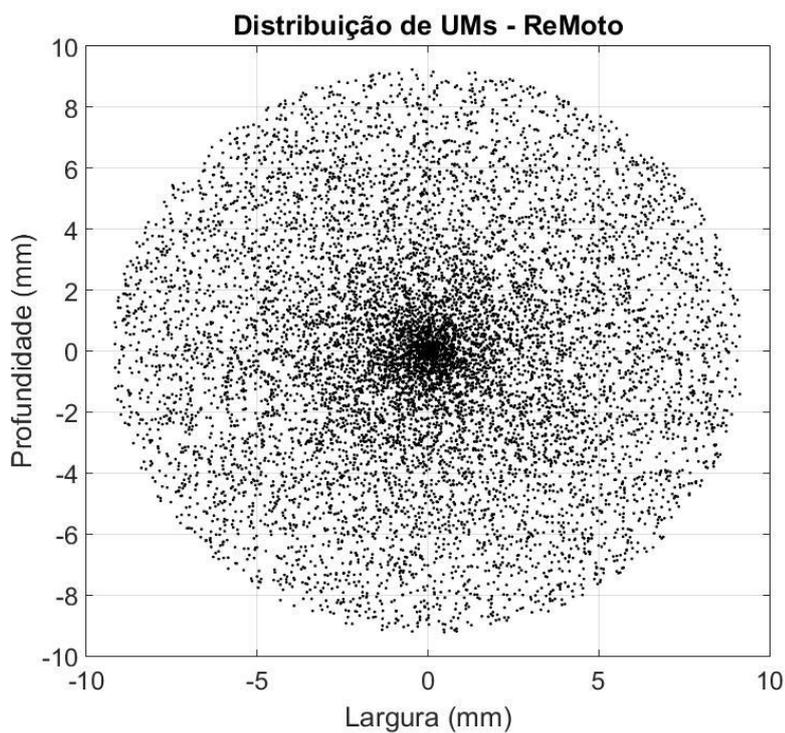


Figura 3.8: Resultado de uma simulação gerada com o modelo de distribuição de UMs implementado no ReMoto. Foram simulados 1000 UMs em uma secção transversal de 18,5 mm de diâmetro.

- **Amplitudes e Durações de MUAPs**

A distinção de UMs por tipo (S, FF e FR) não foi adotada por esse modelo (ENOKA, 2012). A quantidade total de UMs simuladas para cada músculo é mostrada na *Tabela 3.6*.

Tabela 3.6: Quantidade total de UMs simuladas em cada músculo.

Músculo	Quantidade
SO	900
MG	600
LG	260
TA	350

Estudos com simulações de sinais de sEMG sugerem que esses sinais são formados por um número limitado de formatos de MUAPs, menor do que 30 de captações bipolares (STEGEMAN et al., 2000; FARINA et al., 2008). Propôs-se, portanto, que a cada simulação, apenas N MUAPs sintéticos distintos, $N < 30$, fossem aleatoriamente escolhidos da biblioteca correspondente ao músculo simulado. E dessa forma, fazendo com que as UMs motoras fossem designadas aleatoriamente apenas aos N formatos dos MUAPs sintéticos escolhidos.

Unidades motoras foram atribuídas a MUAPs com suas durações originais, e com amplitudes parametrizadas em correspondência com o princípio do tamanho. As amplitudes originais dos MUAPs sintéticos foram normalizadas dividindo-as por suas respectivas amplitudes máximas pico-a-pico, de modo que as amplitudes dos MUAPs pudessem ser parametrizadas somente com um fator de amplitude, A . As amplitudes foram distribuídas em um intervalo determinado especificamente para cada músculo em uma relação monotônica linear crescente com os tamanhos atribuídos às UMs, de forma análoga à distribuição de amplitudes implementadas no simulador ReMoto.

Atenuações de amplitude e duração associadas às distâncias de cada UM à superfície de captação dos eletrodos foram implementadas

identicamente ao modelo do ReMoto. No entanto, os parâmetros C e τ_{at} foram definidos especificamente para cada condição de simulação através de ajustes que são descritos no tópico a seguir.

- **Simulações de Fadiga e Variações dos Formatos de MUAPs entre Disparos**

A expansão dos formatos de MUAPs em funções de Hermite-Rodriguez permite que seus formatos possam ser modificados com ajustes dos coeficientes de expansão, $\beta_{\lambda,n}$, do fator de amplitude, A , e do fator duração, λ . Isso possibilita a realização de simulações complexas, em que os formatos dos MUAPs são modificados quantitativamente ao longo do sinal gerado. Por exemplo, é possível simular a manifestação mioelétrica de fadiga em um sinal sintético de sEMG com um aumento gradual e quantificado dos fatores λ dos MUAPs simulados, o que aumenta quantitativamente suas durações, como ilustrado pela *Figura 3.10*. Além do mais, também é possível simular variações nos formatos de MUAPs entre disparos alterando minimamente os coeficientes de expansão, $\beta_{\lambda,n}$, como é mostrado na *Figura 3.11*.

Na *Figura 3.10*, o fator λ do MUAP marcado em azul foi aumentado de 1 ms para 1.5 ms, resultando no MUAP de maior duração marcado em vermelho. Já a variação aleatória do formato utilizado no exemplo dado na *Figura 3.11* foi gerada variando os coeficientes da expansão, $\beta_{\lambda,n}$, de um MUAP expandido em funções de HR pela adição de uma variável normal de média zero e variância igual a $\beta_{\lambda,n}0.5$.

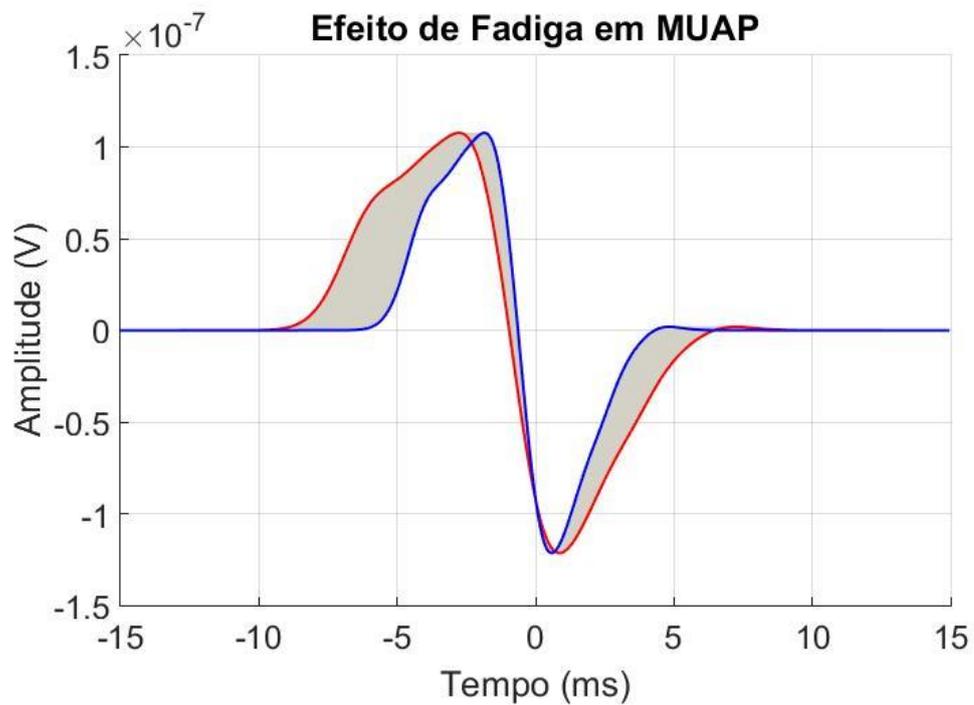


Figura 3.9: Aumento da duração de um MUAP, do traçado azul ao vermelho, para efeito de simulação de fadiga muscular.

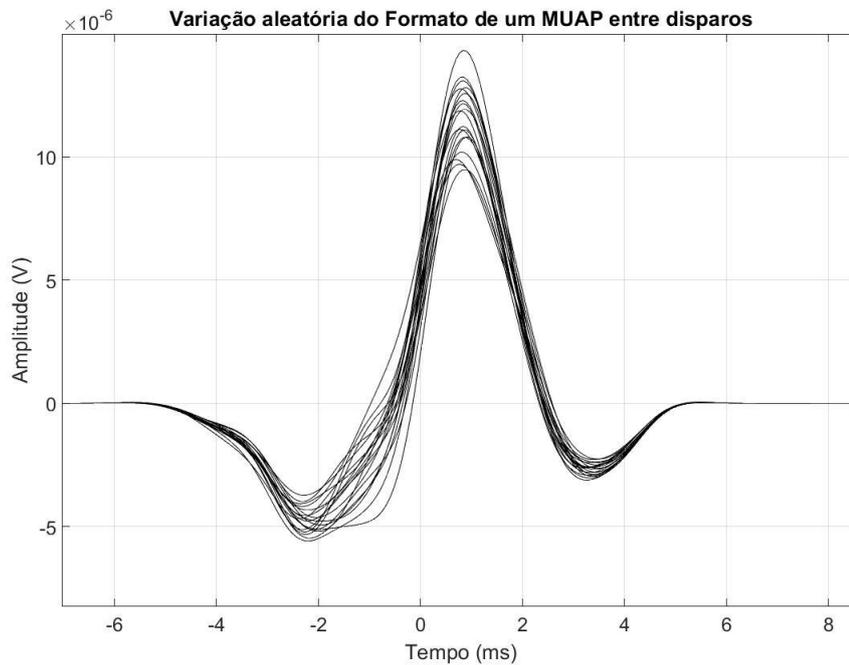


Figura 3.10: Variação aleatória do formato do MUAP.

- **Simulações – Força Controlada**

Foram realizadas 20 simulações para cada músculo (SO, MG, LG e TA) e nível de contração (5%, 10% e 20% CVM), totalizando 240 sinais simulados. A cada simulação, um sinal de sEMG de 70 segundos era gerado a partir de formatos de apenas 15 MUAPs escolhidos aleatoriamente da respectiva biblioteca associada ao músculo simulado. Não foram simuladas variações aleatórias dos formatos de MUAPs entre disparos, nem o efeito de fadiga.

Os sinais sintéticos foram filtrados de acordo com a metodologia descrita na *Subseção 3.2.2.*, resultando em sinais com 60 segundos de duração, a mesma dos sinais experimentais processados.

- **Calibrações**

O modelo de simulação proposto teve seus parâmetros ajustados a cada uma das 12 condições de simulação com referência aos PSDs e PDFs médios estimados de sinais de sEMG reais, *Subseção 3.2.6* e *Subseção 3.2.7*, e também das análises das características de MUAPs superficiais, *Subseção 3.2.5*. Para tal, foram feitos ajustes aos parâmetros associados às distâncias entre a localização das UMs no músculo e o ponto de captação, τ_{at} e C , e ao intervalo de distribuição de amplitudes, A , de modo que PSDs e PDFs médios estimados dos sinais simulados fossem próximos aos obtidos experimentalmente. As amplitudes e durações analisadas de MUAPs superficiais, *Subseção 3.2.5*, nortearam as limitações biológicas dos MUAPs gerados artificialmente.

A cada ajuste, 20 sinais sintéticos de sEMG eram gerados, com 70 segundos de duração cada, e então filtrados conforme a metodologia descrita na *Subseção 3.2.2*. Sequencialmente, um PDF e um PSD médio eram estimados do conjunto de sinais gerados a cada ajuste feito, com a metodologia descrita na *Subseção 3.2.6* e *Subseção 3.2.7*. O PDF e o PSD médio estimados dos sinais sintéticos eram então cotejados qualitativamente com o correspondente PDF e o PSD médio estimados dos sinais reais

captados ante a mesma condição simulada, isto é, sinais coletados do mesmo músculo e em mesmo nível de força. Os parâmetros foram ajustados empiricamente, com base no que era observado quando cotejados os PSDs e PDFs médios estimados dos sinais sinteticamente gerados e os experimentalmente coletados, sem a adoção de um processo automático de ajustes. No entanto, acabou-se adotando uma heurística para ajustar os parâmetros de A , τ_{at} e C , a qual é descrita por essas quatro etapas:

- 1) Primeiro, um valor inicial era determinado aos parâmetros de ajuste. Adotava-se $\tau_{at} = 1$, $C = 0$ e o intervalo de A era arbitrariamente definido entre $100\mu V$ e $1000\mu V$.

- 2) Segundo, o intervalo de A era ajustado de modo que o pico do PDF médio estimado dos sinais sintéticos fosse compatível com o do estimado de sinais reais. Além do mais, garantia-se que a maior amplitude P-P atribuída a um MUAP sintético fosse pelo menos o dobro da maior amplitude P-P medida dos MUAPs reais respectivos ao músculo simulado (CONWIT et al., 1999; HOGREL, 2005). E também, se determinou arbitrariamente que a menor amplitude P-P que um MUAP poderia ter fosse da ordem de $10^{-8}V$. As amplitudes referidas anteriormente tratam-se das amplitudes dos MUAPs contidos no sinal sintético, que dependem das distâncias entre as UMs e os pontos de captação do sinal, e não somente das amplitudes intrínsecas aos tamanhos das UMs, definidas apenas pelo intervalo de A .

- 3) Mantendo o intervalo de A ajustado pela etapa anterior e $C=0$, tentava-se ajustar a curtose do PDF médio estimado dos sinais sintéticos ao do PDF estimado de sinais reais com alterações no parâmetro τ_{at} . Quando a curtose do PDF gerado de sinais sintéticos era ajustada, mas o pico do PDF ou o valor de máximo ou mínimo das amplitudes P-P eram desajustados, então a etapa 2) era repetida para o valor de τ_{at} encontrado nessa etapa.

4) Quando o PDF médio estimado dos sinais sintéticos estivesse bem ajustado, o valor de C era então determinado de modo a ajustar a PSD médio estimado de sinais sintéticos modelados com os valores de τ_{at} e A determinados pelas etapas anteriores. Em geral, o ajuste de C era inferior a 0,1, causando um aumento das durações dos MUAPs, e conseqüentemente fazendo o espectro médio estimado dos sinais sintéticos comprimir para baixas frequências.

Observe que o ajuste dos PSDs e PDFs dos sinais sintéticos com os respectivos estimados de sinais reais foi uma forma encontrada de se extrapolar características de duração e amplitude de MUAPs de UMs tardiamente recrutadas, e, ao mesmo tempo, condicionar o modelo matemático de geração de MUAPs para a formação de sinais sintéticos de sEMG para graus mais realistas.

• **Comparações**

Funções densidade de probabilidade médias e espectros de densidade de potência médios calculados dos sinais sintéticos gerados com cada um dos modelos de simulação foram cotejados qualitativamente com os respectivos estimados dos sinais coletados experimentalmente, sob as mesmas condições de captação. Em cada condição de simulação, foram gerados 20 sinais sintéticos de sEMG, de 70 segundos de duração cada, com cada simulador. Os sinais gerados foram filtrados da mesma forma como descrito na *Subseção 3.2.2*, e seus respectivos PDFs e PSDs foram estimados conforme descrito na *Subseção 3.2.6* e *Subseção 3.2.7*. Calcularam-se PSDs e PDFs médios dos sinais gerados por cada simulador em cada uma das 12 condições de simulação, os quais foram comparados com os respectivos PSDs e PDFs médios calculados de sinais experimentais.

- **Simulações - Fadiga**

Realizou-se também uma demonstração grosseira de como a fadiga muscular pode ser implementada em função da parametrização dos coeficientes de expansão dos MUAPs sintéticos. Foram realizadas 20 simulações em que o fator λ de cada MUAP simulado era calculado a cada instante de disparo como:

$$\lambda' = \lambda + \left(\frac{j}{K_u}\right)v, \quad (3.14)$$

em que j denota o j -ésimo disparo, dentre um total de K disparos da u -ésima UM, e v sendo um coeficiente utilizado para quantificar a manifestação de fadiga, adotado como 0,2.

4. RESULTADOS

Nesse capítulo, são mostrados os resultados obtidos de um estudo quantitativo e qualitativo de características de sinais mioelétricos captados com eletrodos superficiais de 4 músculos da perna humana. Analisou-se os PSDs e PDFs estimados dos sinais de sEMG adquiridos de contrações isométricas de força controlada, bem como as características dos formatos de MUAPs superficiais que os compõe, obtidos com os métodos de decomposição descritos na *Subseção 3.2.4*.

Os dados provenientes das análises das características dos sinais mioelétricos captados com eletrodos superficiais serviram de base para o desenvolvimento de um novo modelo de geração de MUAPs. Os resultados obtidos com a implementação do novo modelo de simulação proposto por esse estudo também são apresentados nesse capítulo. Comparam-se os PSDs e PDFs médios estimados de sinais de sEMG gerados com os MUAPs do modelo proposto com os de sinais sintéticos formados com o modelo originalmente implementado no ReMoto (CISI; KOHN, 2008), tendo como referência os respectivos PSDs e PDFs médios estimados de sinais experimentalmente adquiridos sob as mesmas condições de captação simuladas, *Subseção 3.2.8.3*.

Os dados de médias fornecidos nas tabelas a seguir serão na forma “média (desvio padrão)”.

4.1 SIMULAÇÕES DE FILTRAGEM

Os resultados obtidos com as simulações de filtragem passa-banda e de interferências de rede, descritas na *Subseção 3.2.3*, são mostrados na *Figura 4.1* e na *Figura 4.2*, respectivamente.

Nos experimentos com sinais reais, dos 17 MUAPs superficiais analisados nas simulações, decompostos de três sinais reais escolhidos, apenas 3 apresentaram uma evidente diferença causada pela banda de frequência filtrada. Em particular, o resultado da *Figura 4.1* mostra uma diferença evidente entre o formato de um MUAP decomposto de um sinal

filtrado na banda de frequências de 20 a 500 Hz, e filtrado na banda de 20 a 1000Hz ou 1500Hz.

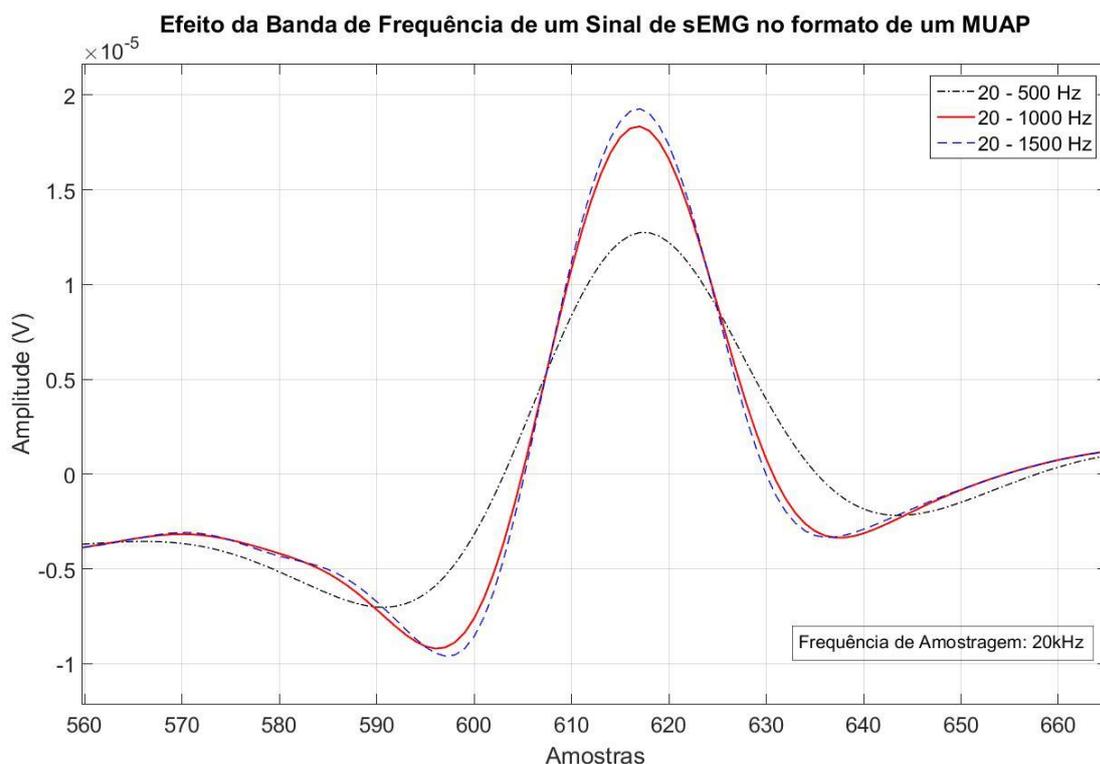
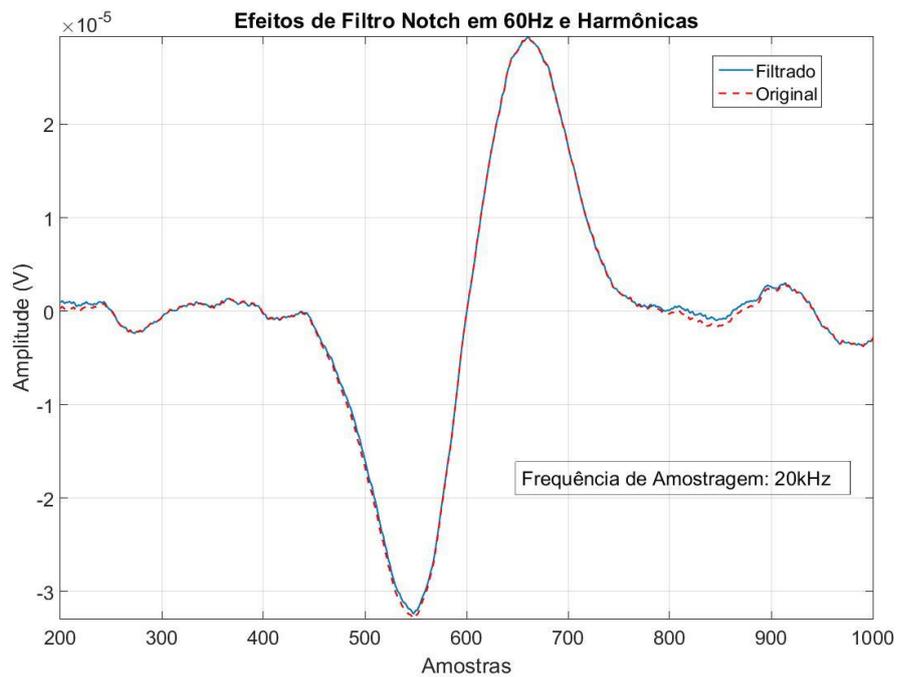


Figura 4.1: Formatos de um mesmo MUAP de um sinal de sEMG filtrado em três bandas frequência: 20-500 Hz, 20-1000 Hz e 20-1500 Hz.

Nos experimentos com sinais sintéticos, formatos de MUAPs decompostos de sinais gerados com o modelo descrito na *Subseção 3.2.3* e filtrados com filtros *notch* projetados para atenuar componentes de frequências de 60Hz, 120Hz, 180Hz, 240Hz, 300Hz, 420Hz foram comparados com os mesmos MUAPs decompostos dos mesmos sinais sintéticos quando não eram filtrados. Não foram observadas grandes diferenças entre os formatos de MUAPs promediados de sinais filtrados e seus correspondentes estimados dos mesmos sinais quando não filtrados. Nos exemplos ilustrados na *Figura 4.2*, é possível notar apenas mínimas distorções nos formatos de um MUAP bifásico com uma amplitude média, (a), e um MUAP trifásico de amplitude pequena, (b), causadas pela filtragem dos sinais sintéticos dos quais foram decompostos.

(a)



(b)

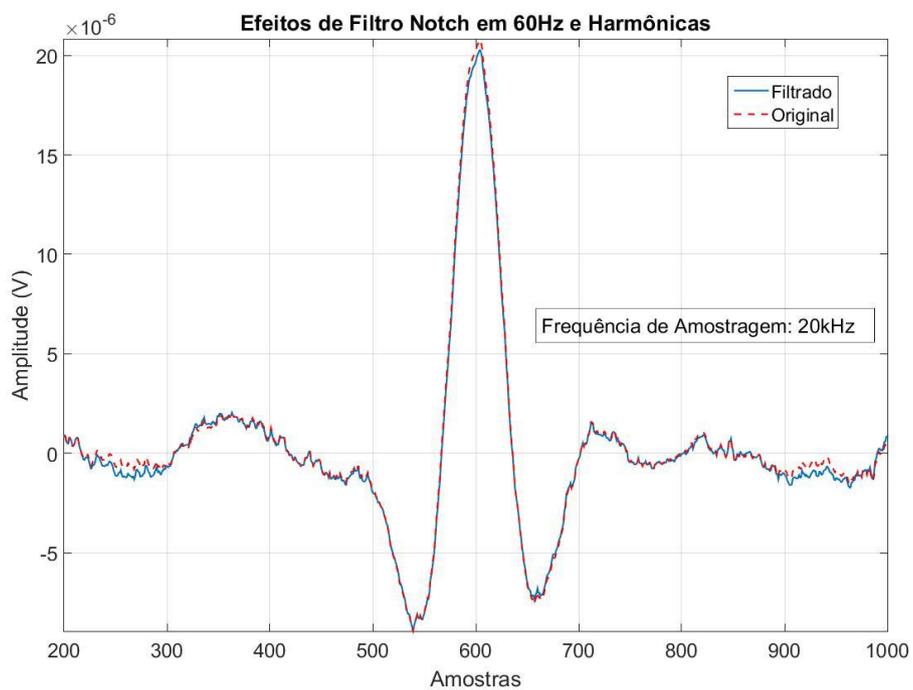


Figura 4.2: Distorções dos formatos de um MUAP de modelo bifásico, (a), e outro de modelo trifásico, (b). causadas pela filtragem de componentes de frequências de 60Hz, 120Hz, 180Hz, 240Hz, 300Hz, 420Hz.

4.2 CARACTERÍSTICAS DE MUAPS

Nessa subseção, serão apresentados os resultados obtidos a partir das análises qualitativas e quantitativas das características e parâmetros extraídos dos formatos de MUAPs superficiais decompostos de sinais de sEMG reais. No total, foram decompostos 296 MUAPs de quatro músculos da perna, os quais foram caracterizados de acordo com parâmetros descritos na *Subseção 3.2.5*. A quantidade de MUAPs decompostos de aquisições superficiais de sinais de sEMG de cada músculo é mostrada na *Tabela 4.1*. Note que a quantidade de MUAPs decompostos de sinais adquiridos do músculo *Sóleo* foi mais do que o dobro da quantidade obtida do *Tibial Anterior*.

Algumas relações entre parâmetros extraídos dos MUAPs foram analisadas, e são mostradas graficamente na *Figura 4.3*, *Figura 4.4* e *Figura 4.5*. A Amplitude Máxima Absoluta mostrou-se correlacionada com a Amplitude Máxima P-P ($r = 0,98$, $P < 0,01$), *Figura 4.3*, assim como a Duração e a Duração Máxima P-P ($r = 0,38$, $P < 0,01$), *Figura 4.4*.

A Duração, por sua vez, mostrou-se descorrelacionada com a Amplitude Máxima P-P ($P > 0,05$), *Figura 4.5*. Quando essa relação foi analisada separadamente para MUAPs de mesmo músculo, foi possível observar uma fraca correlação negativa entre as amplitudes e durações de MUAPs associados ao LG ($r = -0,275$, $P < 0,05$), e uma descorrelação desses parâmetros para os demais músculos.

Realizou-se um ajuste linear à relação estabelecida entre a Amplitude Máxima Absoluta e a Amplitude Máxima P-P, *Figura 4.3*, em que se foi obtida a equação $y = 0,5925x + 10^{-7}$. O mesmo também foi feito para a relação entre duração e duração máxima entre picos consecutivos, *Figura 4.4*, em que se obteve a equação $y = 0,9205x + 0,0117$.

Tabela 4.1: Quantidade de MUAPs decompostos de sinais de sEMG adquiridos de cada músculo.

	Número de MUAPs Decompostos
SO	102
MG	75
LG	70
TA	49

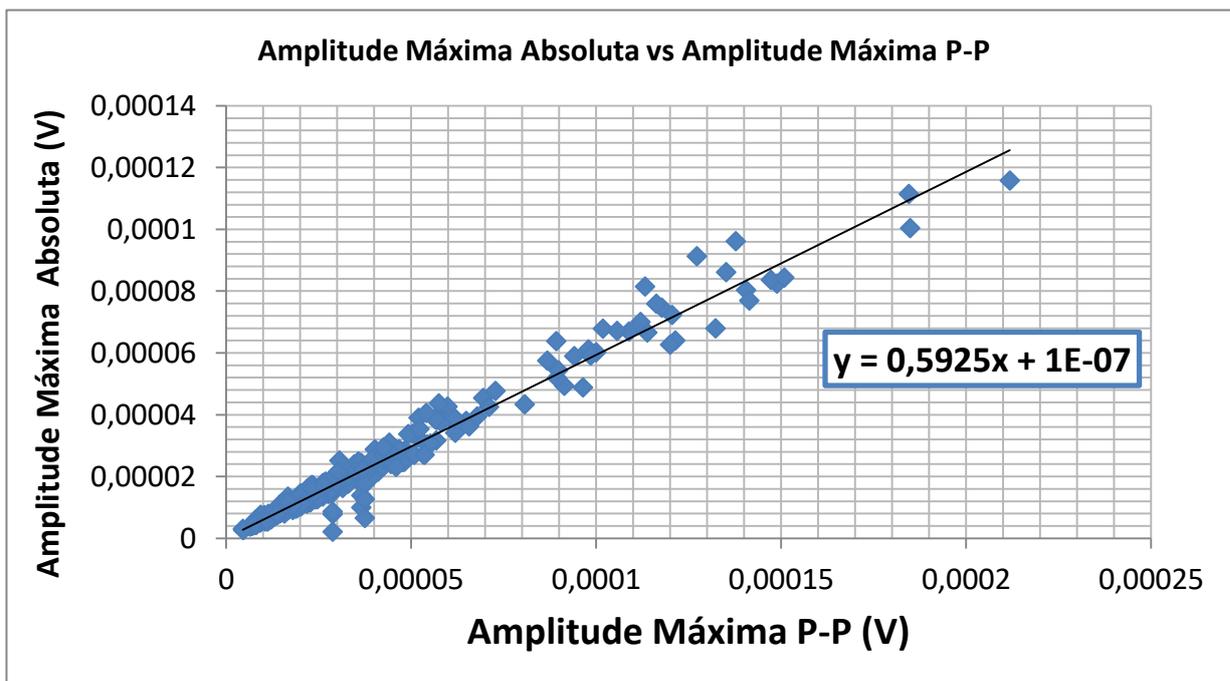


Figura 4.3: Relação entre as amplitudes máximas absolutas e as amplitudes máximas pico-a-pico dos MUAPs superficiais analisados.

