

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ELETRÔNICA E SISTEMAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

MILENA MARIA COSTA PININGA

**SISTEMA DE ARRANJO LINEAR DE ELETRODOS PARA IDENTIFICAÇÃO DE
MOTRICIDADE FINA DOS DEDOS**

Recife

2017

MILENA MARIA COSTA PININGA

**SISTEMA DE ARRANJO LINEAR DE ELETRODOS PARA IDENTIFICAÇÃO DE
MOTRICIDADE FINA DOS DEDOS**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Pernambuco como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Eletrônica – Sensores e Instrumentação Eletrônica.

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues

Recife

2017

Catálogo na fonte
Bibliotecária Maria Luiza de Moura Ferreira, CRB-4 / 1469

P654s Pininga, Milena Maria Costa.
Sistema de arranjo linear de eletrodos para identificação de motricidade fina dos dedos / Milena Maria Costa Pininga. - 2017.
110 folhas, il., tabs., abr. e sigl.

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, 2017.
Inclui Referências.

1. Engenharia Elétrica. 2. Eletromiograma. 3. Arranjo linear de eletrodos. 4. Parâmetros eletromiográficos. 5. Motricidade fina dos dedos. I. Rodrigues, Marco Aurélio Benedetti (Orientador). II. Título.

UFPE

621.3 CDD (22. ed.)

BCTG/2018-338



Universidade Federal de Pernambuco
Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

PARECER DA COMISSÃO EXAMINADORA DE DEFESA DE
DISSERTAÇÃO DO MESTRADO ACADÊMICO DE

MILENA MARIA COSTA PININGA

TÍTULO

**“SISTEMA DE ARRANJO LINEAR DE ELETRODOS
PARA IDENTIFICAÇÃO DE MOTRICIDADE
FINA DOS DEDOS”**

A comissão examinadora composta pelos professores: MARCO AURÉLIO BENEDETTI RODRIGUES, DES/UFPE; ROSA AMÁLIA FIREMAN DUTRA, DEB/UFPE e ALANA ELZA FONTES DA GAMA, DEB/UFPE, sob a presidência do primeiro, consideram a candidata **MILENA MARIA COSTA PININGA APROVADA.**

Recife, 31 de agosto de 2017.

MARCELO CABRAL CAVALCANTI
Coordenador do PPGE

MARCO AURÉLIO BENEDETTI RODRIGUES
Orientador e Membro Titular Interno

ALANA ELZA FONTES DA GAMA
Membro Titular Externo

ROSA AMÁLIA FIREMAN DUTRA
Membro Titular Externo

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, aos meus pais, Valdézio e Rosa Pininga, por serem exemplos de vida, pela paciência ao longo dessa caminhada e pelo modelo de profissionais que são. Aos meus irmãos, Thiago e Rubiane Pininga, pela motivação e cumplicidade. Ao meu namorado Diogo Jardim, pelo estímulo, suporte e admiração, além de todo carinho e amor demonstrado. Agradeço ao Professor Marco Aurélio Benedetti, pela orientação e disponibilidade. Aos colegas e professores do PPGEE-UFPE. Agradeço também à empresa NeuroUP, pelo apoio tecnológico e disponibilização dos equipamentos. Aos amigos e familiares, por todo apoio e amizade. Por fim, agradeço à CAPES pelo apoio financeiro.

RESUMO

Os sinais eletromiográficos (EMG) correspondem às atividades elétricas das células musculares e podem ser captados na superfície da pele de forma não invasiva. Na área de Medicina e Fisioterapia, os sinais de EMG podem ser utilizados para detecção de funções musculares e neuromusculares, análise de fadiga muscular e marcha e para controle de próteses. A utilização do EMG de superfície com eletrodos na configuração multipolar do tipo arranjo ou matriz é essencial para avaliar o Potencial de Ação da Unidade Motora, as características musculares e estimar a velocidade de condução nas fibras musculares. No entanto, os sistemas existentes com essa disposição são de difícil acesso. Dessa forma, este trabalho visa o desenvolvimento de um sistema portátil de arranjo linear de eletrodos de baixo custo para identificação da motricidade fina dos dedos com objetivo de controlar sistemas externos a partir de sinais de EMG e assim fornecer soluções para restaurar a função motora após a amputação da mão ou lesão do sistema nervoso, como o AVC. Foi utilizada uma plataforma *open-hardware* com baixo consumo de energia e comunicação sem fio, além de técnicas de processamento de sinais para eliminação dos artefatos biológicos. Para a análise dos sinais de EMG são implementados os principais parâmetros de amplitude e frequência, assim como a velocidade de condução para análise do movimento de extensão e flexão dos dedos e flexão do punho. Como resultado, pode-se dizer que utilizando o sistema desenvolvido e os parâmetros de amplitude e frequência implementados foi possível identificar padrões de classificação de motricidade fina dos dedos comprovando-se pelos resultados estatisticamente significativos.

Palavras-chave: Eletromiograma. Arranjo linear de eletrodos. Parâmetros eletromiográficos. Motricidade fina dos dedos.

ABSTRACT

The EMG is bioelectrical signals that corresponds to electrical activities of muscle cells and can be captured noninvasively on the surface of the skin. In Medicine and Physiotherapy, EMG signals can be used to detect muscle and neuromuscular functions, muscle fatigue and gait analysis and prosthesis control. Surface EMG with electrodes in the multipolar arrangement of the array or matrix type is essential to evaluate Motor Unit Action Potential (MUAP), muscular characteristics and to estimate the conduction velocity in the muscle fibers. However, existing systems with this arrangement are difficult to access. Thus, this work aims the development of a portable system with linear arrangement of electrodes and with low cost to evaluate fine motor skills in order to control external systems from EMG signals and thus provide solutions to restore motor function after amputation of the hand or injury to the nervous system, such as stroke. An open-hardware platform with low power consumption and wireless communication is used in addition to signal processing techniques for biological artifacts removal. For the analysis of EMG signals, the main parameters of amplitude and frequency are implemented, as well as the conduction velocity for analysis of the movement of extension and flexion of the fingers and flexion of the wrist. The developed system and the parameters of amplitude and frequency implemented allowed the identification of classification patterns in fine finger movement, as evidenced by the statistically significant results.

Keywords: Electromyography. Linear electrode array. Electromyographic parameters. Fine motor skill of the fingers.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1-	Membrana celular e os tipos de proteínas.....	19
Figura 2-	Mecanismo da Bomba de sódio-potássio.....	20
Figura 3-	O Potencial de membrana e seu limiar de disparo.....	21
Figura 4-	Composição do músculo estriado esquelético.....	23
Figura 5-	Constituição das miofibrilas.....	24
Figura 6-	Estados de contração e relaxamento da miofibrila.....	25
Figura 7-	Exemplo de sinal de EMG.....	30
Figura 8-	Eletrodo do tipo agulha.....	32
Figura 9-	Eletrodo seco do tipo pino.....	33
Figura 10-	Exemplo de (a) eletrodo ativo e (b) eletrodo passivo.....	34
Figura 11-	(a) Vetor de 8 eletrodos com 10 mm de distância entre eletrodos. (b) Matriz de 64 eletrodos com 8 mm de distância entre eletrodos.....	35
Figura 12-	Diagrama com os tipos de eletrodos e suas aplicações.....	36
Figura 13-	Exemplo de amplificador de instrumentação.....	39
Figura 14-	A resposta em frequência de filtro ideal (em azul) e a resposta em frequência de filtros com ordens diferentes (em vermelho).....	41
Figura 15-	Classificação de filtros.....	41
Figura 16-	Resposta em frequência dos filtros passa alta, passa baixa, rejeita faixa e passa faixa.....	43
Figura 17-	Resposta em frequência para um filtro passa baixa de 4ª ordem tipo Bessel, Butterworth e Chebyshev.....	44
Figura 18-	Arranjo linear de eletrodos e ilustração dos sinais diferenciais onde é possível identificar a Zona de Inervação no músculo (1), bem como as regiões de boa propagação do sinal (2).....	48
Figura 19-	Sinal de EMG bruto e o envoltório do sinal de EMG.....	50
Figura 20-	Deslocamento do espectro do sinal de EMG em decorrência da fadiga muscular.....	53
Figura 21-	Esquema geral da metodologia utilizada.....	55
Figura 22-	Vetor de 8 canais da empresa OT Bioelettronica.....	56
Figura 23-	Equipamento Myo da empresa Thalmic Labs.....	57
Figura 24-	Material utilizado na faixa, conhecido como Neoprene.....	57
Figura 25-	Eletrodos utilizados na confecção do arranjo linear de eletrodos.....	58

Figura 26-	(a) Parte de trás do arranjo linear desenvolvido com os eletrodos; (b) Parte de trás do arranjo linear desenvolvido sem os eletrodos.....	58
Figura 27-	Parte de frente do arranjo linear de eletrodos desenvolvido.....	59
Figura 28-	Placa do OpenBCI.....	59
Figura 29-	Equipamento de EMG.....	61
Figura 30-	Sistema de arranjo linear de eletrodos desenvolvido: Processo de aquisição e envio do sinal de EMG para o computador via Bluetooth.....	62
Figura 31-	Localização do arranjo linear de eletrodos na direção paralela à fibra muscular.....	63
Figura 32-	Sinal de EMG bruto e o sinal de EMG retificado.....	66
Figura 33-	Sinal de EMG bruto e o sinal RMS.....	67
Figura 34-	Esquema do PSD dividido em duas áreas iguais para determinação do valor da MDF.....	68
Figura 35-	Sinal de EMG bruto, frequência média e frequência mediana do sinal.....	70
Figura 36-	Arranjo linear de eletrodos proposto.....	71
Figura 37-	Processo de aquisição do sinal de EMG.....	72
Figura 38-	Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear de eletrodos durante o movimento de extensão do dedo polegar.....	73
Figura 39-	Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear de eletrodos durante o movimento de extensão do dedo indicador.....	73
Figura 40-	Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo de eletrodos durante o movimento de extensão do dedo médio.....	74
Figura 41-	Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear de eletrodos durante o movimento de extensão do dedo anelar.....	74
Figura 42-	Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear de eletrodos durante o movimento de extensão do dedo mínimo.....	75
Figura 43-	Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear de eletrodos durante (a) o relaxamento da mão; (b) extensão do dedo polegar; (c) extensão do dedo indicador; (d) extensão do dedo médio; (e) extensão do dedo anelar; (f) extensão do dedo mínimo.....	76
Figura 44-	Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear de eletrodos durante relaxamento da mão.....	77
Figura 45-	Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo	

	linear eletrodos durante o movimento de flexão do dedo polegar.....	77
Figura 46-	Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear de eletrodos durante o movimento de flexão do dedo indicador.....	78
Figura 47-	Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear de eletrodos durante o movimento de flexão do dedo médio.....	78
Figura 48-	Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear eletrodos durante o movimento de flexão do dedo anelar.....	79
Figura 49-	Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear de eletrodos durante o movimento de flexão do dedo mínimo.....	79
Figura 50-	Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema linear de eletrodos durante uma flexão do punho seguida de um relaxamento a cada dois segundos.....	80
Figura 51-	Indica a possível Zona de Inervação do voluntário com a utilização do arranjo linear proposto.....	81
Figura 52-	Parâmetro ARV referente ao movimento de extensão do dedo polegar em função do tempo para os oito canais captados de EMG.....	82
Figura 53-	Parâmetro RMS referente ao movimento de extensão do dedo polegar em função do tempo para os oito canais captados de EMG.....	83
Figura 54-	Parâmetro RMS referente ao movimento de extensão do dedo indicador em função do tempo para os oito canais captados de EMG.....	84
Figura 55-	Parâmetro RMS referente ao movimento de extensão do dedo médio em função do tempo para os oito canais captados de EMG.....	84
Figura 56-	Parâmetro RMS referente ao movimento de extensão do dedo anelar em função do tempo para os oito canais captados de EMG.....	85
Figura 57-	Parâmetro RMS referente ao movimento de extensão do dedo mínimo em função do tempo para os oito canais captados de EMG	85
Figura 58-	Parâmetro ARV em função do tempo para os oito canais captados de EMG referente ao (a) relaxamento da mão, (b) movimento de extensão do dedo polegar, (c) dedo indicador, (d) dedo médio, (e) dedo anelar e (f) dedo mínimo.....	86
Figura 59-	Parâmetro RMS em função do tempo para os oito canais captados de EMG referente ao (a) relaxamento da mão, (b) movimento de extensão do dedo	

	polegar, (c) dedo indicador, (d) dedo médio, (e) dedo anelar e (f) dedo mínimo.....	87
Figura 60-	Parâmetro RMS referente ao movimento de relaxamento da mão em função do tempo para os oito canais captados de EMG.....	88
Figura 61-	Parâmetro RMS referente ao movimento de flexão do dedo polegar em função do tempo para os oito canais captados de EMG.....	89
Figura 62-	Parâmetro RMS referente ao movimento de flexão do dedo indicador em função do tempo para os oito canais captados de EMG.....	89
Figura 63-	Parâmetro RMS referente ao movimento de flexão do dedo médio em função do tempo para os oito canais captados de EMG.....	90
Figura 64-	Parâmetro RMS referente ao movimento de flexão do dedo anelar em função do tempo para os oito canais captados de EMG.....	90
Figura 65-	Parâmetro RMS referente ao movimento de flexão do dedo mínimo em função do tempo para os oito canais captados de EMG.....	91
Figura 66-	Parâmetro RMS em função do tempo nos oito canais do arranjo linear para o sinal de movimento de flexão do punho seguido de um relaxamento a cada dois segundos.....	93
Figura 67-	Espectro de frequência do sinal de EMG do canal C5 do arranjo linear desenvolvido para o movimento de elevação do dedo mínimo, dedo anelar, dedo médio, dedo indicador e dedo polegar, respectivamente.....	94
Figura 68-	(a) Espectro de frequência dos oito canais captados para o movimento de flexão do punho seguido de um relaxamento a cada dois segundos (b) Espectro de frequência do canal C1 do sistema de arranjo linear de eletrodos desenvolvido captado para o movimento de flexão do punho seguido de um relaxamento a cada dois segundos.....	95
Figura 69-	Parâmetro MNF em função do tempo referente ao Canal C7 para o movimento de extensão do dedo mínimo, dedo anelar, dedo médio, dedo indicador e dedo polegar.....	96
Figura 70-	Parâmetro MNF em função do tempo referente ao Canal C8 movimento de extensão do dedo mínimo, dedo anelar, dedo médio, dedo indicador e dedo polegar.....	96
Figura 71-	Parâmetro MDF em função do tempo referente ao Canal C8 para o movimento de extensão do dedo mínimo, dedo anelar, dedo médio, dedo indicador e dedo polegar.....	97

LISTA DE TABELAS

Tabela 1-	Classificação das Unidades Motoras.....	27
Tabela 2-	Biopotenciais, especificações e aplicações.....	29
Tabela 3-	Tabela comparativa do preço de venda do vetor de eletrodo fabricado pela empresa OT Bielectronica e do preço de custo do arranjo linear desenvolvido. Foi levado em consideração o valor do imposto (80%) e foi utilizada a cotação de 1€ = R\$ 3,67.....	72
Tabela 4-	Análise estatística que mostra o canal mais estatisticamente significativo para as possíveis combinações dos movimentos de flexão dos dedos.....	93

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AC	<i>Alternating Current</i> (Corrente Alternada)
ARV	<i>Average Rectified Value</i> (Valor Retificado Médio)
ATP	<i>Adenosine Triphosphate</i> (Trifosfato de Adenosina)
CMRR	<i>Common Mode Rejection Ratio</i> (Razão de Rejeição de Modo Comum)
ECG	Eletrocardiografia
EEG	Eletroencefalografia
EMG	Eletromiografia
EMG-S	Eletromiografia de superfície
EOG	Eletrooculografia
DC	<i>Direct Current</i> (Corrente Contínua)
FWR	<i>Full-Wave Rectification</i> (Retificação de Onda Completa)
HWR	<i>Half-Wave Rectification</i> (Retificação de Meia Onda)
HD-EMG	Eletromiografia de alta densidade
HSR-EMG	Eletromiografia de alta resolução espacial
IED	Distância entre eletrodos
MDF	<i>Median Frequency</i> (Frequência Mediana)
MNF	<i>Mean Frequency</i> (Frequência Média)
MUAP	Potencial de Ação da Unidade Motora
PA	Potencial de Ação
PSD	<i>Power Spectrum Density</i> (Espectro de Densidade de Potência)
RMS	<i>Root mean square</i> (Valor Quadrático Médio)
SENIAM	<i>Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles</i>
UM	Unidade Motora
VC	Velocidade de Condução
ZI	Zona de Inervação

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Objetivos da Dissertação de Mestrado	16
1.2	Organização textual	17
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	18
2.1	Bases eletrofisiológicas	18
2.1.1	<i>Origem dos sinais bioelétricos</i>	18
2.2	O Sinal Eletromiográfico	22
2.2.1	<i>Anatomia fisiológica do músculo esquelético</i>	22
2.2.2	<i>Mecanismo da contração muscular</i>	24
2.2.3	<i>Transmissão neuromuscular</i>	25
2.2.4	<i>Tipos de unidades motoras</i>	27
2.3	Aquisição do sinal de EMG	28
2.3.1	<i>Características do sinal</i>	28
2.3.2	<i>Eletrodos para Eletromiografia</i>	32
2.3.3	<i>Condicionamento do sinal de EMG</i>	38
2.3.3.1	<i>Amplificação</i>	38
2.3.3.2	<i>Filtragem</i>	40
2.4	Eletrodos Multicanais na Literatura	44
2.5	Parâmetros eletromiográficos	49
2.5.1	<i>Análise no domínio do tempo</i>	49
2.5.2	<i>Análise no domínio da frequência</i>	52
3	METODOLOGIA	55
3.1	Confecção do arranjo linear de eletrodos	55
3.2	Aquisição do sinal	59
3.3	Processamento dos Sinais	63
3.3.1	<i>Cálculo do Valor Retificado Médio</i>	64
3.3.2	<i>Cálculo do Valor Quadrático Médio</i>	66
3.3.3	<i>Cálculo da Velocidade de Condução</i>	67
3.3.4	<i>Cálculo da Frequência Mediana</i>	68
3.3.5	<i>Cálculo da Frequência Média</i>	69
3.4	Análise Estatística	70
4	RESULTADOS	71

4.1	Sistema de arranjo linear de eletrodos desenvolvido.....	71
4.2	Aquisição do sinal.....	72
4.3	Resultados dos parâmetros eletromiográficos de superfície.....	82
5	CONCLUSÃO.....	98
	REFERÊNCIAS.....	100

1 INTRODUÇÃO

Os sinais eletromiográficos (EMG) são os sinais bioelétricos que correspondem às atividades elétricas das células musculares em resposta à contração muscular (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). A eletromiografia é utilizada em diversos segmentos da área de saúde para detecção de funções musculares e neuromusculares, além de ser empregada para analisar características fisiológicas como fadiga e velocidade de condução dos potenciais de ação, análise de marcha, estudos de lesões, controle de prótese entre outras (OSU et al, 2002; CLANCY; FARINA; FILLIGOI, 2004; SHENOY et al, 2008; ZHAI et al., 2016).

O método de aquisição do sinal de EMG pode ser classificado em invasivo ou não invasivo. No método invasivo são utilizados eletrodos intramusculares do tipo agulha ou fio, que são colocados diretamente nas fibras musculares, obtendo um sinal específico e restrito das Unidades Motoras, ou seja, a menor unidade muscular. O método não invasivo, também conhecido como EMG de superfície (EMG-S), é realizado com a fixação de eletrodos de superfície sobre a pele na região correspondente ao ventre muscular e não causa desconforto. Inúmeros modelos e configurações de eletrodos de superfície estão disponíveis no mercado. Assim, a escolha dos eletrodos dar-se pela necessidade do estudo proposto (MERLETTI; PARKER, 2004).

Atualmente, a configuração multicanal (vetores e matrizes de eletrodos) é muito ampla e essencial para estimação e análise dos parâmetros eletromiográficos. Esta configuração permite a captação de uma maior área do ventre muscular, possibilitando a avaliação de alterações locais quanto a origem e deslocamento dos potenciais de ação (MERLETTI et al., 2009). Assim, é possível avaliar as características da Unidade Motora, com a utilização dos parâmetros de amplitude e frequência conhecidos como Valor Retificado Médio (ARV), Valor Quadrático Médio (RMS), Frequência Média (MNF) e Frequência Mediana (MDF) (PHINYOMARK; PHUKPATTARANONT; LIMSAKUL, 2012; ATZORI et al., 2014). Além disso, pode-se estimar a Velocidade de Condução (VC) nas fibras musculares para analisar fadiga muscular, e também identificar propriedades anatômicas da região da Zona de Inervação e do tendão para constatação do local mais apropriado para posicionamento do eletrodo (VENEZIANO, 2006). Outra importante aplicação para o sinal de EMG é a detecção e a classificação de movimentos de membros do corpo como, por exemplo, o movimento da mão para controle de dispositivos externos (JARDIM et al, 2016).

Apesar de existirem muitas aplicações e serem essenciais para análise dos parâmetros mencionados, vetores e matrizes de eletrodos convencionais ainda possuem alto custo. Além

disso, é preciso levar em consideração os aspectos relacionados à configuração dos eletrodos multicanaís, já que diferentes arranjos podem produzir formas diferentes de sinais. As características como a localização do eletrodo, a distância entre eletrodos, a dimensão física e os materiais constituintes do eletrodo de superfície podem influenciar fortemente o sinal de EMG registrado (HERMENS et al., 2000b; MERLETTI et al., 2009). Ainda, o formato do músculo e o contato pele-eletrodo podem dificultar a alocação do arranjo de eletrodos e acrescentar ainda mais artefatos ao sinal de EMG. Isso ocorre devido à não existência de uma padronização em relação à captação, o processamento e a interpretação do eletromiograma de superfície. Diversos trabalhos que utilizam eletromiografia de superfície com vetores e matrizes de eletrodos apresentam grande variabilidade na configuração do arranjo de eletrodos. Por isso, grupos reconhecidos buscam criar uma padronização para o sinal de eletromiografia de superfície, como o conhecido SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) (FORTI, 2005).

Por outro lado, a eletromiografia de superfície é o padrão-ouro para análise da ativação muscular no estudo do movimento das mãos e dos dedos com aplicações em próteses, reabilitação e ergonomia. (GAZZONI et al., 2014). Nos últimos anos, demonstrou-se que é possível classificar os movimentos dos dedos usando os sinais de eletromiografia de superfície, os parâmetros eletromiográficos e reconhecimento de padrões, com objetivo de controlar sistemas externos e fornecer soluções para amputados na restauração da sua função motora (CELADON et al., 2016; ZHAI et al., 2016).

Assim, a motivação desse trabalho parte da possibilidade de desenvolver um sistema portátil de arranjo linear de eletrodos de baixo custo, padronizado de acordo com recomendações do SENIAM, com a finalidade de analisar os sinais eletromiográficos de superfície e classificar os movimentos dos dedos com a utilização dos principais parâmetros eletromiográficos de amplitude e frequência. Esta pesquisa foi motivada pela importância de restaurar a função motora após a amputação da mão ou lesão do sistema nervoso, como o AVC. Posteriormente, podem-se utilizá-los para reconhecimento de padrões para controle de dispositivos externos, como próteses eletromiográficas avançadas.

1.1 Objetivos da Dissertação de Mestrado

Esse trabalho tem por objetivo principal desenvolver um sistema portátil de arranjo linear de eletrodos de baixo custo para análise dos sinais eletromiográficos de superfície da motricidade fina dos dedos.

Os objetivos específicos desse trabalho são:

- Escolher os materiais que serão utilizados no sistema de arranjo linear de eletrodos.
- Desenvolver o sistema de arranjo linear de eletrodos de baixo custo, não invasivo e portátil, capaz de fazer a aquisição dos sinais de eletromiografia de superfície.
- Modificar o *firmware* da placa de aquisição *OpenBCI* de modo a aumentar a taxa de amostragem.
- Implementar algoritmos de processamento para análise dos estimadores de amplitude e frequência.
- Testar com aquisições reais de EMG para encontrar possíveis padrões de classificação da motricidade fina dos dedos.

1.2 Organização textual

Este trabalho está organizado em cinco capítulos. No capítulo 1, é feita uma introdução do trabalho, em que estão expostas as motivações do trabalho e seus objetivos, além da estrutura da dissertação.

No Capítulo 2 são apresentados os conceitos dos sinais bioelétricos, principalmente o sinal de eletromiografia e suas características, são abordados também o processo de aquisição e condicionamento do sinal de EMG. Além disso, neste capítulo, é realizada uma revisão dos trabalhos que utilizam arranjos de eletrodos (do tipo vetor ou matriz) para análise dos principais parâmetros eletromiográficos presentes na literatura, sejam eles de amplitude ou frequência.

O capítulo 3 apresenta a metodologia deste trabalho, desde a descrição da montagem do arranjo linear de eletrodos, modificação do *firmware*, o processo de aquisição e processamento dos sinais, até o desenvolvimento das rotinas para análise dos principais parâmetros ou estimadores eletromiográficos.

No capítulo 4 são apresentados os resultados referentes à aquisição dos sinais de EMG com o sistema de arranjo linear de eletrodos dos movimentos finos dos dedos, além de todos os passos das técnicas de processamento e análise dos resultados dos parâmetros.

Por fim, o Capítulo 5 expõe as conclusões deste trabalho além de discutir propostas de trabalhos futuros a esta pesquisa.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo são abordados os fundamentos teóricos dos sinais biolétricos, principalmente o sinal eletromiográfico, o processo de aquisição e condicionamento do sinal. Além disso, faz-se uma revisão bibliográfica sobre trabalhos que abordam a utilização de arranjos lineares de eletrodos para aquisição do EMG e também os estimadores de amplitude e frequência.

2.1 Bases eletrofisiológicas

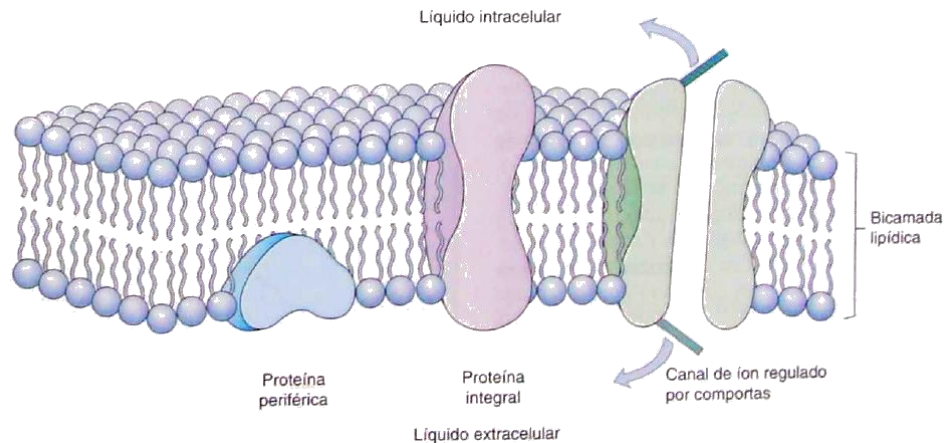
Diversos órgãos do corpo humano, tais como o cérebro, o coração, os músculos e os olhos exercem suas funções através de atividades elétricas. O registro destas atividades é utilizado em diversas aplicações na área de medicina e fisioterapia, já que podem fornecer informações importantes no estudo de funções normais ou patológicas dos órgãos humanos. Como exemplo tem-se a utilização do Eletrocardiograma (ECG) para o diagnóstico de arritmias cardíacas (SILVA, 2003) e o uso dos sinais de Eletroencefalografia (EEG) para identificação da epilepsia. O Eletrooculograma (EOG) pode ser utilizado para estudo dos estados do sono. Além disso, os sinais de Eletromiografia (EMG) podem ser úteis na detecção de funções musculares e neuromusculares, para análise de marcha e fadiga muscular, como também para o controle de próteses (ROSA, 2005).

2.1.1 Origem dos sinais bioelétricos

As unidades geradoras dos sinais bioelétricos são as células, portanto a atividade elétrica existe a nível celular. A membrana presente em todas as células do corpo humano serve como barreira de permeabilidade e permite que a célula mantenha a composição citoplasmática diferente da composição do fluido extracelular, permitindo a existência do potencial elétrico. A estrutura do atual modelo aceito é a bicamada lipídica, o mosaico fluido proposto por Singer & Nicholson, em 1972 (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2004). Esta bicamada é constituída de fosfolipídios, proteínas e possui ainda polissacarídeos de superfície, como glicoproteínas e glicolipídios. Além das proteínas de superfície, extrínsecas e periféricas, há também proteínas integrais que estão inseridas na membrana. Essas proteínas intrínsecas podem atuar como canais iônicos e transportadores, permitindo a comunicação do citoplasma com o meio extracelular (Figura 1). Logo, têm capacidade de formar poros ou

atuar como carreadoras. As primeiras permitem a passagem de água e substâncias solúveis, enquanto as últimas, também chamadas proteínas transportadoras, concedem transporte às substâncias que não são capazes de atravessar livremente a membrana.

Figura 1 - Membrana celular e os tipos de proteínas.



Fonte: Guyton e Hall (2011).

A permeabilidade da membrana é consequência da sua estrutura, já que os fosfolípidios são moléculas anfipáticas. Estes possuem uma porção hidrofílica (polar) solúvel em meio aquoso e uma porção hidrofóbica (apolar), insolúvel em água e solúvel em lipídeos e solventes orgânicos. A parte central da membrana é hidrofóbica e suas extremidades são hidrofílicas, portanto, o transporte através dela pode ocorrer de forma passiva ou ativa e vai depender das características bioquímicas e do peso das substâncias e moléculas a serem transportadas. O transporte passivo é o movimento molecular aleatório de substâncias, molécula a molécula, através dos espaços intramoleculares da membrana ou em combinação com proteína transportadora (GUYTON; HALL, 2011). Este pode ser por: difusão simples, quando uma molécula ou íon percorre a membrana através de aberturas (poros) ou espaços intermoleculares (interstício) sem o auxílio de proteínas; difusão facilitada, quando a interação com uma proteína transportadora é necessária para moléculas e íons atravessarem a membrana; e osmose, o processo efetivo de movimento de água causado pela diferença de concentração do soluto. Existe ainda o transporte ativo, que é o movimento de íons e substâncias contra o gradiente de concentração eletroquímico e que necessita, portanto, de interação e mudança na conformação das proteínas integrais com o gasto de energia, proveniente do nucleotídeo trifosfato de adenosina (ATP, da sigla em inglês, *Adenosine Triphosphate*). A bomba de sódio-potássio é um exemplo de transporte ativo primário,

quando a energia é derivada diretamente da degradação do ATP (Figura 2). Essa bomba é responsável por manter a diferença de concentração entre os íons sódio (Na^+) e potássio (K^+) através da membrana celular e é a base da função nervosa e muscular.

Figura 2 - Mecanismo da Bomba de sódio-potássio.

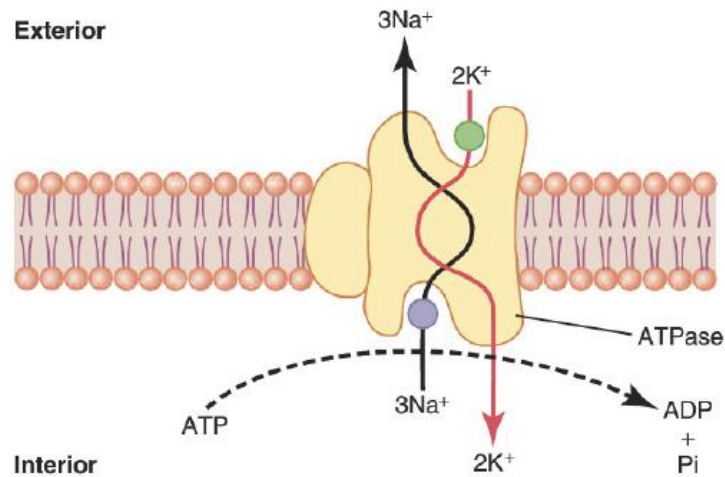


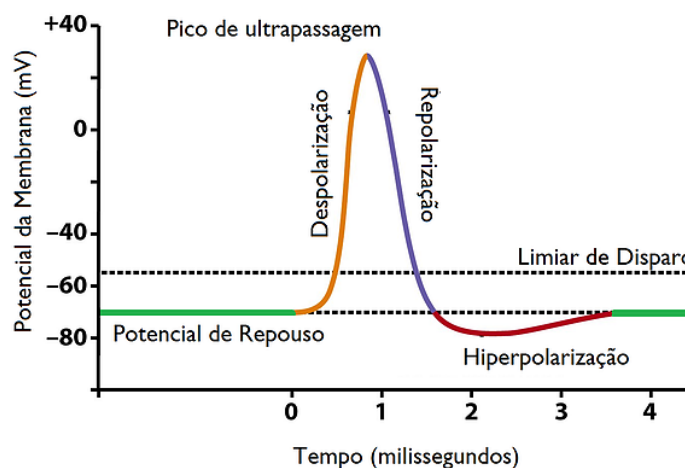
Figura 4-12 Mecanismo postulado para a bomba de sódio-potássio. ADP, difosfato de adenosina; ATP, trifosfato de adenosina; Pi, íon fosfato.

Fonte: Guyton e Hall (2011).

Sabe-se que a bomba de sódio-potássio é eletrogênica, isto é, determina maior quantidade de cargas positivas para fora do que para dentro, criando uma diferença de potencial elétrico. A criação do potencial transmembrana é determinado pela proporção desse transporte ativo primário, que é de 3 íons sódio para cada 2 íons potássio. Dessa forma, há um déficit de cátions no meio intracelular e a manutenção desse gradiente de concentração contribui para a formação do potencial negativo na face interna das membranas celulares. Além disso, a proteína canal responsável pela difusão dos íons durante o repouso é cerca de 100 vezes mais permeável ao potássio que ao sódio. Isso significa que existe uma assimetria iônica entre os lados intra e extracelulares, o que figura ao K^+ maior contribuição para o nível normal do potencial de repouso da membrana (GARCIA, 2002). Logo, a difusão de sódio e de potássio através da membrana nervosa em conjunto com a ação contínua da bomba eletrogênica estabelecem a medida do potencial de repouso normal, que é cerca de -90 mV . Isso significa que o potencial dentro da fibra é 90 mV mais negativo quando comparado ao meio extracelular e que o lado interno da fibra nervosa em repouso possui eletronegatividade em relação ao lado externo.

A alteração do potencial de membrana e a propagação deste ao longo da membrana da fibra nervosa recebe o nome de Potencial de Ação (PA). Este é o responsável pela transmissão dos sinais nervosos nos tecidos. O PA tem a duração de poucos milissegundos e, nele, pode-se identificar três estágios (GUYTON; HALL, 2011). O primeiro é o de repouso, quando a célula encontra-se polarizada, que é caracterizado pelo já conhecido potencial normal de repouso de -90 mV. Este ocorre antes do potencial de ação. O estágio de despolarização é o subsequente, quando o potencial de membrana detém valor positivo. Por fim, tem-se o estágio de repolarização, quando há a restituição do potencial de repouso da membrana. Durante o PA ocorre, portanto, a inversão rápida da polaridade nos meios intra e extracelulares, seguida da repolarização de forma quase tão rápida quanto. O PA tem origem quando qualquer perturbação na fibra nervosa causa o aumento do potencial de membrana de -90 mV para 0. A partir daí, o início do potencial de ação depende do alcance ao limiar de estimulação (de disparo), que varia de 15 a 30 mV acima do potencial de repouso (Figura 3). Se o potencial de membrana atingir o limiar, é provável que ocorra o potencial de ação através da abertura dos canais de sódio dependentes de voltagem, evento conhecido como estágio de despolarização.

Figura 3 - O Potencial de membrana e seu limiar de disparo.



Fonte: Guyton e Hall (2011).

O aumento da condutância do Na^+ excede a saída de K^+ e o círculo vicioso tem início até que todos os canais de sódio dependentes de voltagem sejam ativados. Dessa forma, ocorre o aumento da permeabilidade da membrana aos íons sódio mediado por feedback positivo. Logo depois os canais de sódio começam a se fechar em uma fração de milissegundo, enquanto os canais de potássio se abrem, levando a repolarização. Tem-se, portanto, a difusão de íons potássio para meio extracelular e o restabelecimento do potencial

de repouso negativo da membrana celular. Enquanto acontece o potencial de ação em qualquer local da membrana celular, há a provocação da abertura de canais de sódio dependentes de voltagem nas porções adjacentes da membrana. A partir disso ocorre a propagação do PA por toda a fibra nervosa e, conseqüentemente, a transmissão de sinais.

Por exemplo, cada célula no coração produz um potencial de ação característico. A atividade das células no nodo sinoatrial do coração produz uma excitação que se propaga do átrio ao ventrículo por um caminho bem definido, essa excitação causa uma contração síncrona do músculo do coração. Assim, o sinal correspondente é representado pelo ECG. Por outro lado, a excitação elétrica de um neurônio produz um potencial de ação que se desloca entre seus dendritos e axônio (BARR, 2006). Deste modo, a atividade de um grande número de neurônios e suas interações com o córtex resulta no sinal de EEG. Assim, é importante ressaltar que biopotenciais no nível celular determinam uma função importante para vários órgãos vitais (SILVA, 2003).

2.2 O Sinal Eletromiográfico

Os sinais eletromiográficos são sinais bioelétricos que correspondem às atividades elétricas das células musculares. Os movimentos são controlados por impulsos elétricos que são enviados pelos neurônios motores aos músculos esqueléticos. A anatomia fisiológica do músculo, o mecanismo de contração e os tipos de unidades motoras serão vistos a seguir.

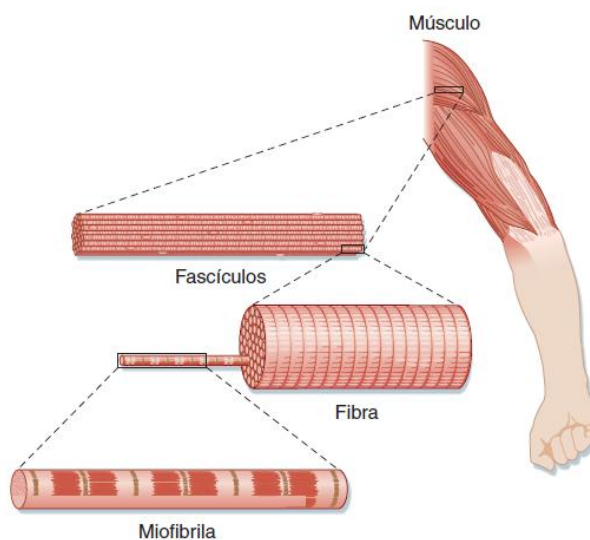
2.2.1 Anatomia fisiológica do músculo esquelético

A geração de movimento corporal é a principal função do tecido muscular, que possibilita o desenvolvimento de um sistema de locomoção pleno e fundamental para os seres humanos. Cerca de 40% do corpo destes é constituído por músculo esquelético (GUYTON; HALL, 2011). O músculo esquelético é um dos três tipos de tecido muscular do ponto de vista histológico.

A unidade funcional do tecido muscular estriado esquelético é a fibra muscular. Essa unidade celular também é denominada miócito e é envolvida por uma membrana celular chamada sarcolema. Cada fibra muscular é composta por centenas a milhares de miofibrilas, que apresentam em sua composição filamentos de miosina (espessos) e filamentos de actina (finos) dispostos lado a lado (GUYTON; HALL, 2011).

A estriação da célula resulta do padrão repetido das miofibrilas que são organizadas de forma adjacente. Além disso, é também decorrente da disposição regular dos filamentos finos e grossos, como observado na Figura 4 (BERNE et al., 2009).

Figura 4 - Composição do músculo estriado esquelético.

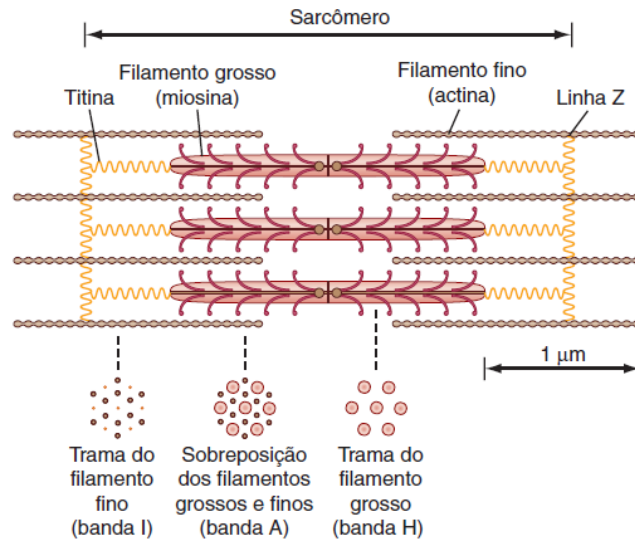


Fonte: Berne et al. (2009).

Cada uma das fibras é envolta por uma camada de tecido conjuntivo denominada endomísio que, quando agrupadas, formam fascículos. Estes são envolvidos por outra camada de tecido conjuntivo, o perimísio. Nele estão os vasos sanguíneos e os nervos que suprem as fibras musculares individuais. Os fascículos são então agrupados para formar o músculo, envolto por uma bainha de tecido conjuntivo denominada epimísio. Nas extremidades do músculo esquelético as camadas de tecido conjuntivo se unem para formar o tendão que fixa o músculo ao esqueleto (BERNE et al., 2009).

A miofibrila é constituída de faixas claras e escuras. As primeiras só contêm filamentos de actina e são conhecidas como faixas I. As faixas escuras, denominadas de faixas A, são constituídas por filamentos de miosina e pelas extremidades dos filamentos de actina. Os filamentos grossos possuem projeções laterais, as pontes cruzadas. A interação entre estas e os filamentos finos desencadeia a contração muscular (Figura 5).

Figura 5 - Constituição das miofibrilas.



Fonte: Berne et al. (2009).

As extremidades dos filamentos de actina estão ligadas ao disco (linha) Z, que cruza transversalmente a miofibrila, conectando umas às outras por toda a fibra muscular. O segmento situado entre duas linhas Z é denominado sarcômero, como demonstrado na Figura 5. Fixadas ao disco Z têm-se as titinas, moléculas filamentosas protéicas muito flexíveis. Ela atua como uma mola e varia de comprimento conforme o sarcômero contrai e relaxa. Dessa forma, durante a contração, o comprimento do sarcômero é diminuído e o músculo, conseqüentemente, também sofre encurtamento.

2.2.2 Mecanismo da contração muscular

O potencial de ação chega às fibras musculares através do nervo motor. A ligação entre a fibra nervosa e a fibra muscular é conhecida como junção neuromuscular. Cada terminação nervosa secreta acetilcolina, neurotransmissor responsável por abrir canais de cátion na membrana muscular. Há, portanto, a difusão de íons sódio para o lado interno da membrana.

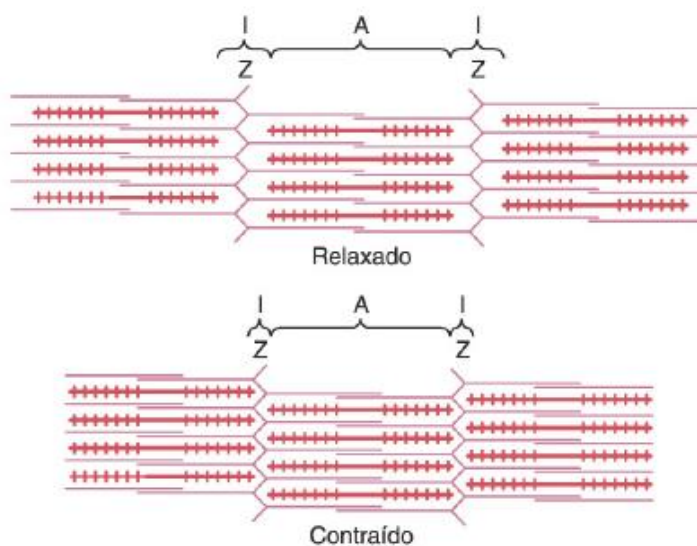
A entrada de sódio desencadeia uma despolarização local, que leva a abertura de mais canais de sódio, dessa vez dependentes de voltagem. Dessa maneira, o potencial de ação propaga-se através da membrana muscular. Essa eletricidade chega ao centro da fibra, acarretando liberação de cálcio pelo retículo sarcoplasmático. Processos bioquímicos ocorrem

e, ao final, tem-se a ativação de forças atrativas entre os filamentos finos e grossos (BERNE et al., 2009).

Com esse estímulo, os filamentos deslizam um sobre o outro através do tracionamento dos filamentos de actina e pelas projeções laterais da miosina. Posteriormente, tem-se o encurtamento dos sarcômeros e do músculo (Figura 6). Esse processo caracteriza a contração à nível molecular, conhecido por meio da "Teoria da catraca" (GUYTON; HALL, 2011).

O acoplamento excitação-contração (ou acoplamento eletro-mecânico) é o processo em que a atividade elétrica da fibra muscular é transformada em atividade mecânica (encurtamento do sarcômero), ou seja, na conversão de atividade elétrica em mecânica. Se não vier comandos do Sistema Nervoso Central, a fibra muscular deixa de gerar potencial de ação e, como consequência, os canais de Ca^{++} voltagem-dependentes se fecham. Os íons cálcio voltam para dentro do retículo e tem-se o relaxamento muscular.

Figura 6 - Estados de contração e relaxamento da miofibrila.



Fonte: Guyton e Hall (2011).

2.2.3 Transmissão neuromuscular

Os comandos provenientes do Sistema Nervoso Central são originados de neurônios motores alfa. Deles, partem as fibras nervosas mielinizadas que inervam as fibras musculares esqueléticas. A placa motora é constituída por cada terminação nervosa que faz junção com uma fibra muscular, chamada junção neuromuscular (LENT, 2010).

Diante desse aspecto, é possível conceituar a Unidade Motora (UM). Esta é conhecida como o neurônio motor alfa e todas as fibras musculares que seu axônio inerva. Pode ser classificada em grande, quando um único neurônio motor alfa inerva várias fibras musculares, e pequena, quando inerva poucas fibras. Em geral, os músculos que devem reagir rapidamente e nos quais o controle deve ser preciso possuem mais fibras nervosas e menos fibras musculares, como alguns músculos da laringe. Inversamente, os grandes músculos que não necessitam de controle fino, como os músculos da perna, podem ter muitas fibras musculares em uma UM.

Sabe-se que todos os atos motores são mediados em algum nível pelo sistema nervoso, que é, portanto, determinante para a execução e controle dos movimentos. Os principais centros de controle motor são a medula espinhal, o tronco cerebral, o córtex cerebral, o cerebelo e os gânglios da base. Assim, entende-se que as fibras musculares esqueléticas só se contraem sob comando neural, em decorrência da ação integrada entre os centros de controle.

Os neurônios motores superiores enviam os sinais motores do encéfalo para a medula espinhal e do cérebro para o tronco cerebral. Destes, os que partem da região lateral do corno ventral da medula se projetam para neurônios motores inferiores que inervam os músculos distalmente localizados para movimentos finos. Logo, a flexão dos membros e a motricidade fina dos membros e da face são de responsabilidade das vias laterais. Esses impulsos nervosos podem descender dos tratos corticoespinhal lateral, rubroespinhal e reticuloespinhal lateral (GUYTON; HALL, 2011).

Quando o potencial de ação se inicia no neurônio de uma UM, a fibra muscular despolariza à medida que o sinal se propaga ao longo de sua superfície e, em resposta, o músculo se contrai (BISCHORFF et al., 1994). Essa despolarização resulta no potencial de ação da fibra muscular. A combinação dos potenciais de ação de todas as fibras musculares de uma única unidade motora é o "potencial de ação da unidade motora" (MUAP) (ENOKA, 2000).

O MUAP pode ser entendido como a somação temporal e espacial dos potenciais de ação individuais de todas as fibras de uma UM (BERNE et al., 2009). De acordo com Marchetti (2005), as unidades motoras disparam randomicamente e com diferentes frequências, cada uma tendo sua própria amplitude, duração e forma de onda.

Segundo Oliveira (2009) e Petersen e Kugelberg (1949), a amplitude do potencial de ação individual depende de muitos fatores. Entre eles, o diâmetro e a quantidade de fibras, a posição e dimensão do eletrodo utilizado no local de detecção, velocidade de condução e tempo gasto (GRIEP et al., 1978).

2.2.4 Tipos de unidades motoras

As Unidades Motoras são classificadas de acordo com os tipos de fibras musculares esqueléticas. Existem os músculos esqueléticos de contração lenta (relacionado com UM tipo I que possuem pequenos diâmetros e velocidade de condução rápida) e de contração rápida (UM tipo II, que pode ser dividida em IIA e IIB e possuem grandes diâmetros e velocidade de condução muito rápida), como evidenciado na Tabela 1 (BERNE et al., 2009). No ser humano os músculos são constituídos de tipos e quantidades diferentes de fibras (com exceção das fibras IIA, que são raras), que variam de indivíduo para indivíduo e de acordo com determinadas partes do corpo.

Tabela 1 - Classificação das Unidades Motoras.

Características	Classificação da Unidade Motora	
	Tipo I	Tipo II
Propriedades do Nervo		
Diâmetro da célula	Pequeno	Grande
Velocidade de condução	Rápida	Muito rápida
Excitabilidade	Alta	Baixa
Propriedades das Células Musculares		
Número de fibras	Poucas	Muitas
Diâmetro da fibra	Moderado	Grande
Força da unidade	Baixa	Alta
Perfil metabólico	Oxidativo	Glicolítico
Velocidade de contração	Moderada	Rápida
Fatigabilidade	Baixa	Alta

Fonte: Berne et al. (2009).

Essa diversidade permite que durante as contrações voluntárias a força seja modulada por uma combinação de recrutamento e alternância das UMs ativas. Isso garante que quanto maior a frequência de disparos do potencial de ação e o número de UM estimuladas, maior será a força gerada (MORITANI; STEGEMAN; MERLETTI, 2004). No entanto, a frequência de recrutamento é influenciada pela velocidade de condução dos potenciais de ação nos motoneurônios, que podem variar de 0,1m/s a 100 m/s (HENNEMAN; SOMJEN; CARPENTER, 1965; MORITANI; STEGEMAN; MERLETTI, 2004; GUYTON; HALL, 2011).

Unidades motoras tipo I (rápidas) possuem a capacidade de gerar potenciais de ação durante períodos mais prolongados sem perder sua excitabilidade (ALLEN; LAMB; WESTERBLAD, 2008). Elas tendem a ser pequenas (100 a 500 fibras musculares) e são inervadas por motoneurônio alfa facilmente excitável (BERNE et al., 2009).

Já unidades motoras do tipo II possuem um potencial de repouso mais negativo e uma densidade maior de canais de Na⁺ dependentes de acetilcolina. Por esse motivo, é necessária maior frequência de potenciais de ação para atingir o limiar de excitabilidade desse tipo de UM (RUFF; WHITTLESEY, 1993). Além disso, elas tendem a ser grandes (1000 a 2000 fibras musculares) e são inervadas por neurônios motores alfa mais difíceis de excitar (BERNE et al., 2009).

A partir de experimentos observou-se que quanto maior o diâmetro dos axônios, menor a resistência oferecida à condução dos potenciais de ação. Isso possibilita maior velocidade de propagação e frequência de disparos dos potenciais de ação (HENNEMAN; SOMJEN; CARPENTER, 1965; HENNEMAN et al., 1974). Por esse motivo, as UMs tipo II têm essa relação como característica.

As UMs são recrutadas em ordem crescente de tamanho (diâmetro do axônio) em função da intensidade do esforço. Assim, as unidades motoras de contração lenta tendem a ser recrutadas primeiro, já que possuem axônios com diâmetro menor e uma diferença de potencial menor para atingir o limiar de excitabilidade. Conforme o esforço e intensidade de recrutamento aumenta, são requisitadas as UMs do tipo II (rápidas), que possuem axônios com diâmetros maiores e uma diferença de potencial maior para atingir o limiar de excitabilidade (BERNE et al, 2009).

As fibras lentas são ricas em mioglobina, que tem coloração avermelhada, elas podem ser também chamadas de fibras vermelhas. As fibras rápidas, por outro lado, podem ser chamadas de fibras brancas (BERNE et al, 2009).

2.3 Aquisição do sinal de EMG

Nessa seção serão aprofundados as características e etapas para aquisição do sinal de eletromiografia.

2.3.1 Características do sinal

Os sinais bioelétricos, em geral, são caracterizados por pequenas amplitudes e baixas frequências. A Tabela 2, apresenta alguns tipos de biopotenciais com suas aplicações clínicas mais importantes e os principais índices de medição. Mais especificamente em relação ao sinal de EMG, pode-se dizer que são os sinais bioelétricos que correspondem às atividades

elétricas das células musculares e podem ser captados na superfície da pele de forma não invasiva. Na área de Medicina e Fisioterapia, os sinais de EMG podem ser utilizados para detecção de funções musculares e neuromusculares, análise de fadiga muscular e marcha e para controle de próteses.

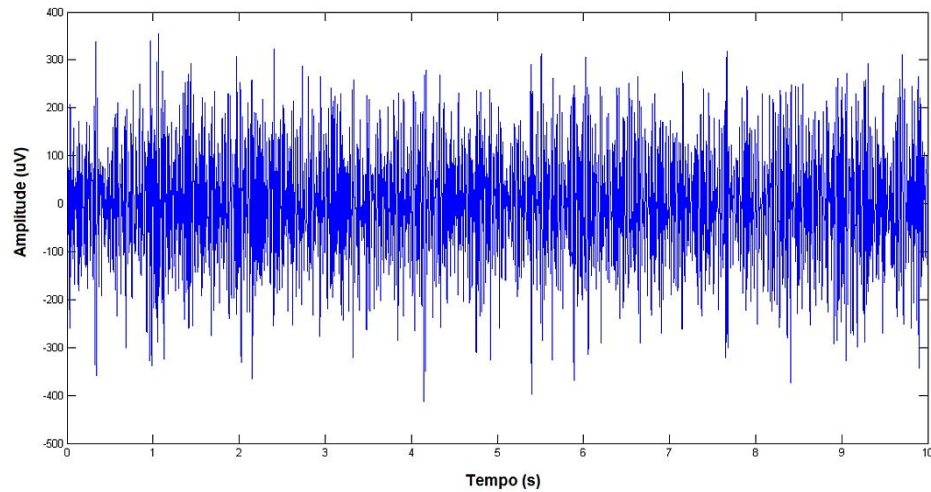
Tabela 2 - Biopotenciais, especificações e aplicações.

Sinal	Amplitude (mV)	Frequência (Hz)	Fonte de erro na medição	Aplicações
ECG	1-5	0,05-100	Artefato de movimento, interferência da rede elétrica de 60 Hz	Diagnóstico de isquemias, arritmias, falhas na condução.
EEG	0,001-0,01	0,5-40	Interferência da rede elétrica de 60 Hz, Ruído RF	Estudos do sono, mapeamento cortical.
EMG	1-10	20-2k	Interferência da rede elétrica de 60 Hz, Ruído RF, <i>crosstalk</i>	Funções musculares, doenças neuromusculares, próteses.
EOG	0,01-0,1	DC-10	Artefato de movimento	Posição do olho, estado do sono, reflexo vestibulo-ocular.

Fonte: Modificado de Thakor (1999).

Em particular, o sinal de EMG possui amplitude entre 1 mV e 10 mV e frequência de 20 Hz à 2 kHz, um exemplo do sinal de EMG pode ser visto na Figura 7. Os sinais captados na eletromiografia de superfície possuem maior energia em frequências abaixo de 500 Hz e a energia dominante do sinal está compreendida entre 50 Hz e 150 Hz (VELLOSO, 2004; SORNMO; LAGUNA, 2005; ANDRADE, 2006).

Figura 7 - Exemplo de sinal de EMG.



Fonte: Próprio autor.

Devido ao sinal de EMG possuir baixa amplitude e pequena frequência, há ruídos ou artefatos que poderão estar somados ao sinal muscular. Os artefatos podem ter origem no organismo, no circuito de aquisição e processamento ou no ambiente em que se encontra o indivíduo. Assim, os principais artefatos nos sinais de EMG são divididos em dois grupos, os artefatos de origem fisiológica e os artefatos de origem não fisiológica.

a) Artefatos de origem fisiológica:

- Artefatos musculares: Como visto anteriormente, o sinal de EMG-S não contém apenas o sinal de uma única fibra muscular e, portanto, ao realizar a aquisição do sinal de um músculo, também ocorre a captação de sinais de músculos vizinhos ao analisado, incluindo músculos mais profundos. Este tipo de ruído é chamado também de *crossstalk* (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). Para atenuar esse tipo de ruído é recomendado que os eletrodos possuam uma distância entre eletrodos pequena (MERLETTI et al., 2010).
- Artefatos eletrocardiográficos: O sinal de ECG é uma fonte de ruído frequente para o EMG, já que é muito mais organizado e intenso que o sinal muscular. Este tipo de artefato é mais facilmente encontrado nas regiões torácica e lombar (VENEZIANO, 2006). Para minimizar este tipo de artefato, pode-se colocar os eletrodos mais próximos um do outro ou atenuar o complexo QRS com a utilização de um filtro passa-banda com frequência de corte entre 30 Hz e 499 Hz.
- Potenciais de pele: Os potenciais de pele causam artefatos de baixa frequência no sinal do EMG. Áreas com grande quantidade de glândulas sudoríparas são eletricamente negativas em relação às áreas com menor quantidade de glândulas, o que gera potenciais elétricos durante a

formação de suor. A diferença de voltagem pode ser de até 50 mV nesses pontos. Portanto, a produção de suor pode modificar a concentração de eletrólitos e gerar artefatos no sinal desejado (RODRIGUES, 1997). Assim, para diminuição desse tipo de artefato, é necessário realizar a preparação adequada da pele antes da colocação do eletrodo para posterior aquisição do sinal.

b) Artefatos de origem não fisiológica:

- Artefato de 60 Hz: É o ruído devido à interferência com a rede elétrica. Este tipo de artefato possui frequência dominante de 60 Hz com seus harmônicos correspondentes de 120 Hz, 180 Hz, 240 Hz, 300 Hz, 360 Hz, 420 Hz e 480 Hz. Muitas vezes o cabo de alimentação de um equipamento está muito próximo ao cabo dos eletrodos e, portanto, causa a interferência de 60 Hz. É preciso rearranjar ou separar os cabos de modo a minimizar o efeito (RODRIGUES, 1997).