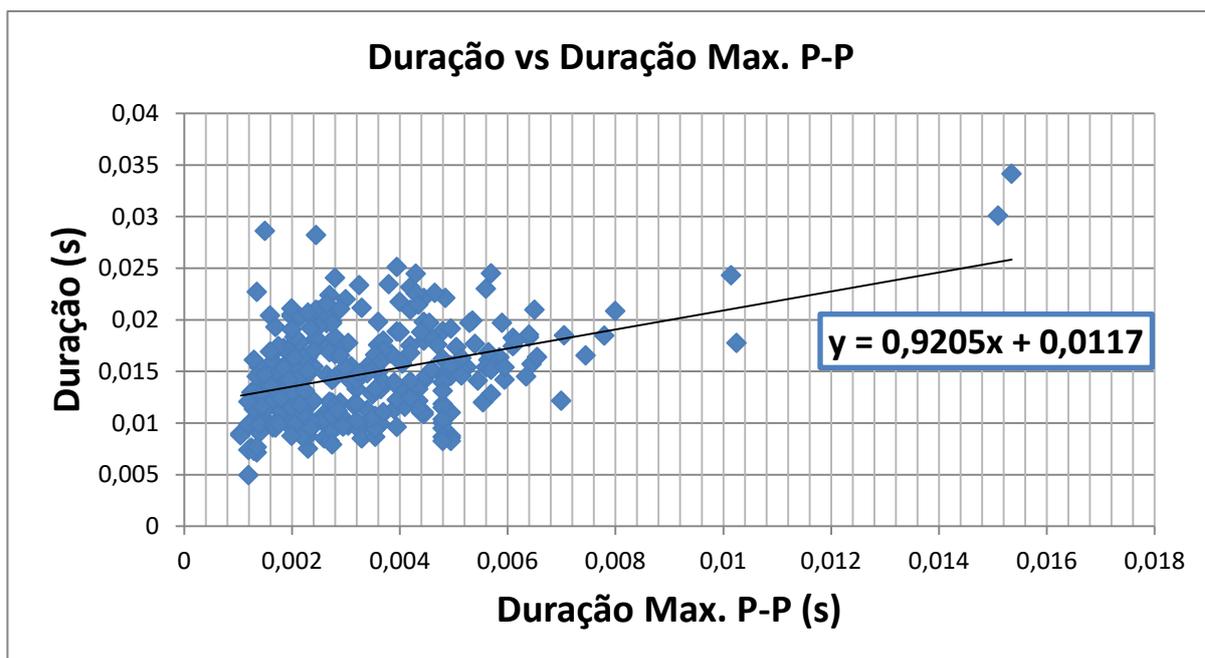


Figura 4.4: Relação entre as durações e as durações máximas entre picos dos MUAPs superficiais analisados.

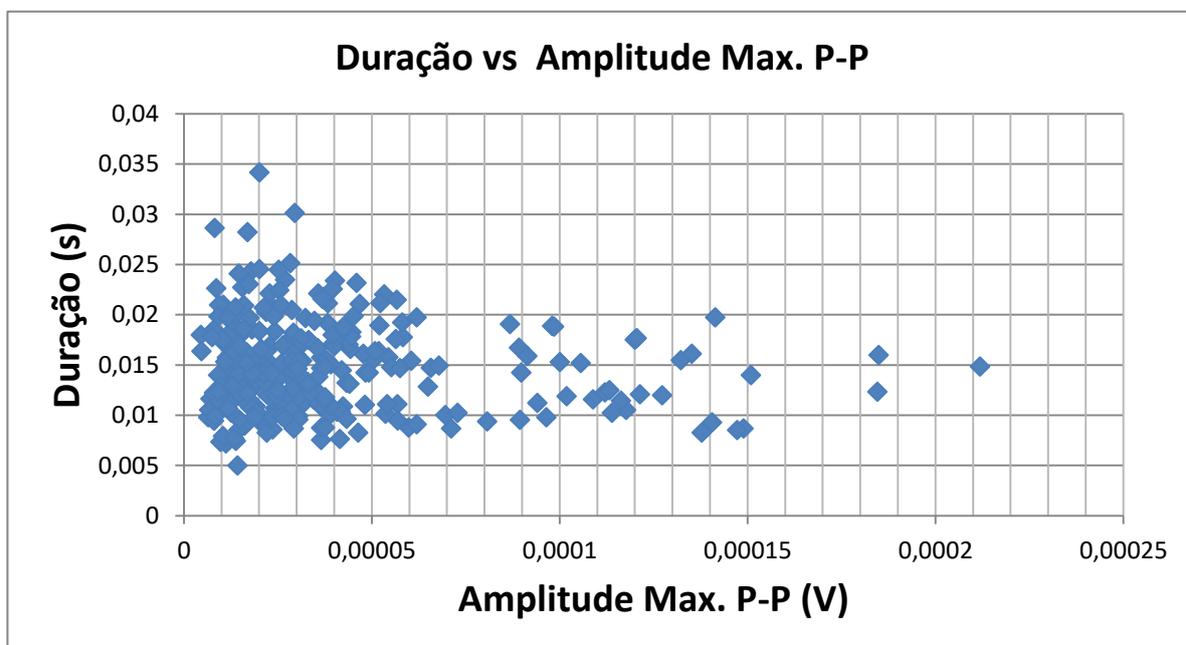


Figura 4.5: Relação entre as durações e a amplitudes máximas pico-a-pico dos MUAPs superficiais analisados.

As durações e amplitudes determinam as principais dimensões dos formatos de MUAPs superficiais, e, logo são de grande importância para a modelagem de simuladores de geração de sinais sintéticos de sEMG. Posto isto, a partir especificamente do resultado observado na *Figura 4.5*, analisou-se eventuais agrupamentos desses parâmetros tomando a distinção entre músculos, sujeitos e sexos. Nenhum agrupamento pôde ser observado quando distinguidos por músculo, *Figura 4.6*, ou por sujeito, *Figura 4.7*. No entanto, os MUAPs coletados de mulheres têm menor amplitude do que de homens, como é observado graficamente na *Figura 4.8* e com os dados da *Tabela 4.2*.

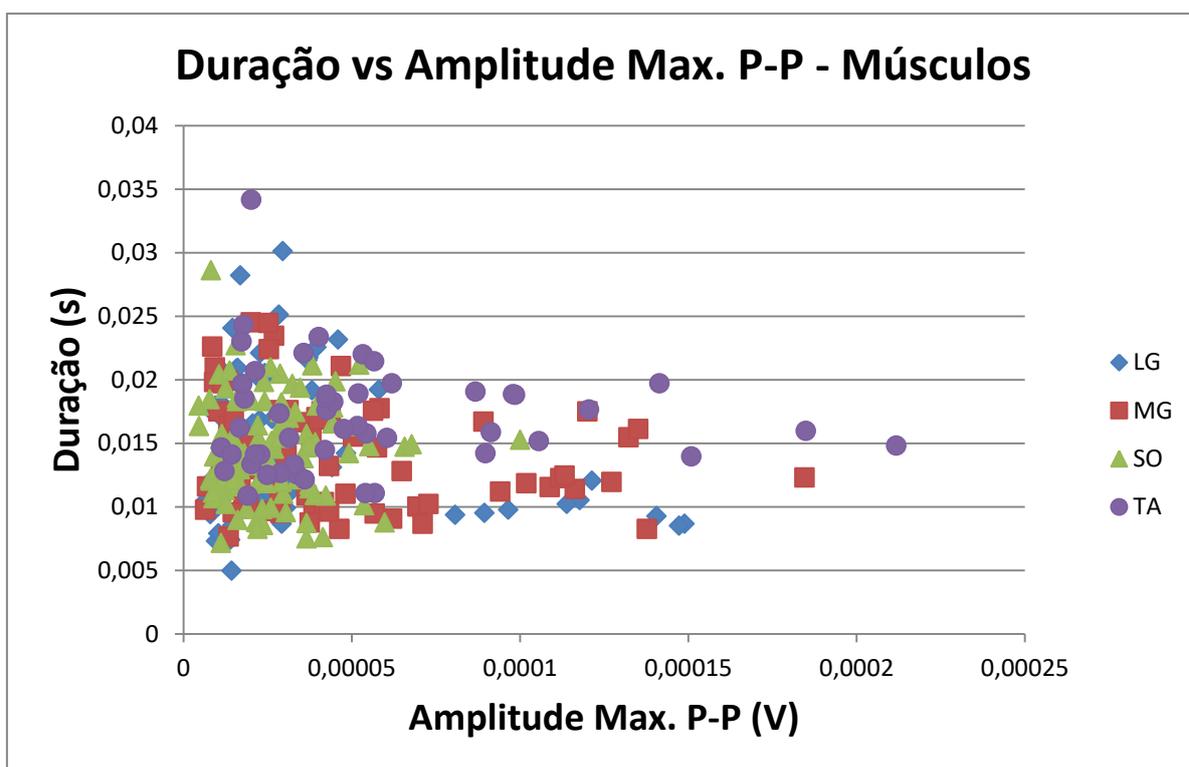


Figura 4.6: Distinção das durações e amplitudes máximas pico-a-pico dos MUAPs por músculo.

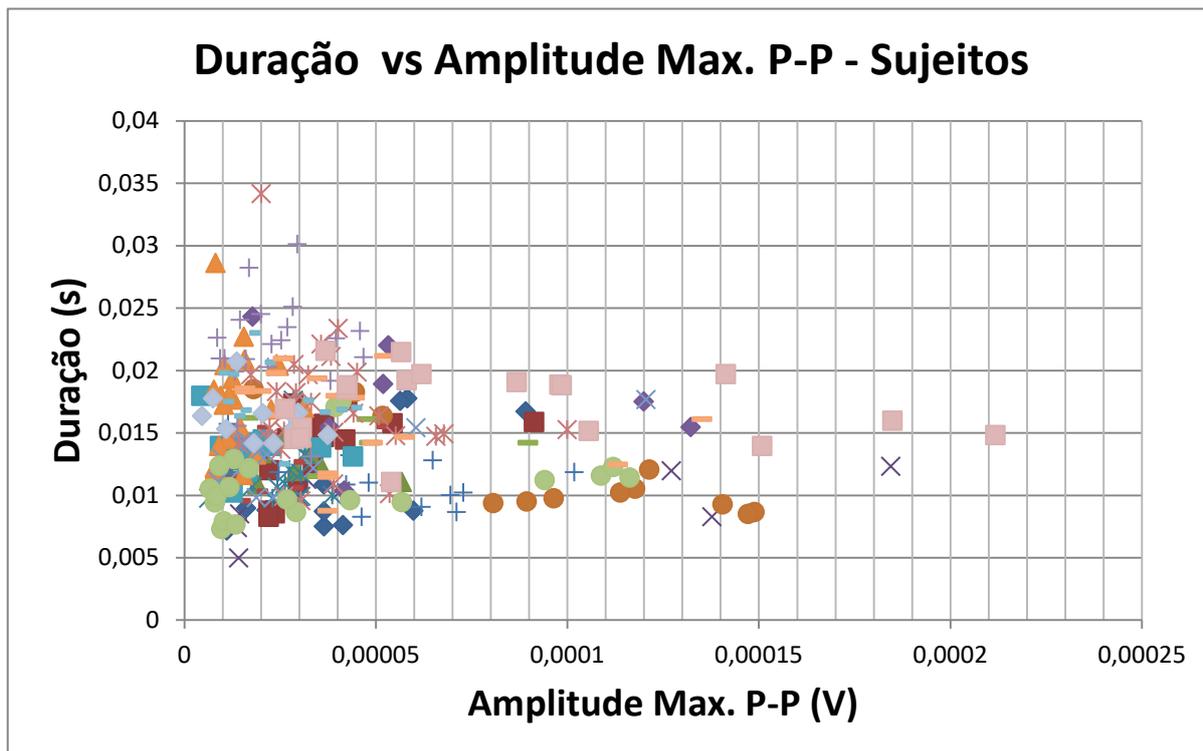


Figura 4.7: Distinção das durações e amplitudes máximas pico-a-pico dos MUAPs por sujeito.

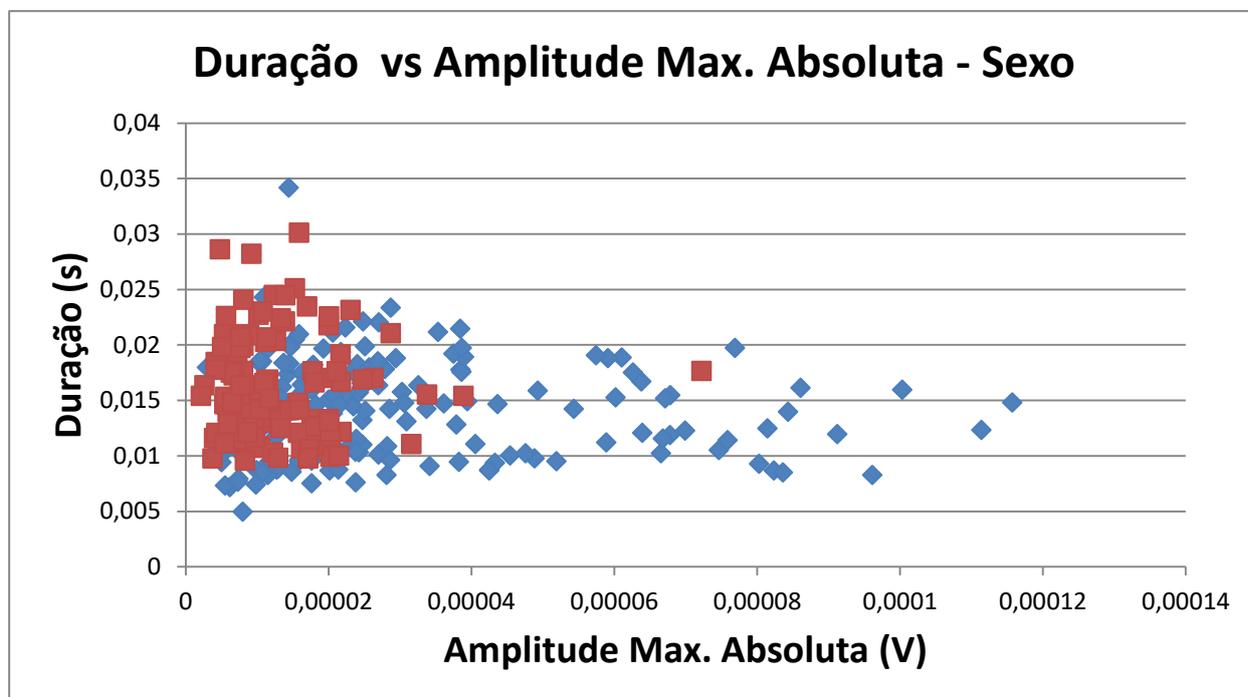


Figura 4.8: Distinção das durações e amplitudes máximas pico-a-pico dos MUAPs por sujeito (20 sujeitos). Os pontos marcados em azul são referentes o pares ordenados de duração e amplitude máxima absoluta dos formatos de MUAPs captados de homens, e os marcado em vermelho de mulheres.

Tabela 4.2: Média das amplitudes máximas absolutas e das durações médias de MUAPs decompostos de sinais de sEMG captados de homens e mulheres.

	Quantidade de MUAPs	Amplitude Max. Absoluta (V)	Duração (s)
MULHERES	121	1,28E-05 (0,86E-05)	0,0160 (0,0045)
HOMENS	175	2,96E-05 (0,23E-05)	0,0139 (0,0042)

Em particular, analisou-se também a distinção entre as durações e amplitudes máximas P-P dos formatos dos MUAPs decompostos de sinais adquiridos em contrações fracas, conforme as metodologias 1) e 3) descritas na *Subseção 3.2.4.*, e em contrações mais fortes do que 5% CVM, metodologia 2). Os resultados obtidos, mostrados na *Figura 4.9* e na *Tabela 4.3*, sugerem que os MUAPs associados a UMs recrutadas em níveis de contrações mais fortes possuem durações em média ligeiramente maiores.

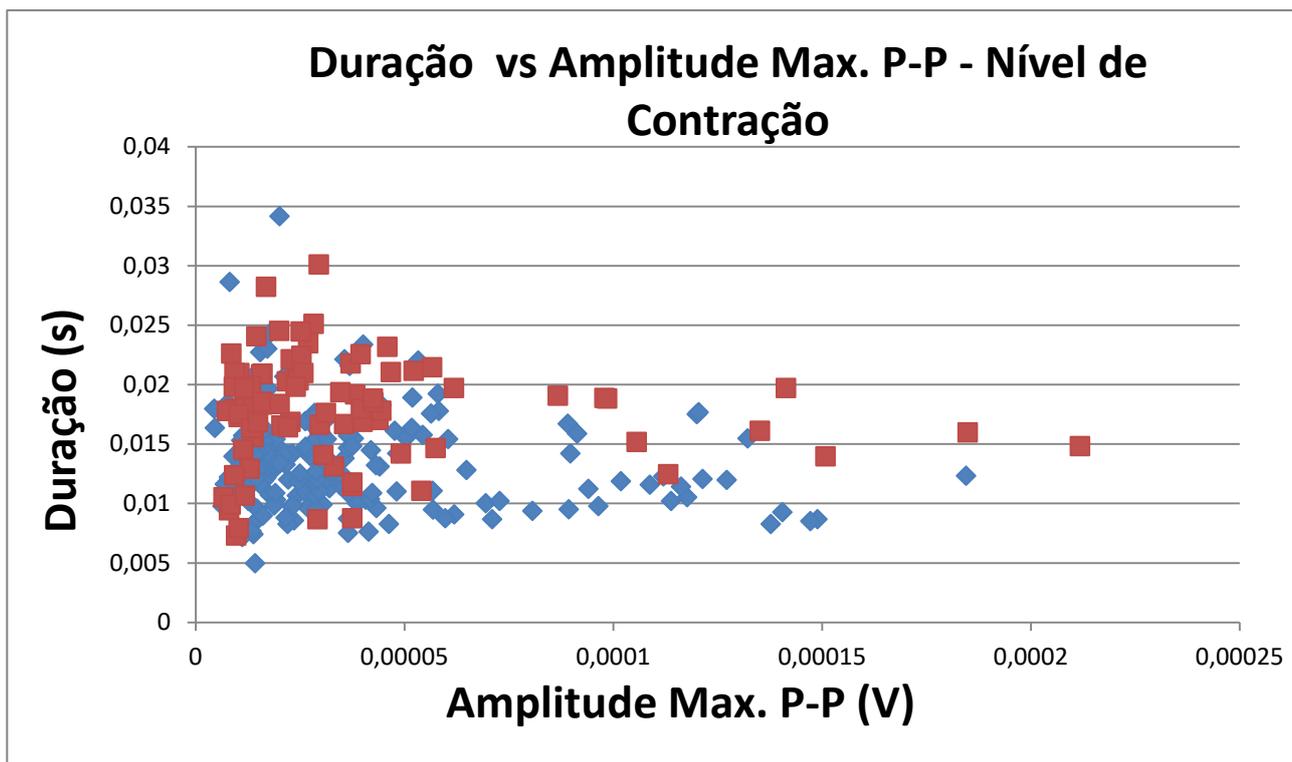


Figura 4.9: Distinção das durações e amplitudes máximas pico-a-pico dos MUAPs decompostos dos sinais de sEMG adquiridos em diferentes níveis de contração. Os pares ordenados em vermelho referem às durações e amplitudes máximas P-P de MUAPs associados a UMs recrutadas acima de 5%CVM, e em azul os dos MUAPs associados a UMs recrutadas abaixo desse nível.

Tabela 4.3: Média das durações dos MUAPs decompostos de sinais adquiridos de contrações mais fortes que 5%CVM em comparação com os decompostos de sinais adquiridos abaixo desse nível de força.

	Quantidade de MUAPs	Duração (s)
< 5%CVM	23	0,0147 (0,004)
> 5%CVM	273	0,0157 (0,004)

Os dados mostrados nas tabelas a seguir, da Tabela 4.4 à Tabela 4.9, são referentes às médias obtidas das características e parâmetros associados às morfologias dos MUAPs, definidos na Subseção 3.2.5. Na Tabela 4.4. e na Tabela 4.5, são apresentados os dados obtidos das análises qualitativas dos formatos dos MUAPs superficiais, relativos ao número de fases

e a polaridade da primeira fase, e da *Tabela 4.6* à *Tabela 4.9* das caracterizações quantitativas, acerca dos parâmetros de duração e amplitude.

Observa-se que a maioria dos formatos MUAPs analisados são bifásicos cuja polaridade da primeira fase é negativa. No entanto, essas proporções são bastante variáveis entre os músculos, como evidenciado pela *Tabela 4.5*, em que mais de 80% dos MUAPs captados do músculo Sóleo têm a primeira fase com polaridade positiva. Ademais, é interessante notar na *Tabela 4.4* que as proporções de MUAPs bifásicos e trifásicos relativas ao músculo Tibial Anterior são bem próximas, diferentemente das proporções obtidas para os músculos do Tríceps Sural.

Tabela 4.4: Quantidade de MUAPs com 2, 3, 4 e 5 fases obtidos.

	Número de Fases			
	2	3	4	5
LG	48	16	6	0
MG	56	16	2	1
SO	76	23	2	1
TA	25	22	2	0
TOTAL	205	77	12	2
TOTAL (%)	69,2	26,0	4,0	0,6

Tabela 4.5: Quantidade de MUAPs. Na última coluna, é posta a porcentagem de MUAPs cuja polaridade da primeira fase é positiva.

	Polaridade da Primeira Fase		
	(+)	(-)	% (+)
LG	18	52	25,7
MG	11	64	14,6
SO	82	20	80,3
TA	7	42	14,2
TOTAL	118	178	39,8

Tabela 4.6: Valor médio, máximo e mínimo da Amplitude Máxima Absoluta de MUAPs correspondentes de cada músculo.

	Amplitude Máxima Absoluta (V)		
	Média	Máximo	Mínimo
LG	2,07E-05 (1,95E-05)	8,36E-05	4,28E-06
MG	2,89E-05 (2,53E-05)	11,14E-05	3,74E-06
SO	1,50E-05 (9,43E-06)	6,02E-05	2,12E-06
TA	3,25E-05 (2,53E-05)	11,57E-05	5,44E-06
TOTAL	2,28E-05 (2,08E-05)	11,57E-05	2,12E-06

Tabela 4.7: Valor médio, máximo e mínimo da Amplitude Máxima P-P de MUAPs correspondentes de cada músculo.

	Amplitude Máxima P-P (V)		
	Média	Máximo	Mínimo
LG	3,56E-05 (3,45E-05)	14,89E-05	6,73E-06
MG	4,64E-05 (3,93E-05)	18,45E-05	6,47E-06
SO	2,61E-05 (1,56E-05)	10,00E-05	4,54E-06
TA	5,48E-05 (4,50E-05)	21,18E-05	1,12E-05
TOTAL	3,82E-05 (3,45E-05)	21,18E-05	4,54E-06

Tabela 4.8: Valor médio, máximo e mínimo da Duração de MUAPs correspondentes de cada músculo.

	Duração (s)		
	Média	Máximo	Mínimo
LG	0,0147 (0,005)	0,0301	0,0049
MG	0,0140 (0,004)	0,0245	0,0076
SO	0,0144 (0,004)	0,0286	0,0071
TA	0,0169 (0,004)	0,0341	0,0108
TOTAL	0,0148 (0,004)	0,0341	0,0049

Tabela 4.9: Valor médio, máximo e mínimo da Duração Máxima P-P de MUAPs correspondentes de cada músculo.

	Duração Máxima P-P (s)		
	Média	Máximo	Mínimo
LG	0,0034 (0,002)	0,0151	0,0012
MG	0,0030 (0,001)	0,0070	0,0012
SO	0,0029 (0,002)	0,0078	0,0010
TA	0,0046 (0,002)	0,0153	0,0017
TOTAL	0,0033 (0,002)	0,0153	0,0010

É possível observar a partir dos dados disponíveis na *Tabela 4.6* e da *Tabela 4.9* que as médias do parâmetro de amplitude dos MUAPs obtidos do Tibial Anterior são maiores do que dos demais músculos. E que, por outro lado, os MUAPs captados do Sóleo são em média os de menor amplitude. Vale notar também que em média as amplitudes dos MUAPs captados da cabeça medial do Gastrocnêmio são maiores do que os da cabeça lateral. Notou-se também, que os MUAPs do Tibial Anterior têm em média durações mais longas do que os dos músculos do Tríceps Sural, nos quais as durações médias são parecidas.

Geraram-se histogramas das durações e amplitudes máximas P-P dos MUAPs captados do Tríceps Sural, *Figura 4.11* e *Figura 4.14*, e do Tibial Anterior, *Figura 4.10* e *Figura 4.15*, respectivamente. Os histogramas de amplitude foram gerados com 30 *bins* no intervalo de $6\mu V$ a $213\mu V$. E os de duração no intervalo de 4.8 ms a 30.3 ms , com a mesma divisão de 30 *bins*.

Essencialmente, os histogramas das *Figuras 4.10* e *4.11* corroboraram os dados mostrados na *Tabela 4.7* acrescentando a informação sobre a distribuição do parâmetro de amplitude dos MUAPs captados de cada músculo. Da mesma forma, os histogramas das *Figuras 4.14* e *4.15* apresentam as distribuições do parâmetro de duração para cada músculo.

Incorporaram-se os histogramas de amplitude de cada músculo, *Figuras 4.10* e *4.11*, em um único, *Figura 4.12*, e ajustou-o a uma distribuição da log-normal, a qual a função de densidade de probabilidade é dada pela *Equação 4.1*. O ajuste foi feito com a função *histfit()* do MATLAB, que estimou um ajuste de um distribuição log-normal com média igual a 3,34 e desvio padrão a 0,74, como mostrado graficamente pela *Figura 4.13*.

$$f(x|\mu, \sigma) = \frac{1}{x\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(\ln x - \mu)^2}{2\sigma^2}} \quad (4.1)$$

De forma análoga, os histogramas formados das distribuições das durações dos MUAPs captados de cada músculo, *Figuras 4.14 e 4.15*, também foram incluídos em um só, *Figura 4.16*, o qual foi também ajustado a uma função log-normal de média e desvio padrão dados por 2,64 e 0,34, respectivamente, como mostra a *Figura 4.17*.

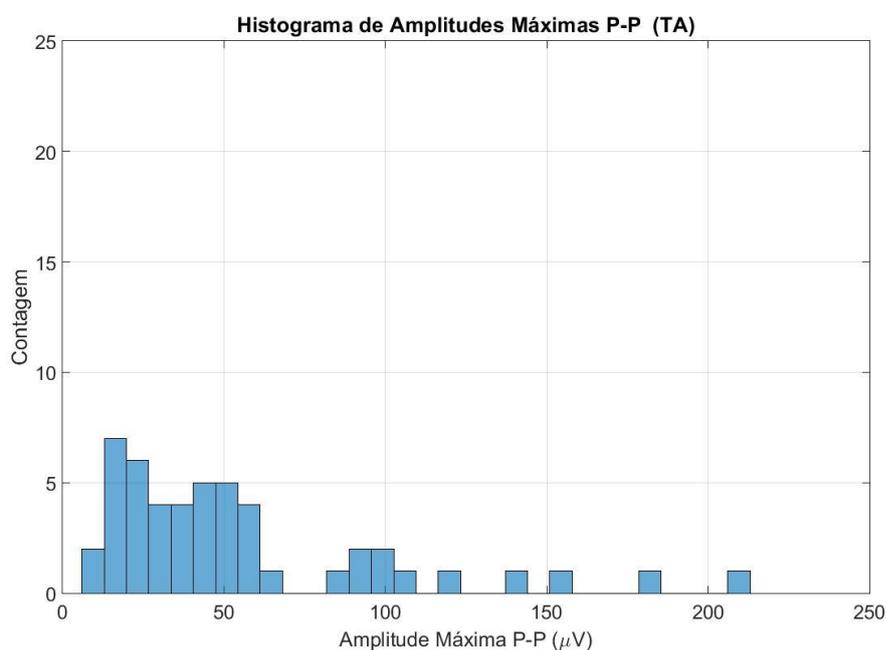


Figura 4.10: Histogramas das amplitudes máximas P-P dos MUAPs decompostos dos registros de sinais de sEMG captados no Tibial Anterior.