- Artefatos originados nos eletrodos: Como dito anteriormente, os eletrodos são os responsáveis em converter a corrente iônica bioelétrica em corrente elétrica. O processo de conversão pode ser contaminado por um potencial de tensão DC, proveniente da diferença de impedâncias entre a pele e o eletrodo (ou junção pele-eletrodo), e por um potencial de tensão AC devido ao contato não adequado do eletrodo com a superfície analisada (BARR, 2006). Para diminuição dos artefatos desse tipo, é necessário escolher eletrodos de alta qualidade, de modo que sua impedância seja baixa. Além disso, é preciso realizar a preparação adequada da pele de maneira à tentar diminuir sua impedância. Em alguns casos, o ruído pode ser gerado pela má higienização dos eletrodos, pois eletrodos sujos formam uma superfície com maior impedância.

- Movimento do ambiente: O movimento de pessoas nas proximidades do local da aquisição do sinal pode gerar artefatos, normalmente, de origem capacitiva ou eletrostática. Assim, no momento da aquisição do sinal de EMG, se possível, os movimentos ao redor do indivíduo devem ser evitados.

- Interferências por Radiofrequência (RF): O corpo humano pode funcionar como antena de sinais de radiofrequência, principalmente para sinais cujos comprimentos de onda estejam na ordem de grandeza do comprimento do corpo (CARDOSO, 2010). Radiofrequência é a faixa de frequência que abrange aproximadamente de 3 kHz a 300 GHz e que corresponde à frequência das ondas de rádio, assim os sinais de RF que são utilizados em dispositivos como rádio, celulares, roteadores de internet, entre outros, podem ser captados pelo corpo e introduzirem ruídos ao sinal de EMG. Este tipo de ruído varia de acordo com a causa (grande variedade de dispositivos RF) e a localidade do processo de aquisição do sinal. Portanto, é

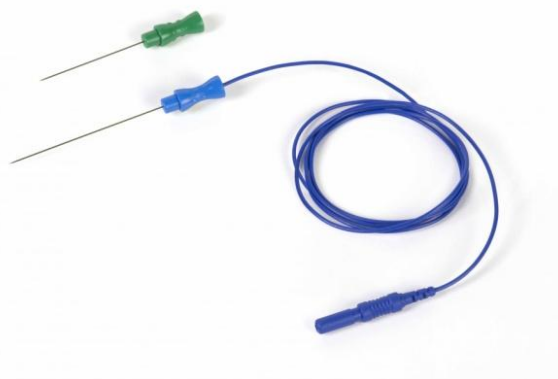
preciso escolher um local apropriado para a aquisição do sinal de EMG de forma que a presença dos sinais de RF seja mínima.

2.3.2 Eletrodos para Eletromiografia

Por ser um sinal de baixa amplitude, sua captação é parte fundamental no processo de aquisição do sinal de EMG. Assim, é necessário favorecer a aquisição do sinal de interesse e reduzir os sinais de interferência e artefatos. Dessa forma, a conexão entre o corpo humano e o circuito de condicionamento do sinal é realizada por meio de eletrodos, que possuem a função de converter a corrente iônica bioelétrica em corrente elétrica (CARDOSO, 2010). Assim, a eletromiografia pode ser classificada em:

a) Eletromiografia de profundidade: É um método invasivo, onde eletrodos intramusculares do tipo agulha ou fio (Figura 8) são colocados no interior do músculo ou ventre muscular, ou seja, diretamente nas fibras musculares. Este método propicia um sinal bem específico, já que o eletrodo está em contato direto com a fibra muscular (focado em uma única unidade motora muscular), porém tem a desvantagem de causar dor e desconforto ao indivíduo envolvido. Este método é muito utilizado pelos médicos na prática clínica para análise dos músculos pequenos e profundos (VENEZIANO, 2006).

Figura 8 - Eletrodo do tipo agulha.



Fonte: Kandel (2017).

b) Eletromiografia de superfície (EMG-S): É um método não invasivo, onde eletrodos de superfície são colocados sobre a pele, captando a soma da atividade elétrica de todas as fibras musculares ativas naquela região, ou seja, daquele grupo muscular. Por ser um método

simples e de fácil padronização na aplicação, é amplamente utilizado em áreas como o estudo neurofisiológico dos músculos superficiais (SOUZA, 2013).

Os eletrodos de superfície podem ser classificados com base nos materiais e tecnologias implementados em sua fabricação. Portanto, podem ser divididos em eletrodos secos e não secos (ou molhados). Os eletrodos secos disponíveis são eletrodos de pino (Figura 9) ou barra feitos de metais nobres ouro (Au), platina (Pt) ou prata (Ag) e cloreto de prata (AgCl). Os eletrodos molhados (também chamados pré-gelificados) consistem de componentes de eletrodos secos e uma camada de gel condutor, hidrogel ou esponja com uma solução eletrolítica, e são muitas vezes adesivos para facilitar a aplicação.

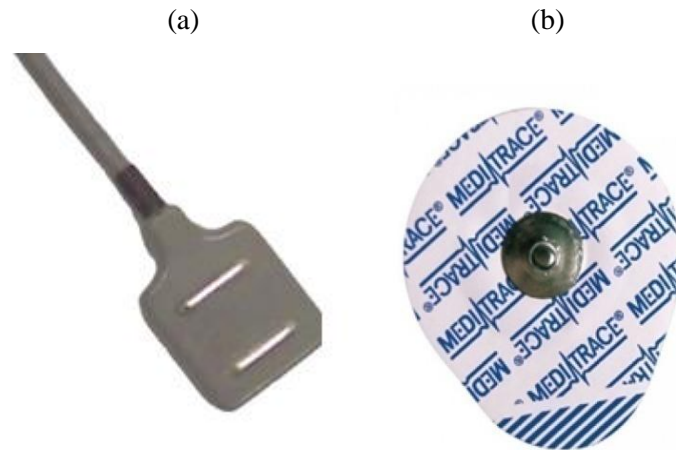
Figura 9 - Eletrodo seco do tipo pino.



Fonte: Kilby, Prasad e Mawston (2016b).

Por outro lado, em relação à pré-amplificação, os eletrodos são classificados em eletrodos ativos ou passivos. Os eletrodos ativos (Figura 10(a)) possuem um pré-amplificador no próprio eletrodo, portanto o sinal é amplificado antes de ser transmitido, reduzindo assim a contaminação por ruído do ambiente e interferência do movimento dos cabos. São dispositivos cujo resultado é um sinal de melhor qualidade, porém com um custo elevado. Os eletrodos passivos (Figura 10(b)) não possuem a pré-amplificação, apenas transmitem o sinal captado. Esses, geralmente, são eletrodos adesivos com contato de Prata/Cloreto de Prata (Ag/AgCl) e gel condutor, possuem baixa impedância e baixo custo, porém são mais suscetíveis a impactos ambientais.

Figura 10 - Exemplo de (a) eletrodo ativo e (b) eletrodo passivo.



Fonte: Datahominis (2017).

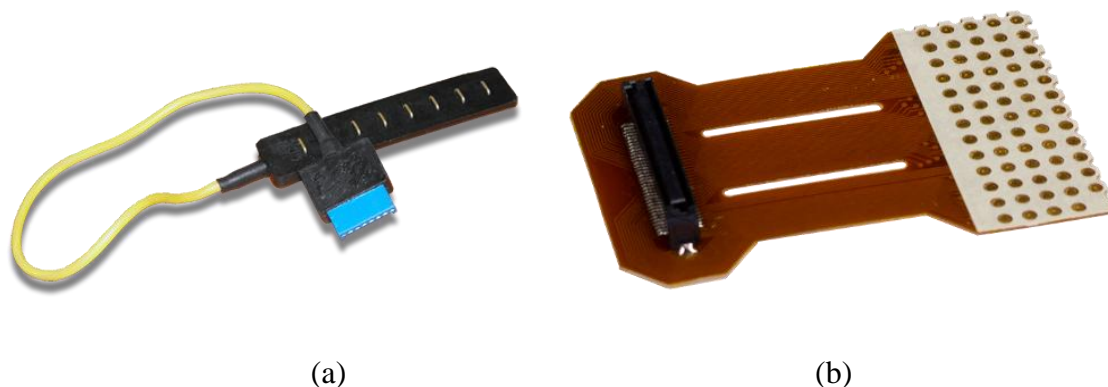
Outro tipo de classificação é em relação à quantidade de eletrodos de superfície utilizados na região em estudo, e podem ser divididos em monopolares, bipolares ou multipolares (arranjo linear ou matriz de eletrodos).

Na configuração monopolar são utilizados dois eletrodos na qual um eletrodo é colocado sobre o feixe muscular de interesse e, o outro, chamado de referência, é colocado em um ponto não afetado pela atividade do feixe muscular de interesse. Mede-se então a diferença de potencial elétrico entre os dois pontos, mas tem a desvantagem de receber também sinais de músculos da vizinhança.

A configuração bipolar é mais utilizada, nela são utilizados dois eletrodos, porém os dois estão sobre a região muscular que se deseja estudar. Assim, mede-se a diferença de potencial elétrico entre os dois eletrodos que estão sobre a região de interesse. Portanto, qualquer sinal que seja comum a ambas as entradas do amplificador diferencial é atenuado e removido do sinal. Esta configuração é projetada para minimizar os sinais indesejados do ambiente circundante, como frequência de rádio e atividade elétrica (CRISWELL, 2011; KAMEN; GABRIEL, 2010).

Por fim, na configuração multipolar é utilizado um conjunto de eletrodos com espaçamento fixo entre eles. Chama-se arranjo linear ou vetor de eletrodos (Figura 11(a)) se a disposição dos eletrodos for com apenas uma direção (vertical ou horizontal) e matriz de eletrodos (Figura 11(b)) se a disposição for com duas direções. Assim, a matriz de eletrodos é a base para o desenvolvimento da eletromiografia de alta resolução espacial (HSR-EMG) ou eletromiografia de Alta Densidade (HD-EMG).

Figura 11 - (a) Vetor de 8 eletrodos com 10 mm de distância entre eletrodos. (b) Matriz de 64 eletrodos com 8 mm de distância entre eletrodos.

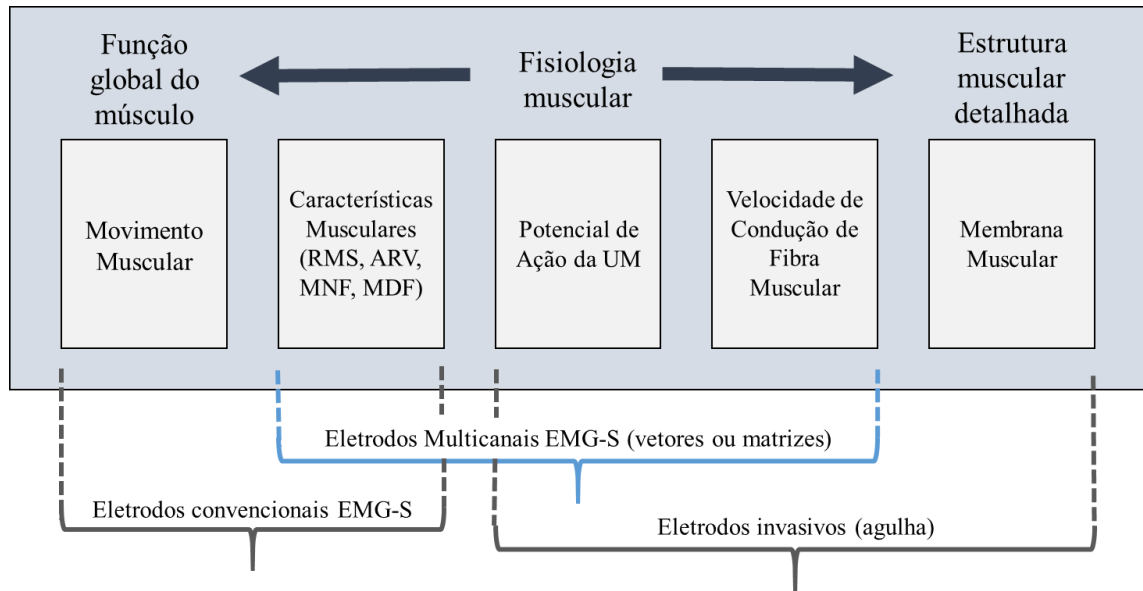


Fonte: *OT Bioelettronica* (2016).

Como dito anteriormente, na eletromiografia de superfície são obtidos os sinais gerados a partir de um grupo de músculos (potencial de ação da unidade motora combinada) em vez de uma única unidade motora. Portanto, com o uso de sistemas de múltiplos canais, é possível verificar tanto a atividade temporal quanto a atividade espacial, o que amplia as possibilidades de detectar novas características musculares. Consequentemente, esta configuração fornece informações valiosas sobre as propriedades do sistema neuromuscular e são ferramentas promissoras para estudos aplicados e pesquisa clínica (MERLETTI; FARINA; GAZZONI, 2003). Deste modo, muitos pesquisadores focaram seus estudos no desenvolvimento de novos projetos de eletrodos de múltiplos canais. Os primeiros sistemas desse tipo foram propostos no início da década de 1980 por De Luca (1984).

A utilização do EMG-S com eletrodos na configuração multipolar é muito ampla, por exemplo, é essencial para avaliar as características da Unidade Motora, de acordo com os parâmetros como, valor quadrático médio, frequência média e frequência mediana. Além disso, pode-se estimar a velocidade de condução nas fibras musculares para analisar fadiga muscular, e também identificar propriedades anatômicas da região da Zona de Inervação e do tendão para constatação do local mais apropriado para posicionamento do eletrodo (VENEZIANO, 2006). No diagrama da Figura 12 podem-se verificar o que os diversos eletrodos de EMG (eletrodos de superfície convencionais, eletrodos multicanais e eletrodos do tipo agulha) podem medir em termos da fisiologia do músculo. Por exemplo, os eletrodos multicanais conseguem medir o Potencial de Ação da Unidade Motora e a velocidade de condução, que anteriormente só seria possível de forma invasiva com o eletrodo de agulha.

Figura 12 - Diagrama com os tipos de eletrodos e suas aplicações.



Fonte: Modificado de Kilby, Prasad e Mawston (2016b).

Apesar de existir muitas aplicações, é preciso levar em consideração os aspectos relacionados à configuração dos eletrodos para desenvolvimento de novos eletrodos multicanais, já que diferentes arranjos podem produzir formas diferentes de sinais. Por exemplo, a localização do eletrodo, sua dimensão física e os materiais constituintes do eletrodo de superfície podem influenciar fortemente o sinal de EMG registrado (HERMENS et al., 2000a; MERLETTI et al., 2009). Portanto, ao escolher usar um eletrodo de EMG, a forma, o tamanho, a distância entre eletrodos e o material de construção também devem ser selecionados.

Para a localização precisa do eletrodo, é necessário consultar um atlas de eletromiografia para verificar a postura inicial do voluntário e localizar o músculo por meio de apalpação. Devem ser evitados os pontos motores, os tendões musculares e a proximidade com outros músculos ativados (para evitar interferência do tipo *crosstalk*) (VENEZIANO, 2006). Porém, ainda não existe uma padronização em relação à captação, o processamento e a interpretação do eletromiograma de superfície. Além disso, há poucas publicações com atlas de posicionamento de eletrodos e o respectivo sinal eletromiográfico e, muitas vezes, a metodologia utilizada por estes grupos é bem diferente. Por exemplo, Hermens et al. (2000a) revisaram 144 artigos e concluíram que os trabalhos publicados com eletromiografia apresentam grande variabilidade de metodologia, além de descrevê-la de modo insuficiente.

Assim, grupos reconhecidos buscam criar uma padronização para o sinal de eletromiografia de superfície, como o SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-*

Invasive Assessment of Muscles) (FORTI, 2005). O SENIAM é uma ação do programa de pesquisas em saúde biomédica (BIOMED II), da União Europeia, com o intuito de resolver os problemas chaves da eletromiografia de superfície, promover uma troca útil de experiências, integrar e aplicar a pesquisa em EMG-S de forma a estabelecer uma cooperação europeia. Como resultado, o projeto resultou em recomendações europeias para a fabricação e posicionamento de eletrodos, além de métodos de processamento de sinais e pacotes de modelos de simulação para uso em educação e testes (HERMENS et al., 2000b).

O tamanho do eletrodo é definido como o tamanho da área condutora de um eletrodo e influencia o sinal de EMG-S adquirido. De acordo com a literatura, o tamanho dos eletrodos de superfície utilizados na prática clínica varia de 1 mm^2 a alguns cm^2 . Em geral, o tamanho dos eletrodos deve ser grande o suficiente para ser capaz de captar um número razoável de UM, mas pequeno para evitar interferência de outros músculos. O SENIAM recomenda que o tamanho dos eletrodos na direção das fibras musculares seja no máximo 10 mm.

A forma do eletrodo é definida como a forma da área condutora dos eletrodos do EMG-S. Na literatura, tanto eletrodos retangulares quanto circulares são relatados como utilizados na captação dos sinais de EMG-S. Enquanto a área de superfície total para ambos os eletrodos for a mesma (isto é verdadeiro para valores pequenos de aresta ou raio), a impedância da pele de ambos os eletrodos será quase igual, portanto não há influência. Tipicamente os eletrodos circulares com um diâmetro de 10 mm são os mais utilizados (HERMENS et al., 2000a).

O material do eletrodo que forma a camada de contato com a pele precisa realizar um bom contato do eletrodo na pele, ter uma baixa impedância do eletrodo-pele e um comportamento "estável" no tempo (isto é, com relação à impedância e reações químicas na interface da pele) (HERMENS et al., 2000a). De acordo com a literatura, são utilizados diferentes tipos de materiais: Ag/AgCl, AgCl, Ag e Au, por exemplo. O SENIAM indica utilizar o eletrodo tipo Ag/AgCl que é o mais comumente empregado já que fornece uma transição estável com relativamente baixo ruído e está mais disponível comercialmente.

A distância entre eletrodos (IED) é definida como a distância entre os centros das superfícies condutoras de dois eletrodos. Ela influencia na área de captação e interferência com sinais de outros músculos. O SENIAM sugere a aplicação de 20 mm não devendo exceder $1/4$ do comprimento da fibra muscular em músculos pequenos.

Além disso, antes da colocação do eletrodo, a pele do voluntário deve ser preparada para melhorar o contato eletrodo-pele e reduzir a impedância entre eles. Um bom contato eletrodo-pele é importante para obter melhores sinais de EMG (em termos de características

de amplitude), menor risco de instabilidade entre eletrodos (menor sinal de perturbação de modo comum) e menos ruído (melhor relação sinal/ruído). As técnicas de preparação da pele devem incluir a raspagem dos pelos e a limpeza com álcool a 70%, dependendo do tipo do eletrodo a ser empregado e do músculo de interesse.

2.3.3 Condicionamento do sinal de EMG

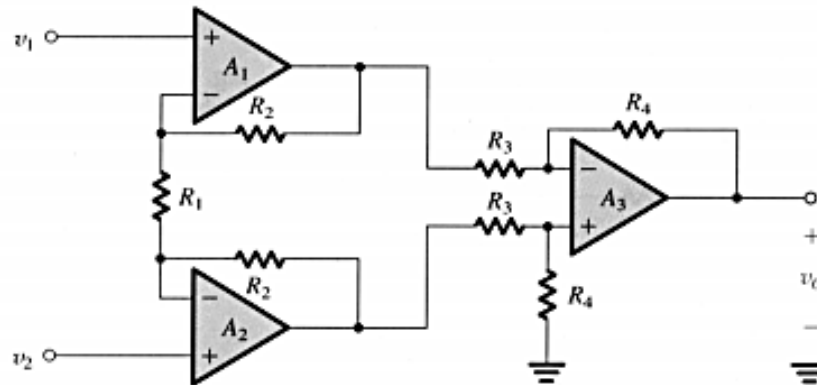
Sabe-se que os sinais de EMG possuem pequenas amplitudes e baixas frequências, além disso, sua aquisição pode conter artefatos de origem fisiológica ou de origem não fisiológica, como visto na seção 2.3.1. Portanto, é necessário um sistema de condicionamento do sinal, para que seja efetuada a medição e processamento de forma eficaz. Esse sistema deve considerar, principalmente, a amplificação e a filtragem do sinal.

2.3.3.1 Amplificação

A amplificação do sinal de EMG-S é necessária, pois a amplitude do sinal é relativamente baixa. Os ganhos são ajustáveis para melhorar a qualidade do sinal a ser processado e pode chegar até 10000 (TOMÉ, 2015).

Os amplificadores de instrumentação são os mais utilizados para amplificação dos sinais de EMG. O amplificador de instrumentação (Figura 13) é um circuito integrado cuja configuração mais comum possui três amplificadores operacionais. Este tipo de dispositivo fornece uma saída baseada na diferença entre duas entradas. Assim, pode ser dividido em dois estágios: no primeiro estágio, há um amplificador não-inversor em cada uma das entradas e na segunda etapa existe um amplificador diferencial em que as entradas são as saídas dos amplificadores não-inversores. Logo, suas principais características são: alta razão de rejeição de modo-comum, ganho elevado e controlável por uma única resistência e impedância de entrada alta.

Figura 13 - Exemplo de amplificador de instrumentação.



Fonte: Sedra e Smith (2007).

Uma vez que a amplificação dos sinais de entrada opostos é muito maior que a dos sinais de entrada comuns, o circuito fornece uma rejeição de modo-comum descrita por um parâmetro chamado de razão de rejeição de modo-comum (*Common-Mode Rejection Ratio - CMRR*) e pode ser calculada, em decibéis (dB), de acordo com a Equação 1 (BOYLESTAD, 2005).

$$CMRR (dB) = 20 \times \log \frac{A_d}{A_c} \quad (1)$$

Onde, CMRR é a razão de rejeição de modo-comum, A_d é o ganho diferencial do amplificador e A_c é o ganho de modo-comum.

Como os sinais de interferência de 60 Hz são comuns nas duas entradas do amplificador, esses sinais são muito atenuados pelo amplificador de instrumentação. A CMRR deve ser alta, em torno de 80dB a 100 dB, para que o amplificador de instrumentação apresente boa atenuação do sinal de 60 Hz (FERREIRA, 2007; JÚNIOR, 2003). A CMRR é, normalmente, 90 dB que equivale a 31622,78, ou seja, o amplificador amplifica o ruído (entrada comum) mais de 30000 vezes menos do que a diferença das entradas (BOYLESTAD, 2005).

Por outro lado, o ganho diferencial deste amplificador é outra característica importante e caracteriza-se pela quantidade de amplificação aplicada ao sinal de EMG. Além disso, pode-se notar que ele é ajustável por um resistor externo, o que facilita a amplificação do sinal. Do circuito da Figura 13, a tensão de saída é dada pela Equação 2.

$$V_o = k(V_1 - V_2) \quad \text{ou} \quad V_o = \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) \left(\frac{R_4}{R_3}\right) (V_2 - V_1) \quad (2)$$

Onde, V_o é a tensão de saída do amplificador, k é o ganho, V_1 é a tensão no terminal negativo e V_2 é a tensão no terminal positivo, R é um resistor interno e R_p é um resistor externo que é utilizado para determinar o ganho do amplificador.

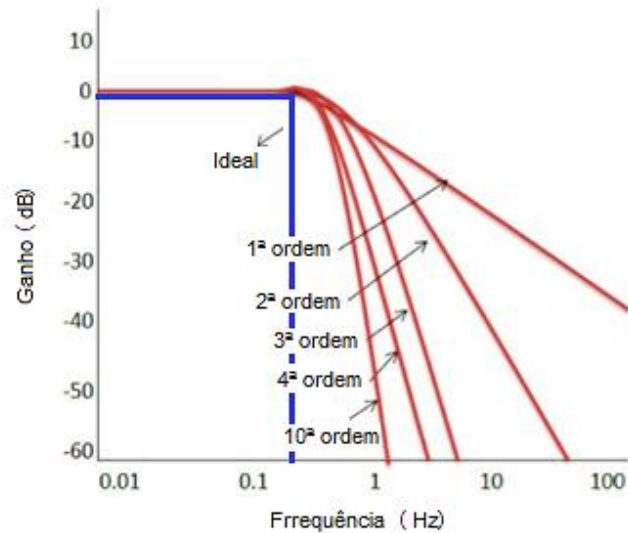
A impedância de entrada em circuitos elétricos é a propriedade de resistência ou oposição ao fluxo de corrente elétrica. Por isso, é necessário tornar compatível a impedância da pele, do eletrodo e do amplificador (VENEZIANO, 2006). A impedância da pele pode ser reduzida pela preparação adequada (raspagem de pelos e limpeza com álcool à 70%), de modo a promover um melhor contato elétrico entre o eletrodo e a pele. Assim, para evitar divisões de tensões indesejáveis e atenuação do sinal, a impedância de entrada do amplificador deve ser a mais alta possível.

2.3.3.2 Filtragem

Os filtros são dispositivos designados para atenuar variações específicas de frequências indesejáveis. Em outra definição, o filtro permite a passagem de sinais com certas frequências e atenua sinais com outras frequências. Considera-se filtro ideal aquele capaz de eliminar por completo as frequências indesejadas. Entretanto, na prática, filtros ideais não podem ser construídos, já que os componentes utilizados na prática não são perfeitos.

Por outro lado, de modo a melhorar a resposta em frequência de um filtro real e tornar seu comportamento mais próximo do ideal, pode-se aumentar a ordem do filtro e, portanto, aumentar a taxa de variação da resposta em frequência. A Figura 14 mostra o gráfico da resposta em frequência de um filtro ideal (curva em azul) em que elimina-se por completo as frequências indesejadas da banda de rejeição e não há distorção na banda passante. Além disso, a resposta em frequência de cinco filtros reais com ordens diferentes (curvas em vermelho). Observa-se que, quanto maior a ordem, mais próximo estará da resposta ideal porém, maior será a sua complexidade.

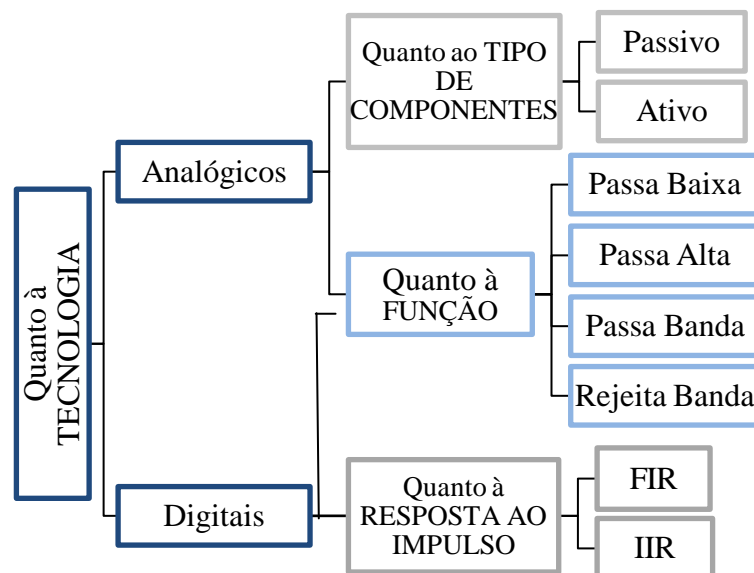
Figura 14 - A resposta em frequência de filtro ideal (em azul) e a resposta em frequência de filtros com ordens diferentes (em vermelho).



Fonte: Modificado de Eletronichub (2017).

Em geral, os filtros são classificados quanto à tecnologia (analógicos ou digitais), quanto aos componentes empregados na sua construção (passivos ou ativos) e quanto à função que deverá ser executada por ele no circuito eletrônico (passa baixa, passa alta, passa banda ou rejeita banda) conforme mostra o esquema da Figura 15.

Figura 15 - Classificação de filtros.



Fonte: Próprio Autor.