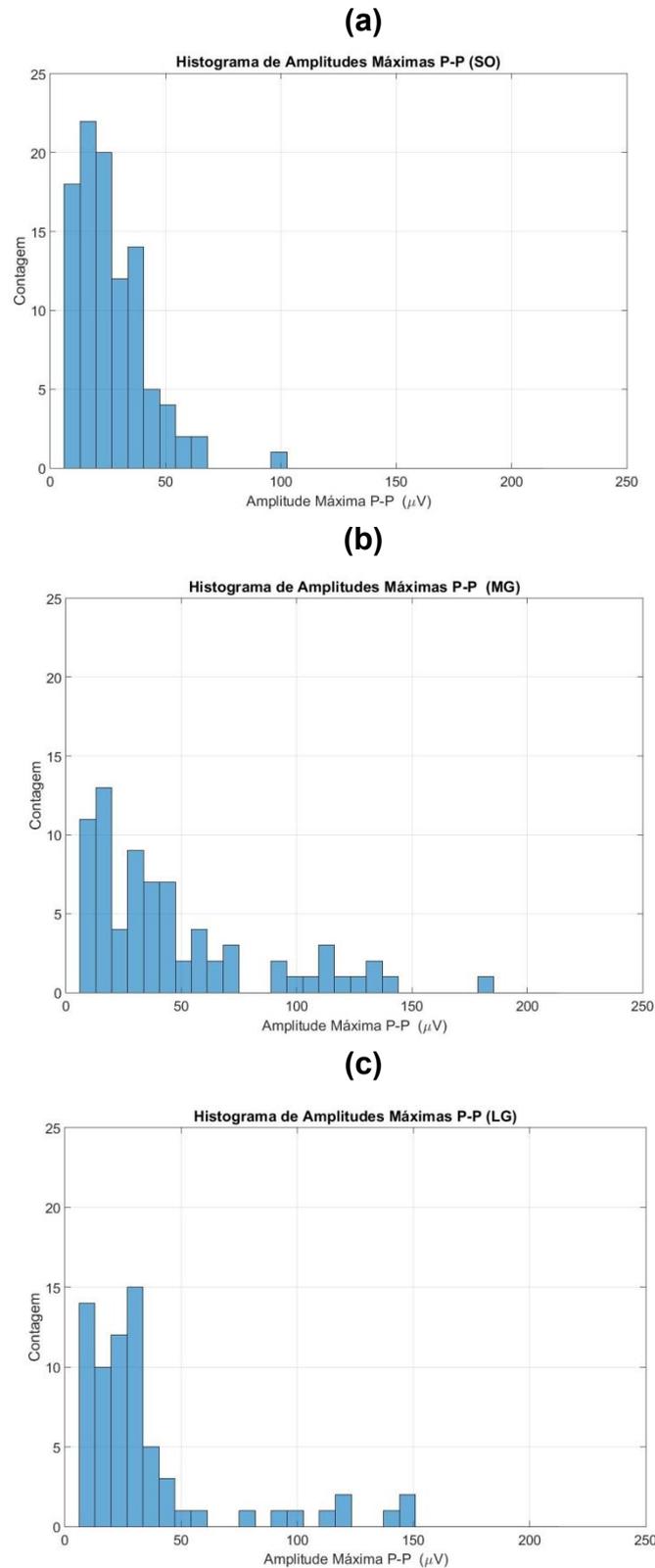


Figura 4.11: Histogramas das amplitudes máximas P-P dos MUAPs decompostos dos registros de sinais de sEMG captados no (a) Sóleo; (b) Gastrocnêmio Medial; (c) Gastrocnêmio Lateral.

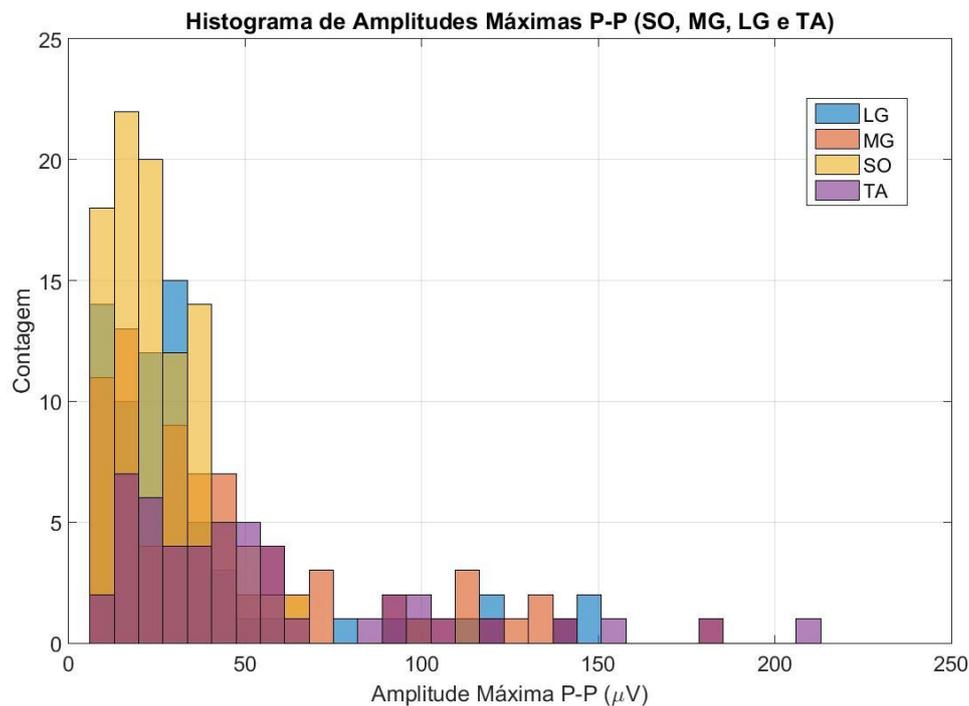


Figura 4.12: Histograma das amplitudes máximas P-P de todos MUAPs analisados.

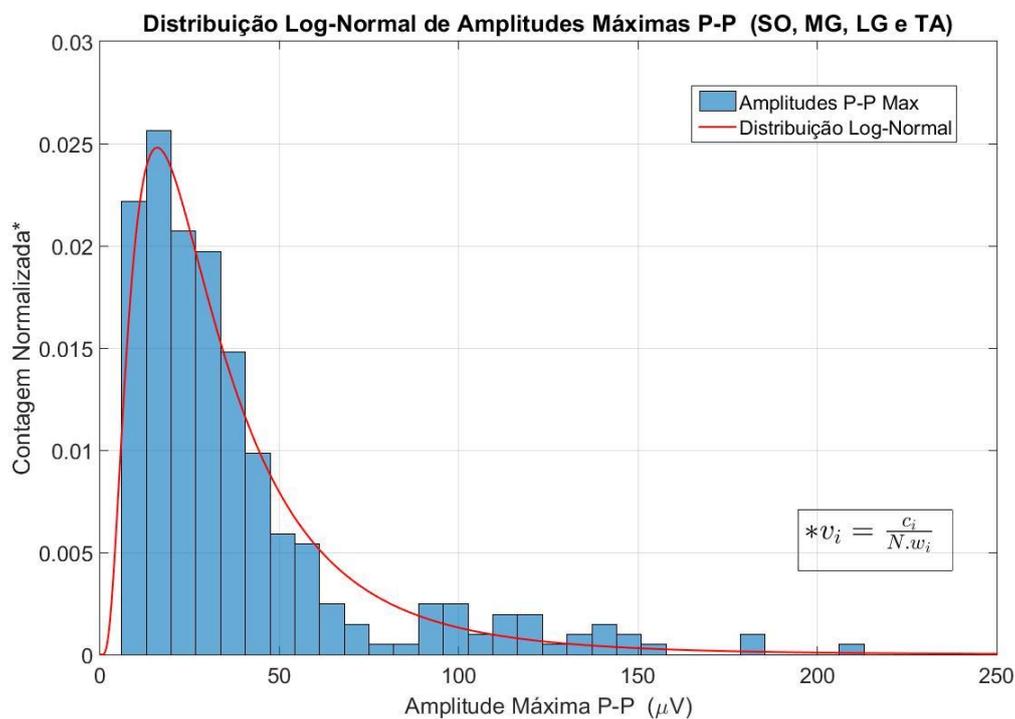


Figura 4.13: Ajuste de uma distribuição log-normal ao histograma das amplitudes máximas P-P de todos MUAPs analisados.

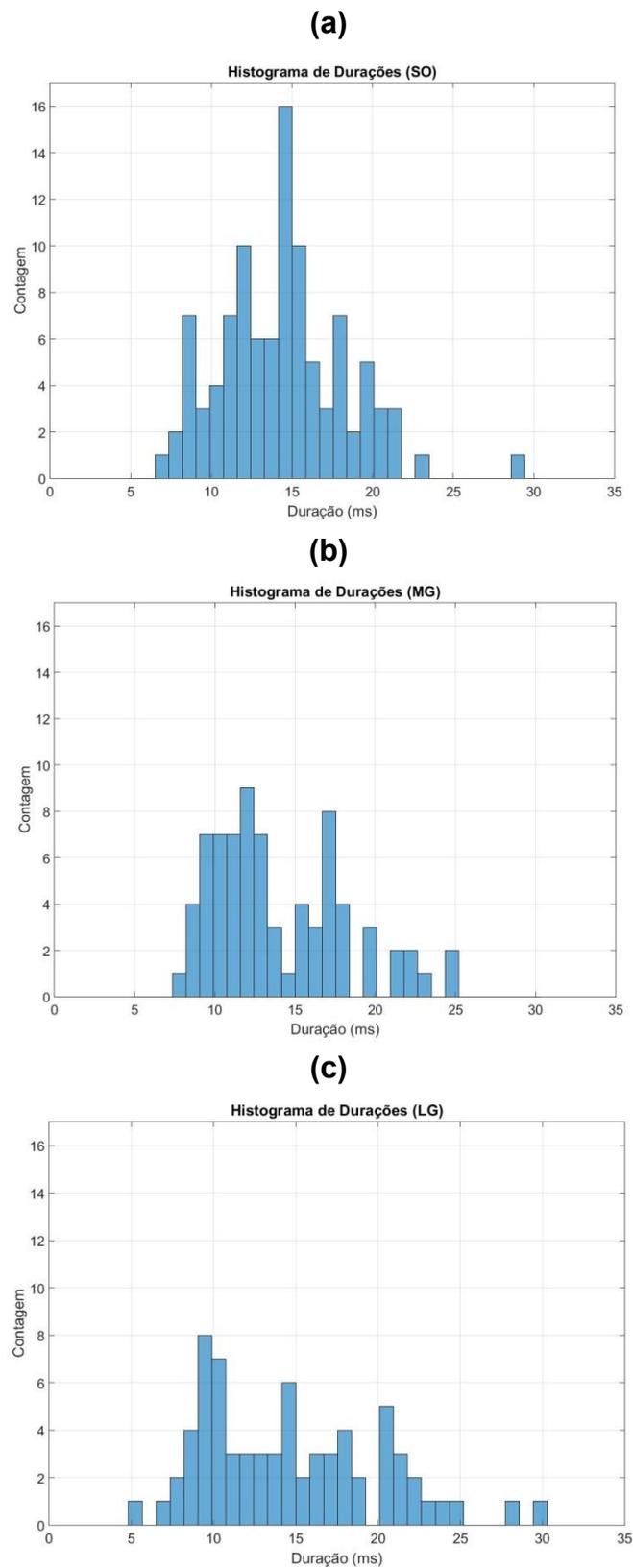


Figura 4.14: Histogramas das durações dos MUAPs decompostos dos registros de sinais de sEMG captados do (a) Sóléo; (b) Gastrocnêmio Medial; (c) Gastrocnêmio Lateral.

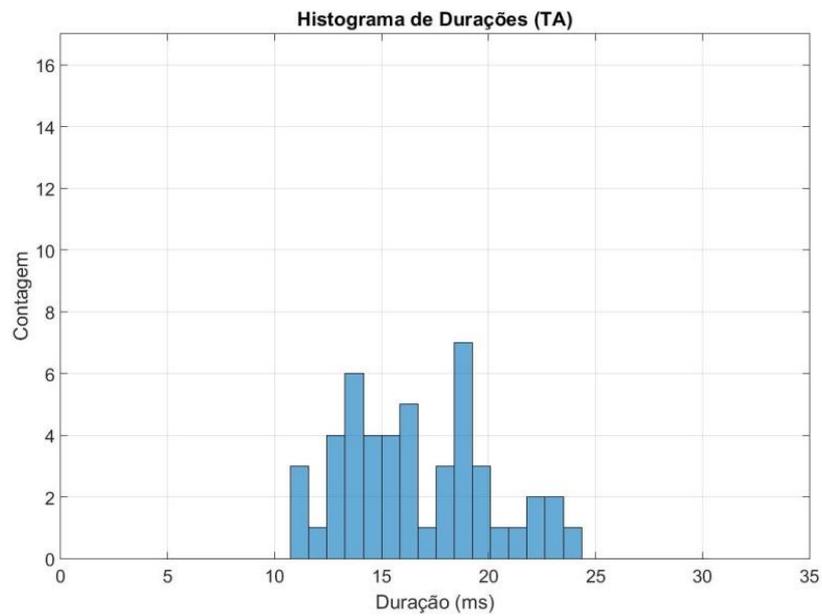


Figura 4.15: Histogramas das amplitudes P-P dos MUAPs decompostos de registros de sinais de sEMG captados no Tibial Anterior.

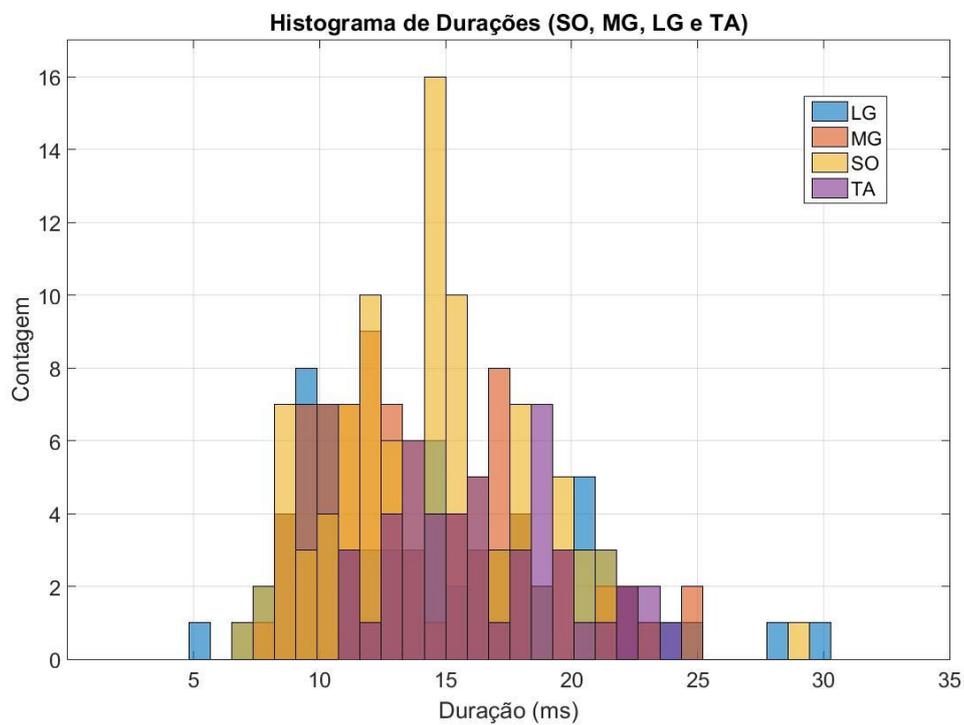


Figura 4.16: Histograma das amplitudes P-P de todos MUAPs analisados.

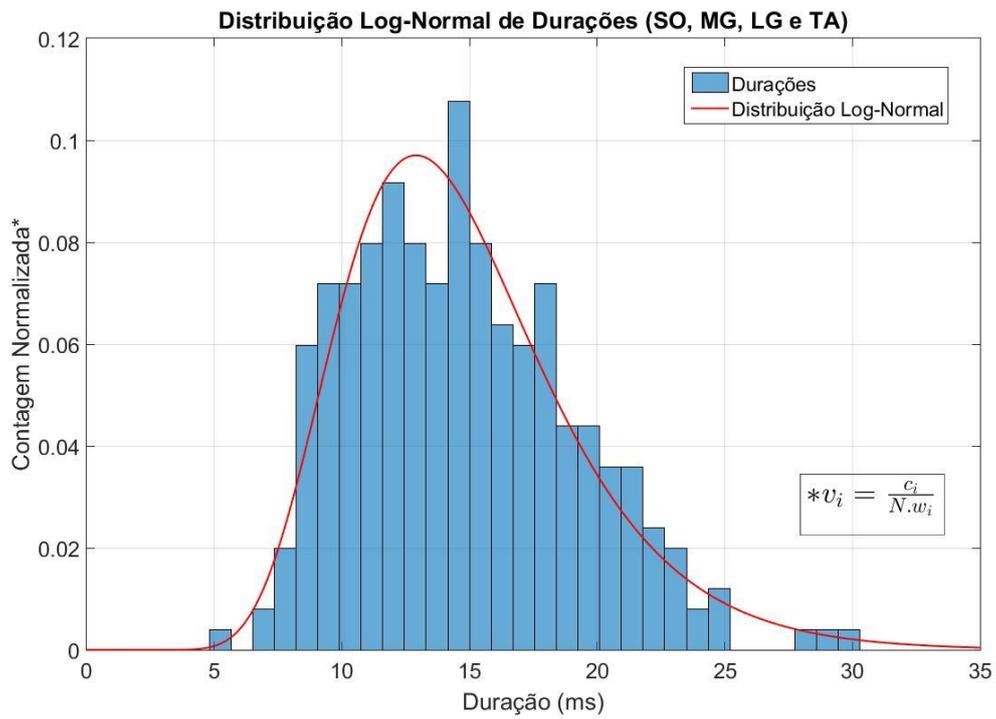


Figura 4.17: Ajuste de uma distribuição log-normal ao histograma das amplitudes P-P de todos MUAPs analisados.

4.3 TESTE DE FADIGA

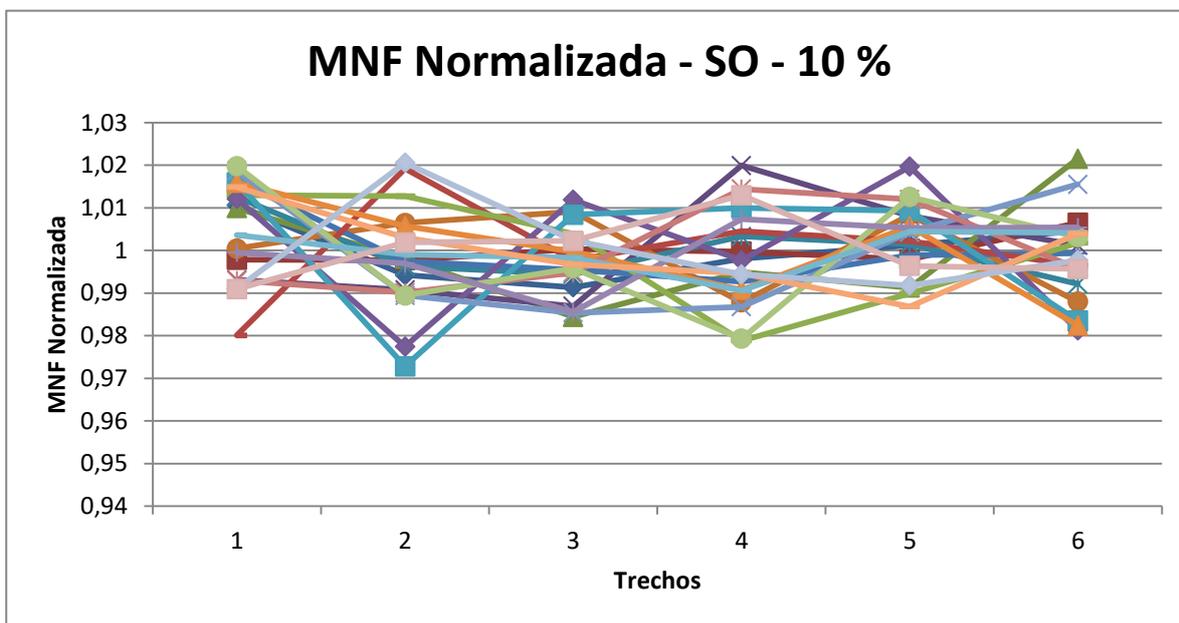
No total, 190 trechos de 60 segundos de duração foram selecionados do conjunto de registros de sEMG coletados experimentalmente, de acordo com a metodologia descrita na *Subseção 3.2.2 b)*. A *Tabela 4.10* apresenta a quantidade de registros selecionados para cada grupo de análise, isto é, para cada músculo e intensidade de contração.

A *Figura 4.18* traz um exemplo do que foi obtido ao se selecionar um conjunto de 20 trechos, cada um com 60 segundos de duração. Mostra-se a variabilidade das MNFs estimadas dos sinais de sEMG captados em contrações isométricas de 5%CVM, 10%CVM e 20%CVM ao longo do tempo. Na *Figura 4.18 b)*, não há evidências de ter ocorrido fadiga, uma vez que não há um pronunciado declínio das MNFs associadas aos trechos de 60 segundos selecionados quando verificado com o teste ANOVA, para $\alpha = 0,05$.

Tabela 4.10: Quantidade de registros selecionados a partir das análises de fadiga, Subseção 3.2.2, de cada músculo e intensidade de contração.

%CVM	SO	MG	LG	TA	TOTAL
5	19	18	18	17	73
10	20	12	17	13	62
20	18	11	15	11	55
TOTAL	57	41	50	41	189

(a)



(b)

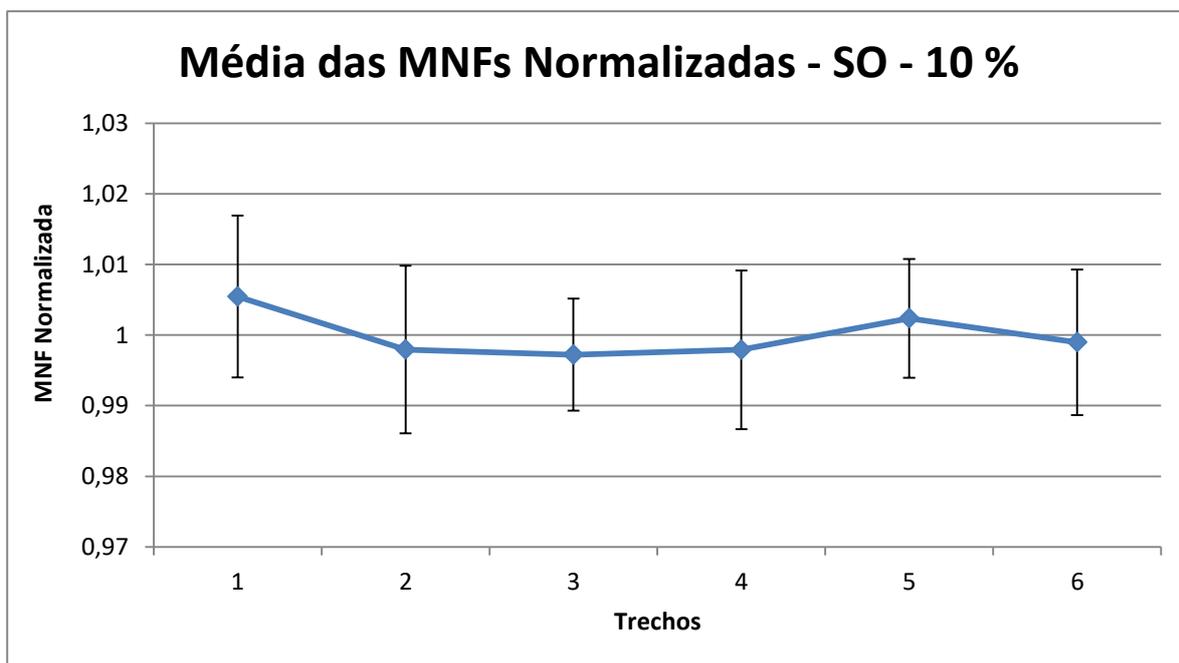


Figura 4.18: (a) Conjunto dos 20 trechos selecionados, correspondentes de 20 sujeitos, dos sinais captados do músculo Sóleo com contrações de 10% CVM (b) Média e desvio padrão calculados para cada um dos 6 pontos de (a).

4.4 PSD

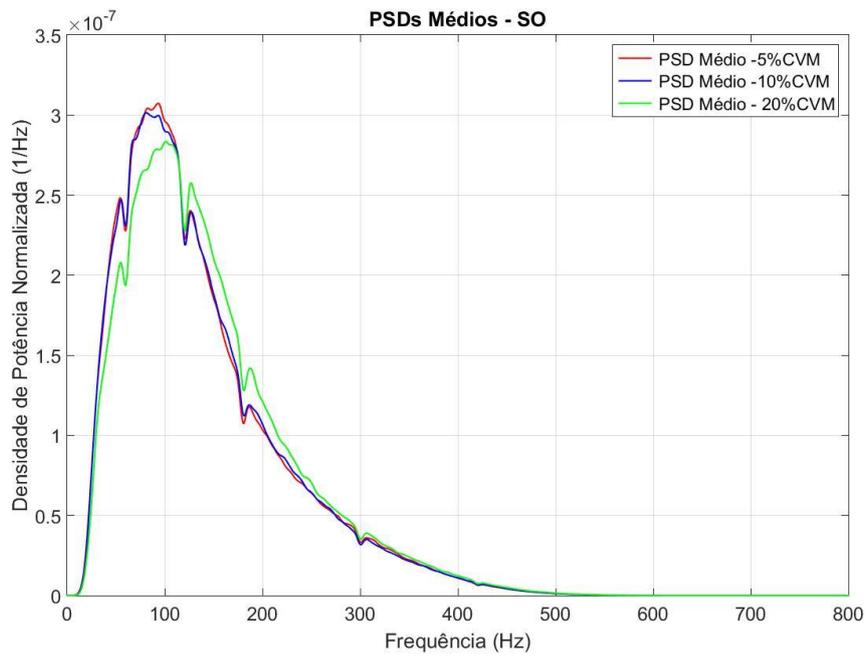
Os PSDs estimados de sinais captados do mesmo músculo e nível de contração de um dado sujeito foram caracterizados quanto à frequência associada à máxima densidade de potência, e a largura da banda determinada por densidades de potência iguais a 50% da densidade máxima de potência, *Subseção 3.2.6*. Os parâmetros de pico e largura de banda analisados dos PSDs estimados de sinais captados do mesmo músculo e força de contração estão apresentados na *Tabela 4.11*. Observa-se que as potências associadas aos PSDs estimados de sinais captados do Tibial Anterior são concentradas em faixas de frequências mais estreitas e em frequências mais baixas do que os demais.

Tabela 4.11: Parâmetros de pico e de largura de banda dos PSDs estimados de sinais captados de cada músculo e nível de contração.

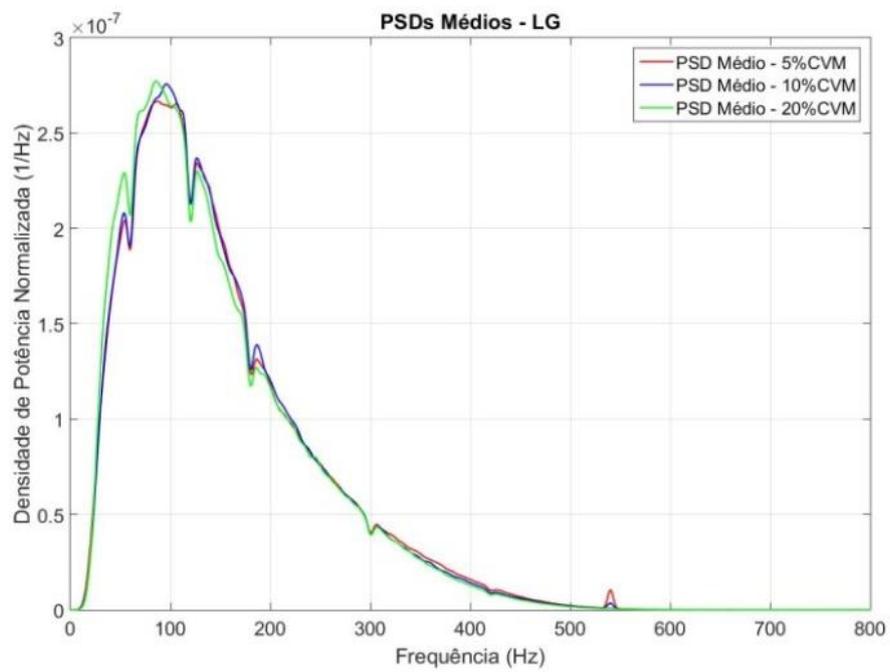
LG			
	5%CVM	10%CVM	20%CVM
PICO (Hz)	106,0 (27,1)	98,7 (17,2)	100,43 (35,9)
BANDA (Hz)	145,7 (28,5)	145,9 (27,4)	146,7 (41,2)
MG			
	5%CVM	10%CVM	20%CVM
PICO (Hz)	99,7 (27,3)	98,5 (26,1)	101,3 (18,6)
BANDA (Hz)	137,0 (26,5)	133,3 (25,6)	147,8 (31,7)
SO			
	5%CVM	10%CVM	20%CVM
PICO (Hz)	86,7 (19,6)	93,4 (23,8)	104,6 (21,2)
BANDA (Hz)	123,0 (23,2)	124,2 (24,6)	137,9 (23,0)
TA			
	5%CVM	10%CVM	20%CVM
PICO (Hz)	72,2 (20,4)	67,2 (19,3)	58,7 (15,8)
BANDA (Hz)	94,1 (21,7)	92,8 (19,5)	93,7 (26,5)

Os valores de médias da *Tabela 4.11* também podem ser verificados graficamente na *Figura 4.19* e na *Figura 4.20*, onde estão os PSDs médios calculados dos espectros estimados dos sinais adquiridos do Tríceps Sural e do Tibial Anterior, respectivamente. A *Figura 4.21* ressalta a distinção dos formatos dos espectros de sinais captados do TA ante os demais, que por outro lado são bem próximos.

(a)



(b)



(c)

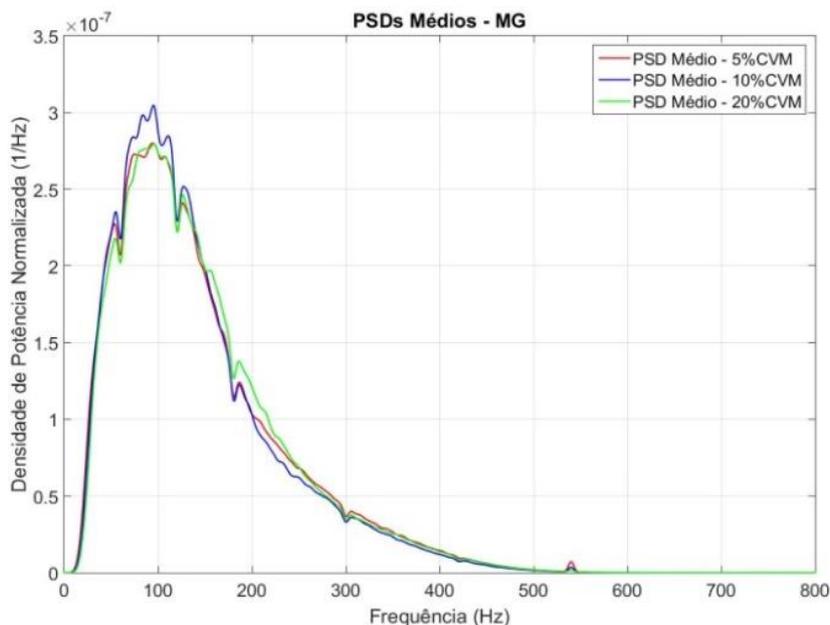


Figura 4.19: PSDs médios calculados dos sinais captados com contrações de 5%, 10% e 20% CVM dos músculos do Tríceps Sural: (a) Sóleo; (b) Gastrocêmio Lateral; (c) Gastrocnêmio Medial. Conforme as legendas dos gráficos: em vermelhos, os PSDs médios estimados de sinais de 5% CVM; em azul, 10% CVM; e em verde, 20% CVM.

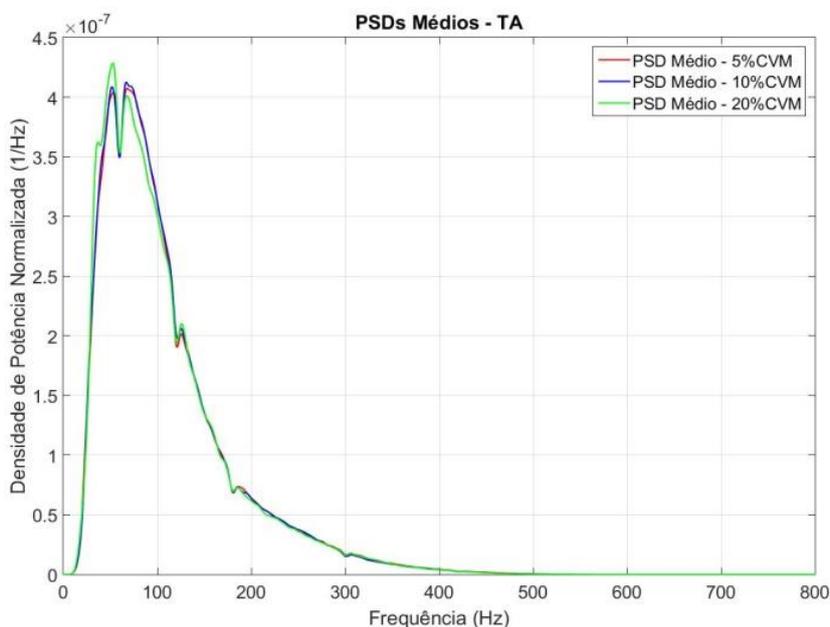


Figura 4.20: PSDs médios calculados dos sinais de sEMG captados com contrações de 5%, 10% e 20% CVM do Tibial Anterior. Conforme as legendas dos gráficos: em vermelho, o PSD médio estimado de sinais de 5% CVM; em azul, 10% CVM; e em verde, 20% CVM.

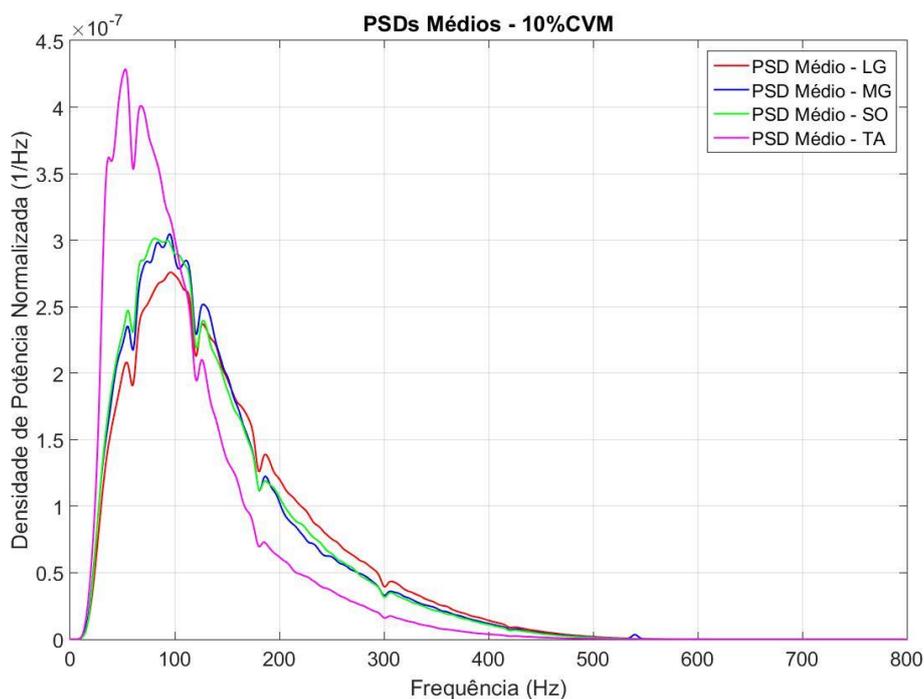


Figura 4.21: PSDs médios estimados dos sinais de sEMG captados dos músculos do Tríceps Sural e Tibial Anterior com contrações de 10% CVM. Conforme as legendas dos gráficos: em vermelho, o PSD médio estimado de sinais captados do Gastrocnêmio Lateral; em azul, do Gastrocnêmio Medial; em verde, do Sóleo; e em lilás, do Tibial Anterior.

Vale também notar nas *Figuras 4.19 e 4.20*, que os PSDs médios estimados de sinais captados com contrações de 5%CVM, 10%CVM e 20%CVM de um mesmo músculo não são muito diferentes. O mesmo pode ser observado a partir das comparações dois a dois feitas entre os PSDs estimados de sinais adquiridos do mesmo sujeito e músculo em diferentes níveis de contração, *Subseção 3.2.6*. São apresentadas na *Tabela 4.12* as proporções totais, de todos os músculos, dos espectros de sinais de contrações de 10%CVM que são estatisticamente equivalentes aos de 5%CVM e 20%CVM. E na *Tabela 4.13*, é mostrada essa mesma proporção para especificamente os PSDs de sinais captados do SO.

Tabela 4.12: Proporção dos PSDs estimados de sinais captados com contrações de 10%CVM estatisticamente equivalente aos de 5%CVM e 20%CVM.

	10%CVM	
	5%CVM	20%CVM
	Equivalente	33
Não Equivalente	25	20
Equivalente (%)	56,8	53,4

Tabela 4.13: As mesmas proporções da Tabela 4.12 particularmente para os PSDs estimados do músculo SO.

	SO	
	10%CVM	
	5%CVM	20%CVM
Equivalente	16	12
Não Equivalente	3	6
Equivalente (%)	84,2	66,6

4.5 PDF

As funções de densidade de probabilidade das amplitudes de EMG foram estimadas com histogramas de amostras descorrelacionadas dos sinais de sEMG. Amostraram-se as amplitudes descorrelacionadas de cada sinal de sEMG conforme um intervalo determinado a partir de suas respectivas funções de autocorrelação. Os histogramas foram em média formados com 2025,6 (236,6) amostras, as quais foram normalizadas com média zero e variância unitária.

As contagens (ordenadas) das barras dos histogramas também foram normalizadas de modo a se obter PDFs com área unitária. A normalização foi calculada conforme a *Equação 4.2*, em que o valor normalizado do i ésimo intervalo, v_i , é igual à quantidade contada de amplitudes no intervalo, c_i , dividido pelo número total de amostras de amplitude, N , e pelo tamanho do intervalo, w_i .

$$v_i = \frac{c_i}{N \cdot w_i} \quad (4.2)$$

Os topos das barras de um histograma foram unidos definindo “contornos dos histogramas”, como exemplificado na *Figura 4.22*, o que facilitou comparações visuais entre PDFs, como os das figuras seguintes. Na *Figura 4.23* e na *Figura 4.24* são mostrados os contornos dos histogramas médios experimentais, estimados das amplitudes descorrelacionadas amostradas dos sinais de sEMG captados dos músculos do Tríceps Sural e do Tibial Anterior, respectivamente, nas três intensidades de contração.

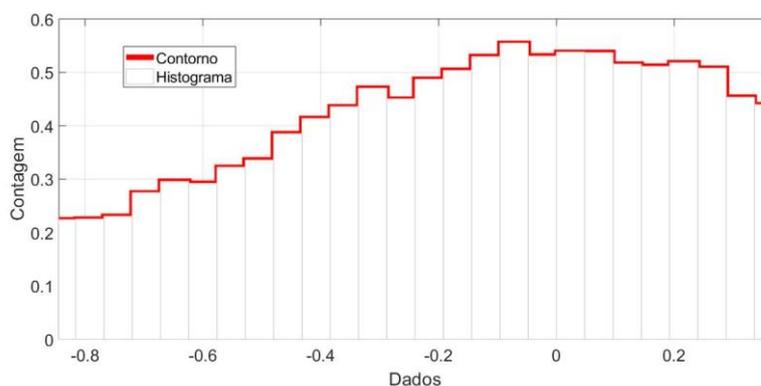
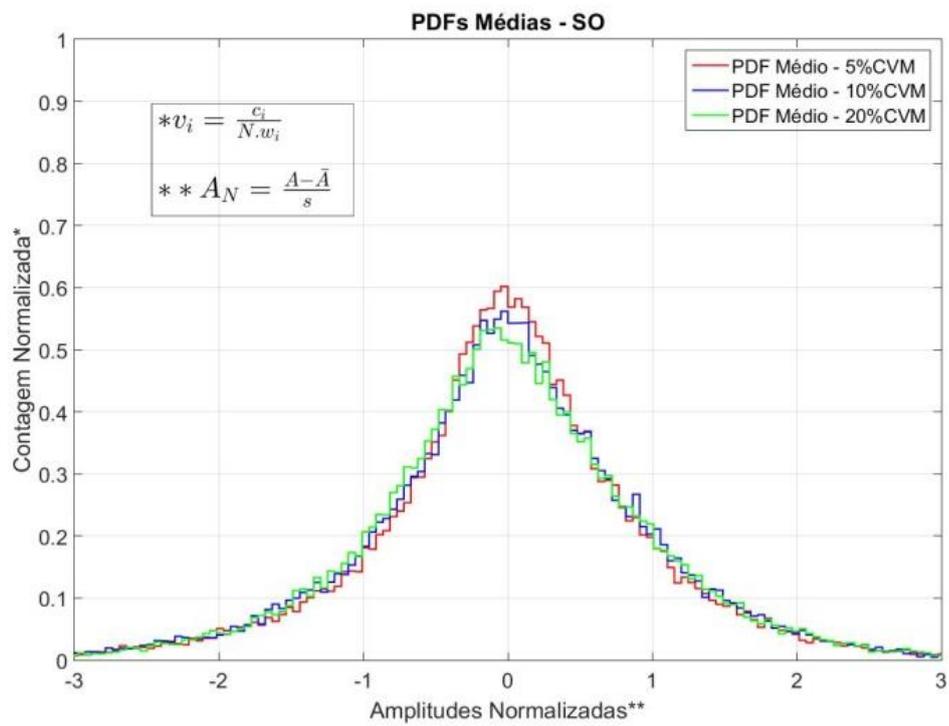
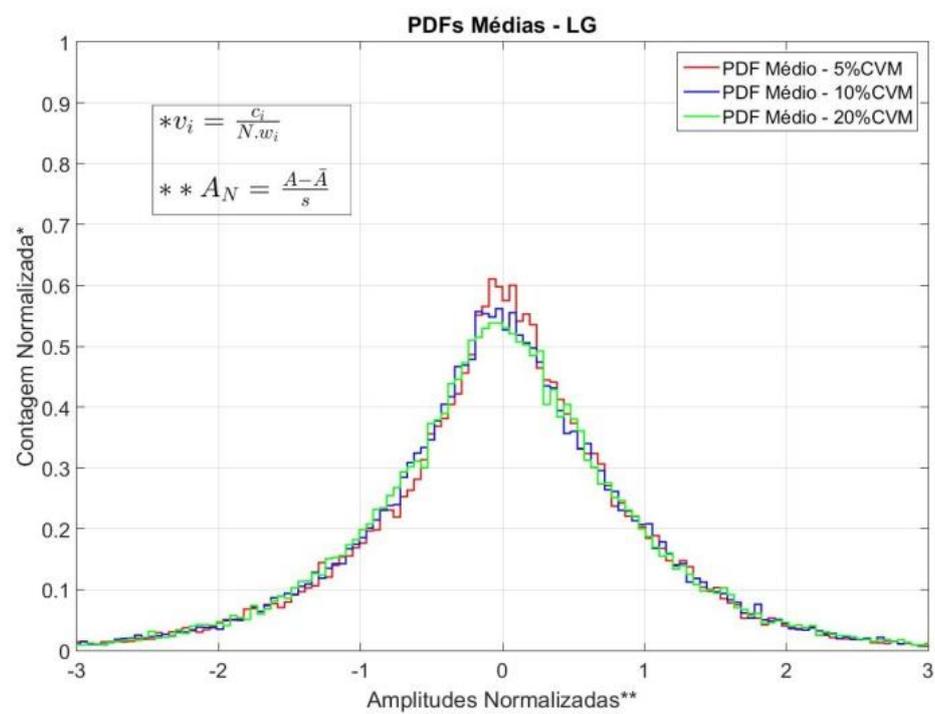


Figura 4.22: Contorno de um histograma.

(a)



(b)



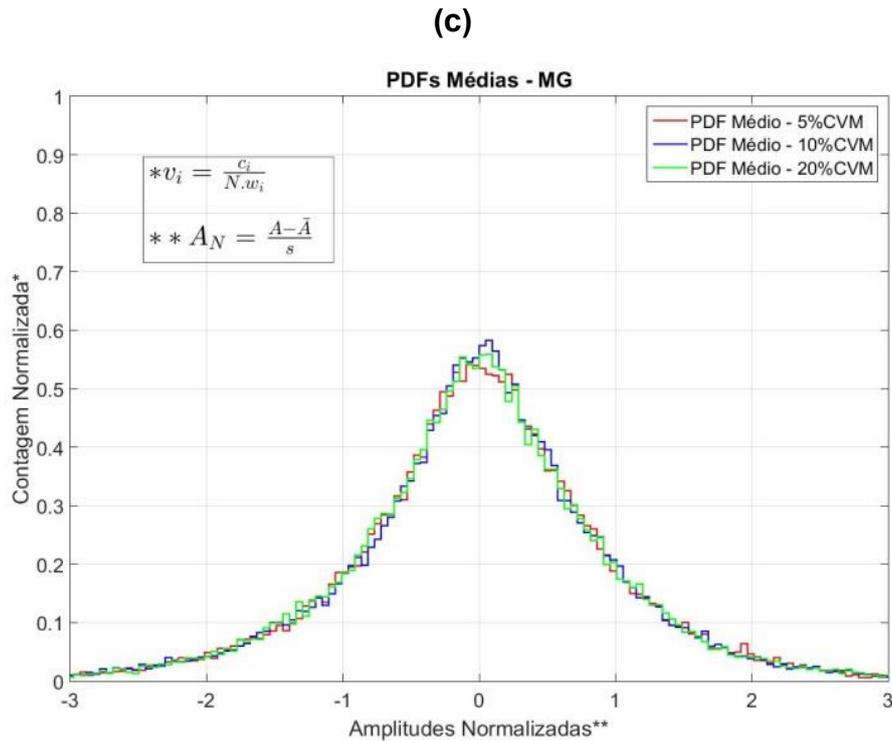


Figura 4.23: PDFs médias formadas de amplitudes decorrelacionadas amostradas dos sinais captados com contrações de 5%, 10% e 20%CVM dos músculos (a) Sóleo, (b) Gastrocêmio Lateral, e; (c) Gastrocnêmo Medial.

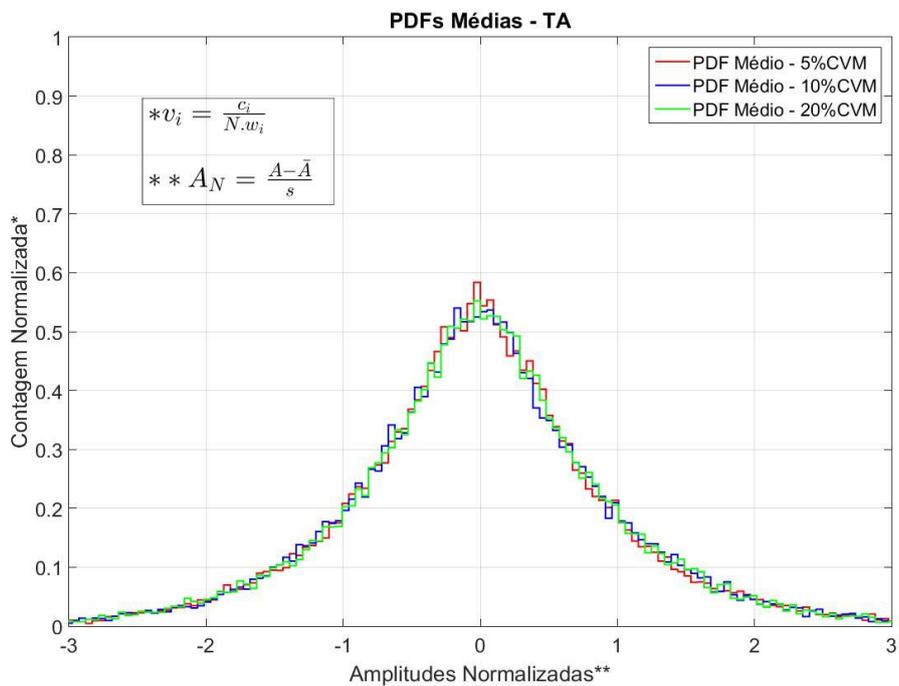


Figura 4.24: PDFs médias formadas de amplitudes decorrelacionadas amostradas dos sinais captados com contrações de 5%, 10% e 20%CVM do Tibial Anterior.

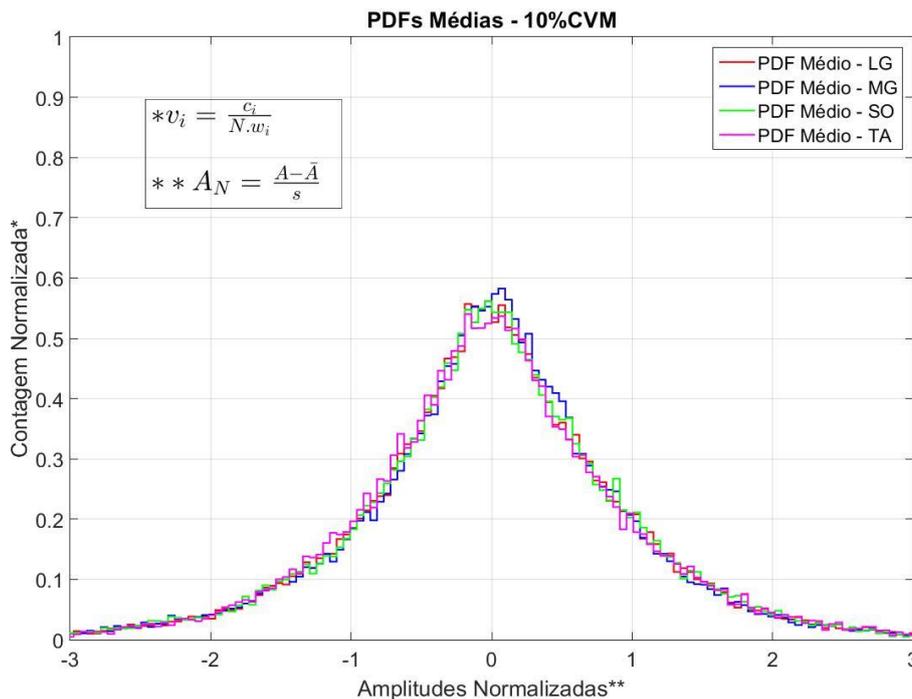


Figura 4.25: PDFs médios formados de amplitudes descorrelacionadas amostradas dos sinais captados dos músculos do Tríceps Sural e do Tibial Anterior com contrações de 10%CVM. Em vermelho, os PDFs médios estimados de sinais captados do LG; em azul, do MG; e em verde, do SO; e em lilás, do TA.

Visualmente os histogramas médios associados a diferentes níveis de contrações são razoavelmente semelhantes, vide a *Figura 4.23* e *Figura 4.24*, assim como os associados a diferentes músculos, como mostra a *Figura 4.25*. O mesmo pode ser observado na *Tabela 4.14* pelas pequenas diferenças entre as áreas das distribuições das amplitudes e das distribuições Gaussiana e Laplaciana, *Subseção 3.2.7*, para sinais captados de um mesmo músculo em diferentes níveis de contração. Exemplifica-se na *Figura 4.26* duas distribuições de amplitude associadas a sujeitos, músculos e contrações distintas, uma mais próxima de uma distribuição Gaussiana, (a), e outra mais próxima de uma distribuição Laplaciana, (b).

As diferenças absolutas calculadas entre as áreas das distribuições de amplitude e as distribuições Gaussiana e Laplaciana são apresentadas na *Tabela 4.14*, onde é possível observar uma sutilmente maior proximidade dos PDFs estimados à distribuição Laplaciana. Esse resultado está em

concordância com os dados apresentados à direita da *Tabela 4.14*, onde é dado o número de casos em que os PDFs de amplitudes de sinais de diferentes músculos e níveis de contração tiveram aderência às distribuições Gaussiana e Laplaciana em resposta ao Teste Qui-Quadrado. Ademais, vale notar que os PDFs associados a amplitudes de sinais captados do TA são mais Gaussianas do que as dos demais, o que se pode confirmar tanto com os resultados do teste qui-quadrado, quanto com os obtidos com o cálculo da diferença entre as áreas das distribuições.

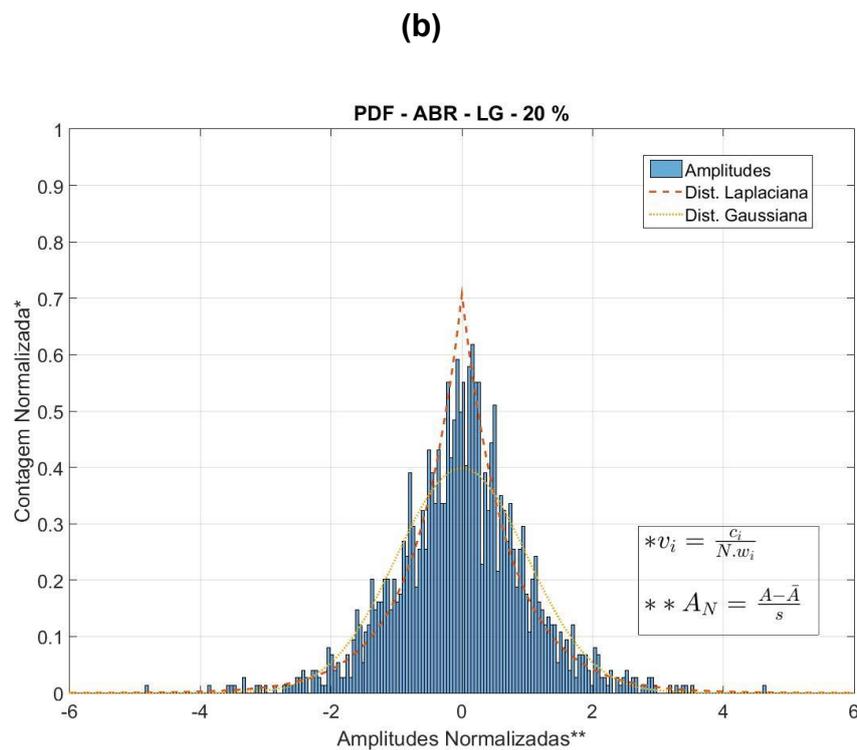
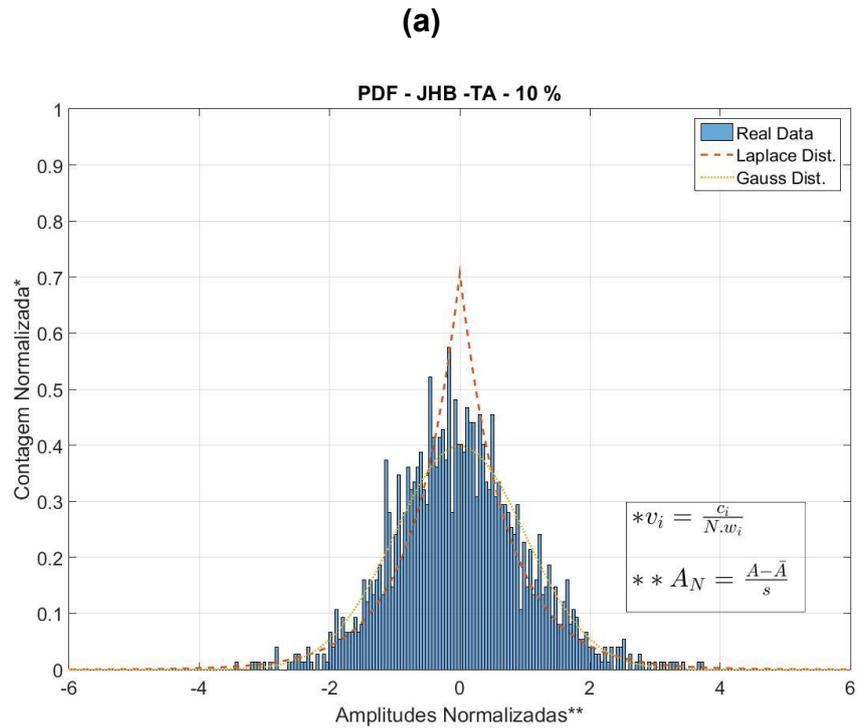


Figura 4.26: Distribuição de amplitudes de um sinal captado do TA com contração de 10% CVM, (a), e outro captado do LG com contração de 20% CVM, (b), de sujeitos diferentes.

Tabela 4.14: Comparações entre as distribuições estimadas das amplitudes de sinais de sEMG com as distribuições Gaussiana e Laplaciana. À direita estão postos o número de casos em que os PDFs de amplitudes associados a cada músculo e nível de contração tiveram equivalência com às distribuições Gaussiana e Laplaciana em resposta à não rejeição da hipótese nula do Teste Qui-Quadrado. À esquerda, mostram-se as médias das diferenças calculadas entre as áreas das distribuições de amplitudes e as das distribuições Gaussiana e Laplaciana.

Diferença entre Áreas			Teste Qui-Quadrado	
LG				
	Distr. Gaussiana	Distr. Laplaciana	Distr. Gaussiana	Distr. Laplaciana
5%CVM	0,303 (0,098)	0,237 (0,040)	3	4
10%CVM	0,275 (0,076)	0,230 (0,038)	2	7
20%CVM	0,270 (0,058)	0,228 (0,028)	2	6
TOTAL	0,283 (0,080)	0,232 (0,035)	7	17
MG				
5%CVM	0,270 (0,059)	0,218 (0,029)	3	10
10%CVM	0,317 (0,135)	0,243 (0,057)	2	4
20%CVM	0,299 (0,098)	0,234 (0,038)	1	6
TOTAL	0,292 (0,096)	0,230 (0,042)	6	20
SO				
5%CVM	0,327 (0,110)	0,227 (0,056)	3	6
10%CVM	0,275 (0,047)	0,215 (0,032)	2	11
20%CVM	0,255 (0,048)	0,225 (0,023)	5	7
TOTAL	0,286 (0,079)	0,222 (0,040)	10	24
TA				
5%CVM	0,284 (0,069)	0,240 (0,037)	5	7
10%CVM	0,277 (0,065)	0,242 (0,037)	7	4
20%CVM	0,294 (0,084)	0,248 (0,038)	4	5
TOTAL	0,284 (0,071)	0,243 (0,037)	16	16
TOTAL (SO, MG, LG e TA)				
5%CVM	0,296 (0,088)	0,231 (0,042)	14	27
10%CVM	0,284 (0,081)	0,230 (0,041)	13	26
20%CVM	0,276 (0,071)	0,232 (0,031)	12	24
TOTAL	0,286 (0,081)	0,231 (0,039)	39	77

4.6 SIMULAÇÕES – REMOTO

Um novo modelo de geração de MUAPs foi desenvolvido com base no modelo inicial implementado no ReMoto, propondo modificações destinadas a sanar imprecisões e limitações encontradas nesse simulador. Um dos problemas identificados no ReMoto foi que simulação das distribuições espaciais das UMs nas secções transversais dos músculos resultava não uniforme. Para sanar este problema, foi proposta uma distribuição de modo a manter a densidade constante a qualquer distância do centro (*Subsecção 3.2.8.2*), mostrando-se um exemplo de resultado na *Figura 4.27* (que deve ser comparada com a *Figura 3.8*).