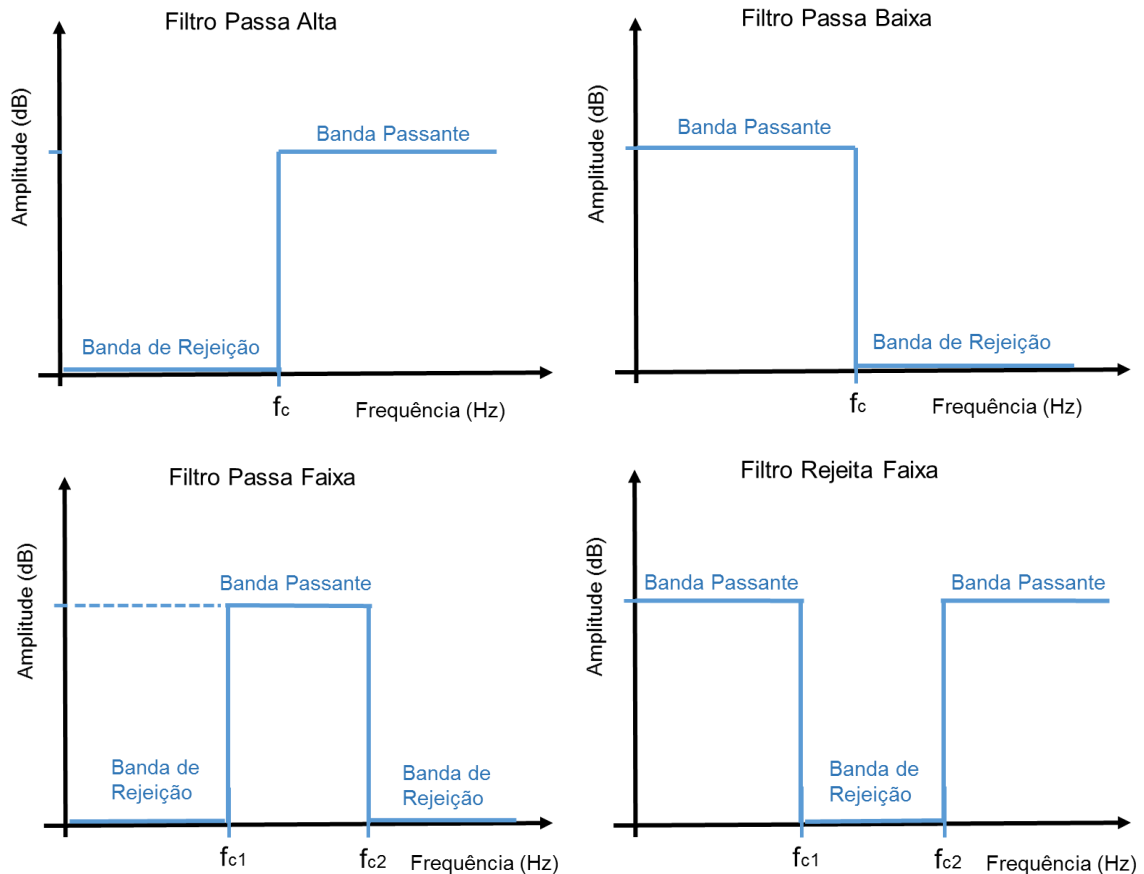
Os filtros analógicos são implementados através de *hardware* e utilizam componentes analógicos na sua construção e, portanto, estão relacionados ao condicionamento do sinal (KONRAD, 2005; MARCHETTI; DUARTE, 2006). Em relação aos componentes fundamentais utilizados, os filtros analógicos são classificados em passivos, quando utilizam apenas resistores, capacitores e indutores; ou ativos quando seus circuitos eletrônicos usam, por exemplo, o amplificador operacional como o dispositivo ativo em combinação com alguns resistores e capacitores.

Já os filtros digitais, como o próprio nome diz, são implementados digitalmente em *softwares* e são muito requisitados para análise dos dados após aquisição e digitalização. Estes filtros podem ser divididos quanto ao tipo de resposta ao impulso (FIR, da sigla em inglês, *Finite Impulse Response* ou IIR, da sigla em inglês, *Infinite Impulse Response*).

Pode-se considerar que os filtros digitais são superiores em seu nível de performance em relação aos filtros analógicos por serem mais precisos, além de serem mais facilmente implementados para ordens maiores. No caso de filtros digitais, quanto maior a ordem do filtro, maior será o custo computacional.

A Figura 16 mostra os diferentes tipos de filtros em relação à sua função no circuito eletrônico. Por exemplo, um filtro passa alta ideal deve atenuar todas as frequências abaixo da frequência de corte (f_c). Da mesma forma, o filtro passa baixa deve eliminar todas as frequências acima da frequência de corte. Os filtros passa banda e rejeita banda possuem duas frequências de corte, no filtro passa banda ideal devem ser eliminadas as frequências fora do intervalo das frequências de corte. Por fim, no filtro rejeita banda devem ser eliminadas as frequências entre as duas frequências de corte (SMITH, 2003).

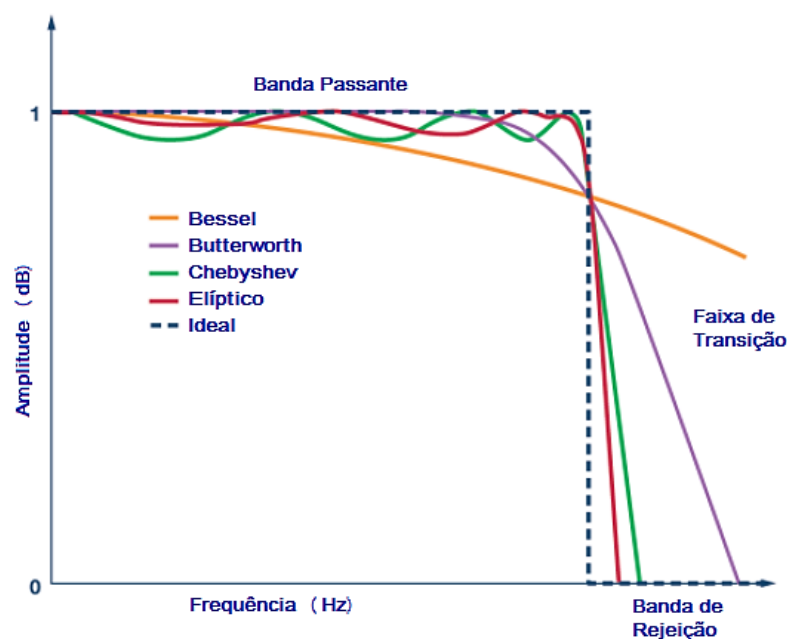
Figura 16 - Resposta em frequência dos filtros passa alta, passa baixa, rejeita faixa e passa faixa.



Fonte: Próprio Autor.

Dos vários tipos de filtros existentes, os mais comuns são: Bessel, Butterworth, Chebychev e Elíptico, a comparação desses filtros reais é mostrada na Figura 17. Portanto, pode-se verificar que o filtro Bessel possui uma banda passante suave, porém possui uma faixa de transição entre a banda passante e a banda de rejeição muito ampla. O filtro Butterworth possui uma banda passante plana com faixa de transição moderada. Já os filtros Chebychev e Elíptico possuem as menores faixas de transição, porém suas bandas passantes são muito distorcidas com pequenas amplitudes de *ripple* (ANALOG, 2017).

Figura 17 - Resposta em frequência para um filtro passa baixa de 4ª ordem tipo Bessel, Butterworth e Chebyshev.



Fonte: Analog (2017).

Portanto, a filtragem é uma etapa crítica do processamento do sinal de EMG, pois é indispensável atenuar variações específicas de frequências indesejáveis. Assim, é preciso diminuir ruídos ou artefatos que poderão estar somados no sinal muscular, de origem fisiológica ou não fisiológica, como visto na seção 2.3.1.

2.4 Eletrodos Multicanais na Literatura

Como dito anteriormente, é preciso considerar a configuração dos eletrodos multicanais, pois diferentes arranjos podem produzir diferentes sinais. Portanto, a revisão bibliográfica foi realizada de modo a encontrar a configuração ideal dos eletrodos (o número ideal de eletrodos, o posicionamento e a distribuição espacial dos eletrodos de EMG no antebraço) para obter informações representativas da ativação muscular durante o movimento da mão, além de seguir as recomendações do SENIAM.

Nos últimos anos, demonstrou-se que a intenção de mover a mão pode ser decodificada usando o reconhecimento de padrões aplicado aos sinais de eletromiografia após processamento. Esta pesquisa foi motivada pela importância de restaurar a função da mão após a amputação ou uma lesão do sistema nervoso, como o AVC (CELADON et al., 2016).

Assim, Drost et al. (2006) fez uma revisão sistemática da literatura e avaliou as aplicações clínicas com a configuração multicanais. Os estudos clínicos abrangeram fadiga muscular, doenças do neurônio motor (da sigla MND, em inglês *Motor Neurone Disease*), neuropatias, miopatias (principalmente em pacientes com canalopatias), atividade muscular espontânea e taxas de disparo da UM. Em princípio, Eletromiografia de Alta Densidade permite alterações patológicas a nível da UM a ser detectado, especialmente alterações nos distúrbios neurogênicos e canalopatias. Outro ponto abordado foi a grande variabilidade nos tipos de eletrodos, posição dos eletrodos, distância entre eletrodos. Dessa maneira, houve uma variação nos resultados, o que impediu a sua reprodutibilidade e, conseqüentemente, sua interpretação. Porém, para aplicações clínicas, a uniformidade na configuração do eletrodo deve ser essencial.

Em 2016, Kilby, Prasad e Mawston (2016b) também fizeram uma revisão da literatura sobre os eletrodos multicanais de eletromiografia de superfície (EMG-S) utilizados na pesquisa para investigar as propriedades dos músculos. Mais de 300 artigos de cinco revistas reconhecidas do período de 2000 a 2013 foram examinados, com apenas 64 indicando o uso de eletrodos multicanal em sua pesquisa. Foi constatado que, de fato, não há uma padronização: existem diversos tipos de eletrodos multicanais. Em relação aos vetores de eletrodos, geralmente, são utilizados de 3 a 16 unidades de eletrodos do tipo pino ou barra, o material utilizado é banhado a Au, Ag ou Ag/Cl e a distância entre eletrodos varia de 2,5 mm a 15 mm. Para a matriz de eletrodos, o material utilizado é principalmente pinos banhados a Au e a distância entre eletrodos varia de 3 mm a 10 mm (KILBY; PRASAD; MAWSTON, 2016b).

Em outro trabalho, os mesmos pesquisadores realizaram um estudo que aborda aspectos do projeto de um eletrodo multicanal para a aquisição do sinal de EMG-S do músculo vasto lateral (KILBY, PRASAD E MAWSTON, 2016a). O eletrodo multicanal desenvolvido possui 11 pinos, onde é configurado dois tipos em software, ou arranjo linear ou configuração laplaciana. O material do eletrodo selecionado possui pinos banhados a ouro com um diâmetro de 4,8 mm e uma distância entre eletrodos de 10 mm. Os sinais da configuração laplaciana foram superiores ao arranjo linear, uma vez que apresentaram melhores definições, semelhantes ao potencial de ação da unidade motora de fibras musculares com eletrodos do tipo agulha. Porém, o artigo apenas se propõe desenvolver uma nova configuração multicanal, sem utilizar técnicas de processamento de sinal para extrair características significativas para fins de classificação dos movimentos.

Existe ainda na literatura o trabalho de Ando et al., (2006), que utilizaram uma matriz de eletrodos de EMG (composta por 48 eletrodos de Prata) para reconhecer o movimento da mão. O artigo descreve o sistema virtual desenvolvido que funciona como o teclado de um computador e é controlado pelo sinal de EMG, onde as combinações dos movimentos da mão foram atribuídas à digitação de um caractere no teclado do sistema de interface. Apesar de utilizar um arranjo com 48 canais, são selecionados apenas 12 eletrodos de EMG empregando a Análise Discriminante Canônica. O sistema, no entanto, não verificou a influência do efeito *crosstalk*, e também não levou em consideração os outros 36 eletrodos da matriz. Além disso não há informações sobre o custo da matriz de eletrodos confeccionada.

Nos últimos anos, os pesquisadores começaram a explorar a classificação dos movimentos dos dedos com o objetivo de estabelecer métodos para o controle de sistemas externos baseado no EMG. A maioria dos estudos abordou a classificação dos movimentos individuais dos dedos (CELADON et al., 2016). Por exemplo, o estudo de Gazzoni et al. (2014) buscou quantificar a atividade muscular do antebraço durante os movimentos do pulso e do dedo por meios de eletrodos multicanais de EMG para identificar a configuração ideal para controle de próteses, exoesqueletos ou órteses. Os sinais de EMG foram adquiridos a partir dos músculos do antebraço através de uma luva do tipo *wearable* que contém uma matriz com 112 eletrodos circulares de Prata com diâmetro de 6 mm e distância entre eletrodos de 15 mm. Assim, foi identificada a distribuição espacial da atividade eletromiográfica de músculos distintos do antebraço durante os movimentos do pulso e dos dedos, através de uma técnica de segmentação. Além disso, foi verificado o efeito da posição da mão na distribuição da atividade do EMG. Portanto, a partir dos resultados desse trabalho é possível direcionar o posicionamento dos eletrodos para determinadas áreas de modo a melhorar o desempenho dos sistemas de classificação de movimentos baseados em EMG. Um pouco mais tarde, De Marchis et al. (2016) também estudou o local eletrofisiológico ideal para posicionar o arranjo linear de eletrodos em aplicações da Estimulação Elétrica Funcional (FES) em neuroreabilitação.

Mais recentemente, o artigo de Malešević et al. (2017) apresentou um método para prever movimentos individuais de dedos a partir da eletromiografia de superfície com a utilização de 16 eletrodos posicionados no antebraço do voluntário. Não foi utilizada a configuração vetor ou matriz de eletrodos, mas sim, 16 eletrodos individuais de Ag/Cl (da empresa 3M) dispostos separadamente nos músculos flexores superficiais e nos músculos extensores superficiais. O algoritmo desenvolvido utiliza modelos escondidos de Markov (HMM) e inferência bayesiana como classificador e o método destina-se para controle em

tempo real de um dispositivo externo como uma prótese multifuncional (MALEŠEVIĆ et al., 2017). O desempenho do classificador foi avaliado e os resultados se mostram semelhantes a outros tipos de classificadores, porém com uma complexidade computacional maior.

Por outro lado, Veneziano (2006) desenvolveu metodologias para a aquisição, o processamento e a interpretação de sinais de EMG em ambientes aquáticos. Para esse estudo, foi utilizado um arranjo linear de oito eletrodos secos, em forma de barras de Ag, com tamanho de 5 mm por 1 mm, distância entre eletrodos de 5mm. Além disso, o objetivo principal do estudo foi verificar a variação na amplitude e outras variáveis eletromiográficas nas superfícies aquáticas. O resultado do trabalho mostrou que o meio aquático não é capaz de alterar a amplitude do sinal de EMG. Entretanto, quando há forte presença de empuxo em água, o esforço muscular é alterado em comparação com o ambiente aéreo, acarretando, por consequência, alteração na amplitude do sinal eletromiográfico de superfície.

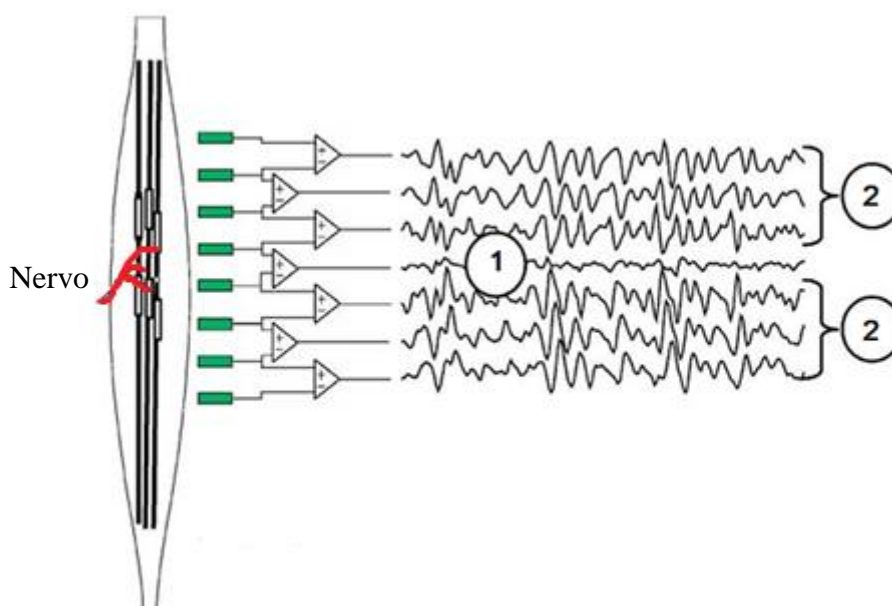
O trabalho de Falla e Farina (2005) teve o objetivo de comparar a velocidade média de condução das fibras musculares e suas alterações ao longo do tempo no músculo do trapézio superior durante uma tarefa repetitiva do membro superior em pessoas com dor crônica no pescoço e em pessoas saudáveis. Para isso, os sinais de EMG de superfície foram detectados utilizando matrizes lineares de quatro eletrodos (eletrodos de Prata na forma de barra, com tamanho de 5 mm x 1 mm e distância entre eletrodos de 10 mm). Assim, concluíram que as propriedades da fibra muscular da membrana do trapézio superior e suas mudanças ao longo do tempo durante a contração dinâmica do membro superior são diferentes em uma amostra de pessoas com dor crônica no pescoço em relação ao grupo de controle. Isso pode estar associado com as alterações histológicas e morfológicas, que foram previamente identificadas em pessoas com dor sobre o músculo trapézio. Já o estudo de Boccia et al. (2016) foi verificada a variação da velocidade de condução (VC) na manifestação da fadiga em um grupo de jovens e outro grupo de idosos ativos. Os sinais dos músculos vasto lateral e medial foram registrados por um vetor de oito eletrodos com distância entre eletrodos de 5 mm da empresa italiana *OT Bioelettronica*. É importante ressaltar que os principais resultados mostraram que nos dois grupos ocorre uma taxa de mudança de VC similar (diminuição da velocidade), assim como para ambos os músculos.

Os eletrodos multicanais são utilizados de maneira fundamental para encontrar o melhor posicionamento dos eletrodos e conseqüentemente melhorar a qualidade dos sinais de EMG de superfície. Diversos métodos são sugeridos na literatura na tentativa de estabelecer o melhor local para posicionar os eletrodos durante a aquisição do sinal de EMG. Um conceito importante chama-se Zona de Inervação muscular (ZI) que é o local de maior inervação ao

longo do ventre muscular (JÚNIOR, 2016). Delagi (1981) sugeriu o posicionamento dos eletrodos no ponto médio entre as inserções musculares. Mais tarde, Dainty e Norman (1987) sugeriram o posicionamento dos eletrodos exatamente sobre a principal ZI muscular. Entretanto, o método mais utilizado atualmente sugere que o sinal EMG seja coletado com os eletrodos posicionados num ponto médio entre a principal ZI muscular e as inserções do músculo de interesse (DE LUCA, 1997; RAINOLDI et al., 2004). Em contrapartida, há a zona tendínea, ou seja, onde estão presentes os tendões e, segundo a literatura, deve-se evitar, pois os potenciais de ação são extintos e não há registro efetivo de sinal de EMG (JÚNIOR, 2016). Independentemente do método utilizado, a determinação da principal ZI é essencial, já que esse local possui uma posição diferente em cada pessoa.

Com relação ao sinal diferencial de EMG, a ZI pode ser identificada pois ocorre uma inversão de fase do sinal, além disso, ocorre o fenômeno de cancelamento de amplitude que acaba por reduzir a energia do sinal (FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2004). Na Figura 18, por meio da análise visual dos sinais diferenciais, é possível identificar a possível Zona de Inervação no músculo (1), bem com as regiões de boa propagação do sinal (2).

Figura 18 - Arranjo linear de eletrodos e ilustração dos sinais diferenciais onde é possível identificar a Zona de Inervação no músculo (1), bem como as regiões de boa propagação do sinal (2).



Fonte: Modificado de Júnior (2016).

2.5 Parâmetros eletromiográficos

Em condições normais, os Potenciais de Ação das diferentes Unidades Motoras (MUAPs) são gerados de forma assíncrona e formam um padrão de sinal de interferência, o chamado sinal de EMG, que é relativamente difícil de interpretar. Consequentemente, vários métodos de processamento são utilizados para extração das características globais do EMG, de forma a simplificar sua interpretação.

De modo geral, quanto maior a força exercida por um músculo, maior o sinal eletromiográfico de superfície. Quando um músculo exerce uma força de baixa intensidade, será recrutado apenas um número limitado de fibras – aquelas com menor limiar de ativação – e essas fibras terão um alto intervalo médio de disparo entre as fibras, ou, equivalentemente, uma baixa taxa de disparo médio. Quando a força requerida do músculo aumenta, a taxa de disparo médio também aumenta. Em um momento, a frequência de disparos alcança um valor máximo e novas unidades motoras são recrutadas, inicialmente com taxa de disparo baixa, que aumenta aos poucos com o crescimento da força. Dessa forma, o aumento sucessivo da taxa de disparo e do número de unidades motoras sendo recrutadas faz que o sinal eletromiográfico fique muito mais denso, causando o aumento de sua amplitude média (PEIXOTO, 2014).

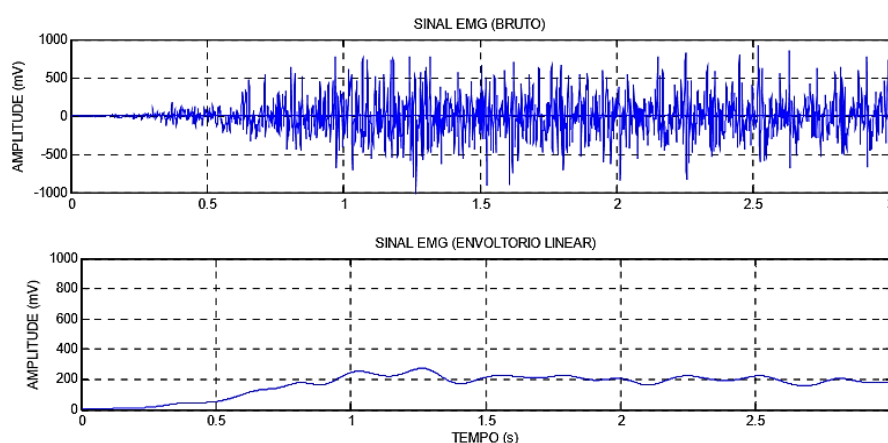
2.5.1 Análise no domínio do tempo

Assim, em aplicações para verificação do nível de atividade do músculo, a principal informação extraída do EMG de superfície está associada à amplitude ou potência do sinal (FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2004) sendo comum o uso de técnicas que procuram quantificar a amplitude média ao longo do tempo. Portanto, o sinal de EMG adquirido durante uma atividade, pode ser avaliado no domínio do tempo, com a utilização de estimadores clássicos, como o valor retificado médio (ARV, da sigla em inglês, *Average Rectified Value*) que consiste em avaliar a média do valor absoluto do sinal de EMG e o valor quadrático médio (RMS, da sigla em inglês, *Root Mean Square*) cuja técnica avalia o nível de atividade do sinal de EMG (PEIXOTO, 2014). Os autores Phinyomark, Phukpattaranont e Limsakul (2012) e Atzori et al. (2014) mostraram que o RMS do sinal de EMG é uma característica útil e simples do domínio do tempo para a classificação do movimento da mão. Por isso, Zhai et al. (2016) propõe que o espectrograma do sinal de EMG é uma característica particularmente

efetiva para discriminar os movimentos da mão e utiliza como método referência o valor RMS.

O envoltório linear também é outro parâmetro utilizado para avaliar o nível de atividade ou a magnitude do sinal de EMG (MARCHETTI; DUARTE, 2006). Após a retificação do sinal, um filtro passa-baixa é utilizado para remover a parte de alta frequência, o que permite avaliar de forma clara a amplitude do sinal, ou o envoltório do sinal de EMG, mostrado na Figura 19.

Figura 19 - Sinal de EMG bruto e o envoltório do sinal de EMG.



Fonte: Marchetti e Duarte (2006).

A velocidade de propagação do Potencial de Ação da UM ao longo das fibras musculares ou Velocidade de Condução da Unidade Motora (VC ou CV, da sigla em inglês, *Conduction Velocity*) fornece informações valiosas sobre o estado do sistema nervoso periférico e também sobre as estratégias de controle do sistema nervoso central (ANDREASSEN, 1987). Anteriormente, a tecnologia de captação mais antiga utilizava sinais eletromiográficos de superfície bipolares e não permitia a estimação confiável da VC. Com o surgimento de tecnologias como o arranjo linear e a matriz de eletrodos, a estimação da velocidade de condução e de sua variação com o tempo se tornou tecnicamente factível.

A Velocidade de Condução é a estimação da velocidade de condução do sinal elétrico, refletindo a excitabilidade da membrana das fibras musculares e relacionado ao diâmetro das fibras, ao tipo de fibra e à taxa de descarga do neurônio motor (POTOČNI; HOLOBAR, 2017). Atualmente, este parâmetro vem sendo extensivamente estudado, pois a fadiga e diferentes condições patológicas alteram a excitabilidade da membrana muscular e, portanto, a velocidade (BECK et al., 2005; BAZZUCCHI et al., 2015; BOCCIA et al., 2015b). A faixa

de valores típicos da velocidade de condução varia entre 3 m/s e 5 m/s e tem valor fisiológico médio normal de 4 m/s (MORITANI; STEGEMAN; MERLETTI, 2004).

Na literatura, a VC começou a ser estimada com base no algoritmo de McGill (1984) aplicado nos sinais de EMG (FARINA; CESCO; MERLETTI, 2002; SOARES, 2007; FARINA; HOLOBAR, 2016). Desta forma, assumindo a VC constante no intervalo calculado, a forma mais comum de determiná-la, uma vez conhecida a distância entre eletrodos (IED) do arranjo linear ou matriz de eletrodos), é estimar o tempo de atraso entre os canais, já que os diversos canais são apenas versões atrasadas uns dos outros. Conseqüentemente, para a estimação da velocidade de condução são necessários pelo menos dois sinais no modo diferencial simples, de forma a se determinar o atraso relativo entre os dois sinais, além disso, os eletrodos precisam estar na direção da fibra muscular. Para estimar esse valor, é comum deslocar um canal em relação à outro e então medir o coeficiente que quantifica o grau de similaridade dos sinais. Alguns exemplos na literatura como Salomoni et al. (2007) e Nishizono, Saito e Miyashita (1979) citam métodos de correlação cruzada ou de estimação da máxima verossimilhança (em inglês, *Maximum Likelihood Estimation*, MLE) em que buscam-se o atraso quando esses coeficientes são máximos.

Farina et al. (2001) e Meste et al. (2001), mostraram que os resultados do cálculo da velocidade ficam mais robustos quando são utilizados três sinais para se determinar o atraso que gera a melhor superposição. Garcia et al. (2004) fizeram um estudo mostrando a interferência da velocidade de condução dos potenciais de ação das unidades motoras no sinal de EMG na detecção de fadiga muscular.

Gazzoni, Botter e Vieira (2017) fizeram uma revisão específica para fornecer uma visão abrangente do estudo da manifestação mioelétrica durante fadiga utilizando eletrodos de superfície do tipo multicanais. A fadiga, quando analisada ao nível do sistema neuromuscular, é classicamente definida como um declínio da força máxima que os músculos podem gerar. Assim, na fadiga, a capacidade das fibras musculares é reduzida para produzir força, mesmo na presença de excitação do neurônio motor via mecanismos espinhais. A principal variável fisiológica presente na literatura para o estudo da fadiga é a velocidade de condução. Além disso, com a utilização de um sistema multicanal, o estudo pode avaliar manifestações mioelétricas regionais da fadiga.

Boccia et al (2015a) utilizaram a eletromiografia de superfície para determinar de forma não invasiva se os músculos vasto lateral (VL) e vasto medial oblíquo (VM) são igualmente afetados pela atrofia da fibra relacionada à idade. Portanto, a pesquisa foi realizada em um grupo de jovens e outro grupo de idosos ativos, foram utilizados um arranjo

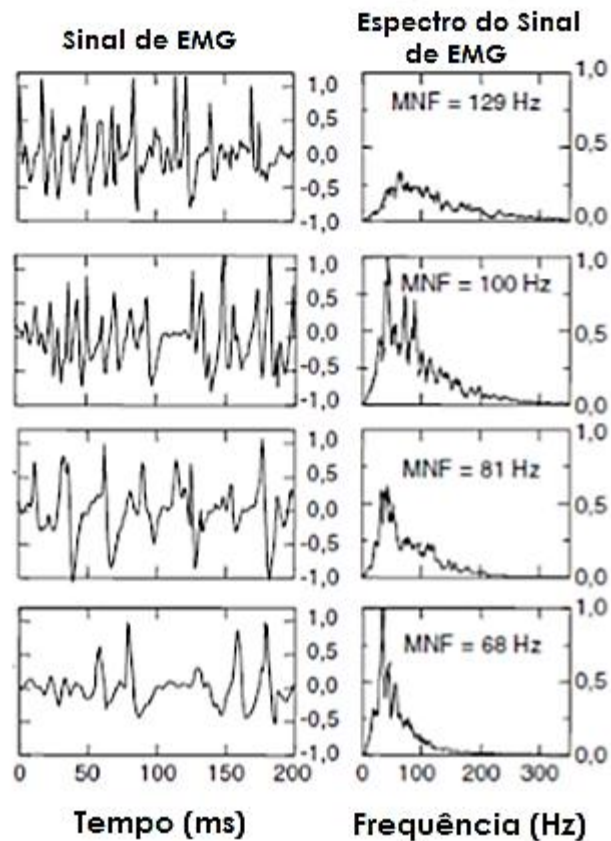
linear de oito eletrodos da empresa italiana *OT Bioelettronica* e o estimador da velocidade de condução das fibras musculares. Segundo a literatura, a VC demonstra estar relacionada ao tamanho das fibras musculares recrutadas. O trabalho demonstrou que os valores da VC apresentaram comportamentos diferentes nos dois músculos. A estimativa no músculo VL, foi maior nos jovens do que nos idosos, enquanto que tal diferença não foi observada no músculo VM.

Mais recentemente, Potočník e Holobar (2017) estudaram modelos matemáticos para estimar a velocidade de condução (VC) a partir da eletromiografia de superfície. Entre eles, um modelo baseado em fluxo óptico proposto recentemente por Sonka, Hlavac e Boyle (2015) que demonstra uma estimativa da VC para sinais de EMG adquiridos em modo monopolar. Assim, este método foi modificado para compensar a variação da forma espacial do MUAP, de modo a se tornar mais realista a estimativa da velocidade de condução utilizando o modo bipolar. Para a validação do método, foi utilizada a simulação de uma matriz de eletrodos com dez eletrodos circulares de 0,5 mm de diâmetro e 5 mm de IED.

2.5.2 Análise no domínio da frequência

Além dos estimadores de amplitude, algumas aplicações do EMG de superfície utilizam o domínio da frequência, ou seja, o espectro de densidade de potência (PSD, da sigla em inglês, *Power Spectrum Density*) ou a distribuição tempo-frequência do sinal de EMG para inferir as propriedades da membrana das fibras ativas, por exemplo, durante o desenvolvimento da fadiga muscular. Soares (2007) e Peixoto (2014) afirmam que o efeito da fadiga sobre o sinal de EMG está relacionado com mudanças no espectro de frequência, ou seja, uma diminuição dos valores dos estimadores de frequência. Mais especificamente, na literatura, um efeito bem conhecido em sinais eletromiográficos medidos durante contrações isométricas é o deslocamento do espectro de frequências para a esquerda – ou para as frequências mais baixas. Como demonstra a Figura 20 que mostra os sinais de EMG e os seus respectivos espectros medidos após 0, 30, 60 e 90 segundos da contração.

Figura 20 - Deslocamento do espectro do sinal de EMG em decorrência da fadiga muscular



Fonte: Modificado de Merletti e Parker (2004).

Logo, é comum o uso de dois parâmetros no domínio da frequência para tentar quantificar esse deslocamento para a esquerda: a frequência mediana (MDF, da sigla em inglês, *Median Frequency*) que é a frequência que divide o PSD em duas bandas espectrais de mesma área e a frequência média (da sigla MNF, em inglês, *Mean Frequency*) que é a média ponderada de todas as frequências do PSD.

Na literatura, os estimadores de amplitude e frequência são, geralmente, utilizados em conjunto (PEIXOTO, 2014). Garcia et al. (2004) fizeram um estudo que mostra a interferência da VC e da MDF no sinal de EMG para detecção de fadiga muscular.

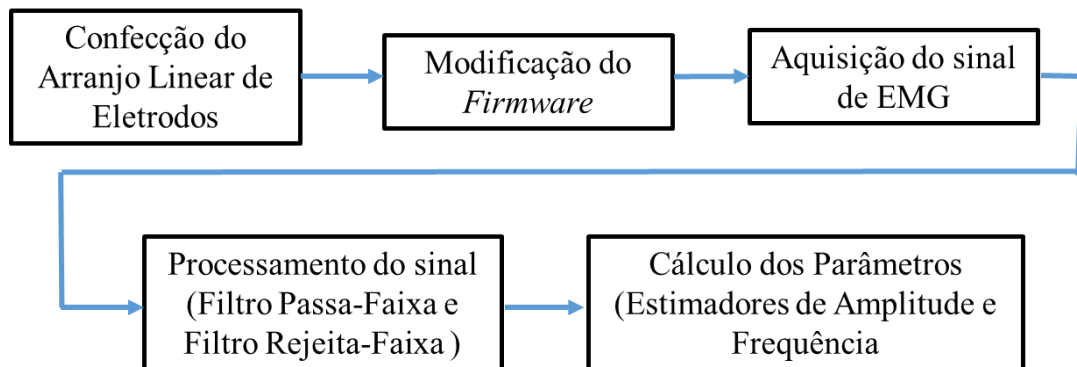
Por outro lado, esses métodos clássicos citados para extração de características globais do sinal de EMG, são influenciados pelas propriedades dos Potenciais de Ação (PAs) das unidades motoras ativas (DIMITROVA; DIMITROV, 2003; FARINA; CESCONE; MERLETTI, 2002). Portanto, dependem da anatomia do músculo, do sujeito e das condições musculares. Na última década, foram propostos métodos para decomposição do sinal de EMG de superfície e extração das características da Unidade Motora individual.

Farina e Holobar (2016) revisou os métodos mais atuais de processamento do sinal EMG de superfície para caracterizar de forma confiável as UMs individuais. Os métodos utilizam a separação cega de fontes e técnicas de decomposição do EMG. Por exemplo, a partir das temporizações de descarga da UM, podem ser extraídas informações sobre a entrada sináptica recebida pelos neurônios motores correspondentes. Assim, a decomposição do sinal de EMG-S forneceu base para o estudo de condições patológicas, como o tremor patológico. Recentemente, o tremor da doença de Parkinson foi caracterizado ao nível da unidade motora individual com decomposição do EMG superficial (HOLOBAR et al., 2012).

3 METODOLOGIA

Este capítulo aborda o desenvolvimento do sistema de arranjo linear de eletrodos para eletromiografia de superfície como também a implementação dos parâmetros eletromiográficos para análise da motricidade fina dos dedos. Um esquema geral da metodologia é visualizado na Figura 21 e será detalhada no decorrer deste capítulo. Assim, são apresentados os métodos para a confecção do arranjo linear de oito eletrodos e a maneira como foi realizada a modificação do *firmware* da placa do OpenBCI de modo a aumentar a taxa de amostragem. Em seguida, foi realizada a aquisição do sinal de EMG e o processamento do sinal com o uso de filtros passa faixa e rejeita faixa a fim de atenuar as frequências dos artefatos. Por fim, foram realizados os cálculos dos parâmetros eletromiográficos de amplitude e frequência.

Figura 21 - Esquema geral da metodologia utilizada.



Fonte: Próprio autor.

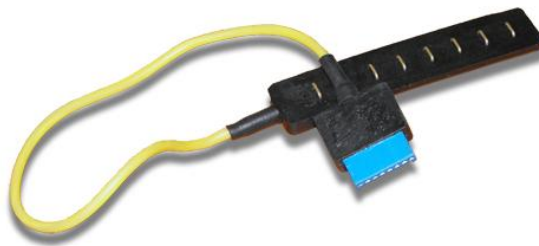
3.1 Confecção do arranjo linear de eletrodos

Após a pesquisa bibliográfica do Capítulo 2, para desenvolvimento do arranjo linear de eletrodos neste trabalho, o principal requisito se tornou atender todas as recomendações de grupos reconhecidos, como o SENIAM, que buscam criar uma padronização para o sinal de eletromiografia de superfície (HERMENS et al., 2000b). Portanto, todas as configurações do arranjo proposto como tamanho, forma e material do eletrodo e distância entre eletrodos para estão em conformidade com o SENIAM.

Atualmente, a empresa italiana *OT Bioelettronica* é uma das principais empresas no mercado que fabricam vetores ou matrizes de eletrodos para eletromiografia de superfície.

Este tipo de eletrodos multicanais é um dos mais utilizados na literatura (SOARES, 2007; TOMÉ, 2015; BOCCIA, 2015a; POTOČNI; HOLOBAR, 2017), porém o custo do produto mais simples é aproximadamente R\$ 650,00. Assim, o arranjo linear de eletrodos proposto foi desenvolvido baseado no produto da *OT Bioelettronica* de maneira a baratear o custo deste tipo de equipamento. A Figura 22 mostra o vetor de eletrodos que possui 8 canais, com contatos elétricos em liga de prata (Ag/AgCl) em formato de fio de 5 mm de comprimento e distância entre eletrodos de 10 mm.

Figura 22 - Vetor de 8 canais da empresa *OT Bioelettronica*.



Fonte: *OT Bioelettronica* (2016).

O arranjo proposto também foi inspirado no equipamento chamado *Myo* fabricado pela empresa *Thalmic Labs* (Figura 23). Este *wearable* é um dispositivo de reconhecimento de gestos em formato de pulseira que envolve o antebraço e pode ser utilizada tanto para entretenimento, em videogames ou controlando mídia, como em uso profissional, em apresentações. O *Myo* funciona bem para identificar alguns tipos de gestos e possui um preço relativamente acessível em torno de R\$ 1300,00 (incluindo os impostos de exportação). Apesar disso, sua taxa de amostragem é muito baixa (200 Hz), possui resolução de 8 bits e só pode ser utilizado envolvendo o antebraço, devido ao seu formato de pulseira.

Figura 23 - Equipamento *Myo* da empresa *Thalmic Labs*.



Fonte: MYO ARMBAND, 2017.

Desta forma, para a confecção da base do arranjo vetorial foi utilizada uma faixa na forma de pulseira de modo a melhorar a fixação na pele e segurar os eletrodos que viriam a ser encaixados. O material que foi utilizado é conhecido como Neoprene (Figura 24), cujas características principais são flexibilidade, elasticidade e resistência.

Figura 24 - Material utilizado na faixa, conhecido como Neoprene.



Fonte: KOBAKANT DIY - WEARABLE TECHNOLOGY DOCUMENTATION, 2017.

Em seguida, foram inseridos os oito eletrodos de Ag/AgCl em formato circular, com 8 mm de diâmetro, em conformidade com o SENIAM. Foram utilizados os eletrodos adesivos da marca 3M, já consolidada no mercado, assim como o cabo foi desenvolvido utilizando os conectores do tipo *snap* para ECG, conforme mostra a Figura 25.

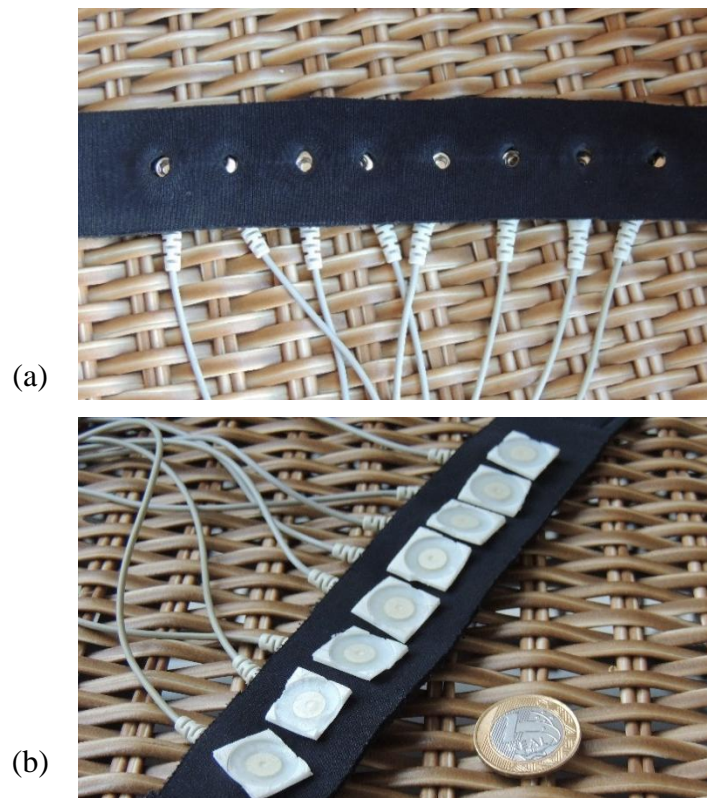
Figura 25 - Eletrodos utilizados na confecção do arranjo linear de eletrodos.



Fonte: Próprio autor.

Uma distância entre eletrodos de 20 mm foi escolhida conforme as recomendações do SENIAM e de modo semelhante ao produto da empresa *OT Bioelettronica* da Figura 22. A parte de trás do arranjo proposto com e sem eletrodos pode ser visto na Figura 26 e a parte da frente pode ser observada na Figura 27.

Figura 26 - (a) Parte de trás do arranjo linear desenvolvido com os eletrodos; (b) Parte de trás do arranjo linear desenvolvido sem os eletrodos.



Fonte: Próprio autor.

Figura 27 - Parte de frente do arranjo linear de eletrodos desenvolvido.

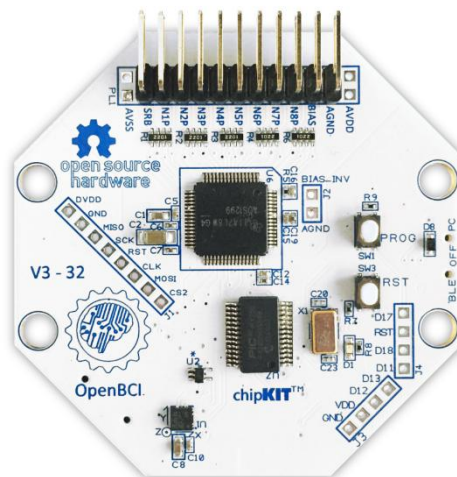


Fonte: Próprio autor.

3.2 Aquisição do sinal

Com o arranjo linear de eletrodos finalizado, foi iniciada a aquisição dos sinais. Para aquisição dos sinais de EMG, devido às suas características, foi utilizada a placa *OpenBCI*. O *OpenBCI* é uma plataforma de Interface Cérebro-Computador do tipo *open-source* portanto, versátil e acessível (Figura 28). A principal vantagem observada na placa é que ela permite medir e registrar a atividade elétrica cerebral (EEG), atividade muscular (EMG) e atividade cardíaca (ECG), assim como transferir os dados para um computador de forma sem fio e em tempo real.

Figura 28 - Placa do OpenBCI.



Fonte: OpenBCI (2017).

Tecnicamente, a placa do *OpenBCI* é construída em torno do chip ADS1299 da *Texas Instruments*. O ADS1299 contém oito canais diferenciais, baixo nível de ruído, CMRR de 110 dB, ganho programável, taxa de amostragem de 250 Hz a 16 kHz e também um conversor Analógico-Digital interno do tipo sigma-delta de 24 bits (OPENBCI, 2017). Assim, devido às suas características, é muito utilizado para medição dos sinais bioelétricos. Além disso, a placa possui um microcontrolador da ATMEL, o ATmega328P, de 8 *bits* integrado e reprogramável. A transmissão de dados é realizada utilizando o RFDigital RFD22301, *Bluetooth* de baixa energia (BLE). A placa utiliza uma bateria DC de 6 V a 12 V e é possível gravar os dados no cartão de memória mini-SD. Portanto, o *OpenBCI* possui várias vantagens: um custo relativamente baixo (em torno de R\$ 2500,00 incluindo impostos de exportação) em relação à equipamentos de aquisição do EMG com vários canais (equipamento nacional em torno de R\$ 9000,00), comunicação sem fio, baixo consumo, reprogramável e pequeno. Além disso, o *OpenBCI* funciona com eletrodos do tipo passivo ou ativo (UDOVIČIĆ; TOPIĆ; RUSSO, 2016).

Outra característica importante é que a placa possui um *software* compatível (o *OpenVibe*) que pode ser utilizado para plotagem dos sinais, processamento em tempo real e gravação de dados em diferentes formatos. O *OpenVibe* é um *software open-source*, voltado para utilização em sinais de bioelétricos, principalmente EEG e EMG. Além de possuir uma enorme quantidade de ferramentas de processamento, possui uma forma de programação amigável. Na literatura, o *OpenBCI* é muito utilizado em trabalhos com sinais bioelétricos, como citado por Niezen, Eslambolchilar e Thimbleby (2016), cujo artigo compara dez projetos de saúde do tipo *opensource*.

Primeiramente, para aquisição de sinais de EMG com a utilização do *OpenBCI*, foi necessário modificar o *firmware* da placa, cuja taxa de amostragem padrão é de 250 Hz por canal, pois a placa foi projetada principalmente para aplicações com o sinal de EEG. Como as aplicações nesse trabalho utilizam o sinal de EMG e possuem até 500 Hz, o *firmware* precisou ser modificado para alterar a taxa de amostragem para 1 kHz.

Para iniciar essa modificação foi notado que o microcontrolador ATmega328P presente na placa *OpenBCI* é compatível com a IDE do Arduino. O *firmware* do *OpenBCI* já vem instalado de fábrica e, como foi preciso alterar a taxa de amostragem via código, a IDE do Arduino foi utilizada. Em seguida, foi verificado que o microcontrolador se comunica com o chip ADS1299 através da comunicação SPI e a função *WREG* () que é disponibilizada no *firmware* do *OpenBCI* é responsável pela troca de dados. Assim, após estudos do *datasheet* do chip ADS1299, verificou-se que o registrador CONFIG1 (endereço 0x01) inicia, por

padrão, configurado com valor 0xB6, que significa uma frequência de amostragem de 250 Hz, portanto, ao modificar esse valor, a frequência de amostragem é modificada. Assim, a função de comunicação (WREG(CONFIG1,0xB4,BOARD_ADS)) foi utilizada de modo que o valor 0xB4 significa uma frequência de amostragem de 1 kHz.

Em seguida, para a comunicação sem fio suportar a nova taxa de amostragem, foi preciso diminuir o número de dados transferidos. O conversor analógico-digital do ADS1299 utiliza uma resolução de 24 *bits* que são distribuídos em 3 *Bytes* diferentes. Anteriormente, para a taxa de amostragem de 250 Hz, a transferência de dados era realizada utilizando os 3 *Bytes*, com os dados convertidos e enviados *Byte* por *Byte*. Após o aumento da frequência de amostragem, o primeiro *Byte* é convertido e enviado, em seguida, o segundo *Byte* é convertido e enviado, porém o último *Byte* (o menos significativo) é eliminado e a transferência de dados utiliza apenas 2 *Bytes*. Assim, foi preciso diminuir a resolução de 24 *bits* para 16 *bits*. Depois das mudanças do *firmware* do *OpenBCI*, foi necessário gravar o novo código utilizando o *dongle* do *OpenBCI*, para isso utilizou-se o tutorial de gravação disponível no *site* da placa.

Após as modificações no *firmware* da placa do *OpenBCI*, foi desenvolvida uma case para armazenar a placa do *OpenBCI*. Além disso, a case possui um conector DB9 para ligar o cabo do arranjo de eletrodos desenvolvido, presente na Figura 29. Portanto, com o equipamento de EMG concluído, pode-se realizar a aquisição dos sinais de EMG.

Figura 29 - Equipamento de EMG.

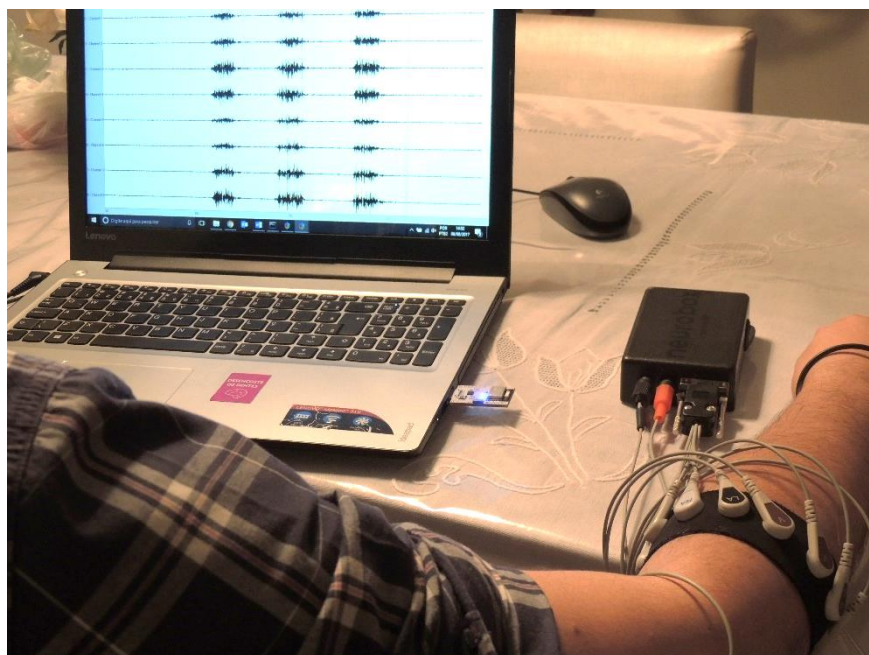


Fonte: Próprio autor.

Assim, antes da colocação do eletrodo, a superfície da pele do voluntário foi preparada com raspagem dos pelos e limpeza com álcool a 70% de modo a melhorar o contato eletrodo-

pele e reduzir a impedância entre eles. Em seguida, o arranjo linear de eletrodos foi colocado em volta do antebraço direito do voluntário, conforme a Figura 30, onde o canal C1 está, principalmente, sob o músculo braquiorradial, o canal C2 sob o músculo extensor radial do carpo, os canais C3 e C4 sob o músculo extensor dos dedos, o canal C5 sob o músculo extensor ulnar do carpo, o canal C6 e C7 sob o músculo flexor ulnar do carpo e o canal C8 sob o músculo flexor profundo dos dedos e músculo flexor superficial dos dedos. Também foram colocados os eletrodos de referência e terra na parte do braço e cotovelo do voluntário. A Figura 30 também mostra o processo de aquisição e envio de dados para o computador de forma sem fio, via *Bluetooth*. Logo depois, na primeira parte do procedimento, o voluntário foi instruído a deixar o braço em cima da mesa com a palma da mão relaxada e, em seguida, foi realizada a elevação ou extensão do dedo polegar por 3 segundos. Da mesma forma, foram realizadas as aquisições para os outros dedos, ou seja, indicador, médio, anelar e mínimo. Ainda, de maneira a verificar os movimentos de extensão dos dedos em um único sinal, uma nova aquisição foi realizada, nesta segunda aquisição, o voluntário foi instruído novamente a deixar o braço em cima da mesa com a palma da mão relaxada e então realizar a extensão dos dedos na seguinte ordem: polegar, indicador, médio, anelar e mínimo, durante 2 segundos cada movimento.

Figura 30 - Sistema de arranjo linear de eletrodos desenvolvido: Processo de aquisição e envio do sinal de EMG para o computador via *Bluetooth*.



Fonte: Próprio autor.

Posteriormente, de forma a verificar os movimentos de flexão dos dedos, foi realizada uma nova aquisição semelhante a primeira, porém agora para o movimento de flexão do dedo. Nesta terceira aquisição foram capturados cinco vezes cada movimento do dedo (flexão do polegar, indicador, médio, anelar e mínimo) de modo verificar a análise estatística.

Em seguida, o arranjo linear de eletrodos foi retirado e, logo depois, colocado na direção paralela à fibra muscular, conforme a Figura 31. No quarto tipo de aquisição, o voluntário foi então instruído a deixar a mão com a palma para cima, em posição relaxada. No instante do movimento, efetuar apenas um movimento da mão por meio da flexão do punho e retornar para a posição inicial, sendo realizado quatro vezes a cada 2 segundos.

Figura 31 - Localização do arranjo linear de eletrodos na direção paralela à fibra muscular.



Fonte: Próprio autor.

3.3 Processamento dos Sinais

Após a utilização do *software OpenVibe* para gravação dos sinais de EMG captados com o sistema de arranjo linear desenvolvido, os arquivos foram importados para o *software MATLAB 2012*, de modo a realizar o processamento dos sinais, ou seja, a filtragem do sinal e o cálculo dos parâmetros do EMG para posteriores análises.

Portanto, no *software MATLAB 2012*, foram desenvolvidos filtros digitais do tipo *Butterworth* para eliminar as frequências indesejadas. Este tipo de filtro foi escolhido dentre as opções (*Butterworth* ou *Chebyshev*) pois é o que possui uma resposta em frequência mais plana na banda passante como mostrado no Capítulo 2.

Logo, foi implementado um filtro digital passa-faixa com frequência de corte de 30 Hz a 499 Hz do tipo *Butterworth* de 4ª ordem para evitar, principalmente, o efeito de *aliasing* (de maneira a garantir o Teorema de Amostragem), e também atenuar frequências de outros tipos

de sinais bioelétricos, as frequências maiores do EMG e a tensão DC. Além de um filtro digital do tipo rejeita-faixa com frequência de corte de 59 Hz a 61 Hz do tipo *Butterworth* de 4ª ordem para atenuação do ruído de 60 Hz da rede elétrica.

Posteriormente, de modo a identificar a Zona de Inervação do voluntário, foi realizada a inspeção visual de todos os sinais de EMG captados e, em seguida, a subtração de um canal pelo adjacente consecutivo, por exemplo, Canal 1 menos o Canal 2 (C1-C2) e assim por diante, resultando em sete sinais (C1-C2, C2-C3, C3-C4, C4-C5, C5-C6, C6-C7, C7-C8). Em outra etapa, foi realizada uma sequência de ampliações (*zoom*) e cortes no sinal EMG, no qual foi utilizado o *software MATLAB*.

Por outro lado, os sinais de EMG captados antes da etapa de corte foram utilizados para o cálculo dos parâmetros eletromiográficos e análises no domínio do tempo e da frequência. O sinal de EMG adquirido durante uma atividade, foi avaliado com o uso de técnicas que procuram quantificar a amplitude média ao longo do tempo, com a utilização de estimadores clássicos como valor retificado médio, valor quadrático médio e velocidade de condução.

Além dos estimadores de amplitude, algumas aplicações do EMG de superfície utilizam o domínio da frequência, ou seja, o espectro de densidade de potência (PSD, da sigla em inglês, *Power Spectrum Density*) ou a distribuição tempo-frequência do sinal de EMG para inferir as propriedades da membrana das fibras ativas, por exemplo, durante o desenvolvimento da fadiga muscular. É comum o uso de dois parâmetros no domínio da frequência para tentar quantificar esse deslocamento para a esquerda: a frequência mediana e a frequência média.

Desse modo, foram desenvolvidos no *MATLAB* os algoritmos para plotar os sinais de EMG e calcular os parâmetros de amplitude e frequência como Valor Retificado Médio, Valor Quadrático Médio, Velocidade de Condução, Frequência Mediana e Frequência Média.

3.3.1 Cálculo do Valor Retificado Médio

O valor retificado médio (ARV, da sigla em inglês, *Average Rectified Value*) consiste em avaliar a média do valor absoluto do sinal de EMG (MERLETTI; PARKER, 2004). Pode-se utilizar a retificação de meia onda (HWR, da sigla em inglês, *Half-Wave Rectification*) onde ocorre a retificação ou rebatimento do semiciclo positivo do sinal enquanto que o semiciclo negativo é eliminado (Equação 3) desse modo parte da energia do sinal é eliminada.

$$HWR_i = \begin{cases} x_i & \text{se } x_i \geq 0 \\ 0 & \text{se } x_i < 0 \end{cases} \quad (3)$$

Onde x_i é a i -ésima amostra do sinal eletromiográfico e HWR_i é a i -ésima amostra do sinal retificado.

Também existe a retificação de onda completa (FWR, da sigla inglês, *Full-Wave Rectification*) que é mais utilizada na literatura (ROGERS; KUKULKA; SODERBERG, 1992) visto que toda a energia contida no sinal é aproveitada. Nela ocorre tanto a retificação do semiciclo positivo do sinal quanto o negativo, como mostra a Equação 4.

$$FWR_i = |x_i| \quad (4)$$

Onde x_i é a i -ésima amostra do sinal eletromiográfico e FWR_i é a i -ésima amostra do sinal retificado.

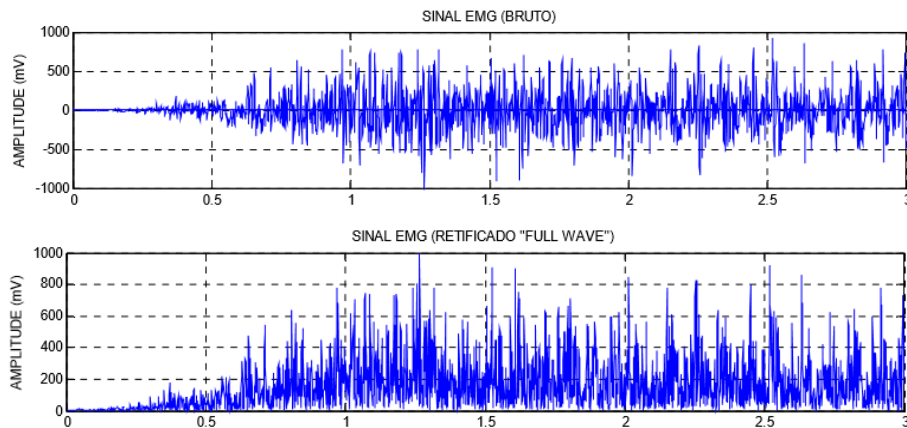
Assim, ao utilizar a FWR, para verificar a média do valor absoluto é utilizada uma janela de tempo, com valores típicos de 50 ms, 500 ms, 1 s ou 2 s (DE LUCA, 1997), em seguida, é calculado o somatório das amostras do sinal retificado e o resultado é dividido pelo número de amostras da janela. Matematicamente é descrita pela Equação 5.

$$x_{ARV} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N FWR_i \quad (5)$$

Onde x_{ARV} é o valor retificado médio, N é o número de amostras da janela e FWR_i é a i -ésima amostra do sinal retificado.