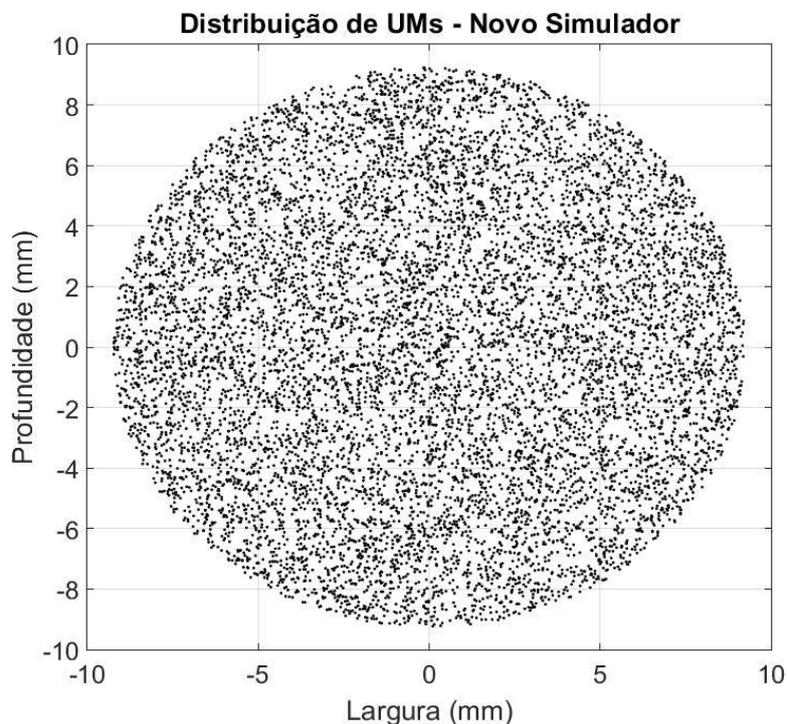


Figura 4.27: Distribuição de 1000 UMs na secção transversal de um músculo com 18,5 mm de diâmetro simulada com o novo modelo de simulação proposto.

4.6.1 EXPANSÃO DE HERMITE-RODRIGUEZ

Escolheu-se utilizar 17 coeficientes para expandir os formatos dos MUAPs decompostos dos sinais de sEMG como uma solução de compromisso entre o tempo computacional para calcular as expansões e a qualidade da aproximação de MUAPs experimentais. Para tal, calculou-se o tempo computacional, em MATLAB, para se recuperar os formatos de 200 MUAPs utilizando de 10 a 22 coeficientes. Para cada formato de onda recuperado, calculou-se também o Erro Quadrático Médio (EQM) entre o sinal original e sua respectiva versão expandida.

As médias dos tempos computacionais obtidos e dos erros quadráticos médios calculados de 200 MUAPs expandidos com 10 a 22 coeficientes são graficamente exibidos pela *Figura 4.29*. Note na figura, que expansões com 17 coeficientes rendem resultados ótimos em relação à troca entre tempo computacional e ao ajuste do sinal expandido com o original.

Os formatos originais dos MUAPs decompostos de sinais superficiais não aparentam ser significativamente distorcidos pelas expansões em funções de HR, como pode ser notado no exemplo da *Figura 4.28*, em que duas formas de onda de MUAPs são comparadas com suas respectivas versões expandidas em funções de HR com 17 coeficientes. Vale notar que os formatos dos MUAPs da *Figura 4.28* são dissemelhantes em amplitude, duração e formato.

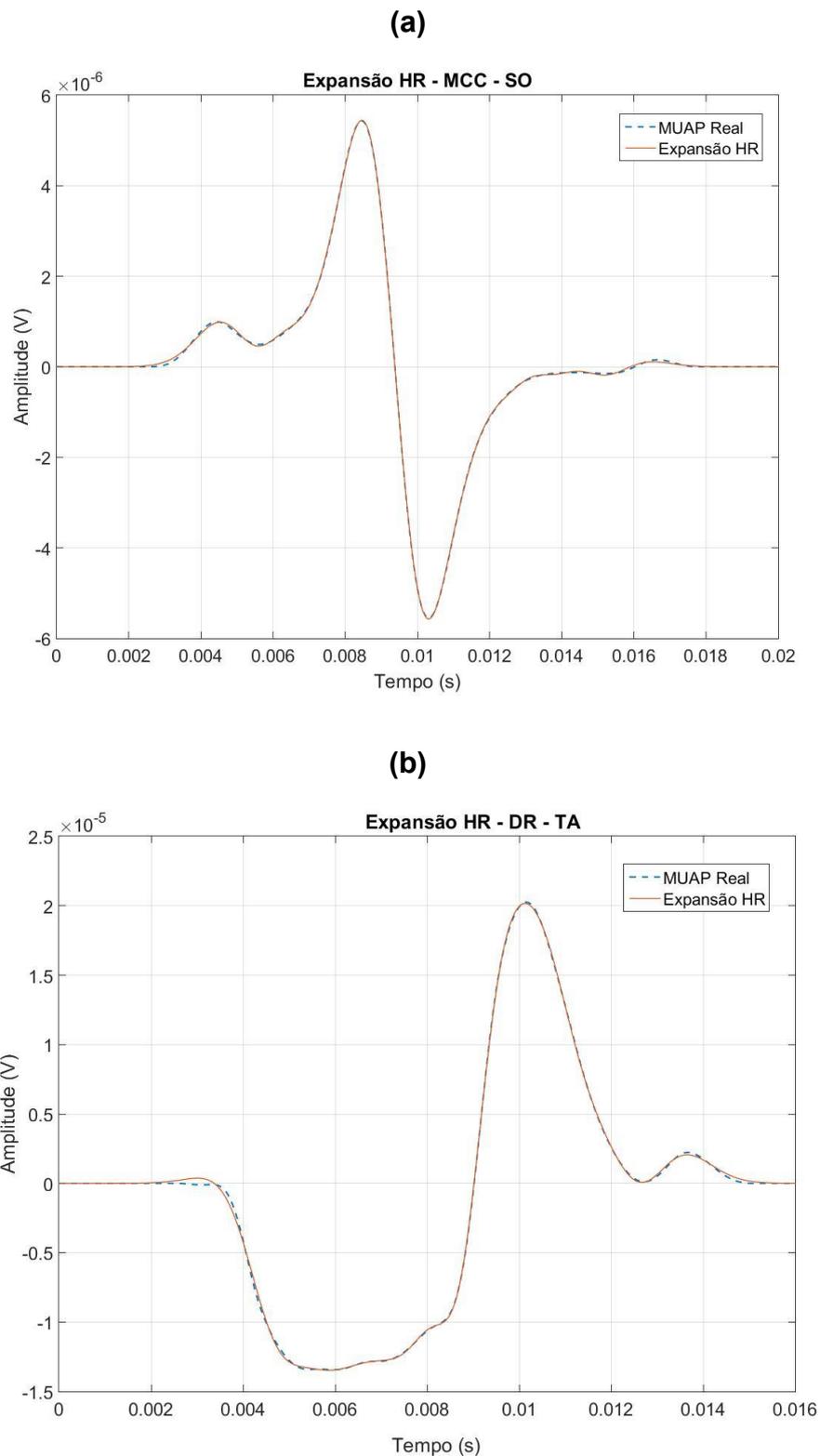


Figura 4.28:: Dois MUAPs com formatos distintos expandidos em funções de HR. Em (a), um MUAP decomposto de um sinal captado do SO, e em (b), do TA. Sinal original em linha tracejada e aproximação em linha cheia.

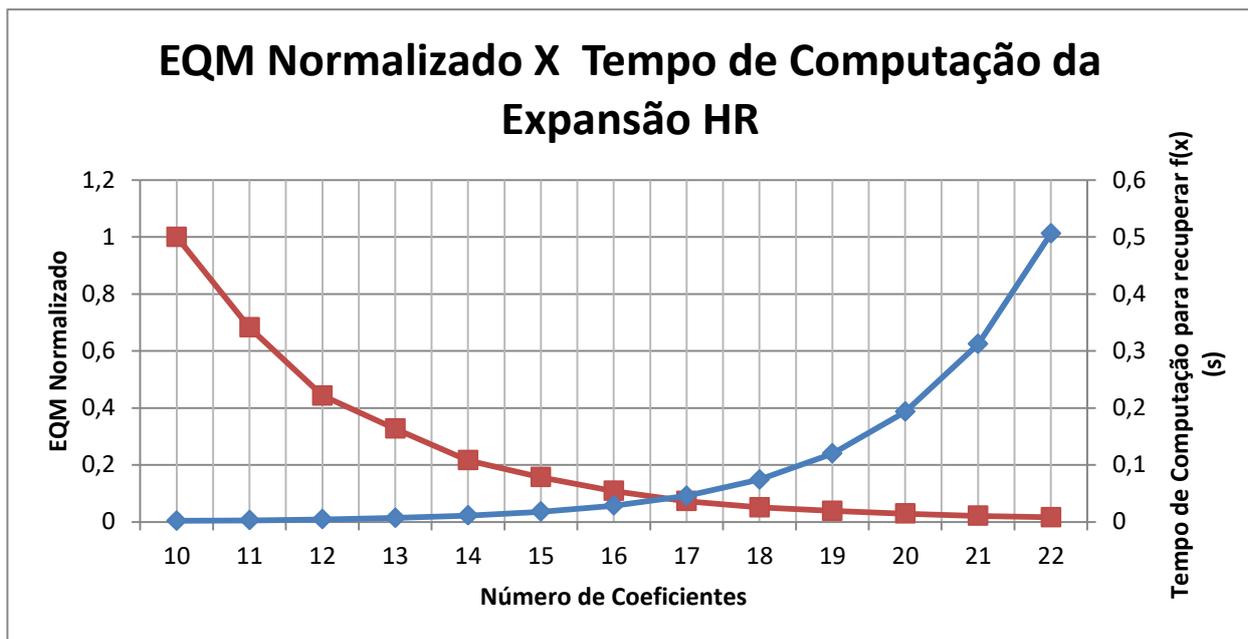


Figura 4.29: Tempo médio de computação de expansões de HR de 200 MUAPs, e o EQM médio calculado entre os formatos originais e suas respectivas versões expandidas, para expansões com 10 a 22 coeficientes. Os valores de EQM foram divididos pelo valor médio calculado para expansões de 10 coeficientes.

4.6.2 CALIBRAÇÕES

As amplitudes e durações dos MUAPs sintéticos simulados são determinadas pelo intervalo de amplitudes, A , e os valores dos coeficientes de expansão de amplitude, τ_{at} , e duração, C , associados à propagação desses biopotenciais pelo volume condutor. Esses parâmetros foram modificados para simulações de diferentes músculos e níveis de contração de modo a calibrar os PSDs e PDFs médios estimados dos sinais sintéticos gerados com os estimados de sinais coletados experimentalmente. Os parâmetros calibrados para simulações de cada músculo e nível de contração são apresentados na Tabela 4.15 e na Tabela 4.16, onde se podem observar valores semelhantes e comuns dos parâmetros calibrados para níveis de contração diferentes quando captados do mesmo músculo.

É interessante notar que a maioria dos intervalos calibrados do fator de amplitude A de cada músculo foram os mesmos para os três diferentes níveis de contração, bem como o fator τ_{at} . Além do mais, observa-se para os

casos em que o intervalo de A não foi determinado igual para calibrações dos demais níveis de contração do mesmo músculo, o fator τ_{at} também é ajustado diferentemente, como pode ser observado nas *Tabela 4.15 e 4.16* para as calibrações dos parâmetros de amplitude de simulações do MG a 5%CVM e do TA a 5%CVM. Vale ressaltar também que, com exceção do TA, as alterações das durações não foram muitas, e observa-se que em 5 casos nenhum alteração foi necessária, $C = 0$.

Tabela 4.15: Valores calibrados do coeficiente de amplitude dos MUAPs.

	$A(\mu V)$					
	5%CVM		10%CVM		20%CVM	
	de	até	de	até	de	até
SO	150	450	150	450	150	450
MG	400	1000	700	1500	700	1500
LG	200	950	200	950	200	950
TA	1000	3000	3000	6000	3000	6000

Tabela 4.16: Valores calibrados dos coeficientes de atenuação de duração, C , e de amplitude, τ_{at} .

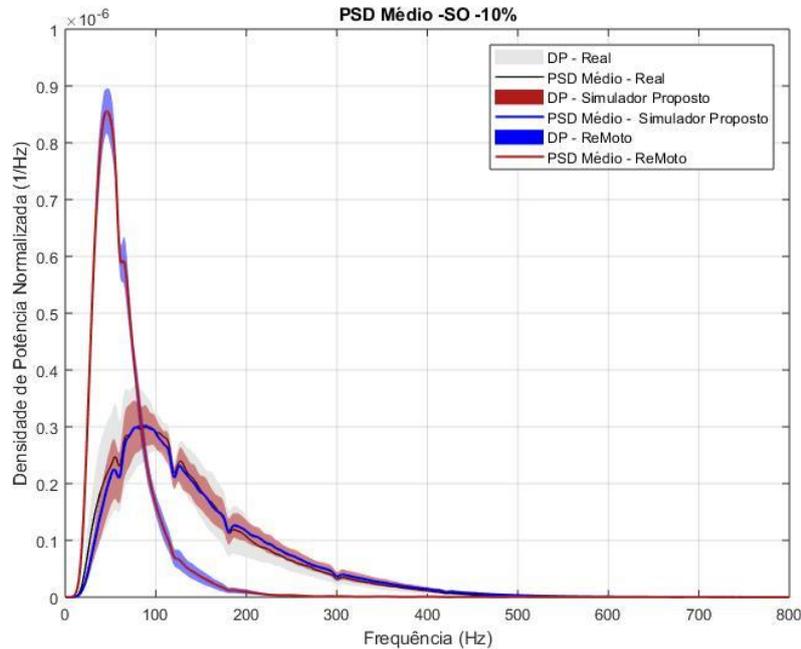
	5%CVM		10%CVM		20%CVM	
	$C (mm^{-1})$	$\tau_{at} (mm^{-1})$	$C (mm^{-1})$	$\tau_{at} (mm^{-1})$	$C (mm^{-1})$	$\tau_{at} (mm^{-1})$
SO	0,02	2	0	2	0	2
MG	0,015	1,7	0,02	1,2	0	1,2
LG	0	1,5	0,005	1,5	0	1,5
TA	0,07	1	0,09	0,7	0,09	0,7

4.6.3 COMPARAÇÕES

Os PSDs e PDFs médios estimados dos sinais sintéticos gerados com o modelo proposto e com o modelo de simulação implementado no ReMoto foram cotejados com, os estimados dos sinais reais. Como os PSDs e PDFs médios estimados de sinais simulados de um mesmo músculo são semelhantes para contrações de 5%CVM, 10%CVM e 20%CVM, resultados das Seções 4.4 e 4.5, e também quase não há distinção dos parâmetros de simulação do simulador de sEMG do ReMoto para diferentes cenários de simulação, são apresentados a seguir apenas os resultados produzidos com sinais sintéticos e reais associados a contrações de 10%CVM.

Em suma, os resultados apresentados da *Figura 4.30* à *Figura 4.37* (cobrindo os casos dos quatro músculos em estudo) mostram que os PSDs e PDFs médios estimados de sinais sintéticos de sEMG gerados com o simulador ReMoto não são tão próximos aos estimados de sinais reais. Principalmente, é observado que os PSDs calculados de sinais sintéticos gerados com o simulador do ReMoto possuem mais densidade de potência em frequências abaixo de 100Hz do que os espectros de sinais reais. Por outro lado, observa-se que o ajuste manual dos PSDs e PDFs médios estimados dos sinais sintéticos gerados com o modelo de simulação proposto, simulados com os parâmetros apresentados nas Tabelas 4.15 e 4.16, se mostraram em média bem ajustados aos de sinais reais.

(a)



(b)

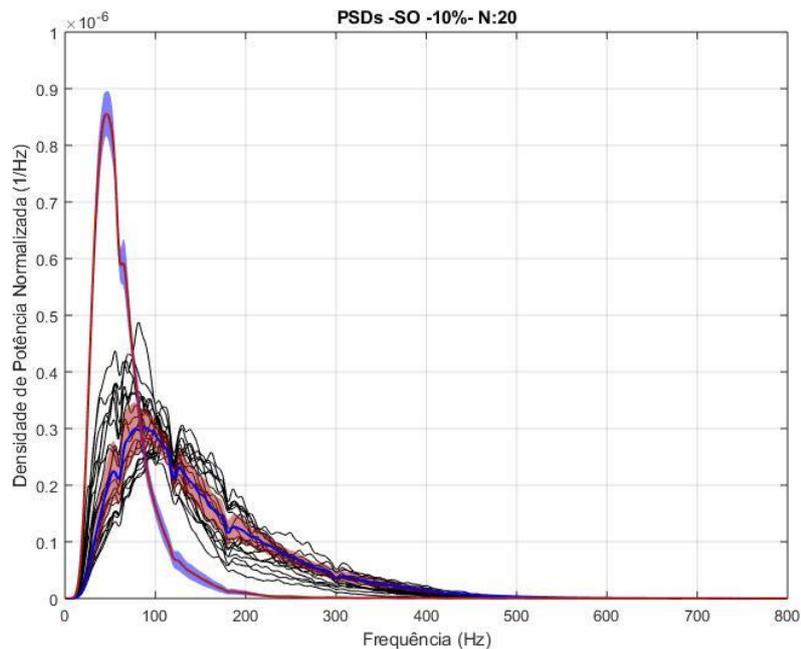


Figura 4.30: Comparação entre PSDs médios estimados de sinais sintéticos associados a simulações do músculo Sóleo em contração de 10% CVM gerados com o simulador do ReMoto, PSD médio em vermelho e respectivo desvio padrão em azul, e com o simulador novo, PSD médio em azul e desvio padrão em vermelho, em referência aos PSDs estimados de sinais reais. Em (a), o traçado em preto indica o PSD médio estimado dos sinais reais nas mesmas condições simuladas. E em (b), os traçados discriminados dos 20 PSDs adicionados ao cálculo do PSD médio de (a).

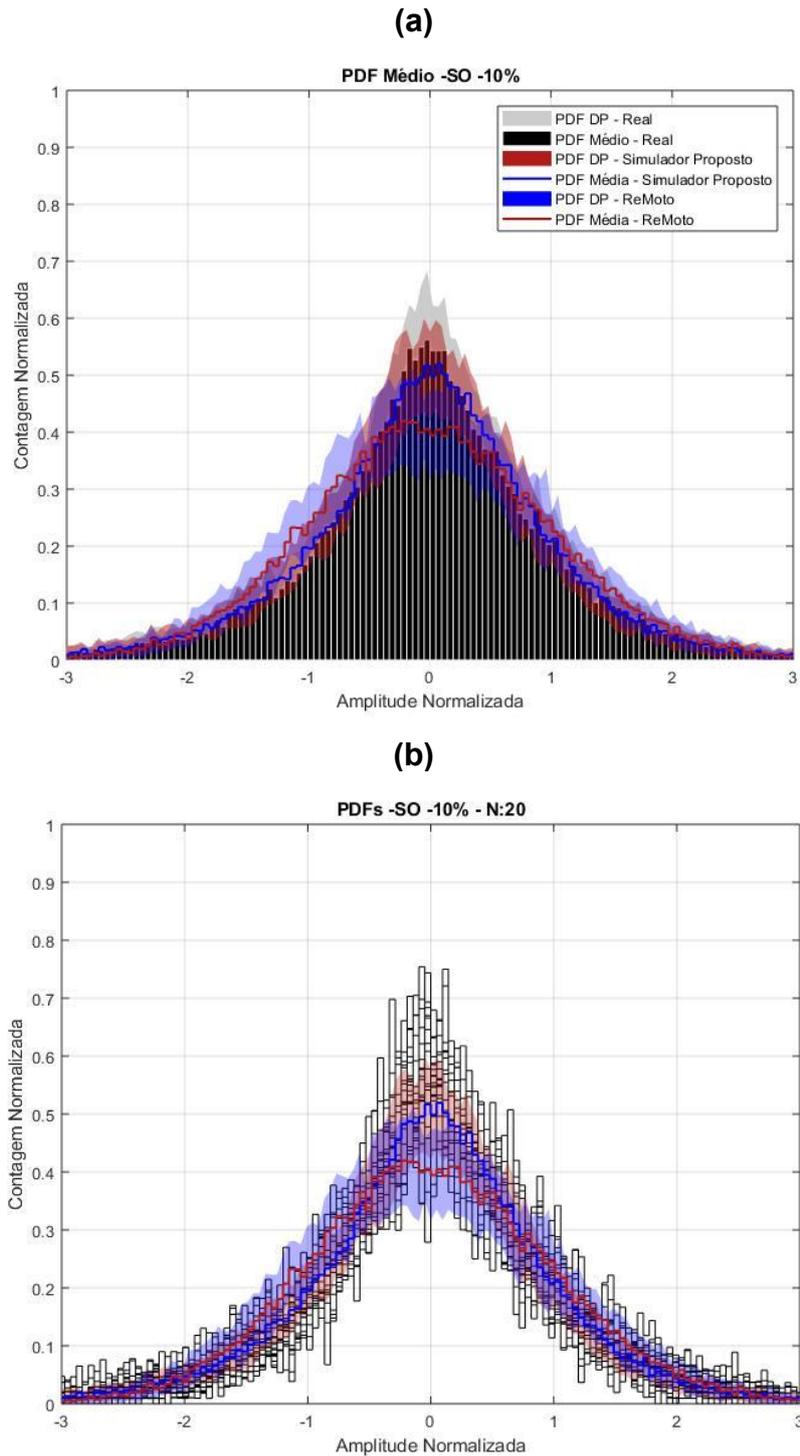


Figura 4.31: Comparação entre PDFs médios estimados das amplitudes de sinais sintéticos associados a simulações do músculo Sóleo em contração de 10% CVM gerados com o simulador do ReMoto, PDF médio contornado em vermelho e respectivo desvio padrão em azul, e com o simulador novo, PDF médio contornado em azul e desvio padrão em vermelho, em referência aos PDFs estimados de sinais reais. Em (a), o traçado em preto indica o PDF médio estimado dos sinais reais nas mesmas condições simuladas. E em (b), os contornos discriminados dos 20 PDFs adicionados ao cálculo do PDF médio de (a).

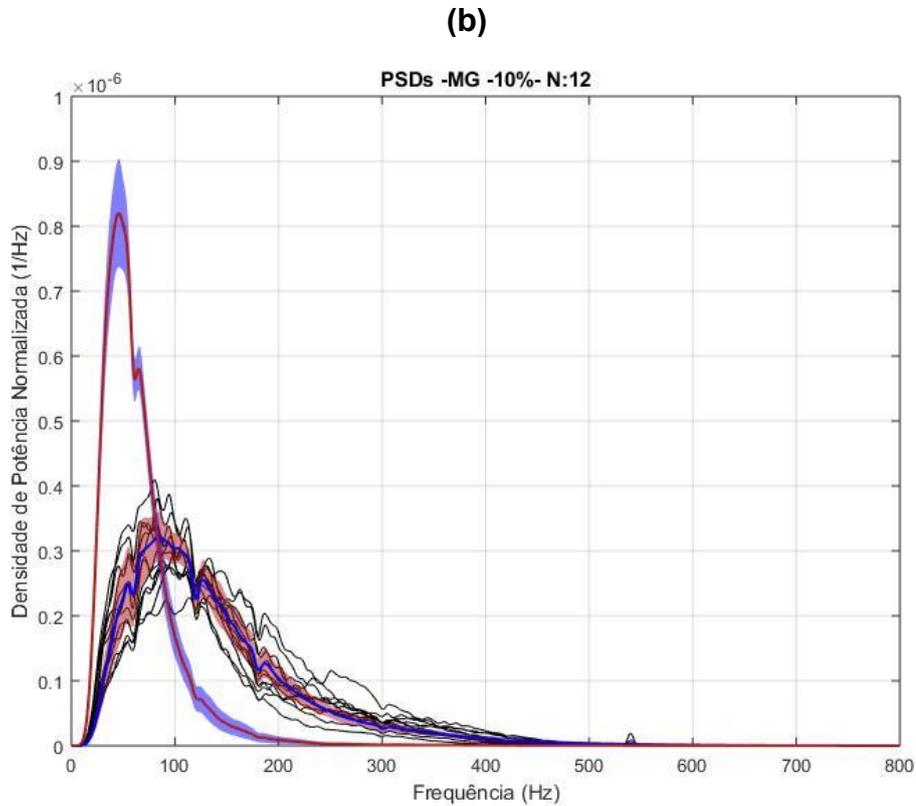
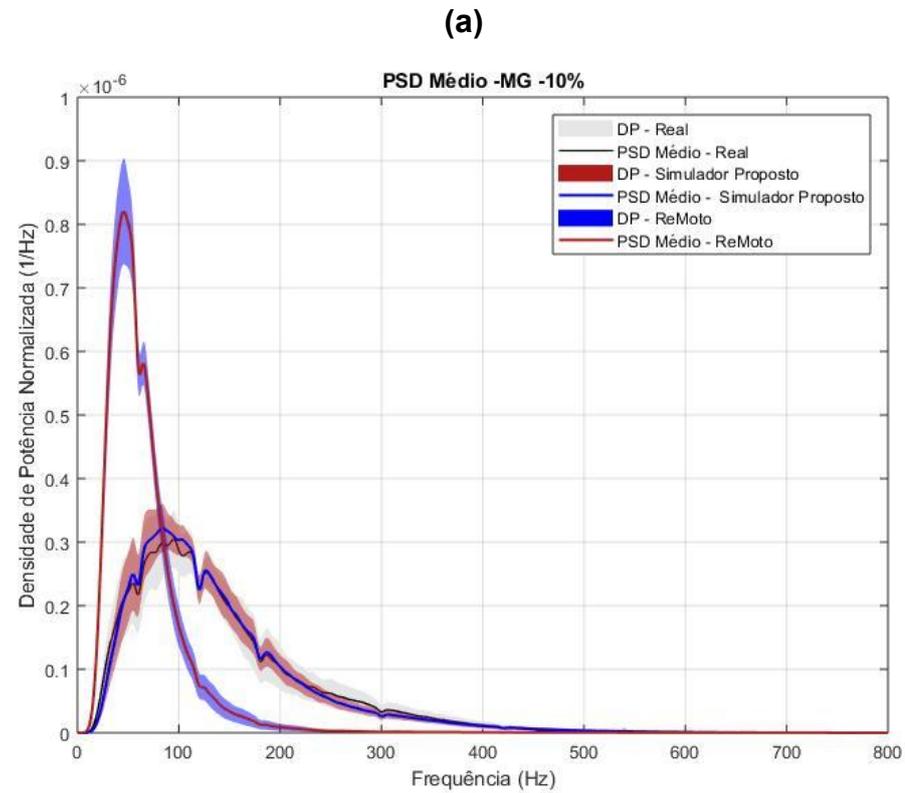


Figura 4.32: As mesmas comparações entre PSDs estimados de sinais sintéticos e sinais reais da Figura 4.30, para captações do músculo Gastrocnêmio Medial em contração de 10% CVM.