A Figura 32 mostra um exemplo do sinal de EMG bruto e o sinal de EMG retificado do tipo FWR.

Figura 32 - Sinal de EMG bruto e o sinal de EMG retificado.



Fonte: Marchetti e Duarte (2006).

Portanto, a partir desses conceitos, foi criada uma rotina no *MATLAB* para o cálculo do ARV utilizando a retificação de onda completa ou FWR. De forma a verificar o parâmetro ARV em função do tempo, foi utilizada uma janela de tempo de 50 ms e, para cada janela, foi calculada a média do valor absoluto em cada canal. O tamanho da janela foi escolhido de modo que, entre os valores típicos de janelas, é o que possui a maior resolução.

3.3.2 Cálculo do Valor Quadrático Médio

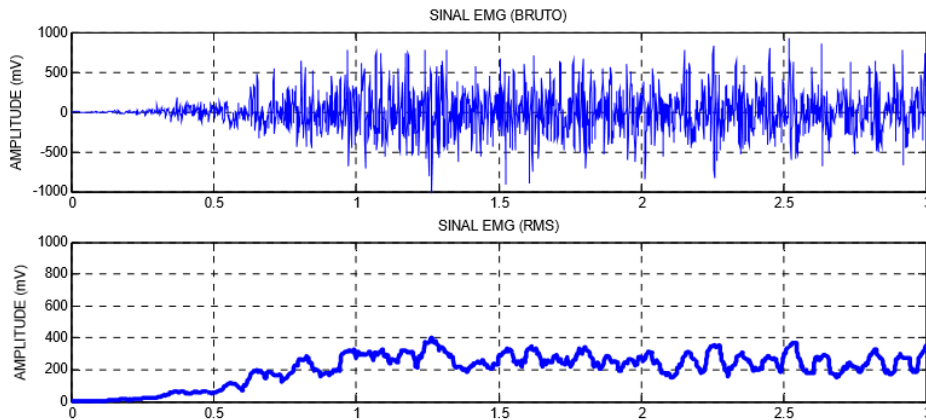
O valor quadrático médio (RMS, da sigla em inglês, *Root Mean Square*) é uma técnica para avaliar o nível de atividade do sinal de EMG (MERLETTI; PARKER, 2004). Dessa forma, o valor da amplitude do sinal é elevado ao quadrado e calculada a média, como descrito na Equação 6. Além disso, pode-se associar a técnica de RMS a um intervalo de tempo determinado, o que constitui o RMS móvel, utilizado para observar as alterações do sinal EMG em função do tempo. Para isso, uma janela de tempo é movida ao longo do sinal adquirido e o RMS é calculado para janela. Esta janela pode ser sobreposta, o que permite uma grande continuidade do sinal EMG. A janela típica para o RMS móvel é de 50 ms a 200 ms, que se correlaciona com o tempo de resposta muscular (DE LUCA, 1997).

$$x_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_n|^2} \quad (6)$$

Onde x_{RMS} é o valor RMS, N é o número de amostras da janela e x_n é a n -ésima amostra do sinal eletromiográfico.

A Figura 33 mostra um exemplo do sinal de EMG bruto e o sinal RMS.

Figura 33 - Sinal de EMG bruto e o sinal RMS.



Fonte: Marchetti e Duarte (2006).

Em seguida, a partir dessas considerações, também foi criada uma rotina no *MATLAB* para o cálculo do RMS. De forma a verificar o parâmetro RMS em função do tempo, foi utilizada uma janela de tempo de 50 ms e, para cada janela, foi calculado o valor do RMS em cada canal. O tamanho da janela foi escolhido de modo que, entre os valores típicos de janelas, é o que possui a maior resolução.

3.3.3 Cálculo da Velocidade de Condução

A velocidade de propagação do Potencial de Ação da UM ao longo das fibras musculares ou Velocidade de Condução da Unidade Motora (VC ou CV, da sigla em inglês, *Conduction Velocity*) é a estimativa da velocidade de condução do sinal elétrico. Dessa forma, assumindo a VC constante no intervalo calculado, a forma mais comum de determiná-la, uma vez conhecida a distância entre eletrodos (IED) do arranjo linear (ou matriz de eletrodos), é estimar o tempo de atraso entre os canais, já que os diversos canais podem ser considerados como versões atrasadas uns dos outros. Para estimar esse valor, deve-se deslocar um canal em relação a outro e então medir o coeficiente que quantifica o grau de similaridade dos sinais, buscando o atraso em que os coeficientes de correlação são máximos.

Assim, o procedimento foi baseado no método de Correlação Cruzada entre os sinais. A correlação cruzada é uma medida de similaridade entre dois sinais em função de um atraso aplicado a um deles. Ou seja, o deslocamento do tempo onde a função da correlação cruzada é

máxima pode ser usado como um estimador do atraso entre os sinais e, conseqüentemente, da velocidade. Portanto, calculado o atraso ou intervalo de tempo (Δt) e sabendo a distância entre os eletrodos (IED), a velocidade de condução pode ser calculada de acordo com a Equação 7.

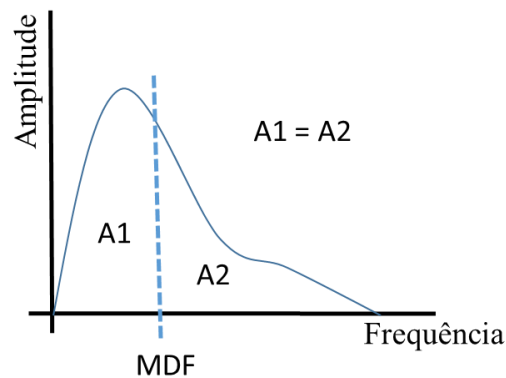
$$VC = \frac{IED}{\Delta t} \quad (7)$$

Logo, foi criada uma rotina no *MATLAB* para o cálculo da velocidade média entre cada canal.

3.3.4 Cálculo da Frequência Mediana

A frequência mediana (MDF, da sigla em inglês, *Median Frequency*) é a frequência que divide o PSD em duas bandas espectrais de mesma área (FARINA; MERLETTI, 2000). A Figura 34 mostra um exemplo de PSD com a divisão do gráfico em duas áreas iguais ($A1 = A2$), o que resulta no valor da MDF.

Figura 34 - Esquema do PSD dividido em duas áreas iguais para determinação do valor da MDF.



Fonte: Próprio Autor.

Para o cálculo da MDF, primeiro é necessário encontrar a Transformada de Fourier (FFT) do sinal e, posteriormente, calcular o espectro de potência do sinal, de acordo com a Equação 8.

$$P = |Y|^2 \quad (8)$$

Onde Y é a Transformada de Fourier do Sinal

Em seguida, o objetivo é encontrar a frequência que divide o PSD em duas áreas iguais, ou seja, a amostra i_{med} , que corresponde à frequência mediana f_{med} , por meio da solução da Equação 9.

$$\sum_{i=1}^{f_{med}} P_i = \sum_{i=f_{med}}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i \quad (9)$$

Onde f_{med} é a frequência mediana, P_i é o i -ésima linha de potência do espectro e M é o maior harmônico considerado.

Da mesma forma, pode-se analisar o gráfico da MDF em função de tempo, ao realizar o cálculo em janelas do sinal com duração típica de 50 ms, 500 ms ou 1 s (DE LUCA, 1997). É possível observar que essa variável quantifica de forma efetiva o deslocamento do espectro.

Posteriormente, a partir dessas considerações, foi criada uma rotina no *MATLAB* para o cálculo da MDF, onde primeiro foi necessário encontrar a Transformada de Fourier do sinal e, em seguida, o valor MDF. De forma a verificar o parâmetro MDF em função do tempo, foi utilizada uma janela de tempo de 50 ms e, para cada janela, foi calculado o valor MDF em cada canal. O tamanho da janela foi escolhido de modo que, entre os valores típicos de janelas, é o que possui a maior resolução.

3.3.5 Cálculo da Frequência Média

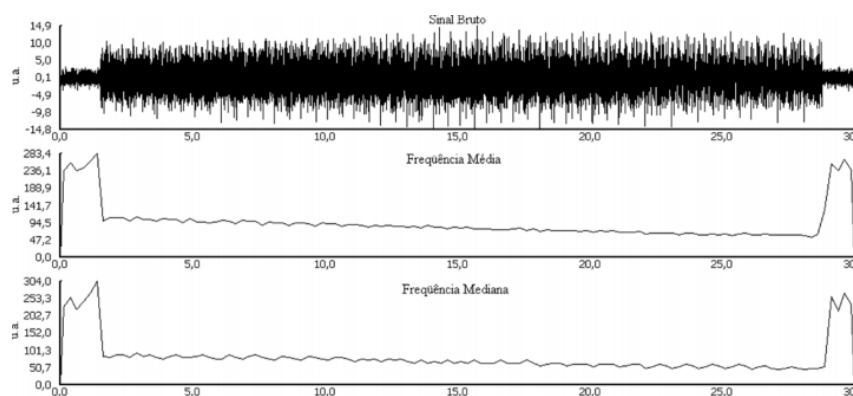
A frequência média (da sigla MNF, em inglês, *Mean Frequency*) é a média ponderada de todas as frequências do PSD (FARINA; MERLETTI, 2000) e pode ser encontrada pela Equação 10.

$$x_{MNF} = \frac{\sum_{i=1}^{f_s/2} f_i P_i}{\sum_{i=1}^{f_s/2} P_i} \quad (10)$$

Onde f_s é a frequência de amostragem, f_i é a i -ésima frequência considerada e P_i é o i -ésima linha de potência do espectro.

A Figura 35 mostra um exemplo do sinal de EMG bruto, a frequência média e a frequência mediana.

Figura 35 - Sinal de EMG bruto, frequência média e frequência mediana do sinal.



Fonte: Ferreira, Guimarães e Silva (2010).

Em seguida, a partir dessas considerações, foi criada uma rotina no *MATLAB* para o cálculo da MNF, onde primeiro foi necessário encontrar a Transformada de Fourier do sinal e, em seguida, o valor MNF, ou seja, a média ponderada das frequências. De forma a verificar o parâmetro MNF em função do tempo, foi utilizada uma janela de tempo de 50 ms e, para cada janela, foi calculado o valor MNF em cada canal. O tamanho da janela foi escolhido de modo que, entre os valores típicos de janelas, é o que possui a maior resolução.

3.4 Análise Estatística

Para verificar a existência, ou não, de diferenças relativas entre os sinais de EMG em cada movimento de flexão dos dedos, foi realizada uma análise estatística. Primeiramente, a partir dos cinco sinais de cada movimento de flexão do dedo (terceiro tipo de aquisição) foram calculados os valores do parâmetro RMS (para cada canal) que serviriam como dados de entrada para o estudo estatístico.

A análise estatística foi realizada através do software *Statistical Package for the Social Sciences (SPSS)* da IBM. Assim, para cada canal, o valor médio do parâmetro RMS foi comparado com o valor médio do parâmetro RMS para o padrão relaxado assim como os outros movimentos dos dedos. A comparação entre os grupos foi realizada com o teste ANOVA (análise de variância) para medidas repetidas, seguida do teste Post-hoc de Bonferroni que é um aperfeiçoamento do teste t, para realizar a comparação detalhada de cada par de dados (GOMES, 2000). O teste ANOVA exige dois requisitos na distribuição dos dados (i) os dados devem seguir uma distribuição normal, (ii) os dados devem possuir uma variância homogênea (SOARES, 2007). O nível de significância estatística foi considerado quando $p < 0,05$.

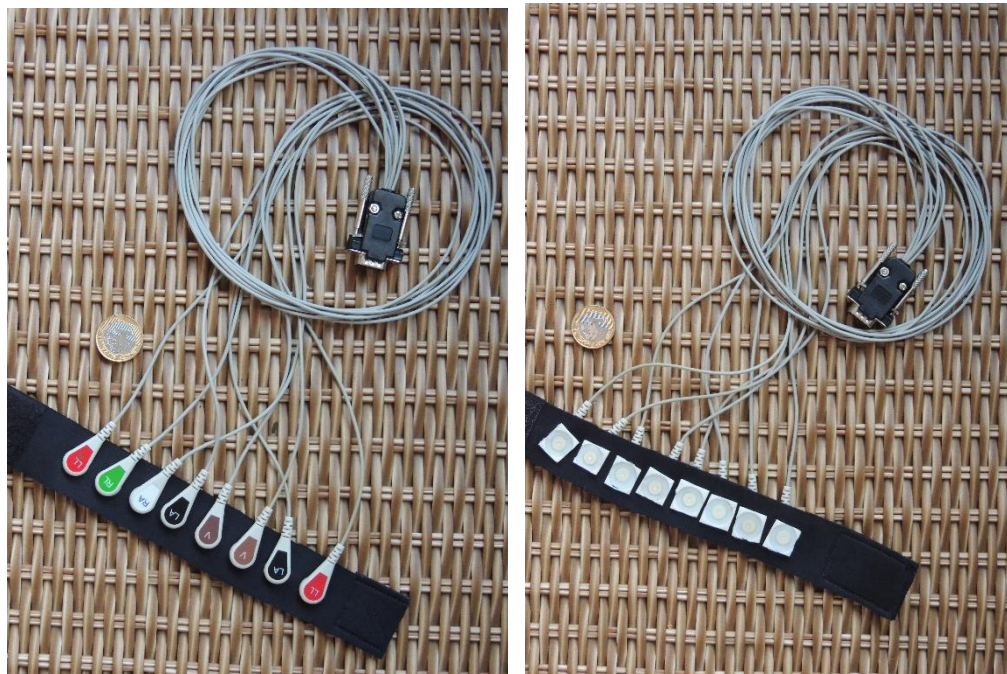
4 RESULTADOS

Neste capítulo são abordados os resultados obtidos durante o desenvolvimento deste trabalho. Os resultados estão representados desde o sistema de arranjo linear proposto, a aquisição dos sinais de EMG até a análise dos parâmetros eletromiográficos. Para ilustrar os estimadores de amplitude e frequência calculados, foram realizadas médias e apresentadas em gráficos e figuras.

4.1 Sistema de arranjo linear de eletrodos desenvolvido

O arranjo linear de eletrodos desenvolvido apresentou dimensões de 200 mm x 35 mm x 5 mm (Comprimento x Largura x Espessura) e pode ser verificado na Figura 36 tanto a parte da frente quanto a parte de trás com os eletrodos já encaixados. O arranjo linear foi desenvolvido para 8 canais de EMG.

Figura 36 - Arranjo linear de eletrodos proposto.



Fonte: Próprio autor.

Além disso, é apresentado na Tabela 3 o custo financeiro do arranjo de eletrodos proposto e o preço de venda do eletrodo da empresa *OT Bioelettronica*. Percebe-se que o valor do custo do arranjo linear proposto equivale a aproximadamente 15% do valor de venda

do eletrodo da empresa citada. Ainda, vale a pena observar que foi considerado o valor do imposto (80% do valor do produto).

Tabela 3 – Tabela comparativa do preço de venda do vetor de eletrodo fabricado pela empresa *OT Bioelettronica* e do preço de custo do arranjo linear desenvolvido. Foi levado em consideração o valor do imposto (80%) e foi utilizada a cotação de 1€ = R\$ 3,67.

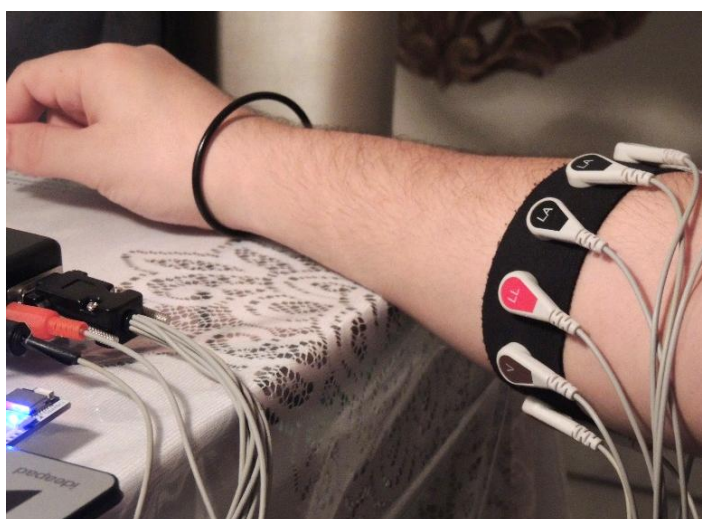
Tipo de eletrodo	Preço (R\$)	Porcentagem (%)
Eletrodo vetor de 8 canais da OT Bioelettronica	660,60	100
Eletrodo vetor de 8 canais desenvolvido	100	15,14

Fonte: Próprio autor.

4.2 Aquisição do sinal

Como relatado no Capítulo 3 que aborda a metodologia do trabalho, a aquisição dos sinais de EMG foi realizada com o equipamento cujo envio dos dados para o computador foi realizada de forma sem fio. Foram captados quatro tipos de aquisições do sinal de EMG e a Figura 37 mostra o processo de aquisição do sinal.

Figura 37 - Processo de aquisição do sinal de EMG.

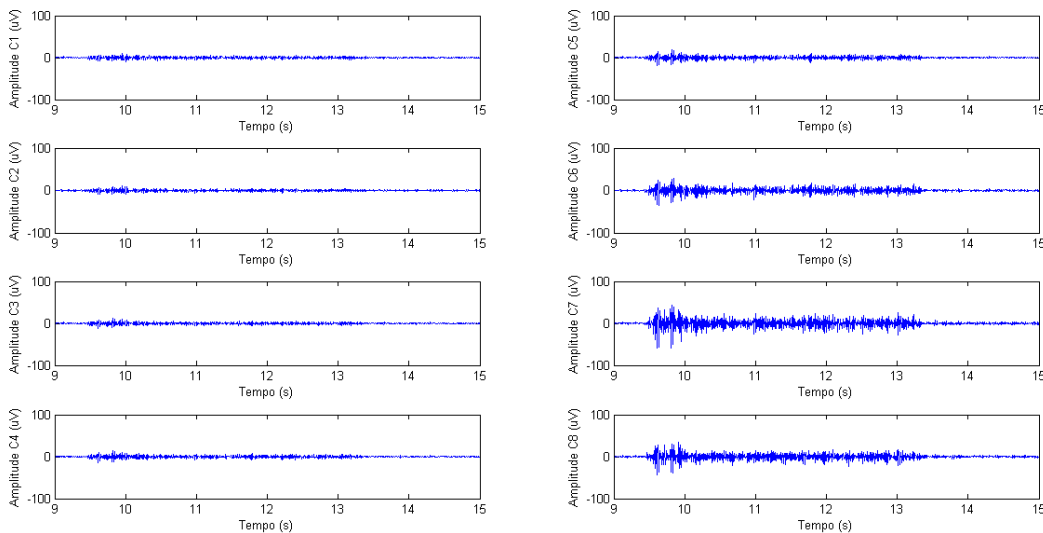


Fonte: Próprio Autor.

No primeiro tipo de aquisição, o voluntário foi instruído a realizar a elevação (extensão) de um dedo de cada vez, ou seja, polegar, indicador, médio, anelar e mínimo

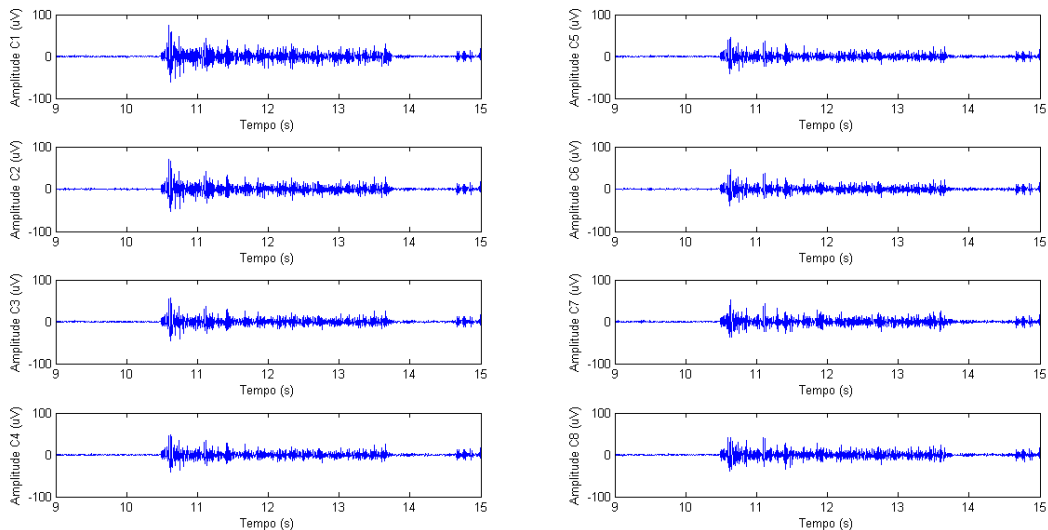
durante três segundos cada sinal e o resultado das aquisições pode ser visto na Figura 38 (dedo polegar), Figura 39 (dedo indicador), Figura 40 (dedo médio), Figura 41 (dedo anelar) e Figura 42 (dedo mínimo). Cada figura apresenta os oito canais do sinal de EMG captados com o sistema do arranjo linear de eletrodos desenvolvido.

Figura 38 - Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear de eletrodos durante o movimento de extensão do dedo polegar.



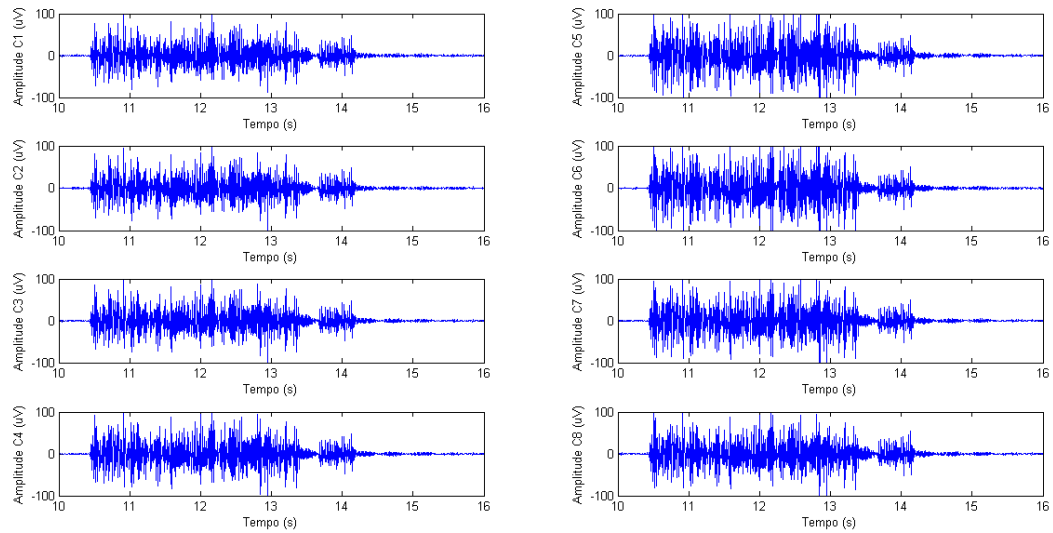
Fonte: Próprio autor.

Figura 39 - Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear de eletrodos durante o movimento de extensão do dedo indicador.



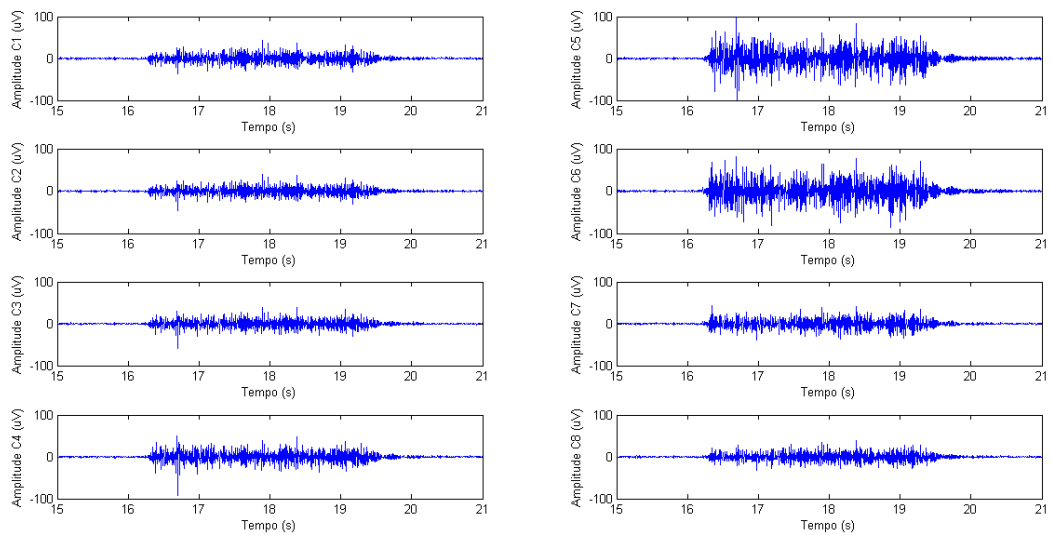
Fonte: Próprio autor.

Figura 40 - Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo de eletrodos durante o movimento de extensão do dedo médio.



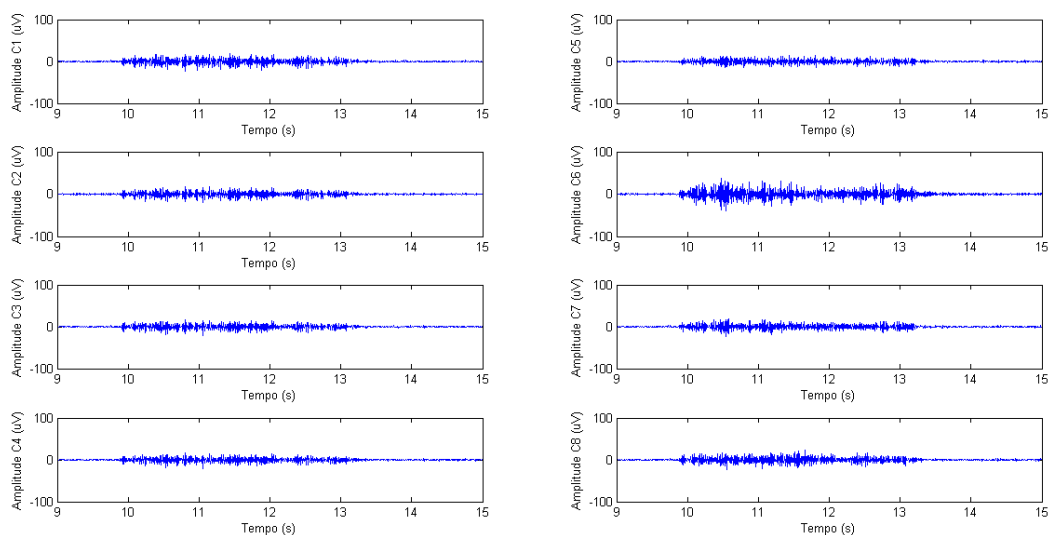
Fonte: Próprio autor.

Figura 41 - Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear de eletrodos durante o movimento de extensão do dedo anelar.



Fonte: Próprio autor.

Figura 42 - Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear de eletrodos durante o movimento de extensão do dedo mínimo.



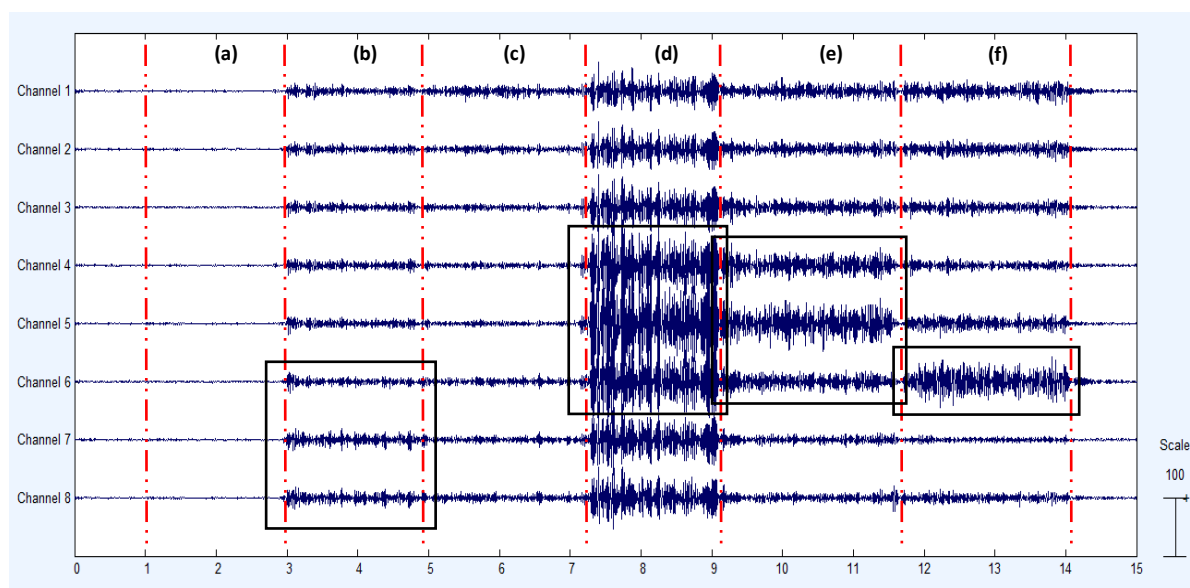
Fonte: Próprio autor.