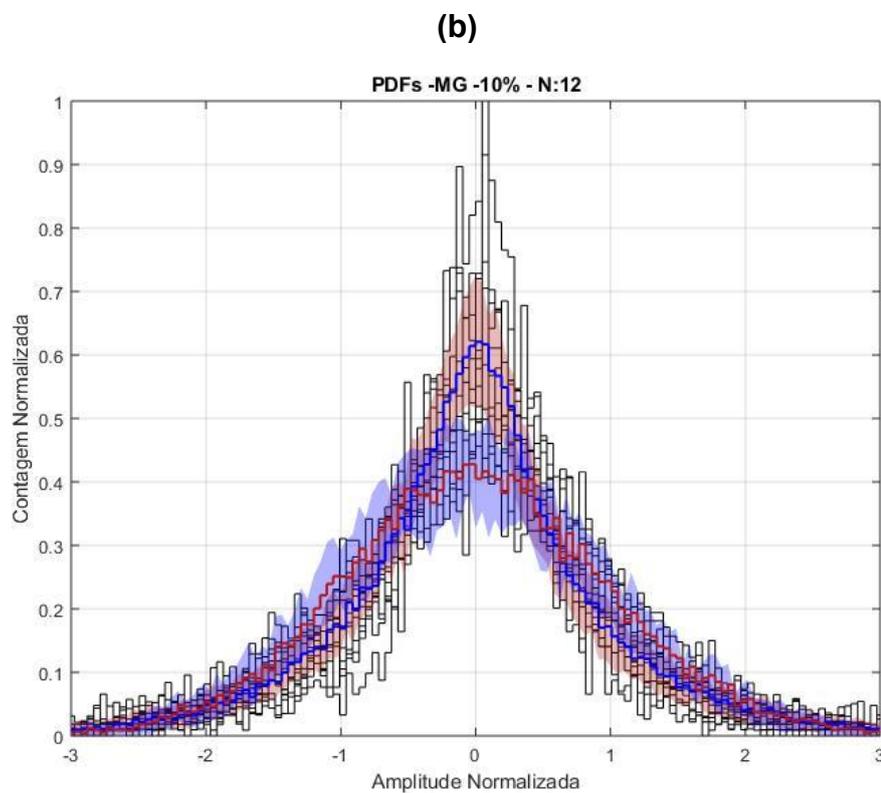
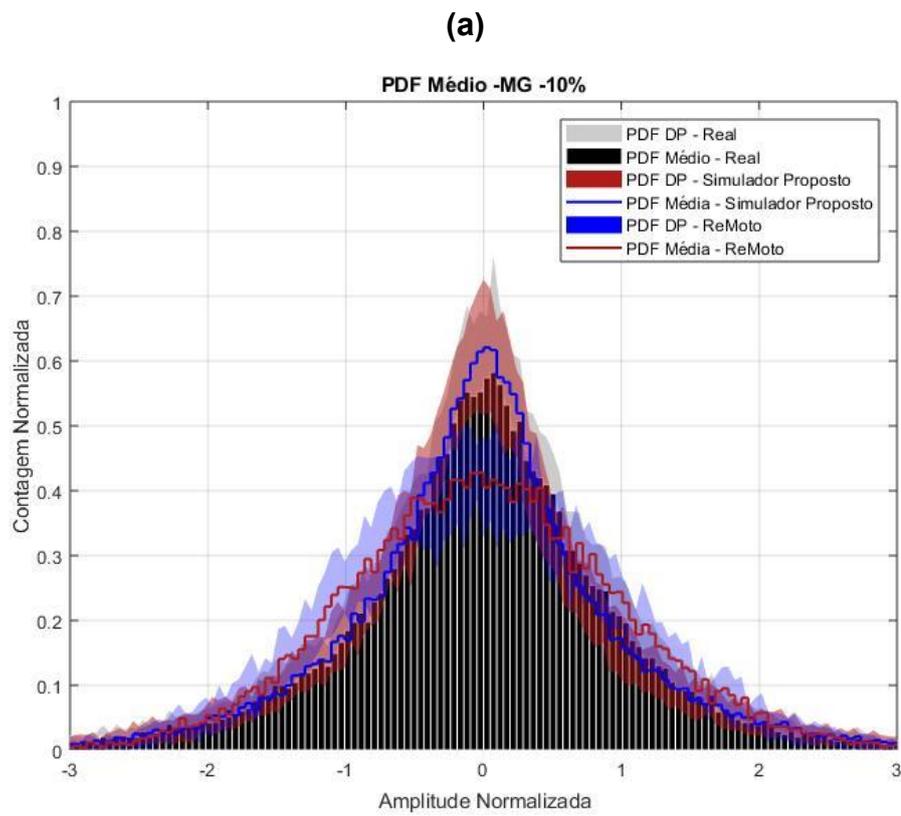
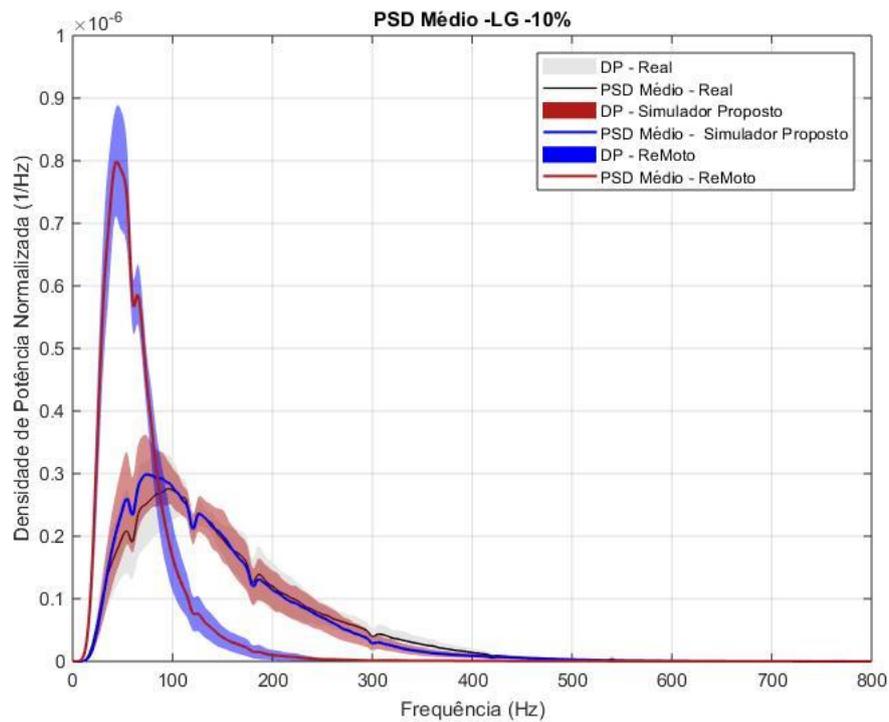


Figura 4.33: As mesmas comparações entre os PDFs estimados de sinais sintéticos e sinais reais da Figura 4.31, para captações do músculo Gastrocnêmio Medial em contração de 10% CVM.

(a)



(b)

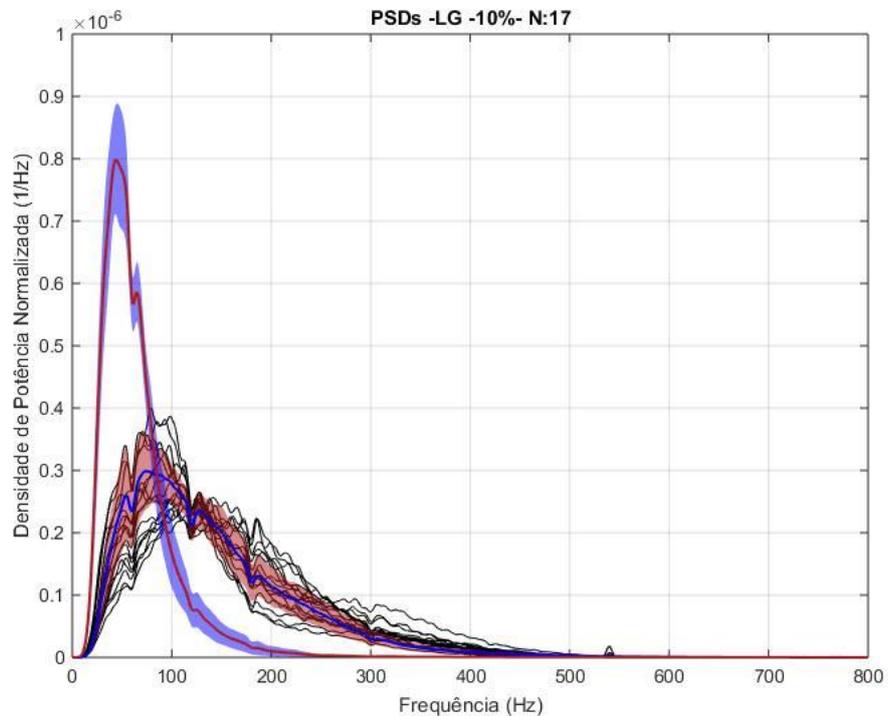


Figura 4.34: As mesmas comparações entre PSDs estimados de sinais sintéticos e sinais reais da Figura 4.30, para captações do músculo Gastrocnêmio Lateral em contração de 10% CVM.

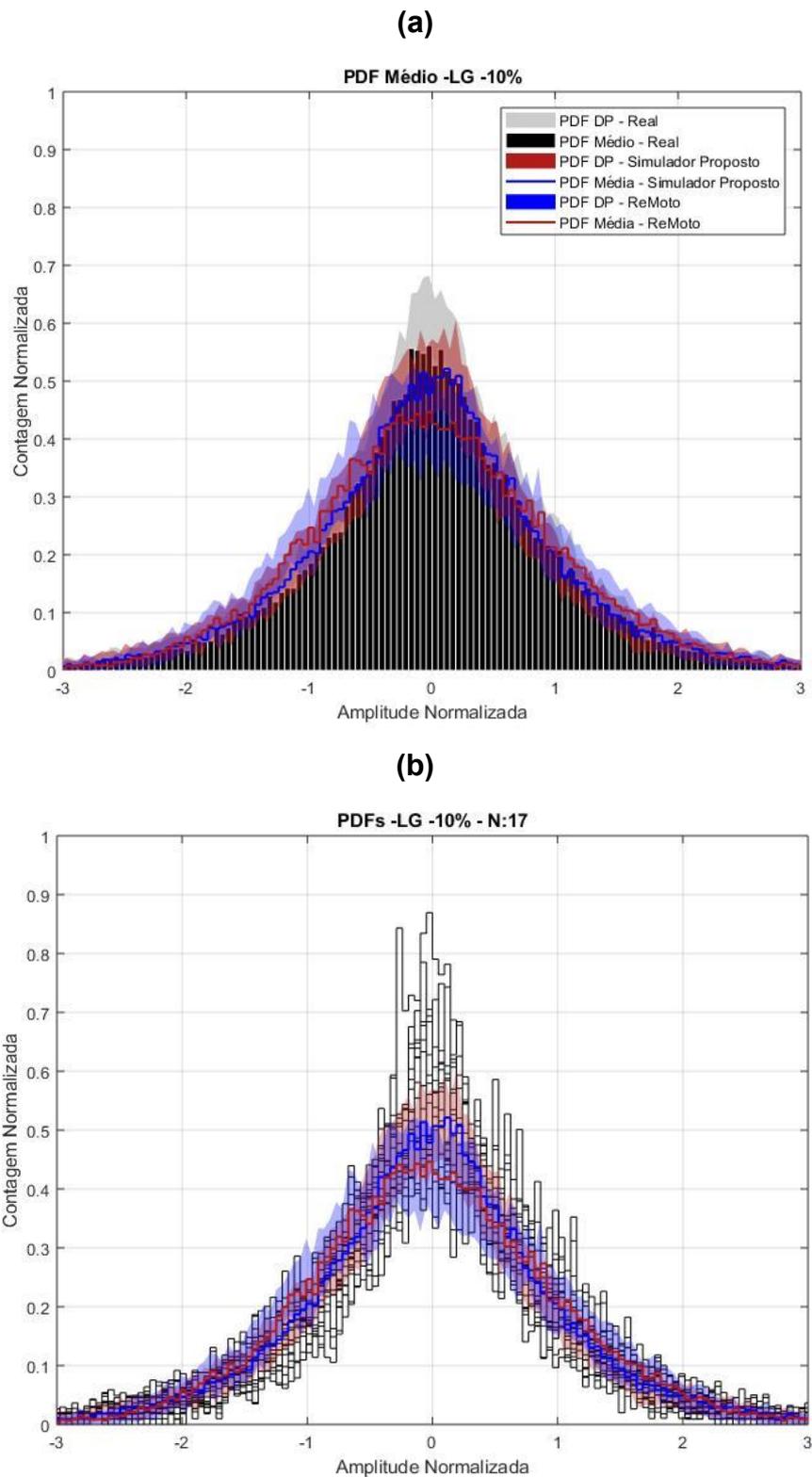
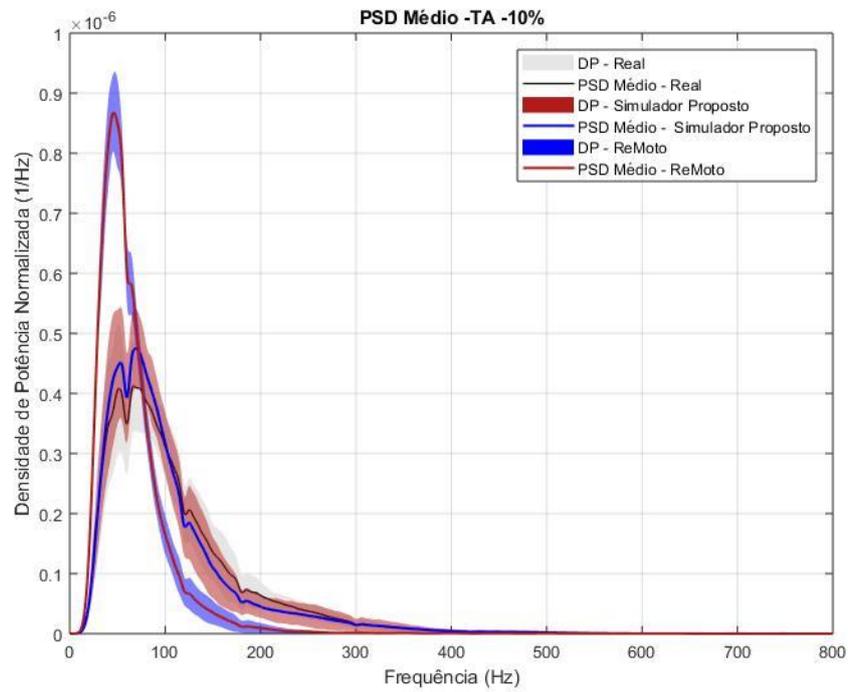


Figura 4.35: As mesmas comparações entre os PDFs estimados de sinais sintéticos e sinais reais da Figura 4.31, para captações do músculo Gastrocnêmio Lateral em contração de 10% CVM.

(a)



(b)

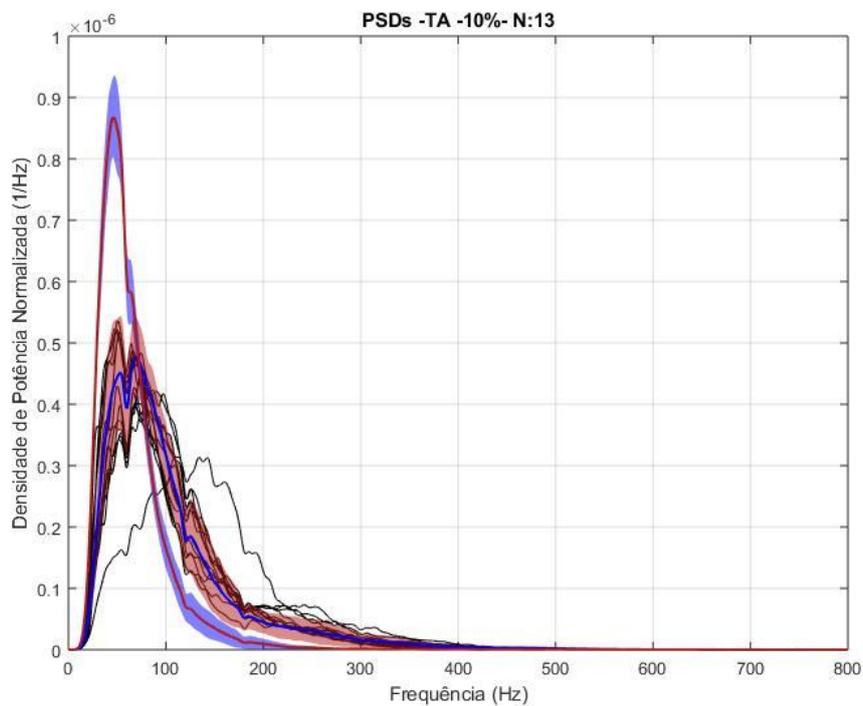


Figura 4.36: As mesmas comparações entre PSDs estimados de sinais sintéticos e sinais reais da Figura 4.30, para captações do músculo Tibial Anterior em contração de 10% CVM.

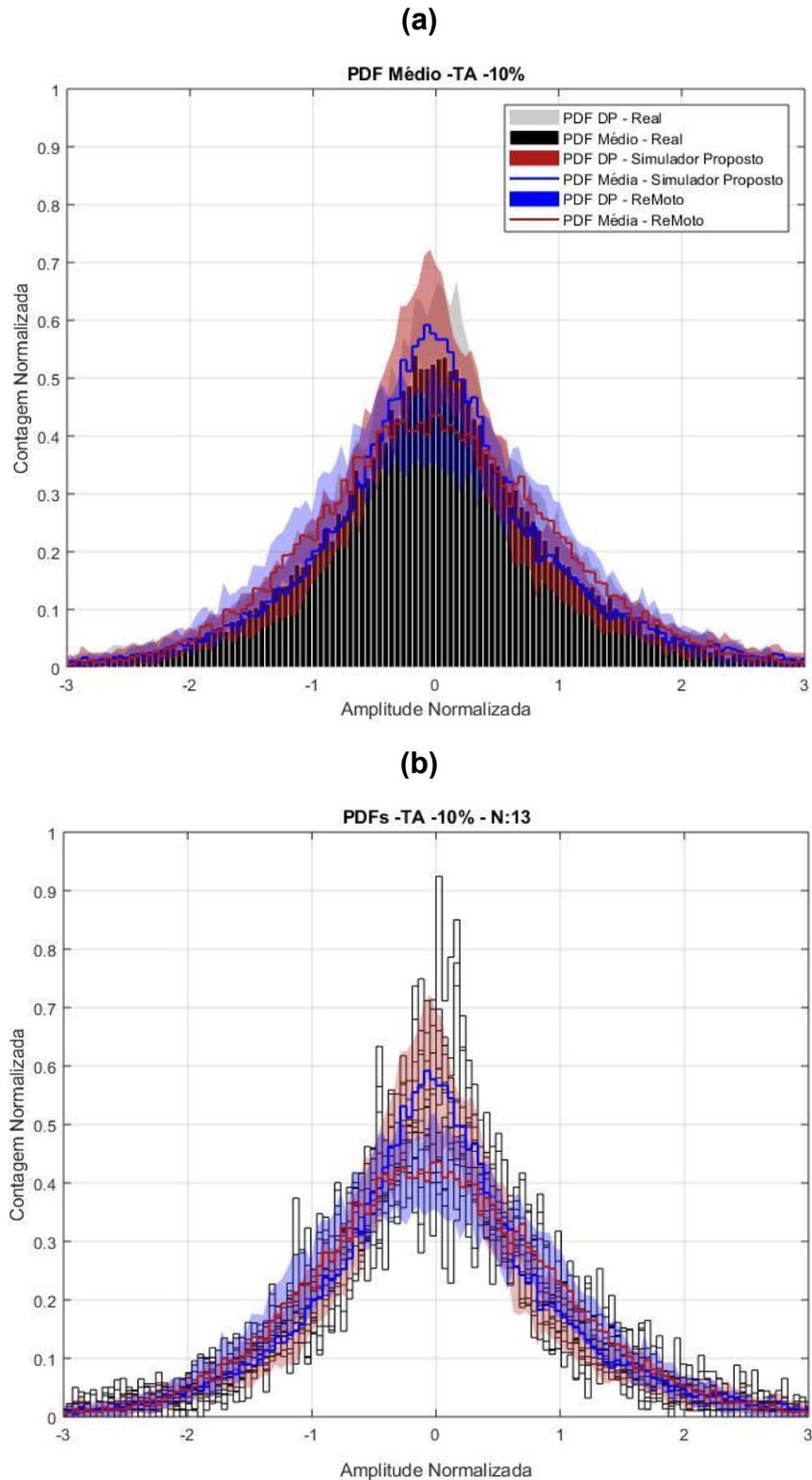
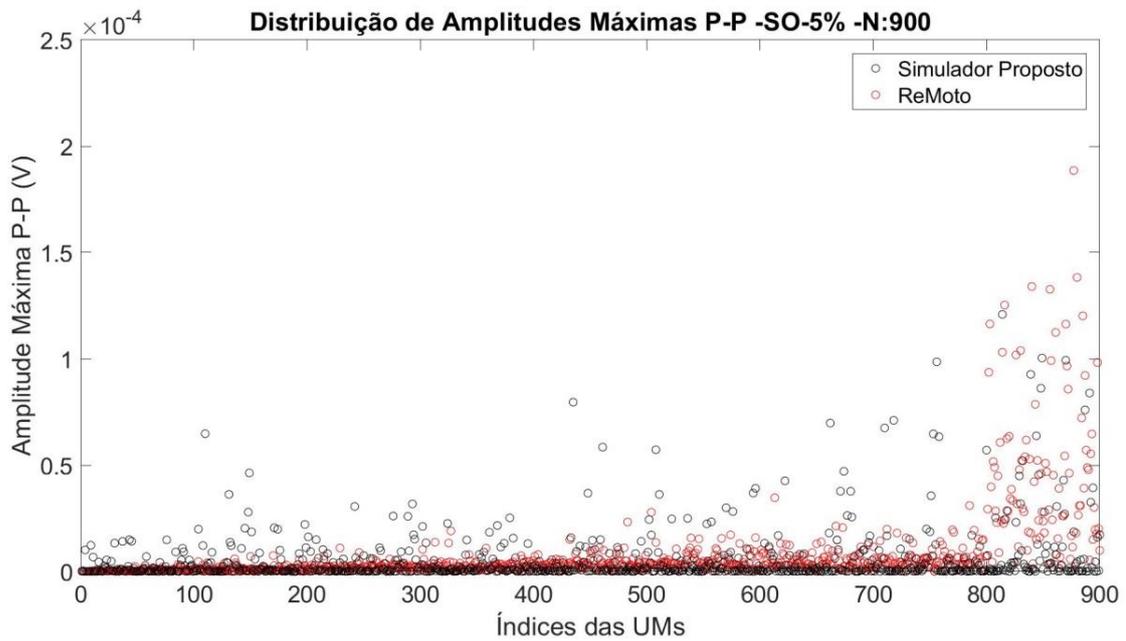


Figura 4.37: As mesmas comparações entre PDFs estimados de sinais sintéticos e sinais reais da Figura 4.31, para captações do músculo Tibial Anterior em contração de 10% CVM.

Compararam-se também as amplitudes máximas pico-a-pico dos MUAPs contidos nos sinais de sEMG gerados com o ReMoto com as amplitudes do simulador proposto, as quais dependem dos fatores A e τ_{at} adotados nas simulações. Na *Figura 4.38*, é nítido que as amplitudes dos MUAPs associados à maioria das UMs simuladas com o modelo do ReMoto, as do tipo S, são menores do que as amplitudes dos MUAPs gerados com o modelo proposto. Deve-se salientar que as amplitudes dos MUAPs gerados com o modelo proposto foram validadas com dados biológicos, Subseção 3.2.8.2.

No modelo proposto, a distribuição das amplitudes dos MUAPs simulados nos casos em que os parâmetros A e τ_{at} foram ajustados diferentemente para simulações em níveis de contração diferentes do mesmo músculo parecem não ser muito diferentes. Um exemplo é ilustrado na *Figura 4.39* e na *Figura 4.40*, onde se pode observar uma compatibilidade entre as distribuições das amplitudes do MUAPs gerados com uma simulação de captação do MG com contração de 5%CVM e de 10%CVM, as quais foram ajustadas com valores de A e τ_{at} diferentes, vide a *Tabela 4.16*.

(a)



(b)

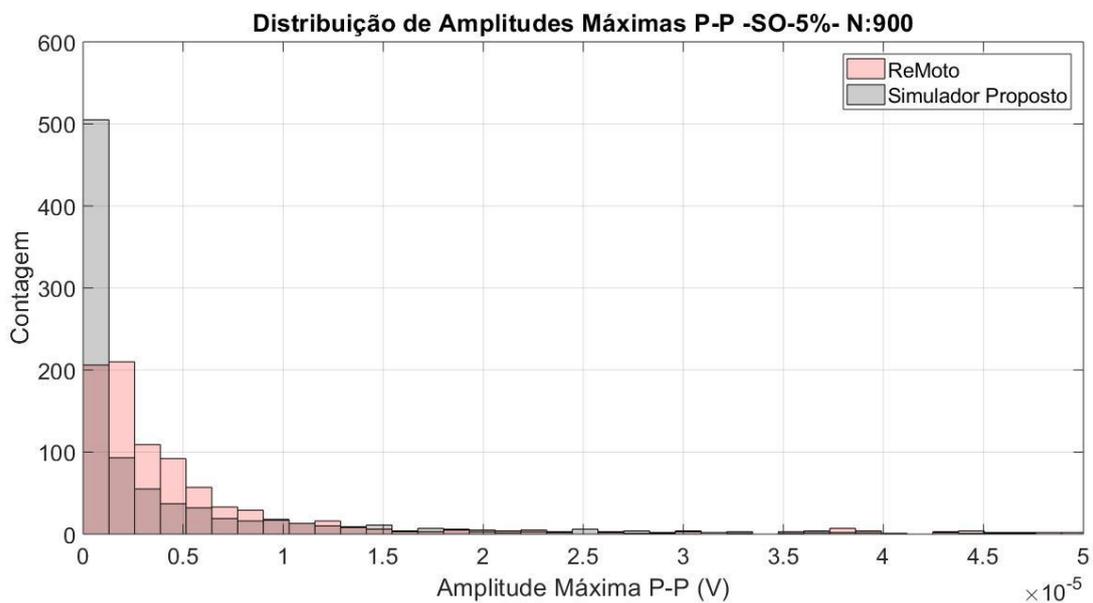


Figura 4.38: Distribuição de Amplitudes Máximas P-P dos MUAPs contidos em um sinal de sEMG sintético gerado com o modelo proposto e de outro gerado com o do ReMoto. Em (a) as amplitudes dos MUAPs gerados com o modelo ReMoto, círculos vermelhos, e com o modelo proposto, círculos pretos, são associadas aos índices das UMs; em (b) as distribuições de (a) são exibidas em um histograma.

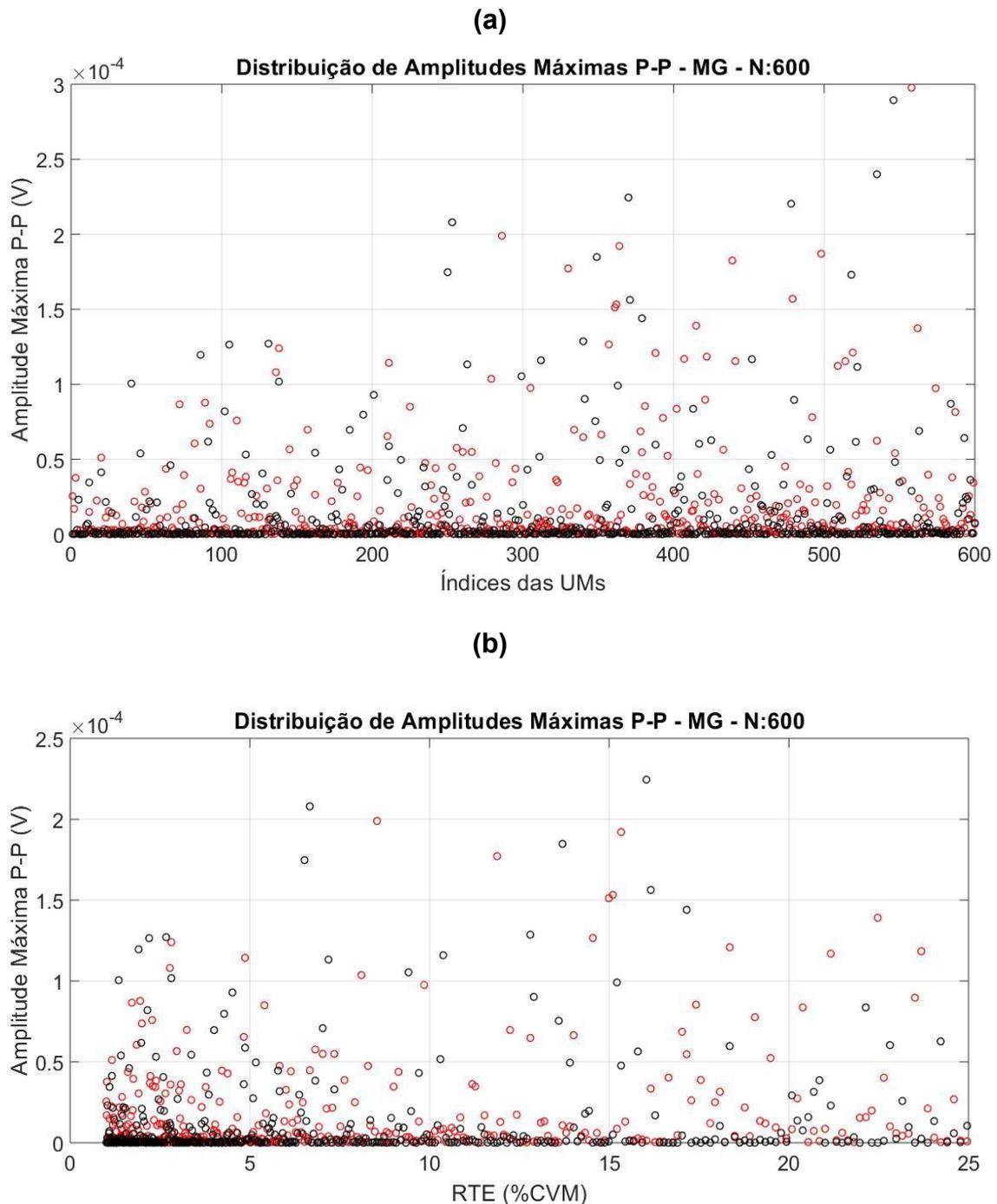


Figura 4.39: Distribuição de Amplitudes Máximas P-P dos MUAPs contidos em sinais sintéticos gerados com o modelo proposto em que se simulou uma contração de 5%CVM e outra de 10%CVM para captação do Gastrocnêmio Lateral. Em (a) as amplitudes dos MUAPs gerados para simular um sinal de 5%CVM, círculos vermelhos, e de 10%, círculos pretos, são associadas aos índices das UMs; em (b), a mesma distribuição de (a) em função do nível de força, em %CVM, associado ao limiar recrutamento das UMs até 25%CVM.