De acordo com a Figura 38, Figura 39, Figura 40, Figura 41 e Figura 42, pode-se notar uma diferença entre os sinais de EMG no movimento de extensão em cada dedo, como também, no caso do movimento de um dedo, uma variação entre os oito canais captados. Por exemplo, ao verificar a Figura 38, pode-se constatar que o sinal de EMG correspondente ao movimento de extensão do dedo polegar apresenta uma ativação maior nos três últimos canais (C6, C7 e C8). Por outro lado, ao analisar a Figura 39, referente ao sinal de EMG do movimento de extensão do dedo indicador, pode-se notar uma amplitude semelhante em todos os canais. Enquanto que os sinais de EMG em relação ao dedo médio (Figura 40) apresentam as maiores ativações em todos os canais, com ênfase nos canais C4, C5 e C6. A Figura 41 referente ao sinal de EMG do movimento do dedo anelar, também demonstra uma ativação maior nos canais que estão na parte do meio do arranjo linear de eletrodos, ou seja, os canais C4, C5 e C6. E, por fim, pode-se verificar na Figura 42, que o sinal de EMG correspondente ao movimento de extensão do dedo mínimo apresenta a menor amplitude na maioria dos canais, sendo um pouco maior no canal C6.

Posteriormente, como visto no Capítulo 3, um segundo tipo de aquisição foi realizado, de modo que, em um único sinal tem-se os seguintes movimentos: relaxamento da mão e extensão dos dedos polegar, indicador, médio, anelar e mínimo, durante 2 segundos cada. O resultado desta aquisição pode ser visto na Figura 43 que apresenta os oito canais do sinal de EMG captados com o sistema do arranjo linear de eletrodos desenvolvido e dá ênfase nos

canais necessários para diferenciar os movimentos: (a) relaxamento da mão, (b) extensão do dedo polegar, (c) extensão do dedo indicador, (d) extensão do dedo médio, (e) extensão do dedo anelar, (f) extensão do dedo mínimo. Ao analisar a Figura 43, pode-se confirmar a diferença entre os sinais de EMG no movimento de cada dedo, assim como a variação entre as ativações dos sinais dos diferentes canais. Portanto, em termo de amplitude do sinal, é possível classificar o movimento do dedo já que os movimentos dos diferentes dedos ativam canais diferentes e com amplitudes distintas entre si e em comparação com o relaxamento da mão, possuindo um padrão.

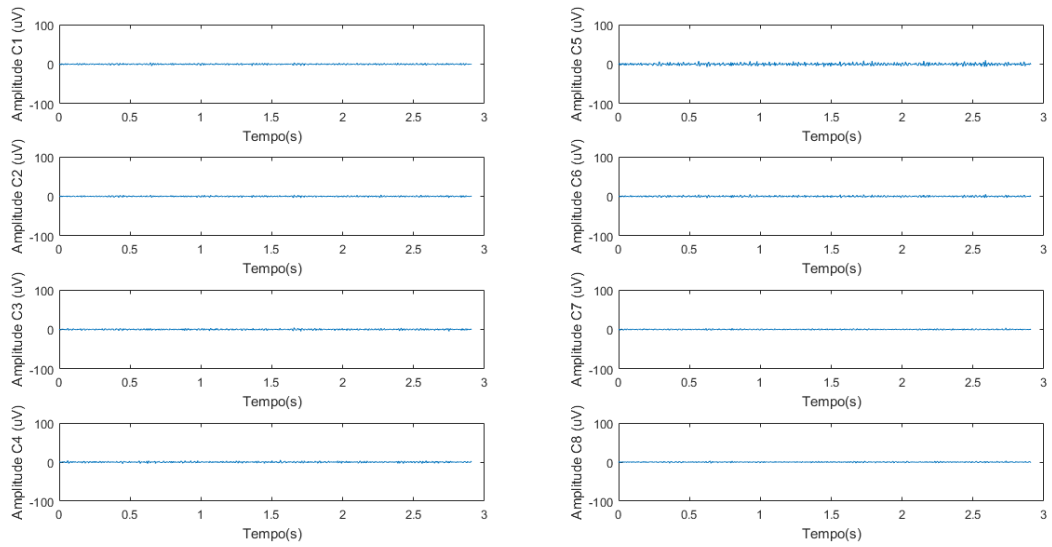
Figura 43 - Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear de eletrodos durante (a) o relaxamento da mão; (b) extensão do dedo polegar; (c) extensão do dedo indicador; (d) extensão do dedo médio; (e) extensão do dedo anelar; (f) extensão do dedo mínimo.



Fonte: Próprio autor.

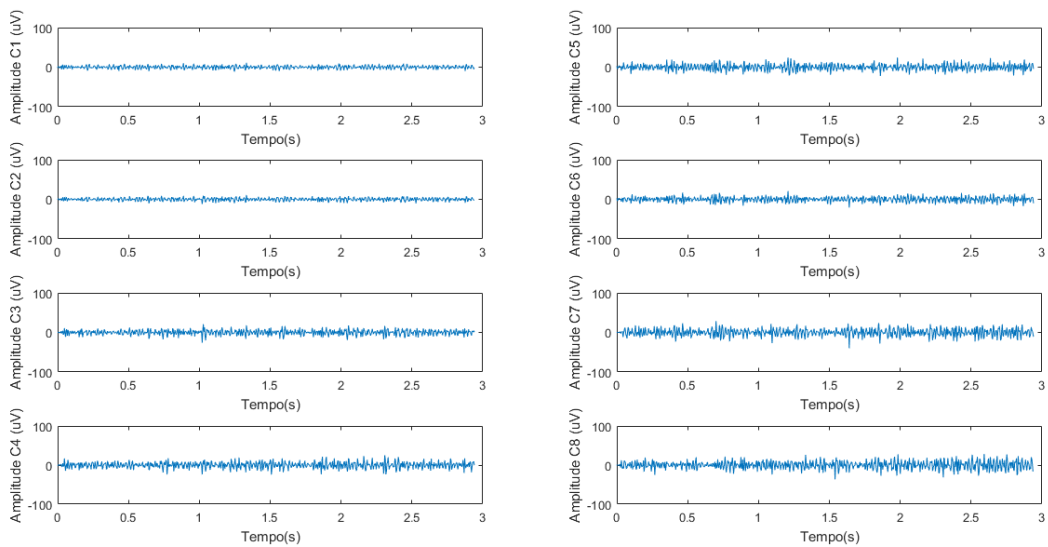
No terceiro tipo de aquisição visto no Capítulo 3, o voluntário foi instruído a realizar o movimento de flexão de um dedo de cada vez, ou seja, polegar, indicador, médio, anelar e mínimo durante três segundos cada sinal, além do sinal com a mão relaxada. Este tipo de aquisição foi realizada cinco vezes e os resultados das aquisições podem ser vistos na Figura 44 (mão relaxada), Figura 45, (dedo polegar), Figura 46 (dedo indicador), Figura 47 (dedo médio), Figura 48 (dedo anelar) e Figura 49 (dedo mínimo). Cada figura apresenta os oito canais do sinal de EMG captados com o sistema do arranjo linear de eletrodos desenvolvido.

Figura 44 - Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear de eletrodos durante relaxamento da mão.



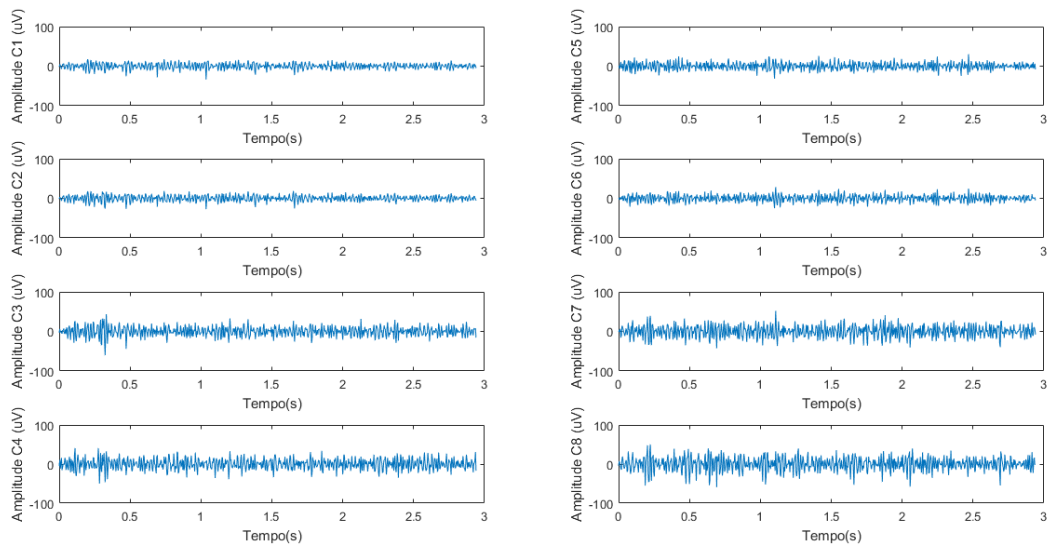
Fonte: Próprio autor.

Figura 45 - Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear eletrodos durante o movimento de flexão do dedo polegar.



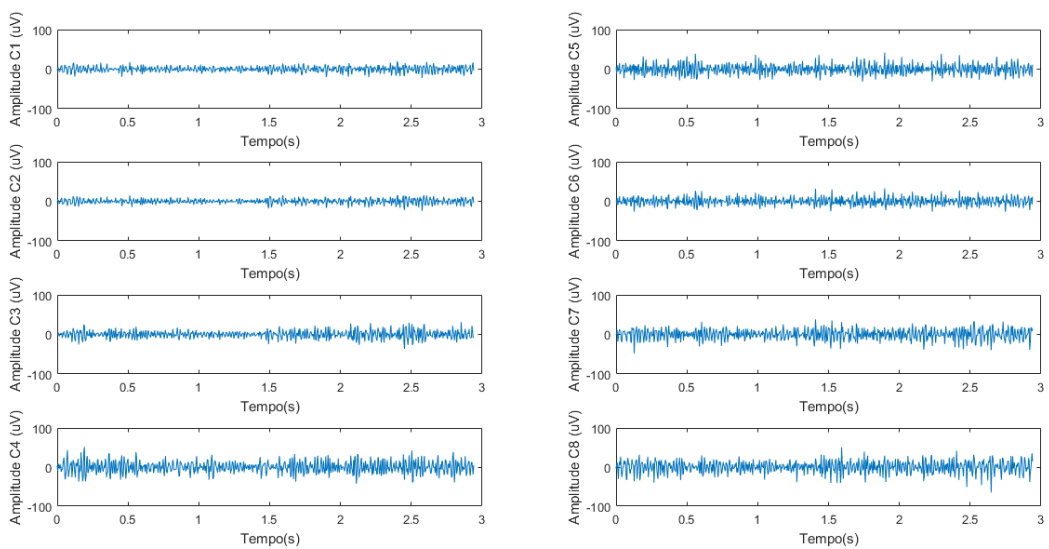
Fonte: Próprio autor.

Figura 46 - Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear de eletrodos durante o movimento de flexão do dedo indicador.



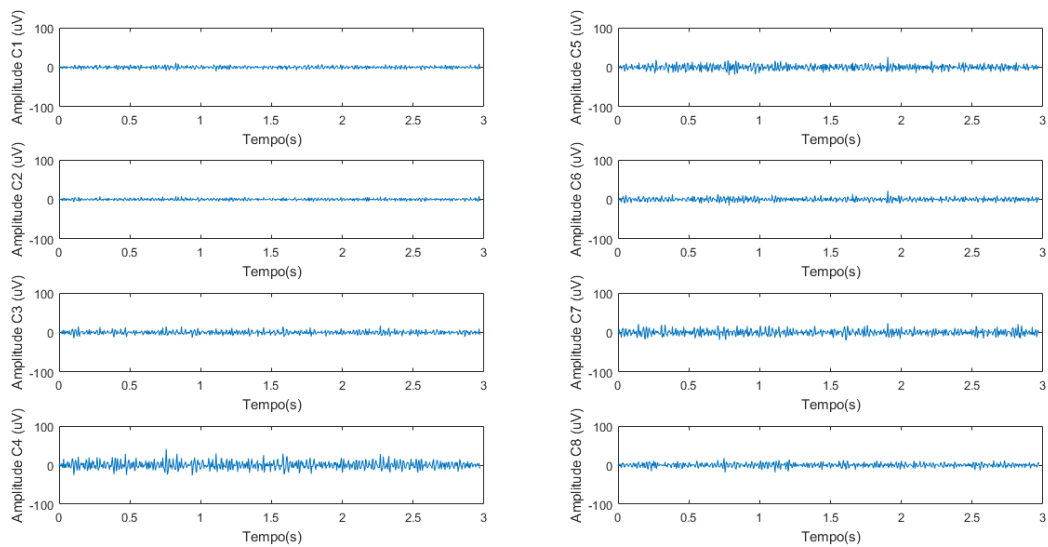
Fonte: Próprio autor.

Figura 47 - Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear de eletrodos durante o movimento de flexão do dedo médio.



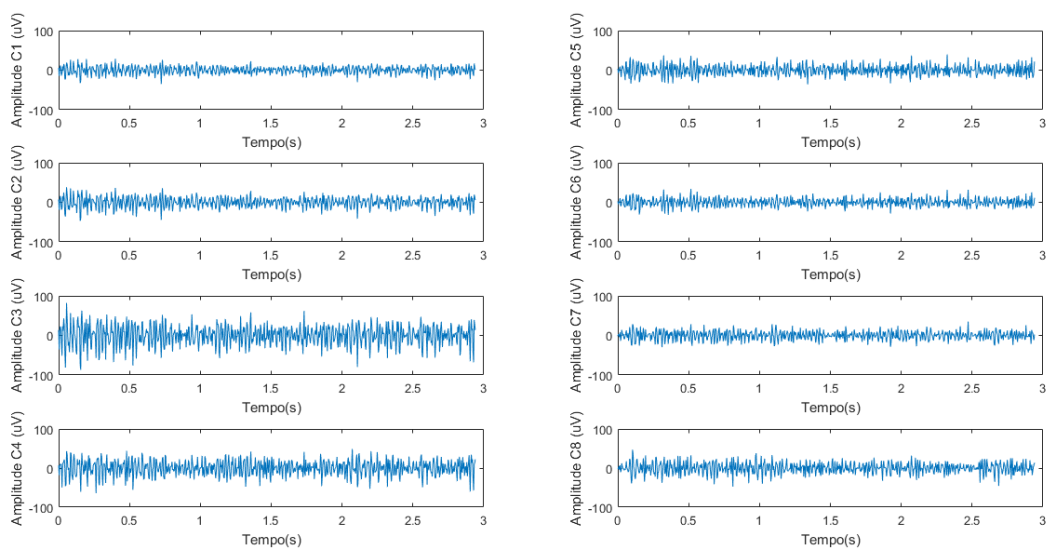
Fonte: Próprio autor.

Figura 48 - Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear eletrodos durante o movimento de flexão do dedo anelar.



Fonte: Próprio autor.

Figura 49 - Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema de arranjo linear de eletrodos durante o movimento de flexão do dedo mínimo.



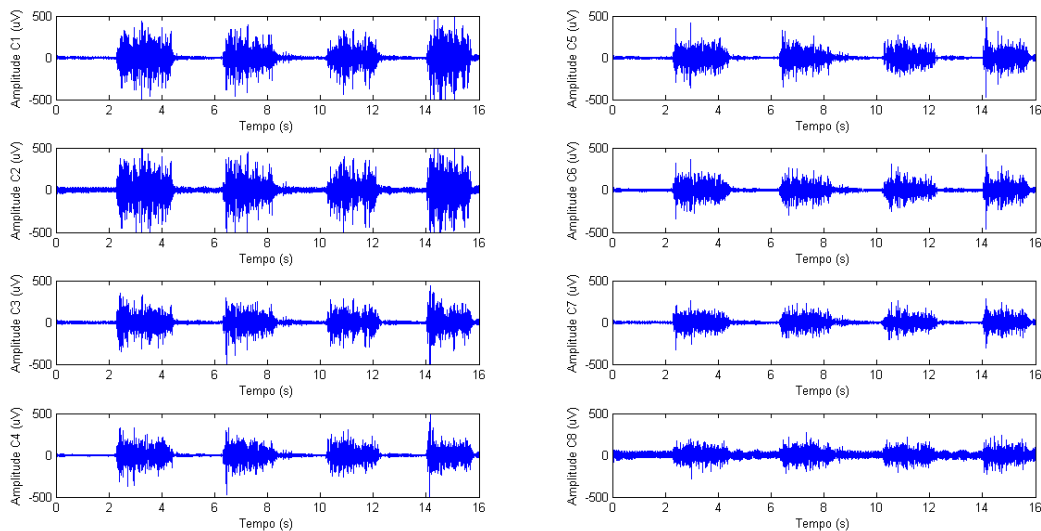
Fonte: Próprio autor.

De acordo com a Figura 45, Figura 46, Figura 47, Figura 48 e Figura 49, pode-se notar uma diferença entre os sinais de EMG no movimento de flexão de cada dedo. Por exemplo, ao verificar a Figura 45, pode-se constatar que o sinal de EMG correspondente ao movimento de flexão do dedo polegar apresenta uma ativação maior nos últimos canais (C7 e C8), como

também ocorre no movimento do dedo indicador (Figura 46) enquanto que os sinais de EMG em relação ao dedo médio (Figura 47) apresentam as maiores ativações nos canais C4 e C5. A Figura 48, referente ao sinal de EMG do movimento do dedo anelar, demonstra uma amplitude semelhante em todos os canais. E, por fim, pode-se verificar na Figura 49, que o sinal de EMG correspondente ao movimento de flexão do dedo mínimo apresenta a maior amplitude na maioria dos canais.

Em seguida, foi modificada a direção do arranjo linear de eletrodos para ser paralelo à fibra muscular e foi realizado outro tipo de aquisição (quarta aquisição). Nesta, o voluntário inicia com a mão relaxada e a palma da mão para cima, depois, realiza um movimento por meio da flexão do punho e retorna à posição inicial, sendo realizado quatro vezes com duração de dois segundos e intervalo de dois segundos entre os movimentos. A Figura 50 apresenta os oito canais do sinal de EMG captados com o sistema do arranjo linear de eletrodos desenvolvido e podem ser verificadas as quatro contrações realizadas.

Figura 50 - Oito canais dos sinais de EMG captados utilizando o sistema linear de eletrodos durante uma flexão do punho seguida de um relaxamento a cada dois segundos.

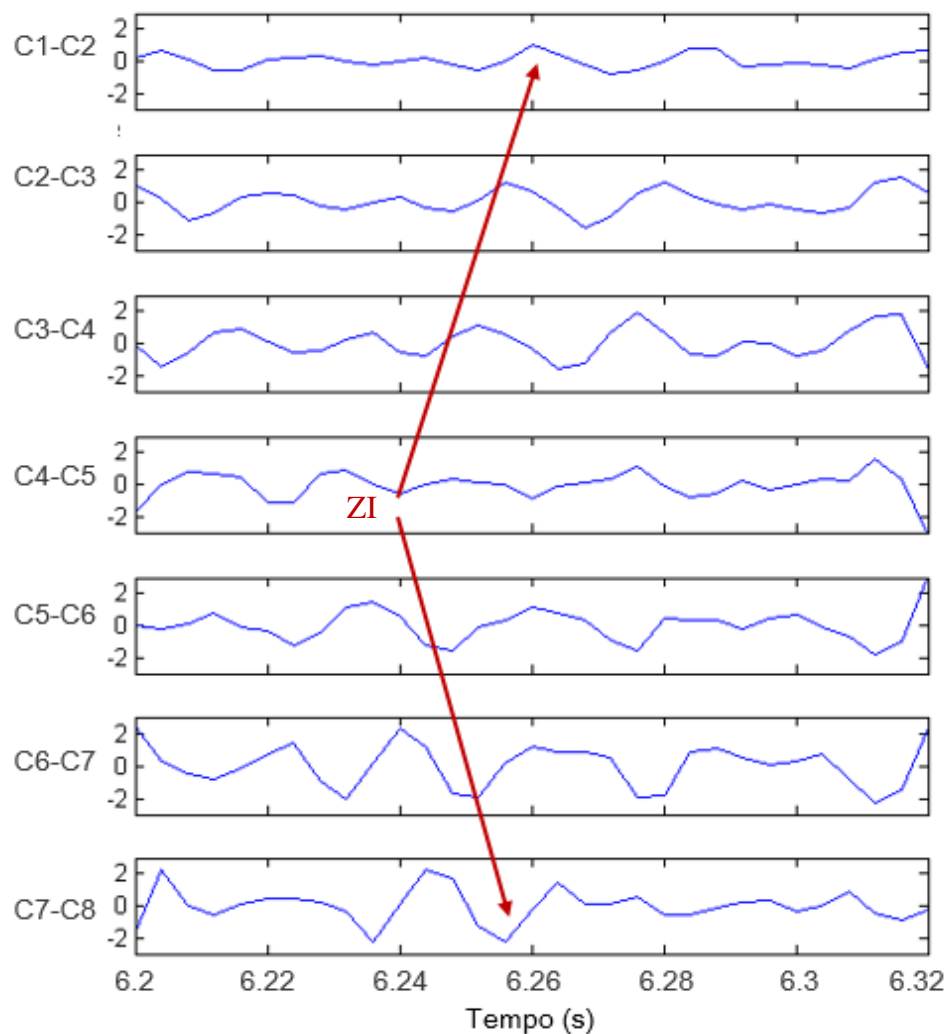


Fonte: Próprio autor.

Esta última aquisição da Figura 50 foi utilizada para identificar o local mais próximo da Zona de Inervação do voluntário. Como descrito no Capítulo 3, a identificação da possível ZI é uma possibilidade de utilização do arranjo linear de eletrodos. Assim, de modo a encontrar este local, foi realizada a inspeção visual dos oito sinais de EMG captados. Logo depois foi realizada a subtração de um canal pelo seu adjacente consecutivo, por exemplo, o

Canal C1 menos o Canal C2 (C1-C2), e assim por diante, resultando em sete sinais (C1-C2, C2-C3, C3-C4, C4-C5, C5-C6, C6-C7, C7-C8), como mostra a Figura 51, que foram ampliados horizontalmente utilizando o zoom. Também na Figura 51 é possível verificar o local mais próximo da Zona de Inervação do voluntário com a utilização do sistema de arranjo proposto. Assim, pode-se observar que a ZI se encontra entre os canais C4 e C5 (C4-C5), já que ocorreu uma inversão de fase e sua amplitude foi a menor entre as apresentadas.

Figura 51 - Indica a possível Zona de Inervação do voluntário com a utilização do arranjo linear proposto.



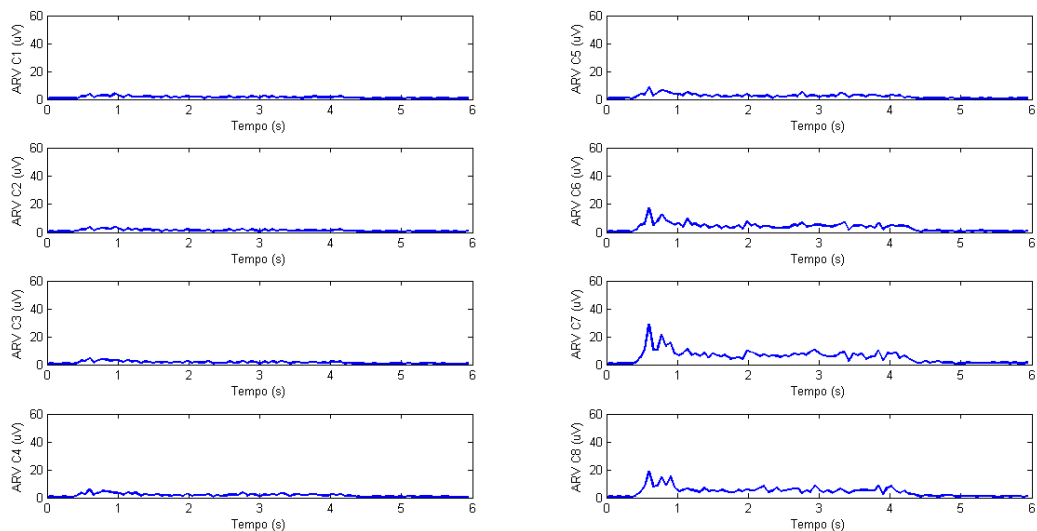
Fonte: Próprio autor.

4.3 Resultados dos parâmetros eletromiográficos de superfície

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

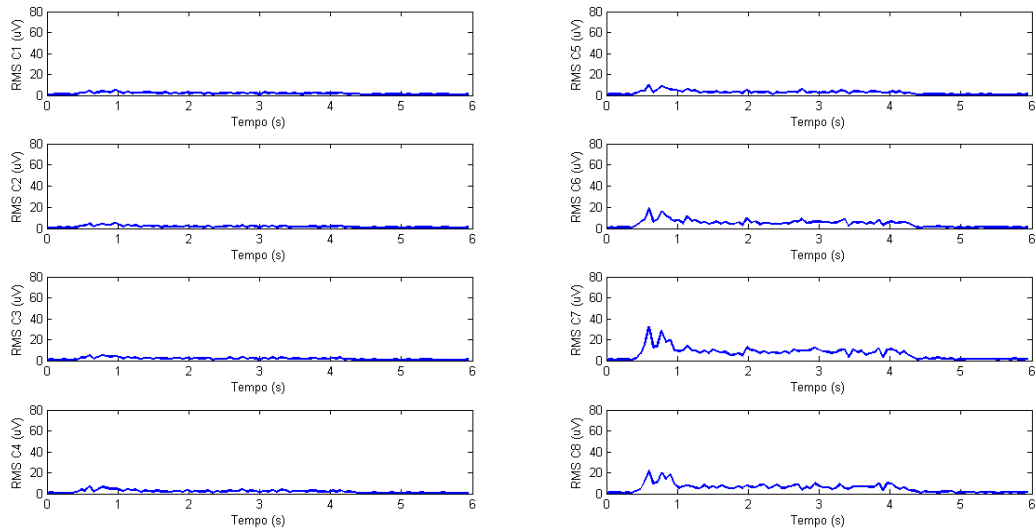
No cálculo dos parâmetros ARV e RMS, primeiramente, foram utilizados os oito canais do primeiro tipo de aquisição, ou seja, os sinais captados dos movimentos de extensão de cada dedo separadamente (Figura 38, Figura 39, Figura 40, Figura 41 e Figura 42). De forma a verificar os parâmetros em função do tempo, foi escolhida uma janela de tempo de 50 ms, logo que, entre os valores típicos de janelas, é a que possui a maior resolução. Assim, a Figura 52 apresenta os resultados do parâmetro ARV em função do tempo para o movimento de extensão do dedo polegar e para todos os canais. Enquanto que a Figura 53 mostra os resultados do parâmetro RMS em função do tempo também para o movimento de extensão do dedo polegar e para todos os canais.

Figura 52 - Parâmetro ARV referente ao movimento de extensão do dedo polegar em função do tempo para os oito canais captados de EMG.



Fonte: Próprio autor.

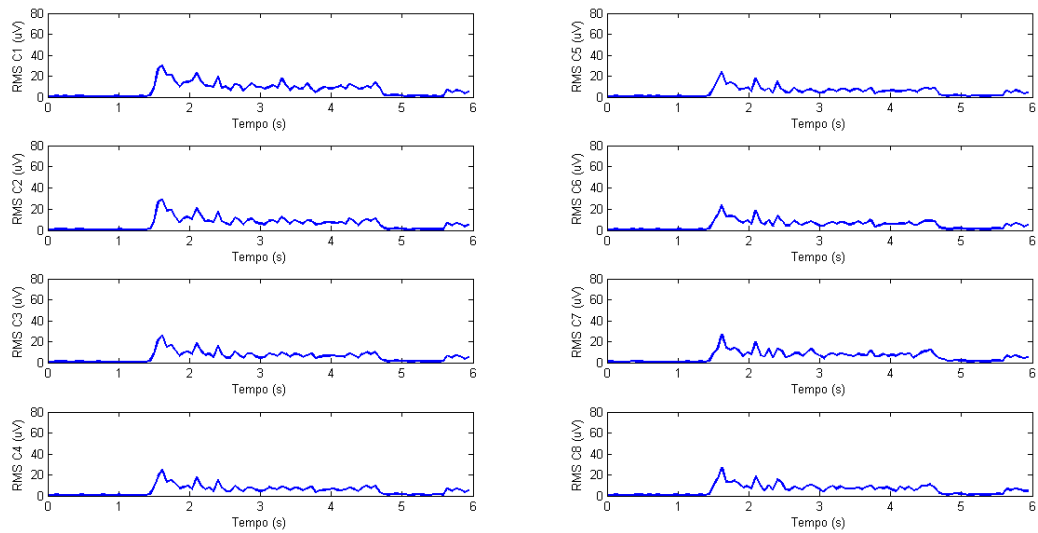
Figura 53 - Parâmetro RMS referente ao movimento de extensão do dedo polegar em função do tempo para os oito canais captados de EMG.