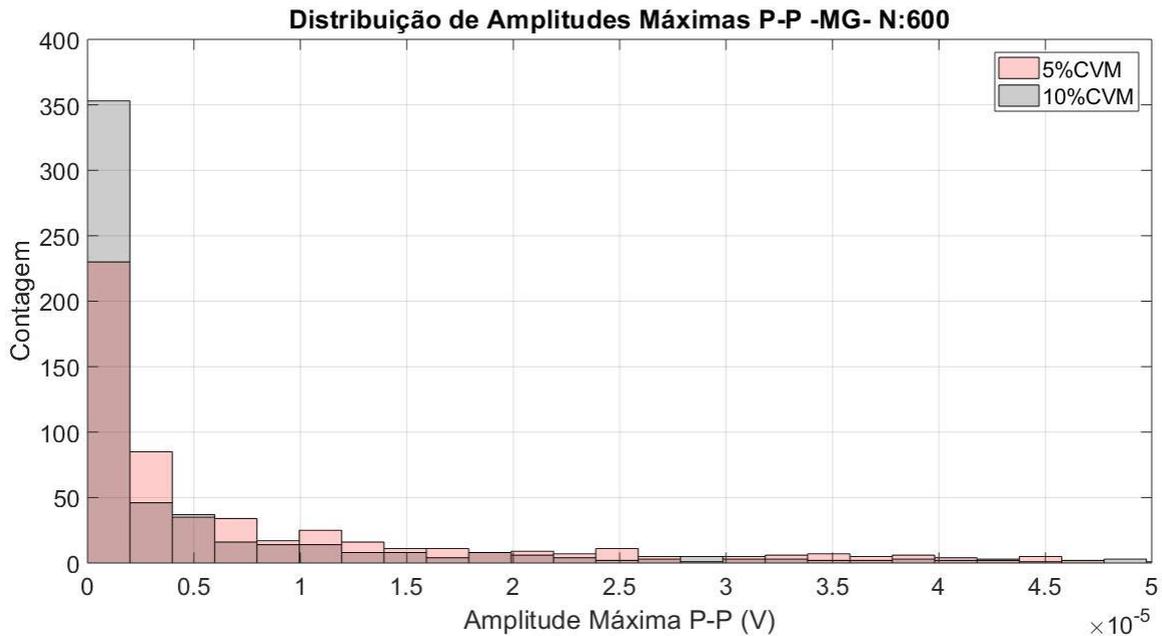


Figura 4.40: As distribuições da Figura 4.40 exibidas em um histograma.

A relação entre amplitude e duração se mantém descorrelacionada para simulações em que as durações dos MUAPs não são alteradas, isto é, para $C = 0$, como é ilustrado graficamente na *Figura 4.41*. Por outro lado, uma leve correlação é aparente para os casos em que a duração foi alterada pelo fator C , como é ilustrado na *Figura 4.42* em que $C = 0,09$. Comentários complementares podem ser encontrados na Discussão.

A demarcação dos instantes de início e fim dos MUAPs sintéticos não é tão trivial quanto das formas de onda reais com suporte finito, as quais foram expandidas em funções de HR (*Subseção 3.2.8.2*). As extremidades das formas de onda expandidas apresentam um gradual e discreto decaimento da amplitude até o nível de 0V, o que mascara numericamente o suporte finito das formas de onda originais. Portanto, de forma a estimar as durações dos MUAPs sintéticos com uma metodologia sistemática, primeiro calculou-se a média das amplitudes de todos MUAPs sintéticos nas localizações de início e fim dos correspondentes MUAPs reais. E então, utilizou-se os valores encontrados para mensurar as durações originais, $C = 0$, e modificadas, $C \neq 0$, dos MUAPs sinteticamente gerados. Todas as durações apresentadas nas *Figuras 4.41 e 4.42* foram mensuradas de MUAPs sintéticos.

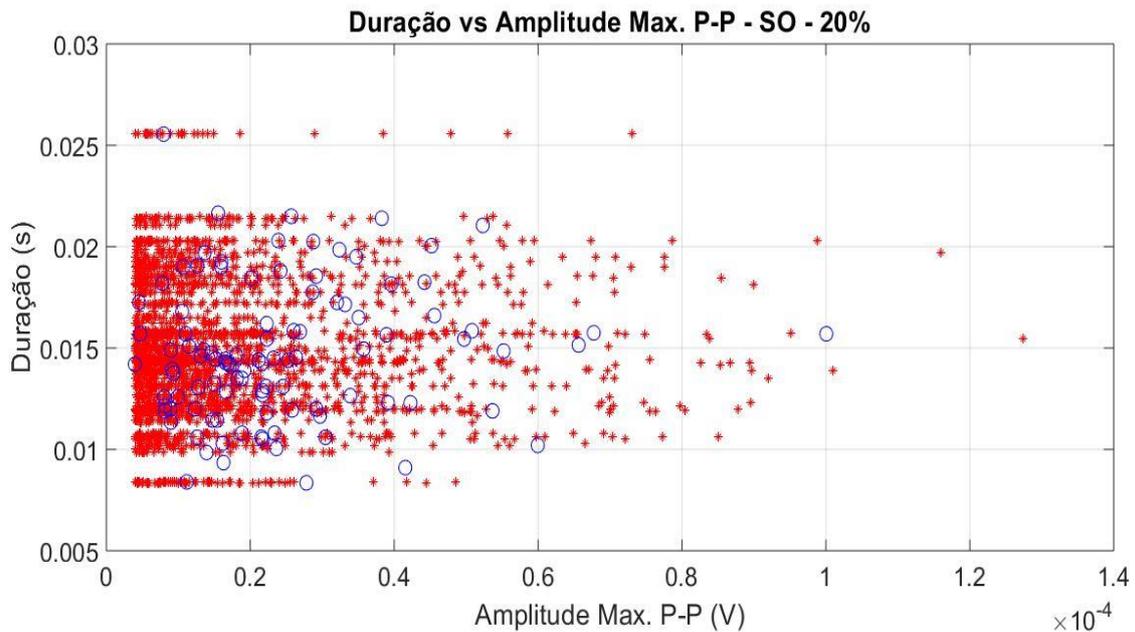


Figura 4.41: Relação entre as durações e a amplitudes máximas pico-a-pico dos MUAPs de sEMG gerados em 20 simulações do músculo SO para 20%CVM. Os círculos azuis representam as durações e amplitudes dos MUAPs originais e os pontos vermelhos as dos MUAPs simulados, cujas durações foram mantidas, $C = 0$.

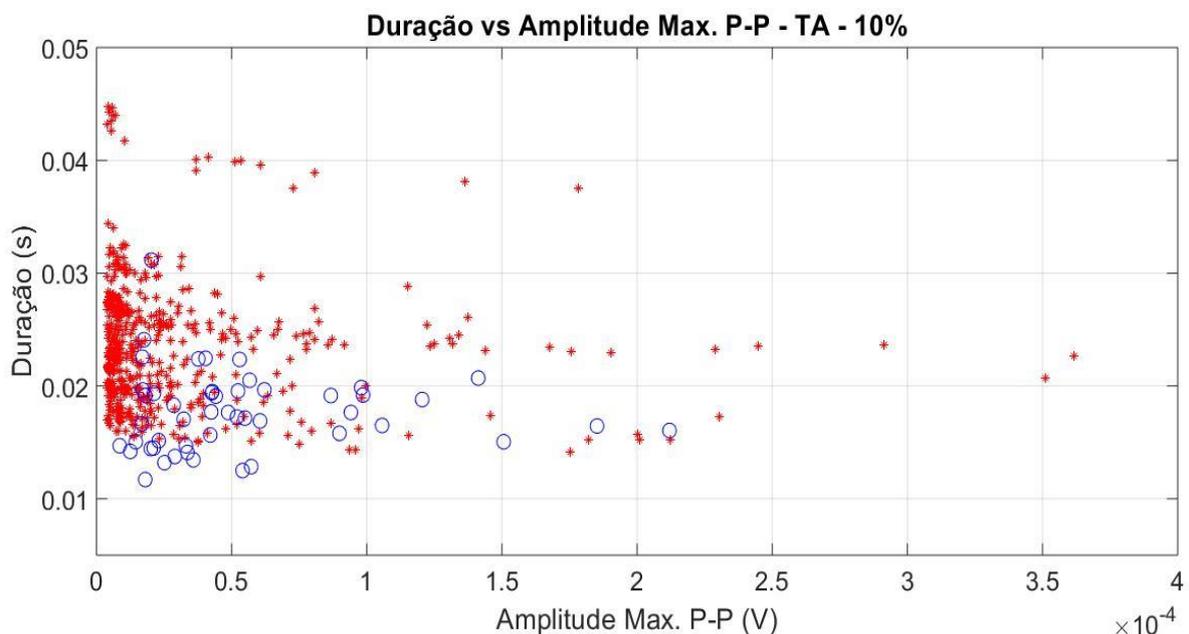


Figura 4.42: Relação entre as durações e a amplitudes máximas pico-a-pico dos MUAPs de sEMG gerados em 20 simulações do músculo TA para 10%CVM. Os círculos azuis representam as durações e amplitudes dos MUAPs originais e os pontos vermelhos as dos MUAPs simulados, cujas durações foram alteradas, $C = 0,9$.

4.6.4 SIMULAÇÃO DE FADIGA

Foram gerados 20 sinais sintéticos de sEMG, com o propósito de demonstrar que é possível simular a expressão mioelétrica de fadiga por meio da parametrização dos coeficientes de duração, λ , dos MUAPs expandidos em funções de HR. Um outro conjunto de 20 sinais foram gerados sem que as durações dos MUAPs variassem ao longo da simulação, $v_1 = 0$.

Na *Figura 4.43*, a mesma análise descrita na *Subseção 3.2.2* foi utilizada para demonstrar que ao longo do tempo, é observado um declínio rápido das MNFs estimadas dos espectros dos sinais que foram fadigados, em vermelho. Por outro lado, as MNF estimadas dos espectros dos sinais que não fadigados, em azul, se mantém constantes do primeiro ao último trecho.

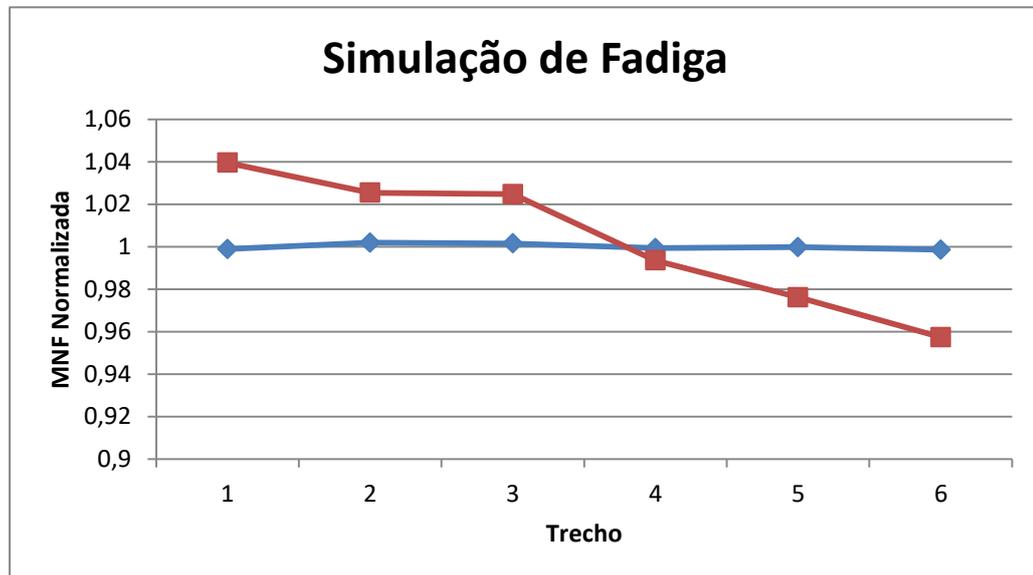


Figura 4.43: As médias calculadas das frequências médias dos 6 pontos para sinais simulados com fadiga, em vermelho, e sem fadiga, em azul.

5. DISCUSSÃO

PRÉ-PROCESSAMENTO

Diferente das bandas de frequência adotadas por alguns trabalhos encontrados na literatura (SUZUKI et al., 2002; FARINA et al., 2008), nesse estudo adotou-se uma banda mais larga (20Hz - 1kHz), que se mostrou mais adequada para parametrizar formatos de MUAPs decompostos de sinais de sEMG captados com a metodologia de aquisição adotada, *Subseção 3.2.1*. Vale ressaltar que a banda utilizada ainda é mais estreita do que outras adotadas em trabalhos como (HOGREL, 2003; HU et al., 2012), em que formatos de MUAPs superficiais também são estudados.

Além do mais, observou-se por meio de simulações computacionais, que filtragens de componentes de frequências de 60 Hz e harmônicas com bandas de rejeição estreitas não distorcem os formatos de MUAPs estimados por meio de médias de trechos de sinais de sEMG.

CARACTERÍSTICAS DE MUAPS

Potenciais de ação de UM estimados de sinais de sEMG captados do SO se mostraram menores em amplitude do que os decompostos de sinais captados dos três outros músculos estudados. No entanto, deve-se considerar, tomando a *Figura 5.1* como referência, que a posição dos eletrodos de superfície para captações dos sinais mioelétricos do Sóleo adiciona uma camada de tecido conjuntivo do tendão calcâneo ao volume condutor compreendido entre os eletrodos e as fibras musculares, a qual atenua as amplitudes dos MUAPs propagados por esse meio. Por outro lado, é interessante notar que as durações médias dos MUAPs associados ao Sóleo são similares às dos Gastrocnêmios.

Outra particularidade observada das características dos MUAPs decompostos de sinais captados do Sóleo é a proporção de primeiras fases positivas e negativas, *Tabela 4.5*. Alguns aspectos anatômicos desse músculo, como o maior ângulo de penação e menor comprimento de suas fibras em comparação às dos demais músculos estudados (WICKIEWICZ et al., 1983; SOPHER et al., 2017), juntamente à convenção adotada para o

posicionamento dos eletrodos de captação poderiam justificar esse resultado (FARINA; CESCO; MERLETTI, 2002).

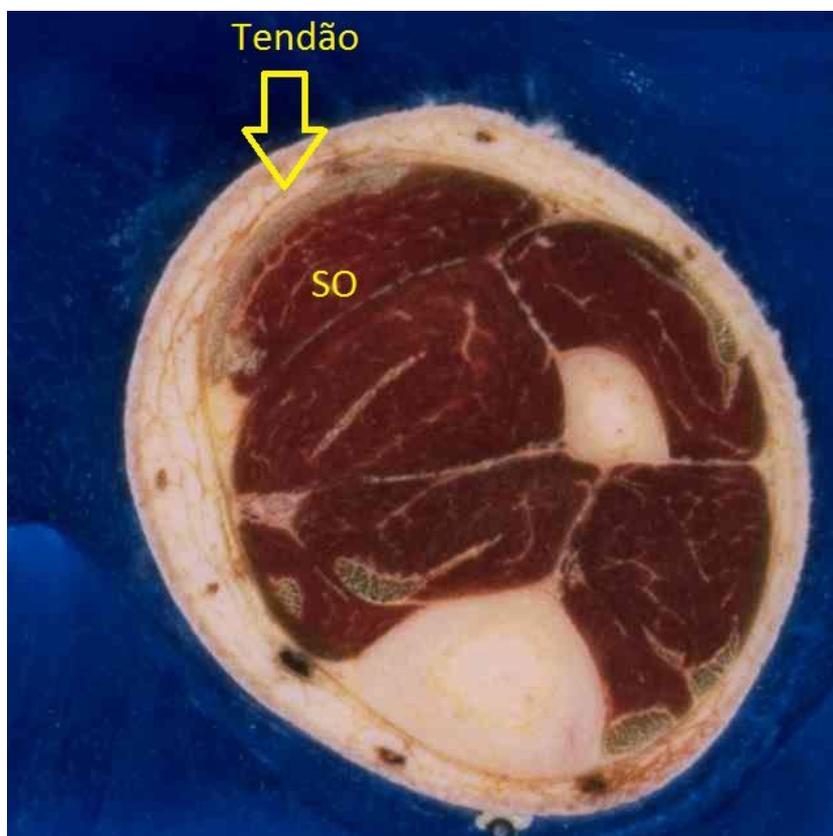


Figura 5.1: Visão axial da perna esquerda um pouco acima da altura do tornozelo, aproximadamente na mesma localização adotada para o posicionamento dos eletrodos de captação dos sinais mioelétricos do SO, em que o tendão indicado entre o músculo Sóleo e a pele (Imagem de <https://anatquest.nlm.nih.gov/>).

Outra observação do presente trabalho é que as amplitudes dos MUAPs decompostos de sinais de sEMG captados de mulheres apresentaram uma menor amplitude e maior duração do que as de MUAPs decompostos de sinais captados de homens. As principais diferenças morfológicas entre músculos de homens e mulheres encontradas na literatura são acerca das proporções de fibras dos tipos I e II nas composições dos músculos (SCHANTZ et al., 1983; HICKS; KENT-BRAUN; DITOR, 2001; HAZLIP; HARRISON; LEINWAND, 2015), o que não parece ser um fator correlacionado aos formatos de MUAPs superficiais (FARINA, 2004). Sugere-se, portanto, que parte dessas

diferenças possa estar relacionada a eventuais diferenças entre os volumes condutores de camadas entre os sexos (FARINA; CESCO; MERLETTI, 2002). Ainda mais, posto que dados da literatura mostram que o tecido adiposo é mais espesso nas pernas de mulheres do que de homens, ao contrário dos tecidos dérmicos e epidérmicos, que são mais finos (SJÖSTRÖM et al., 1972; SHUSTER; BLACK; MCVITIE, 1975). Portanto, supõe-se que as camadas de gordura são as principais responsáveis por modificarem parâmetros de MUAPs superficiais.

CARACTERÍSTICAS DOS SINAIS MIOELÉTRICOS

Estudos com simulações computacionais de modelos estruturados para a geração de sinais mioelétricos mostram que componentes de frequências superiores a 30Hz dos espectros de sinais de sEMG representam morfologias dos MUAPs que os compõem (LAGO; JONES, 1977; FARINA; FOSCI; MERLETTI, 2002). Os formatos dos MUAPs, por sua vez, dependem das condições de captação dos sinais de sEMG tais como frequências de corte dos filtros na aquisição, posição dos eletrodos, volume condutor e velocidade de condução das fibras musculares (FARINA, 2008; VON TSCHARNER; NIGG, 2008). Posto isto, a similaridade observada entre os PSDs médios estimados de sinais de sEMG captados em contrações de 5%, 10% e 20% da CVM do mesmo músculo é associada ao fato dos formatos dos MUAPs de UMs recrutadas até 20%CVM não serem muito diferentes entre si (FARINA et al., 2008). Além do mais, as distribuições das amplitudes e durações dos formatos de MUAPs gerados com as calibrações do modelo proposto para contrações até 20%CVM, como exemplificado nas *Figuras 4.40, 4.42 e 4.43*, corroboram essa suposição.

Observou-se também que os PSDs médios associados aos músculos do Tríceps Sural se mostram bem próximos entre si, e em contrapartida, distantes dos espectros médios estimados de sinais captados do Tibial Anterior, em que a densidade de potência está mais concentrada em frequências baixas. Em associação a essa diferença, os MUAPs discriminados de sinais captados desses músculos (quais desses?) também apresentaram

ser são mais longos do que os dos outros músculos (quais?). Sob uma perspectiva anatômica, esse resultado poderia ser interpretado levando em conta as diferenças entre anatomias de do músculo dorsiflexor, Tibial Anterior, e músculos de flexão plantar, músculos do Tríceps Sural, com relação à área da seção transversal, volume desses músculos, e ao comprimento e ângulo de penação das fibras musculares que os compõem (SOPHER et al., 2017). Pode-se considerar também que camadas dérmicas e epidérmicas, que são mais espessas na região para as diferença observadas entre os formatos de MUAPs obtidos de sinais de sEMG captados dos dois grupos de músculos. Vale salientar que o número de MUAPs analisados de sinais de sEMG captados do TA foi menor do que dos outros três músculos, porém há que se considerar que os espectros estimados de sinais captados do TA, nos quais há maior potência em baixas frequências, em teoria, está em concordância com as durações mais longas dos MUAPs associados ao músculo. . Por fim, as calibrações do modelo de geração de MUAPs proposto por esse estudo, as quais devem ser consideradas como um meio de se extrapolar características e formatos desses biopotenciais, também sugerem que os MUAPs associados a sinais de sEMG do TA têm maior duração e amplitude do que os demais (Subseção 4.6.2).

As análises mostraram que o PDF das amplitudes de sEMG se aproxima mais de uma distribuição Laplaciana do que uma Gaussiana em níveis de contração inferiores a 20%CVM, o que está compatível com estudos da literatura em músculos de membro superior (braço, antebraço e mão) (CLANCY; HOGAN, 1999; NAZARPOUR et al., 2013). Deve-se enfatizar que devido a aspectos funcionais bastante distintos entre os músculos da perna analisados no presente trabalho e os de membro superior analisados na literatura, não decorre automaticamente que os resultados dos diferentes membros devam ser semelhantes. Curiosamente, não foram notadas grandes diferenças dos PDFs estimados de sinais de diferentes contrações (embora não foram examinadas contrações mais intensas) e diferentes músculos. Um estudo complementar deveria ser realizado no futuro para estimar os PDFs (bem como os PSDs) para níveis de contração até perto de 100% MVC para se ter uma visão global de como os sEMGs de músculos da perna humana variam em suas características em diferentes tarefas motoras

SIMULAÇÕES DE SINAIS DE SEMG

Uma das principais contribuições do presente trabalho é fornecer uma base de dados biológicos para validação e desenvolvimento de simuladores de sinais de sEMG. Os resultados apresentados na *Seção 4.2* constituem um conjunto de parâmetros e características de formatos de MUAPs superficiais, como o número de fases e parâmetros de amplitudes e durações, que podem ser utilizados para aprimorar modelos de geração de MUAPs sintéticos para graus mais realistas. Complementarmente, sugere-se que os resultados das *Seções 4.4 e 4.5*, de PSDs e PDFs médios estimados de sinais adquiridos de músculos humanos, sejam utilizados principalmente como forma de validação dos sinais de sEMG gerados por simuladores. Como as captações bipolares adotadas no presente trabalho são as mais comumente empregadas em várias áreas que se baseiam em sEMG, a aplicabilidade dos resultados aqui obtidos deve ser de interesse generalizado. No entanto, aplicações mais específicas, como por exemplo EMG de matrizes de eletrodos, não poderão se beneficiar diretamente do presente trabalho de mestrado.

A partir das análises das características de sinais mioelétricos por meio da abordagem adotada nesse estudo, pôde-se concluir que os sinais captados dos diferentes músculos analisados apresentam certas individualidades, vide as diferenças médias entre as características dos sinais mioelétricos captados do TA e do Tríceps Sural (*Seções 4.2 e 4.4 em Resultados*). Em outras palavras, isso reforça a concepção de que simulações de sEMG gerados por diferentes músculos e em diferentes condições devem ser particularizados para cada caso. Um maior realismo biológico, obtido com o auxílio de uma metodologia para cotejar sinais gerados pelos simuladores com reais adquiridos de humanos, foi alcançado com o modelo de simulação proposto em relação ao atualmente implementado no ReMoto, o que, em parte, se deve a simulações do modelo proposto para captações de diferentes músculos e níveis de contração, como por exemplo, a particularização dos diâmetros das secções musculares e dos intervalos do parâmetro de amplitude A para simulações de cada músculo.

Adotou-se uma metodologia heurística para calibrar o modelo de simulação proposto com referência a características de sinais reais, ressaltando-se que os dados que serviram como referência foram obtidos de um único grupo relativamente pequeno de sujeitos. No entanto, devem-se ressaltar alguns pontos: 1) a cada simulação apenas um subconjunto de 15 MUAPs aleatoriamente sorteados eram utilizados na geração dos sinais sintéticos; 2) os conjuntos de MUAPs analisados de cada músculo foram coletados de sinais captados de apenas metade dos sujeitos, ao passo que os PSDs e PDFs foram estimados de sinais captados de mais da metade dos sujeitos (relembrando que, por critérios objetivos de seleção dos sinais pela estacionariedade de fadiga, foram eliminados dados do conjunto inicial); 3) não foi possível discriminar qualitativamente agrupamentos com relação às durações e amplitudes dos MUAPs coletados de diferentes indivíduos. Portanto, é plausível admitir que os resultados obtidos com as calibrações do modelo tenham uma representatividade mais ampla.

Com os resultados das calibrações dos parâmetros de amplitude e duração para diferentes perfis de simulação, *Tabela 4.16*, pode-se inferir, por exemplo, que MUAPs obtidos de sinais captados do TA são os que têm maior duração por terem sido ajustados com valores do fator de duração C maiores do que os demais. Analogamente, conclui-se também existe uma relação linear entre a média das amplitudes dos MUAPs superficiais e a força de contração, como reportado em outros estudos (CONWIT et al., 1999; FARINA; FOSCI; MERLETTI, 2002; SUZUKI et al., 2002; HOGREL, 2005), que não é correlacionada com as correspondentes durações.

Um ponto interessante é que os ajustes dos parâmetros não convergem a uma solução única, vide o caso da calibração para captações do MG com 5%CVM comparado com 10%CVM, em que os fatores A e τ_{at} foram ajustados diferentemente, mas uma similar distribuição de amplitudes foi obtida em ambos os casos, *Figura 4.40* e *Figura 4.41*. Vale ressaltar que os valores determinados para o fator de atenuação de amplitude, τ_{at} , para calibrações em diferentes cenários de simulação compensam não somente o intervalo determinado pelo fator A , mas também o diâmetro da secção transversal adotado diferentemente para cada músculo.

DISCUSSÕES GERAIS

Há presente na literatura uma grande quantidade de trabalhos que propõem modelos de simulação de sinais de sEMG (FUGLEVAND et al., 1992; FUGLEVAND; WINTER; PATLA, 1993; LOWERY et al., 2001; FARINA et al., 2004; CISI; KOHN, 2008) para o desenvolvimento de estudos de características dos sinais mioelétricos (FARINA; FOSCI; MERLETTI, 2002; FARINA et al., 2008) bem como para estudos neurofisiológicos associados ao controle motor (FUGLEVAND et al., 1992; FUGLEVAND; WINTER; PATLA, 1993; WATANABE et al., 2013). Nesses trabalhos, a representação adequada dos formatos dos MUAPs simulados implica na obtenção de melhores resultados na simulação de sEMGs de contração isométrica mantida constante, uma vez que características dos formatos de MUAPs superficiais determinam aspectos importantes das densidades espectrais de potência dos sinais de sEMG, e conseqüentemente da frequência média (FARINA, 2004; FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2014), sendo também associadas à envoltória dos sinais de EMG (CLANCY; HOGAN, 1999; CONWIT et al., 1999; HOGREL, 2003). No entanto, não foram encontrados na literatura relatos de validação de sinais gerados por modelos com dados biológicos, o que conseqüentemente coloca em cheque alguns dos resultados obtidos com esses simuladores. Por sua vez, esse trabalho apresenta uma proposta criada para a validação desses simuladores com métricas quantitativas baseadas em dados biológicos. Não foram encontrados na literatura outros trabalhos em que características de MUAPs e sinais de sEMG com padrão de interferência fossem caracterizados e parametrizados com tanta especificidade quanto esse, tão pouco foram encontrados modelos de simulação que fossem validados.

Ao contrário de modelos estruturados de simulação de sinais de sEMG (LOWERY et al., 2001; FARINA et al., 2004), o modelo proposto nesse trabalho desconsidera uma relação determinística entre as estruturas anatômicas envolvidas na geração e captação de sinais de sEMG e as características desses sinais. Essa é uma das desvantagens do estudo feito

nesse trabalho, em que dificilmente é possível abordar questões relacionadas a essa associação. Por outro lado, o modelo adotado aqui propõe atingir um realismo da geração de sinais de sEMG baseado na semelhança com sinais obtidos experimentalmente de sujeitos sãos, tanto sinais de MUAPs quanto sinais de EMG obtidos para forças isométricas de baixa intensidade. Esta é uma abordagem direta de ajustes de um modelo de expansão em funções tipo ondaletas ao invés de se usar um modelo direto de geração de EMG baseado em equações de Maxwell e teoria de volume condutor. Esta última tem como grande desvantagem a necessidade de se impor condições de contorno bastante simplificados em relação à biologia, como aspectos da geometria, dimensões e propriedades das fibras bem como dos meios não homogêneos e anisotrópicos interpostos entre as miofibrilas e os eletrodos de captação na pele. Os modelos ajustados no presente trabalho são também bem mais simples de ser implementados do que os baseados na teoria de volume condutor, o que pode ser vantajoso computacionalmente.

Uma importante limitação do presente estudo é a análise de sinais de sEMG adquiridos com contrações de até 20% CVM, não havendo, portanto, o recrutamento de todas as UMs dos músculos analisados. Ainda assim, há relevância para tarefas do nosso cotidiano que não envolvem forças intensas, como quando ficamos em postura ereta quieta (BILLOT et al., 2010). Ademais, vale lembrar que se estudaram apenas os sinais mioelétricos captados com eletrodos bipolares durante tarefas controladas de dorsiflexão e flexão plantar de força constante, o que, portanto, limita a interpretação dos resultados expostos aqui para contrações isométricas. Durante modificações do comprimento muscular durante um dado movimento, há variações nas geometrias das fibras musculares em si bem como nas geometrias com relação aos eletrodos afixados à pele.

6. CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

,

A principal contribuição do presente trabalho foi fornecer um guia para validações e desenvolvimento de simuladores computacionais de sEMG com uma metodologia baseada em características de sinais mioelétricos reais, obtidos pelo autor desta dissertação. Em uma primeira etapa desse estudo, analisaram-se quantitativamente e qualitativamente características de MUAPs superficiais individualmente, bem como de sinais de sEMG captados em condições de contração isométrica em que há a formação de um padrão de interferência. Então, propôs-se uma calibração específica de um modelo matemático fenomenológico para a geração de sinais de sEMG, de forma a compatibilizar os PSDs e PDFs estimados de sinais sEMG gerados artificialmente pelo modelo proposto com sinais adquiridos experimentalmente. Esse método permitiu que características de amplitude e duração de MUAPs de UMs tardiamente recrutadas fossem extrapoladas, o que parece ser uma abordagem inédita nesse tópico. Ademais, a adoção de um método de validação parece ser também algo não comum no desenvolvimento de simuladores de sEMG, uma vez que, geralmente, não são reportadas validações dos sinais gerados sinteticamente com sinais biológicos reais.

Já citamos anteriormente algumas das limitações do presente trabalho e com sugestões para trabalhos futuros. Por exemplo, a limitação desse estudo em analisar apenas sinais mioelétricos de contrações de até 20% do CVM poderia ser superada em um trabalho complementar que contemplasse também contrações de flexão plantar e dorsiflexão superiores a 20%CVM. Além do mais, poderiam ser simulados sinais mioelétricos com outras configurações dos eletrodos de captação, como a configuração Laplaciana ou de matrizes de eletrodos. A extensão para o caso de movimentos seria um passo bastante complexo para o tipo de modelo adotado.

Atualmente, o modelo de simulação de sinais de sEMG proposto ainda não está implementado no ReMoto, o que é também sugerido que se faça em trabalhos futuros. Poder-se-ia aperfeiçoar a calibração do modelo proposto com referência a sinais reais, visando uma forma sistemática e robusta de se encontrar eventuais soluções ótimas globais, caso sejam únicas. E também um estudo aprofundado poderia ser conduzido de modo a conseguir

levar em conta a existência de diferentes camadas de volume condutor, visto que o modelo adotado é uma aproximação simples e limitada.

A. APÊNDICE

A.1 POSICIONAMENTO DE ELETRODOS

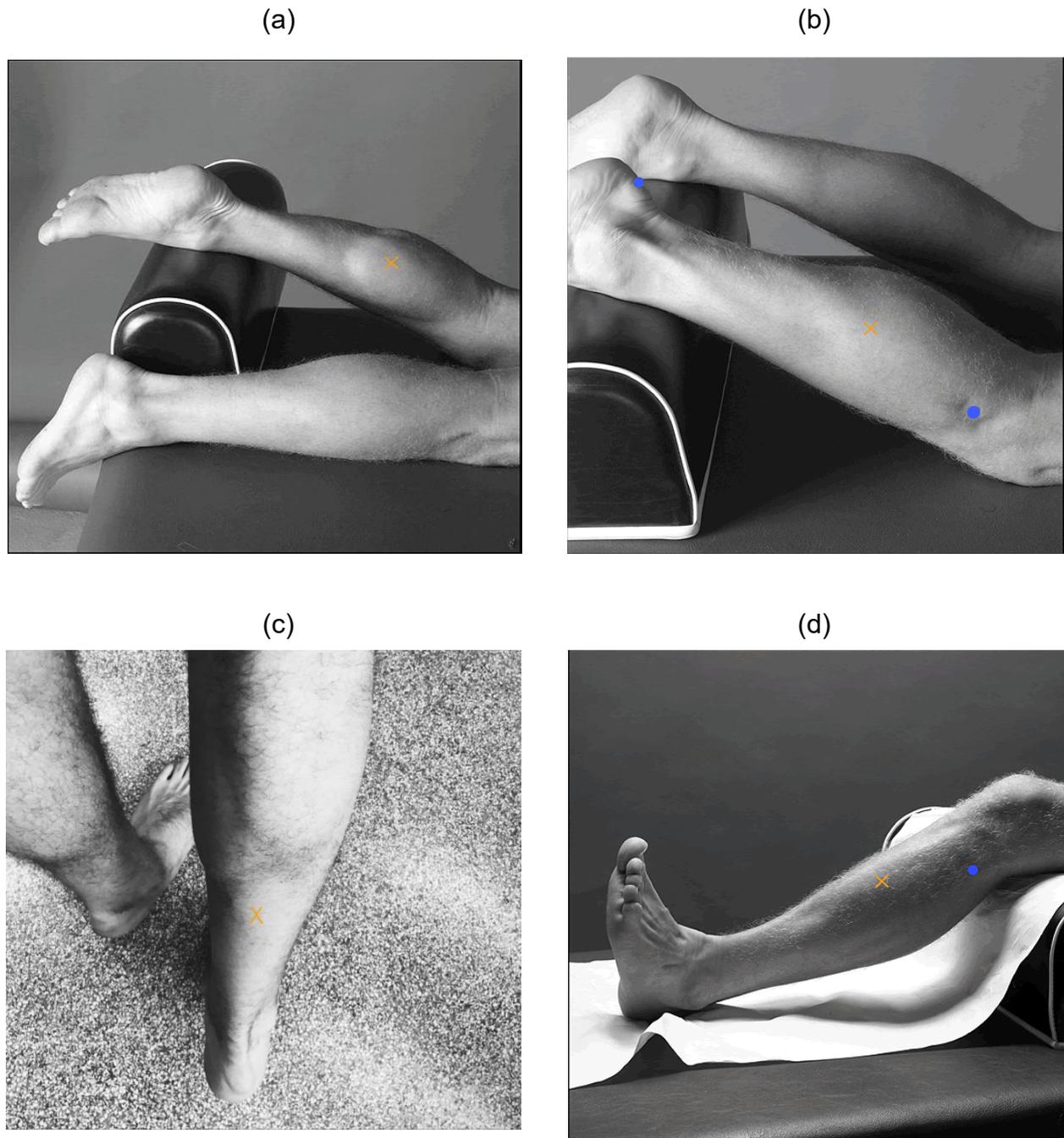


Figura A.1: Locais de posicionamento de eletrodos marcados com um “x” amarelo. Utilização do padrão SENIAM para captação do sinal dos músculos GM, GL e TA (a, b e d, respectivamente), e convenção do laboratório para a captação do músculo SO (c) (Imagens (a), (b) e (d) de http://seniam.org/lowerleg_location.htm. Imagem (d) autoral).

A.2. MÚSCULOS DA PERNA

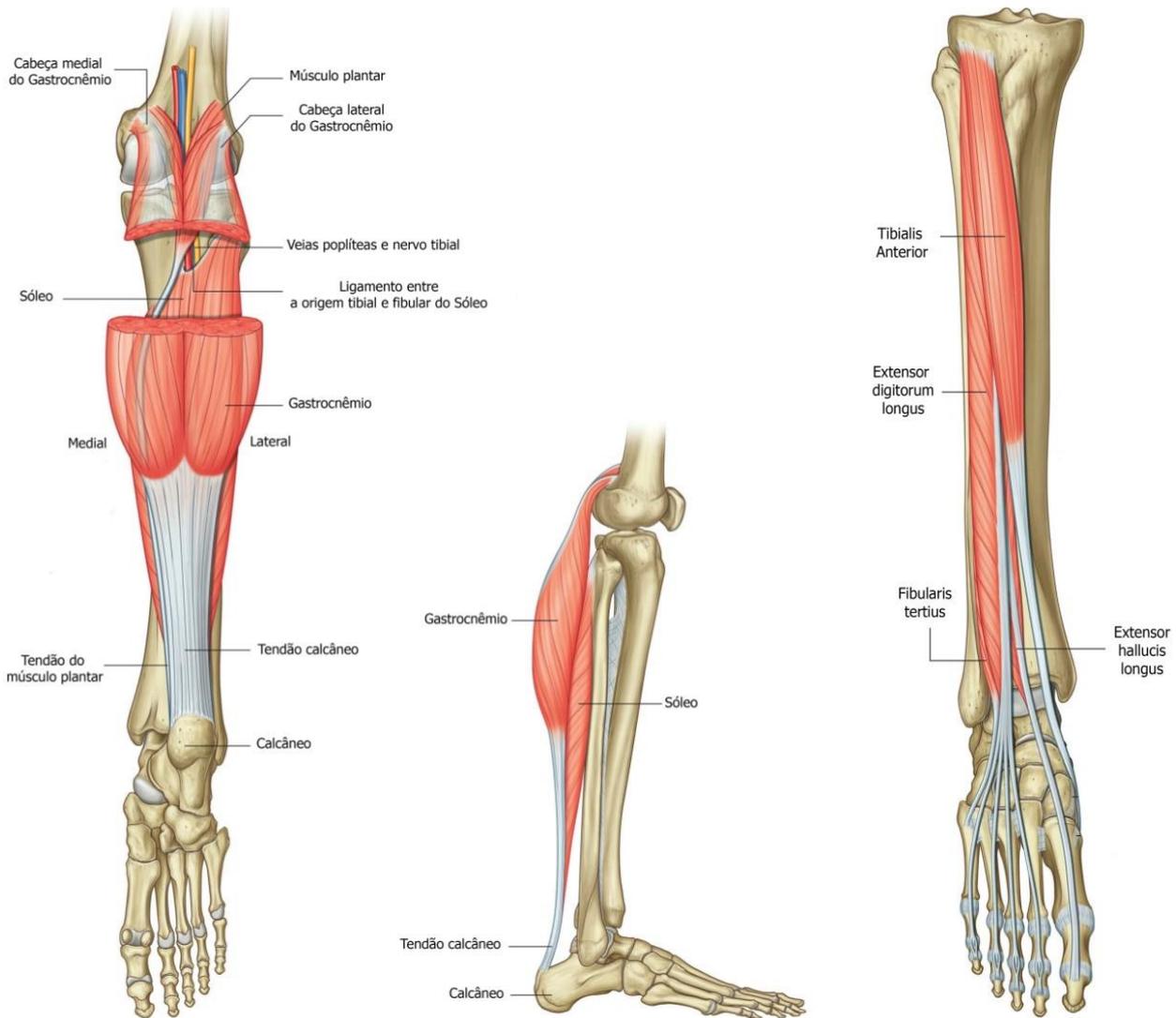


Figura A.2: Ilustração dos músculos da perna. Imagem adaptada de (DRAKE; VOGL; MITCHELL, 2005).

A.3. DEMONSTRAÇÃO

Segue abaixo a demonstração para a obtenção da formulação proposta para distribuir os raios de distância das UMs nas secções transversais dos músculos, *Subsecção 3.2.8.2*, em que se tomou como base a referência (PAPOULIS; PILLAI; UNNIKISHNA, 2002).

A partir de uma distribuição uniforme no intervalo $[0,1]$, deseja-se obter uma distribuição da forma linear tal que $f_y(x) = x + b$ no intervalo $[0,R]$. Primeiro, é necessário garantir que a distribuição tenha área unitária, de forma que

$$\int_0^R a(x + b) dx = 1.$$

Resolvendo a integral acima, obtém-se $a = \frac{2}{R^2 + 2Rb}$, e pode-se escrever $F_y(x)$, a função como

$$F_y(x) = \frac{2}{R^2 + 2Rb} \left(\frac{x^2}{2} + bx \right)$$

Seja $u = F_y(x)$ uma variável aleatória com distribuição normal no intervalo $(0,1)$, tal que $x = F_y^{-1}(u)$, então

$$u = \frac{1}{R^2 + 2Rb} F_y^{-1}(u)^2 + \frac{2b}{R^2 + 2Rb} F_y^{-1}(u)$$

Reescrevendo a equação acima, obtém-se

$$F_y^{-1}(u)^2 + bF_y^{-1}(u) - (R^2 + 2Rb)u = 0,$$

cuja solução é dada por

$$F_y^{-1}(u) = \frac{-2b \pm \sqrt{(2b)^2 + 4(R^2 + 2Rb)u}}{2}$$

Pode-se adotar simplificadaamente $b = 0$, resultando em

$$F_y^{-1}(u) = \frac{\sqrt{4R^2u}}{2}$$

REFERÊNCIAS

AKKUS, O. Evaluation of Skin and Subcutaneous Adipose Tissue Thickness for Optimal Insulin Injection. **Journal of Diabetes & Metabolism**, 2012.

BASMAJIAN, J. V; DE LUCA, C. J. **Muscles alive.**, 1985.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. Neuroscience Exploring the Brain 4 th edition. In: **Neuroscience Exploring the Brain 4 th edition**. Wolters Kluwer, 2016.

BENDAT, J. S.; PIERSOL, A. G. **Random Data**. Wiley, 2010.

BILLOT, M. et al. Age-related relative increases in electromyography activity and torque according to the maximal capacity during upright standing. **European Journal of Applied Physiology**, 2010.

BISCHOFF, C. et al. Reference values of motor unit action potentials obtained with multi-MUAP analysis. **Muscle & Nerve**, 1994.

BURKE, R. E. et al. Physiological types and histochemical profiles in motor units of the cat gastrocnemius. **The Journal of Physiology**, 1973.

CISI, R. R. L.; KOHN, A. F. Simulation system of spinal cord motor nuclei and associated nerves and muscles, in a Web-based architecture. **Journal of Computational Neuroscience**, v. 25, n. 3, p. 520–542, 2008.

CLANCY, E. A.; HOGAN, N. Probability density of the surface electromyogram and its relation to amplitude detectors. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, 1999.

COCHRAN, W. G. Some Methods for Strengthening the Common χ^2 Tests. **Biometrics**, 1954.

CONNELLY, D. M. et al. Motor unit firing rates and contractile properties in tibialis anterior of young and old men. **Journal of Applied Physiology**, 1999.

CONWIT, R. A. et al. The relationship of motor unit size, firing rate and force. **Clinical Neurophysiology**, 1999.

DAHMANE, R. et al. Spatial fiber type distribution in normal human muscle: Histochemical and tensiomyographical evaluation. **Journal of Biomechanics**, 2005.

DAUBE, J. R.; RUBIN, D. I. **Clinical neurophysiology**. Oxford University Press, 2009.

DE LUCA, C. J. et al. Decomposition of surface EMG signals. **J Neurophysiol**, v. 96, n. 3, p. 1646–1657, 2006. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1152/jn.00009.2006>>.

DE LUCA, C. J. et al. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. **Journal of Biomechanics**, 2010.

DE LUCA, C. J.; ERIM, Z. **Common drive of motor units in regulation of muscle force** **Trends in Neurosciences**, 1994. .

- DIDERIKSEN, J. L. et al. Motor unit recruitment strategies and muscle properties determine the influence of synaptic noise on force steadiness. **Journal of Neurophysiology**, v. 107, n. 12, p. 3357–3369, 2012. Disponível em: <<http://jn.physiology.org/cgi/doi/10.1152/jn.00938.2011>>.
- DRAKE, R.; VOGL, W.; MITCHELL, A. **Gray's Anatomy for Students, 3rd Edition**. Churchill Livingstone, 2014.
- DUCHATEAU, J.; ENOKA, R. M. **Human motor unit recordings: Origins and insight into the integrated motor system** *Brain Research*, 2011. .
- EKSTEDT, J.; STÅLBERG, E. How the size of the needle electrode leading-off surface influences the shape of the single muscle fibre action potential in electromyography. **Computer Programs in Biomedicine**, 1973.
- ELIAS, L. A.; WATANABE, R. N.; KOHN, A. F. Spinal mechanisms may provide a combination of intermittent and continuous control of human posture: predictions from a biologically based neuromusculoskeletal model. **PLoS computational biology**, v. 10, n. 11, p. e1003944, 13 nov. 2014. Disponível em: <<http://dx.plos.org/10.1371/journal.pcbi.1003944>>. Acesso em: 27 nov. 2017.
- ENOKA, R. M. **Neuromechanics of human movement** *Human Kinetics*, 2008. . Disponível em: <<http://books.google.com/books?id=2JI04kdV9isC&pgis=1>>.
- ENOKA, R. M. **Muscle fatigue - from motor units to clinical symptoms** *Journal of Biomechanics*, 2012. .
- FARINA, D. et al. **Evaluation of intra-muscular EMG signal decomposition algorithms** *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2001. .
- FARINA, D. The extraction of neural strategies from the surface EMG. **Journal of Applied Physiology**, 2004.
- FARINA, D. et al. A Surface EMG Generation Model with Multilayer Cylindrical Description of the Volume Conductor. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, 2004.
- FARINA, D. et al. Detecting the Unique Representation of Motor-Unit Action Potentials in the Surface Electromyogram. **Journal of Neurophysiology**, 2008.
- FARINA, D. Counterpoint: Spectral properties of the surface emg do not provide information about motor unit recruitment and muscle fiber type. **Journal of Applied Physiology**, 2008.
- FARINA, D.; CESCONE, C.; MERLETTI, R. Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG. **Biological cybernetics**, 2002.
- FARINA, D.; CROSETTI, A.; MERLETTI, R. A model for the generation of synthetic intramuscular EMG signals to test decomposition algorithms. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, 2001.

- FARINA, D.; FOSCI, M.; MERLETTI, R. Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 92, n. 1, p. 235–47, 2002. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11744666>>.
- FARINA, D.; MERLETTI, R. **Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions** **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2000. .
- FARINA, D.; MERLETTI, R. A novel approach for precise simulation of the EMG signal detected by surface electrodes. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, 2001.
- FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, R. M. The extraction of neural strategies from the surface EMG: an update. **Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. 11, p. 1215–1230, dez. 2014. Disponível em: <<http://www.physiology.org/doi/10.1152/jappphysiol.00162.2014>>. Acesso em: 18 fev. 2019.
- FARRUGIA, M. E. et al. Quantitative EMG of facial muscles in myasthenia patients with MuSK antibodies. **Clinical Neurophysiology**, 2007.
- FINSTERER, J. **EMG-interference pattern analysis** **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2001. .
- FUGLEVAND, a J.; WINTER, D. a; PATLA, a E. Models of recruitment and rate coding organization in motor-unit pools. **Journal of neurophysiology**, v. 70, n. 6, p. 2470–2488, 1993.
- FUGLEVAND, A. J. et al. Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: influence of electrode size and spacing. **Biological Cybernetics**, v. 67, n. 2, p. 143–153, 1992.
- FUGLSANG-FREDERIKSEN, A.; RNAGER, J. EMG power spectrum, turns-amplitude analysis and motor unit potential duration in neuromuscular disorders. **Journal of the Neurological Sciences**, 1990.
- GANAPATHY, N.; CLARK, J. W.; WILSON, O. B. Extracellular potentials from skeletal muscle. **Mathematical Biosciences**, 1987.
- GOOTZEN, T. H. J. M.; STEGEMAN, D. F.; VAN OOSTEROM, A. Finite limb dimensions and finite muscle length in a model for the generation of electromyographic signals. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/ Evoked Potentials**, 1991.
- GRUBBS, F. E. Procedures for Detecting Outlying Observations in Samples. **Technometrics**, 1969.
- HAIZLIP, K. M.; HARRISON, B. C.; LEINWAND, L. A. Sex-Based Differences in Skeletal Muscle Kinetics and Fiber-Type Composition. **Physiology**, 2015.
- HARRIS, F. J. On the Use of Windows for Harmonic Analysis with the Discrete Fourier Transform. **Proceedings of the IEEE**, 1978.

HECKMAN, C. J.; ENOKA, R. M. Motor unit. **Comprehensive Physiology**, v. 2, n. 4, p. 2629–2682, 2012.

HENNEMAN, E.; SOMJEN, G.; CARPENTER, D. O. Functional Significance of Cell Size in Spinal Motoneurons. **Journal of neurophysiology**, v. 28, p. 560–580, 1965.

HERMENS, H. J. et al. Distribution Of MUAP Amplitude And Duration Estimated From Surface EMG. In: Engineering in Medicine and Biology Society, 1992. Vol.14. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE, **Anais...**1992.

HICKS, A. L.; KENT-BRAUN, J.; DITOR, D. S. Sex differences in human skeletal muscle fatigue. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, 2001.

HOGREL, J. Y. Use of surface EMG for studying motor unit recruitment during isometric linear force ramp. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, n. 5, p. 417–423, 2003.

HOGREL, J. Y. **Clinical applications of surface electromyography in neuromuscular disorders***Neurophysiologie Clinique*, 2005. .

HOLOBAR, A. et al. Non-invasive characterization of motor unit behaviour in pathological tremor. **Journal of Neural Engineering**, 2012.

HU, X. et al. Impaired motor unit control in paretic muscle post stroke assessed using surface electromyography: A preliminary report. In: Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, **Anais...**2012.

HU, X.; RYMER, W. Z.; SURESH, N. L. Accuracy assessment of a surface electromyogram decomposition system in human first dorsal interosseus muscle. **Journal of Neural Engineering**, v. 11, n. 2, 2014.

JOHNSON, M. A. et al. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. **Journal of the Neurological Sciences**, 1973.

KANDEL, E. R. et al. **Principles of Neural Science**. 5th. ed., 2013, ch 34.

KATSIKIS, C. D. et al. A novel method for automated EMG decomposition and MUAP classification. **Artificial Intelligence in Medicine**, 2006.

KERNELL, D. **The Motoneurone and its Muscle Fibres**. Oxford Press, 2006.

KUZNETSOV, N. A.; RILEY, M. A. Spatial resolution of visual feedback affects variability and structure of isometric force. **Neuroscience Letters**, 2010.

LAGO, P.; JONES, N. B. Effect of motor-unit firing time statistics on e.m.g. spectra. **Medical & Biological Engineering & Computing**, 1977.

LEE, Y.; HWANG, K. Skin thickness of Korean adults Received: **Surgical and Radiologic Anatomy**, 2002.

LO CONTE, L. R.; MERLETTI, R.; SANDRI, G. V. Hermite Expansions of Compact Support Waveforms: Applications to Myoelectric Signals. **IEEE**

Transactions on Biomedical Engineering, v. 41, n. 12, p. 1147–1159, 1994.

LOWERY, M. et al. A multi-layer finite element model of the surface EMG signal. **Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology-Proceedings**, 2001.

MANER, W. L. et al. Predicting term and preterm delivery with transabdominal uterine electromyography. **Obstetrics and Gynecology**, 2003.

MARATEB, H. R. et al. Robust decomposition of single-channel intramuscular EMG signals at low force levels. **Journal of Neural Engineering**, v. 8, n. 6, 2011.

MCGILL, K. C.; CUMMINS, K. L.; DORFMAN, L. J. Automatic Decomposition of the Clinical Electromyogram. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. BME-32, n. 7, p. 470–477, 1985.

MCGILL, K. C.; LATEVA, Z. C.; MARATEB, H. R. EMGLAB: An interactive EMG decomposition program. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 149, n. 2, p. 121–133, 2005.

MCNAIR, P. J. et al. Verbal encouragement: effects on maximum effort voluntary muscle action. **British journal of sports medicine**, v. 30, n. 3, p. 243–5, set. 1996. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8889120>>. Acesso em: 7 fev. 2018.

MERLETTI, R.; FARINA, D. **Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications**. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2016.

MERLETTI, R.; HOLOBAR, A.; FARINA, D. **Analysis of motor units with high-density surface electromyography** *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2008. .

MERLETTI, R.; PARKER, P. **Electromyography Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications**. Wiley, 2004.

MERLO, A.; FARINA, D.; MERLETTI, R. A fast and reliable technique for muscle activity detection from surface EMG signals. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, 2003.

MESIN, L. et al. A bi-dimensional index for the selective assessment of myoelectric manifestations of peripheral and central muscle fatigue. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2009.

MEZZARANE, R. A. et al. Experimental and Simulated EMG Responses in the Study of the Human Spinal Cord. In: **Electrodiagnosis in New Frontiers of Clinical Research**. [s.l.] InTech, 2013.

MEZZARANE, R. a; KOHN, A. F. Bilateral soleus H-reflexes in humans elicited by simultaneous trains of stimuli: symmetry, variability, and covariance. **Journal of Neurophysiology**, v. 87, p. 2074–2083, 2002.

MILNER-BROWN, H. S.; STEIN, R. B.; YEMM, R. Changes in firing rate of

human motor units during linearly changing voluntary contractions. **The Journal of Physiology**, v. 230, n. 2, p. 371–390, 1973.

NARGOL, A. V. F. et al. Factors in the reproducibility of electromyographic power spectrum analysis of lumbar paraspinal muscle fatigue. **Spine**, 1999.

NAZARPOUR, K. et al. A note on the probability distribution function of the surface electromyogram signal. **Brain Research Bulletin**, 2013.

NEGRO, F. et al. Multi-channel intramuscular and surface EMG decomposition by convolutive blind source separation. **Journal of Neural Engineering**, 2016.

OLLIVIER, K. et al. Repeatability of surface EMG parameters at various isometric contraction levels and during fatigue using bipolar and Laplacian electrode configurations. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2005.

OYA, T.; RIEK, S.; CRESSWELL, A. G. Recruitment and rate coding organisation for soleus motor units across entire range of voluntary isometric plantar flexions. **The Journal of Physiology**, v. 587, n. 19, p. 4737–4748, 2009. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1113/jphysiol.2009.175695>>.

PAPOULIS, A.; PILLAI, S. U.; UNNIKRISHNA, S. **Probability, Random Variables and Stochastic Processes 3rd ed**, 2002. .

PIERROT-DESEILLIGNY, E.; BURKE, D. **The circuitry of the human spinal cord: Spinal and corticospinal mechanisms of movement**. [s.l: s.n.]

PIERVIRGILI, G.; PETRACCA, F.; MERLETTI, R. A new method to assess skin treatments for lowering the impedance and noise of individual gelled Ag-AgCl electrodes. **Physiological Measurement**, v. 35, n. 10, p. 2101–2118, 2014.

PIOTRKIEWICZ, M. et al. Double discharges in human soleus muscle. **Frontiers in Human Neuroscience**, 2013.

RASPOPOVIC, S. et al. Bioengineering: Restoring natural sensory feedback in real-time bidirectional hand prostheses. **Science Translational Medicine**, 2014.

REN, X. et al. MUAP extraction and classification based on wavelet transform and ICA for EMG decomposition. **Medical and Biological Engineering and Computing**, 2006.

RODRIGUEZ-CARRENO, I.; GILA-USEROS, L.; MALANDA-TRIGUEROS, A. Motor Unit Action Potential Duration: Measurement and Significance. In: **Advances in Clinical Neurophysiology**. [s.l.] InTech, 2012.

ROETENBERG, D. et al. Surface electromyography analysis for variable gait. **Gait and Posture**, 2003.

SANDERS, D. B.; STÅLBERG, E. V.; NANDEDKAR, S. D. **Analysis of the electromyographic interference pattern** **Journal of Clinical Neurophysiology**, 1996. .

SARTORI, M.; YAVUZ, U.; FARINA, D. In Vivo Neuromechanics: Decoding Causal Motor Neuron Behavior with Resulting Musculoskeletal Function. **Scientific Reports**, 2017.

SCHANTZ, P. et al. Muscle fibre type distribution, muscle cross-sectional area and maximal voluntary strength in humans. **Acta Physiologica Scandinavica**, 1983.

SHUSTER, S.; BLACK, M. M.; MCVITIE, E. The influence of age and sex on skin thickness, skin collagen and density. **British Journal of Dermatology**, 1975.

SJÖSTRÖM, L. et al. Cellularity in different regions of adipose tissue in young men and women. **Metabolism**, 1972.

SOPHER, R. S. et al. The influence of muscle pennation angle and cross-sectional area on contact forces in the ankle joint. **Journal of Strain Analysis for Engineering Design**, 2017.

STÅLBERG, E. et al. Quantitative analysis of individual motor unit potentials: a proposition for standardized terminology and criteria for measurement. **Journal of clinical neurophysiology : official publication of the American Electroencephalographic Society**, v. 3, n. 4, p. 313–48, out. 1986. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3332279>>. Acesso em: 12 dez. 2018.

STASHUK, D. **EMG signal decomposition: How can it be accomplished and used?** **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2001. .

STEGEMAN, D. F. et al. **Surface EMG models: Properties and applications** **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2000. .

SUZUKI, H. et al. Relationships between surface-detected EMG signals and motor unit activation. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise*, **Anais...**2002.

VILA-CHA, C.; FALLA, D.; FARINA, D. Motor unit behavior during submaximal contractions following six weeks of either endurance or strength training. **Journal of Applied Physiology**, v. 109, n. 5, p. 1455–1466, 2010. Disponível em: <<http://jap.physiology.org/cgi/doi/10.1152/jappphysiol.01213.2009>>.

VON TSCHARNER, V.; NIGG, B. M. Point: Spectral properties of the surface EMG can characterize/do not provide information about motor unit recruitment strategies and muscle fiber type. **Journal of Applied Physiology**, v. 105, n. 5, p. 1671–1673, nov. 2008. Disponível em: <<http://www.physiology.org/doi/10.1152/jappphysiol.90598.2008>>. Acesso em: 15 fev. 2019.

WATANABE, R. N. et al. Influences of premotoneuronal command statistics on the scaling of motor output variability during isometric plantar flexion. **Journal of Neurophysiology**, v. 110, n. 11, p. 2592–2606, 2013. Disponível em: <<http://jn.physiology.org/cgi/doi/10.1152/jn.00073.2013>>.

WATANABE, R. N.; KOHN, A. F. Fast Oscillatory Commands from the Motor

Cortex Can Be Decoded by the Spinal Cord for Force Control. **The Journal of Neuroscience**, v. 35, n. 40, p. 13687–13697, 7 out. 2015. Disponível em: <<http://www.jneurosci.org/lookup/doi/10.1523/JNEUROSCI.1950-15.2015>>.

WATANABE, R. N.; KOHN, A. F. Nonlinear Frequency-Domain Analysis of the Transformation of Cortical Inputs by a Motoneuron Pool-Muscle Complex. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 25, n. 11, p. 1930–1939, nov. 2017. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7919194/>>. Acesso em: 24 nov. 2017.

WICKIEWICZ, T. L. et al. Muscle Architecture of the Human Lower Limb. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, 1983.

YASSIERLI; NUSSBAUM, M. A. Utility of traditional and alternative EMG-based measures of fatigue during low-moderate level isometric efforts. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2008.