Fonte: Próprio autor.

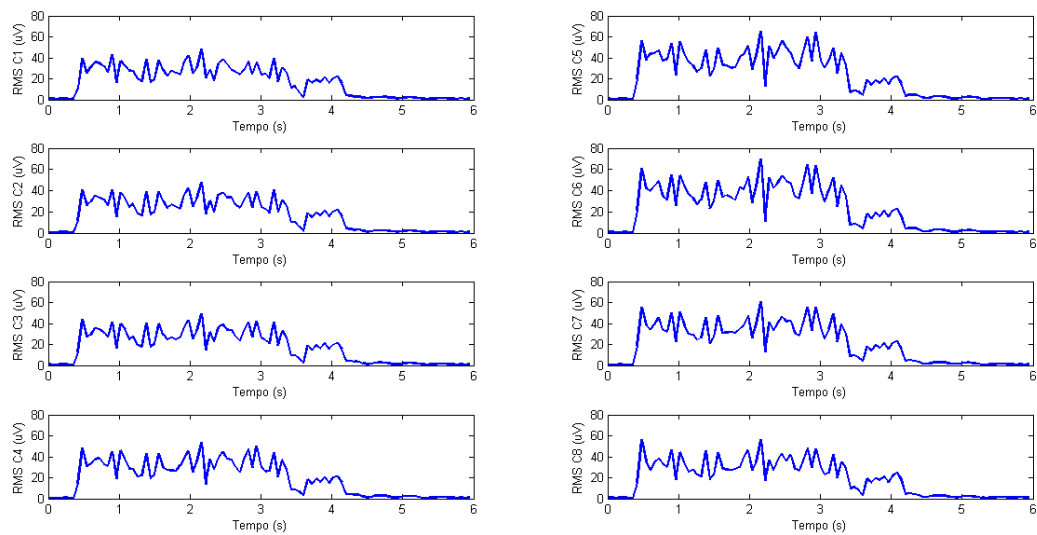
Ao comparar a Figura 52 com a Figura 53, ou seja, o parâmetro ARV com o parâmetro RMS ambos em função do tempo, pode-se dizer que seus valores são semelhantes e, portanto, as formas das curvas são similares. Isso ocorre devido aos cálculos desses parâmetros serem semelhantes, enquanto o ARV é a média dos valores absolutos, o RMS é a raiz quadrada da média dos quadrados. Portanto, apesar de ter sido realizado o cálculo do parâmetro ARV e do parâmetro RMS para os movimentos de extensão de todos dedos, será mostrado para os outros dedos apenas o parâmetro RMS.

Figura 54 - Parâmetro RMS referente ao movimento de extensão do dedo indicador em função do tempo para os oito canais captados de EMG.



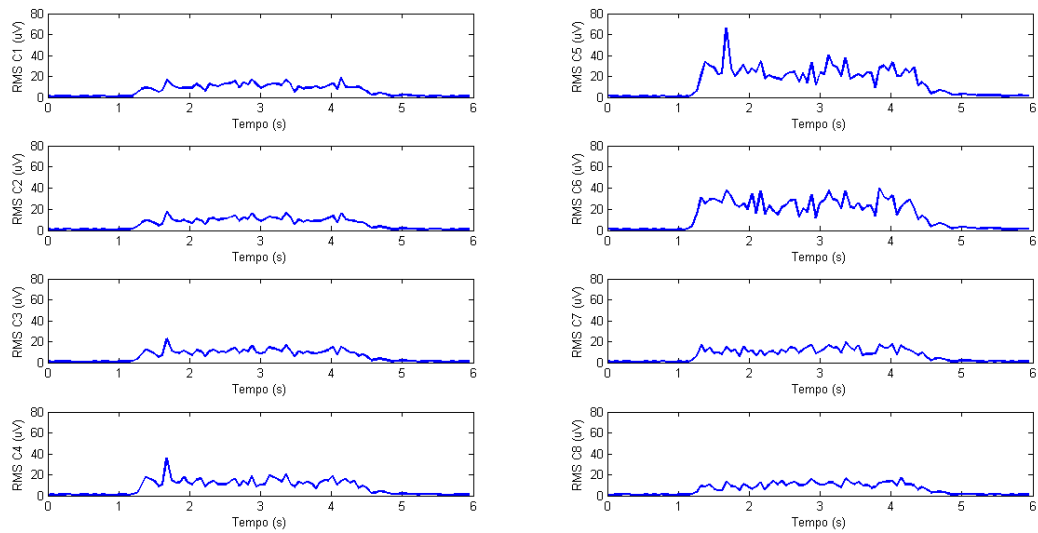
Fonte: Próprio autor.

Figura 55 - Parâmetro RMS referente ao movimento de extensão do dedo médio em função do tempo para os oito canais captados de EMG.



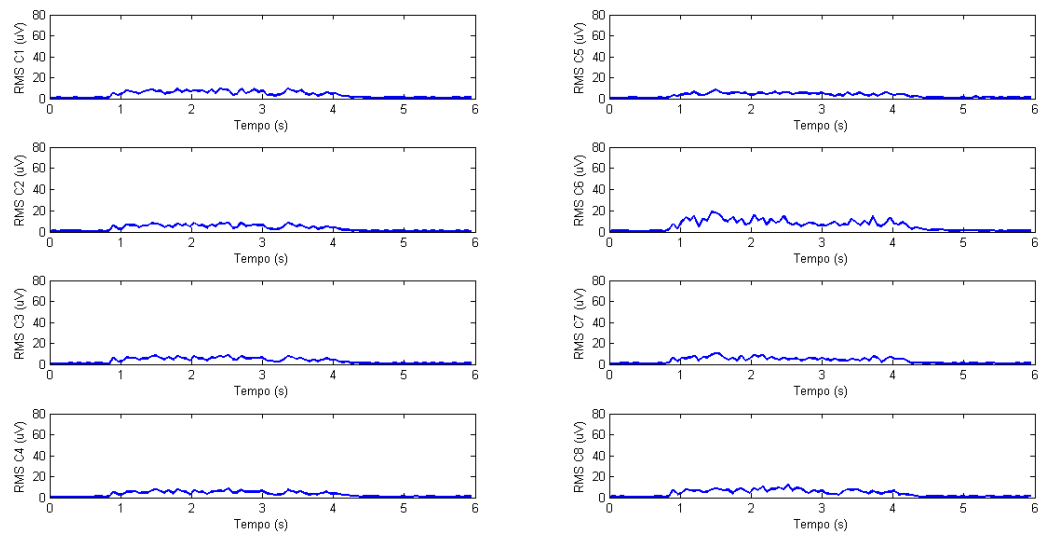
Fonte: Próprio autor.

Figura 56 - Parâmetro RMS referente ao movimento de extensão do dedo anelar em função do tempo para os oito canais captados de EMG.



Fonte: Próprio autor.

Figura 57 - Parâmetro RMS referente ao movimento de extensão do dedo mínimo em função do tempo para os oito canais captados de EMG.



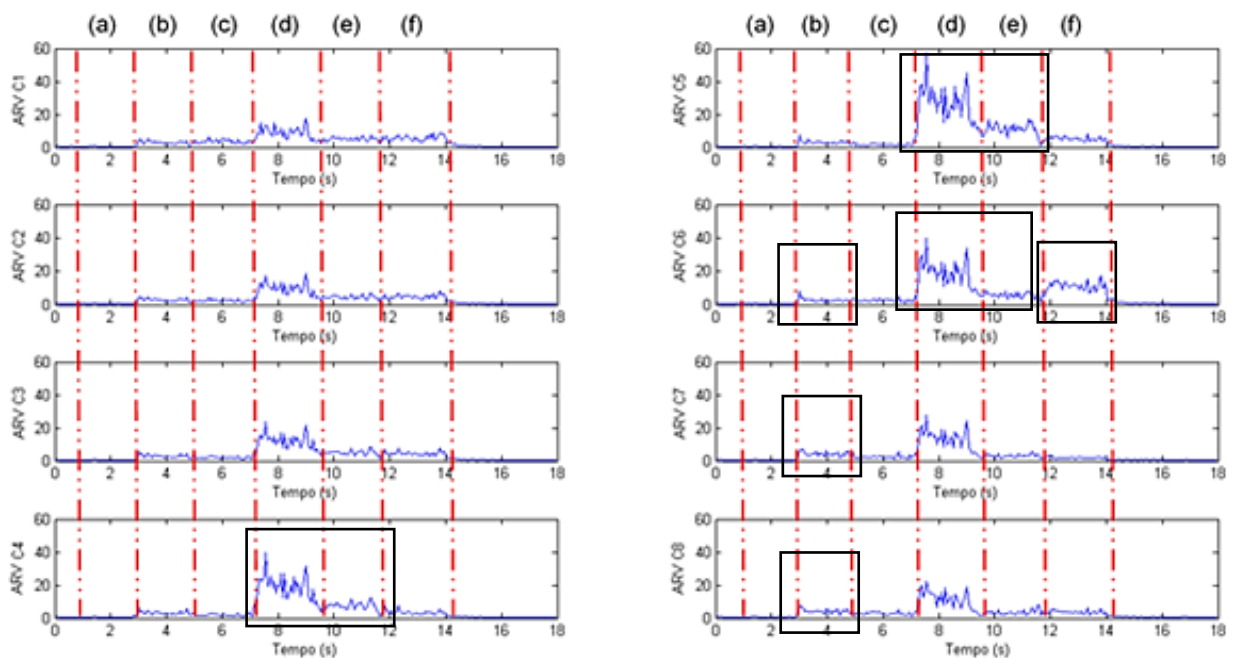
Fonte: Próprio autor.

Logo, ao analisar os sinais de EMG (Figura 38, Figura 39, Figura 40, Figura 41 e Figura 42) com os respectivos sinais do parâmetro RMS em função do tempo (Figura 53, Figura 54, Figura 55, Figura 56 e Figura 57), pode-se concluir que ele evidencia a amplitude média do sinal e mostra a diferença entre os sinais de EMG no movimento de cada dedo,

assim como a variação entre as ativações dos sinais dos diferentes canais. Isso ocorre, pois, o RMS é um parâmetro que quantifica a amplitude média ao longo do tempo.

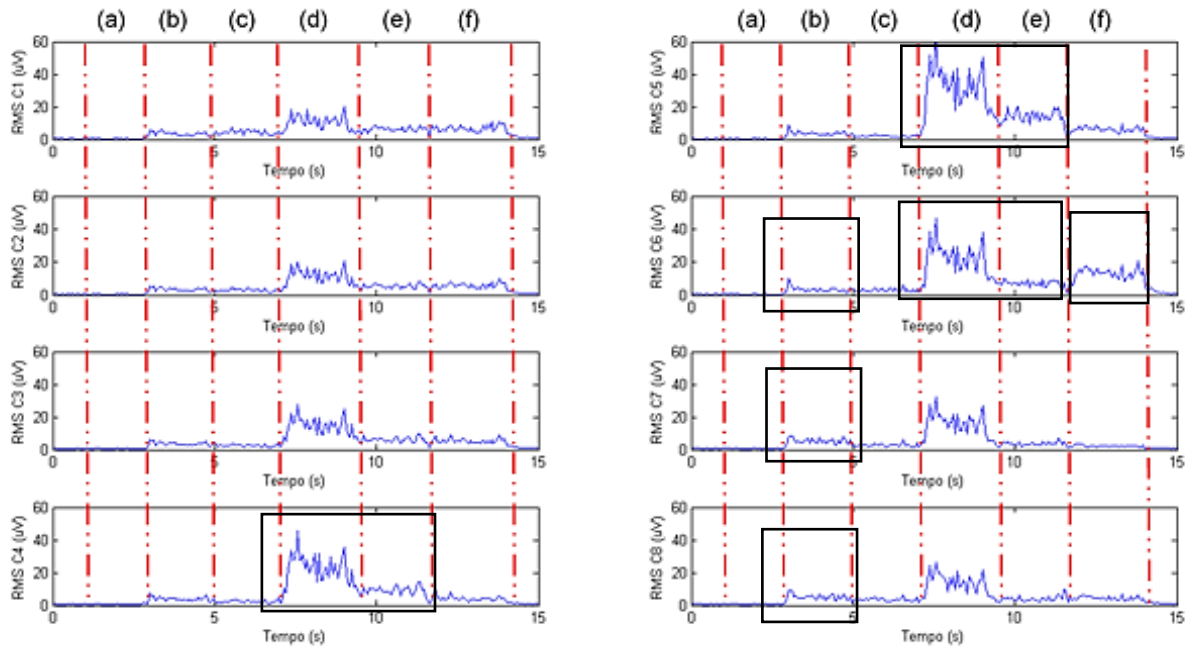
Em seguida, foram utilizados os oito canais do segundo tipo de aquisição, ou seja, a aquisição de todos movimentos dos dedos no mesmo sinal (Figura 43) para o cálculo dos parâmetros ARV e RMS. A fim de verificar os parâmetros em função do tempo, em ambos, foi escolhida uma janela de tempo de 50 ms, logo que, entre os valores típicos de janelas, é a que possui a maior resolução. Assim, a Figura 58 apresenta os resultados do parâmetro ARV em função do tempo para todos os canais e na Figura 59 estão os resultados do parâmetro RMS em função do tempo também para todos os canais.

Figura 58 - Parâmetro ARV em função do tempo para os oito canais captados de EMG referente ao (a) relaxamento da mão, (b) movimento de extensão do dedo polegar, (c) dedo indicador, (d) dedo médio, (e) dedo anelar e (f) dedo mínimo.



Fonte: Próprio autor.

Figura 59 - Parâmetro RMS em função do tempo para os oito canais captados de EMG referente ao (a) relaxamento da mão, (b) movimento de extensão do dedo polegar, (c) dedo indicador, (d) dedo médio, (e) dedo anelar e (f) dedo mínimo.



Fonte: Próprio autor.

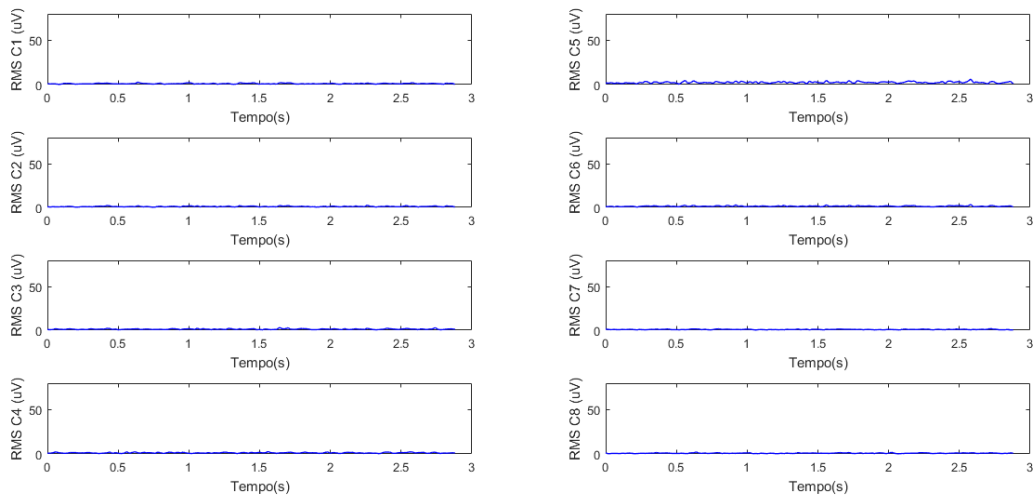
Portanto, os resultados da Figura 58 e da Figura 59 ratificam o que foi discutido anteriormente, dessa vez, com a utilização dos parâmetros ARV e RMS. O sinal de EMG correspondente ao movimento do dedo polegar apresenta uma amplitude um pouco maior nos três últimos canais (C6, C7 e C8), logo, seus parâmetros ARV e RMS são maiores nesses canais. O movimento do dedo indicador exibe os parâmetros ARV e RMS semelhantes em todos os canais, já que possui uma amplitude parecida entre os canais. Por outro lado, os sinais de EMG em relação ao dedo médio apresentam os maiores valores dos parâmetros ARV e RMS nos canais C4, C5 e C6. O movimento de elevação do dedo anelar demonstra um maior valor do parâmetro ARV e também do parâmetro RMS nos canais C4, C5 e C6. E, por fim, pode-se notar que o sinal de EMG correspondente ao movimento do dedo mínimo apresenta o menor valor do parâmetro ARV e do parâmetro RMS em todos os canais, exceto no canal C6.

Novamente, ao comparar a Figura 58 e a Figura 59, pode-se notar que são similares, devido ao cálculo dos parâmetros serem semelhantes, enquanto o ARV é a média dos valores absolutos, o RMS é a raiz quadrada da média dos quadrados. Ainda, ambos parâmetros são

importantes para possível classificação do movimento, já que os movimentos dos diferentes dedos ativam canais diferentes e com amplitudes distintas.

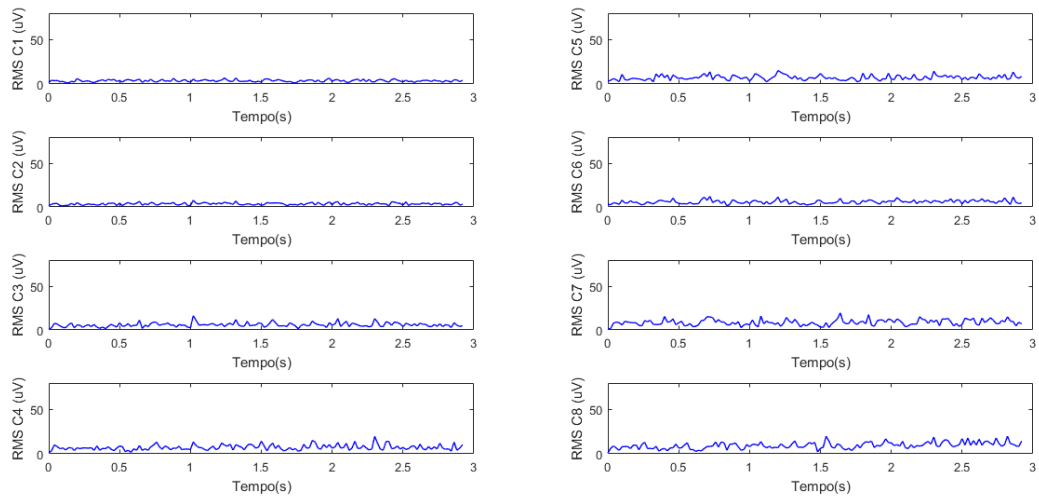
Em seguida, foram utilizados os oito canais do terceiro tipo de aquisição, ou seja, os sinais captados dos movimentos de flexão de cada dedo separadamente e da mão relaxada (Figura 44, Figura 45, Figura 46, Figura 47, Figura 48 e Figura 49) De forma a verificar os parâmetros em função do tempo, foi escolhida uma janela de tempo de 50 ms, já que, entre os valores típicos, é o que possui a maior resolução. Assim, a Figura 60 apresenta os resultados do parâmetro RMS em função do tempo para o relaxamento da mão. Enquanto que a Figura 61, Figura 62, Figura 63, Figura 64 e Figura 65 mostram os resultados do parâmetro RMS em função do tempo para o movimento de flexão dos dedos polegar, indicador, médio, anelar e mínimo, respectivamente.

Figura 60 - Parâmetro RMS referente ao movimento de relaxamento da mão em função do tempo para os oito canais captados de EMG.



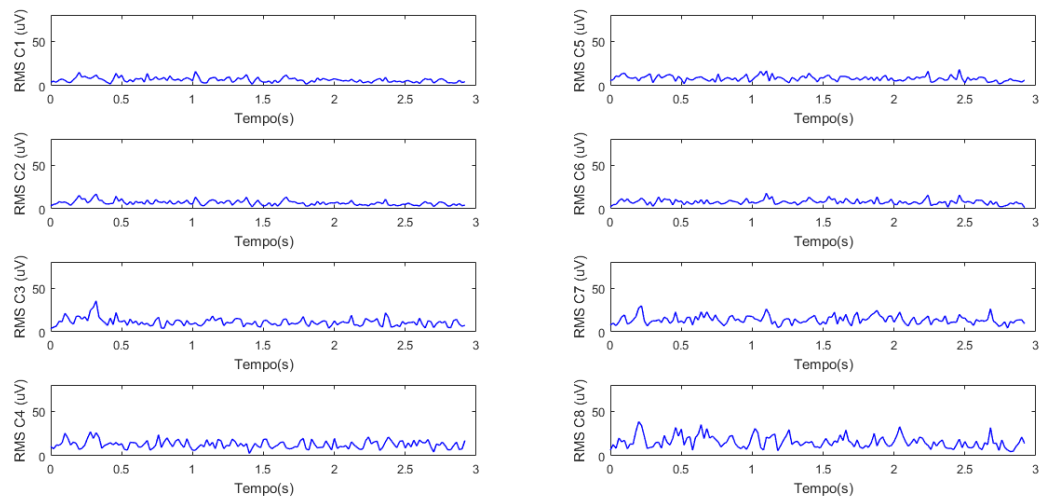
Fonte: Próprio autor.

Figura 61 - Parâmetro RMS referente ao movimento de flexão do dedo polegar em função do tempo para os oito canais captados de EMG.



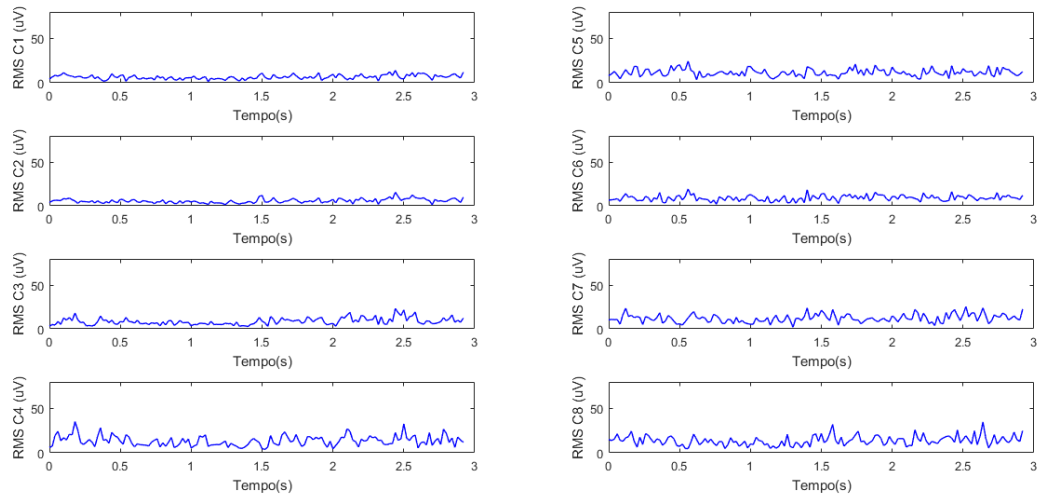
Fonte: Próprio autor.

Figura 62 - Parâmetro RMS referente ao movimento de flexão do dedo indicador em função do tempo para os oito canais captados de EMG.



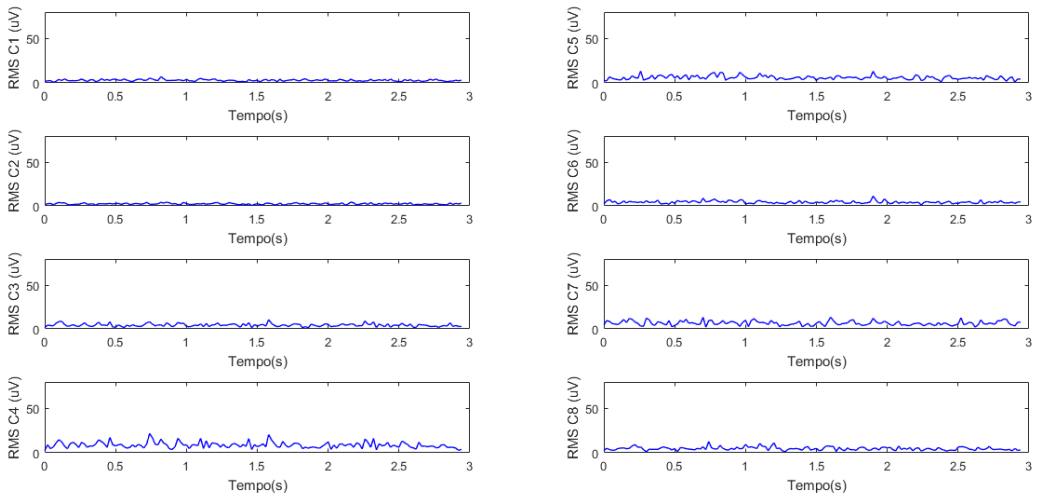
Fonte: Próprio autor.

Figura 63 - Parâmetro RMS referente ao movimento de flexão do dedo médio em função do tempo para os oito canais captados de EMG.



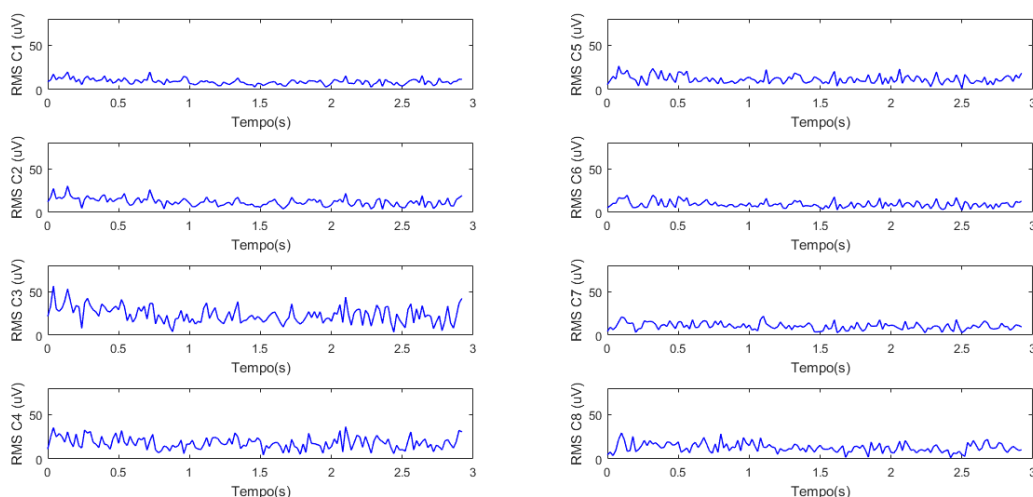
Fonte: Próprio autor.

Figura 64 - Parâmetro RMS referente ao movimento de flexão do dedo anelar em função do tempo para os oito canais captados de EMG.



Fonte: Próprio autor.

Figura 65 - Parâmetro RMS referente ao movimento de flexão do dedo mínimo em função do tempo para os oito canais captados de EMG.



Fonte: Próprio autor.

A análise estatística com os dados da Figura 61, Figura 62, Figura 63, Figura 64 e Figura 65, assim como as outras quatro repetições, e foi realizada através do teste ANOVA (análise de variância) seguido do teste Post-hoc de Bonferroni para demonstrar os canais que possuem diferenças estatisticamente significativas. Por exemplo, ao comparar o valor médio do parâmetro RMS do sinal da mão relaxada com os valores do parâmetro RMS dos movimentos de flexão dos dedos, verificou-se que os canais C4, C5, C6 e C7 podem ser utilizados para diferenciar os movimentos dos dedos, já que são estatisticamente significativos ($p < 0,05$). A Tabela 4 mostra as possíveis combinações para diferenciar o movimento de flexão do dedo, assim como o canal estatisticamente mais significativo, ou seja, $p < 0,05$. Em relação ao movimento de flexão do dedo polegar, é possível utilizar os canais C4 e C6, em conjunto, de modo a serem estatisticamente significativos. Para o movimento de flexão do dedo indicador, podem-se utilizar os canais C4 e C7. No movimento de flexão do dedo médio, os canais C2, C4, C5 e C7 podem ser utilizados para constatar a diferença entre os movimentos. Para o movimento de flexão do dedo anelar, os canais C4, C5, C7 e C8 são os canais necessários para identificar o movimento. E, por fim, no movimento de flexão do dedo mínimo, os canais C2, C3, C4 e C8, em conjunto, servem para identificar o possível movimento do dedo. Portanto, com o sistema linear de eletrodos desenvolvido e os parâmetros de amplitude e frequência implementados foi possível identificar padrões de

classificação de motricidade fina dos dedos comprovando-se pelos resultados estatisticamente significativos.

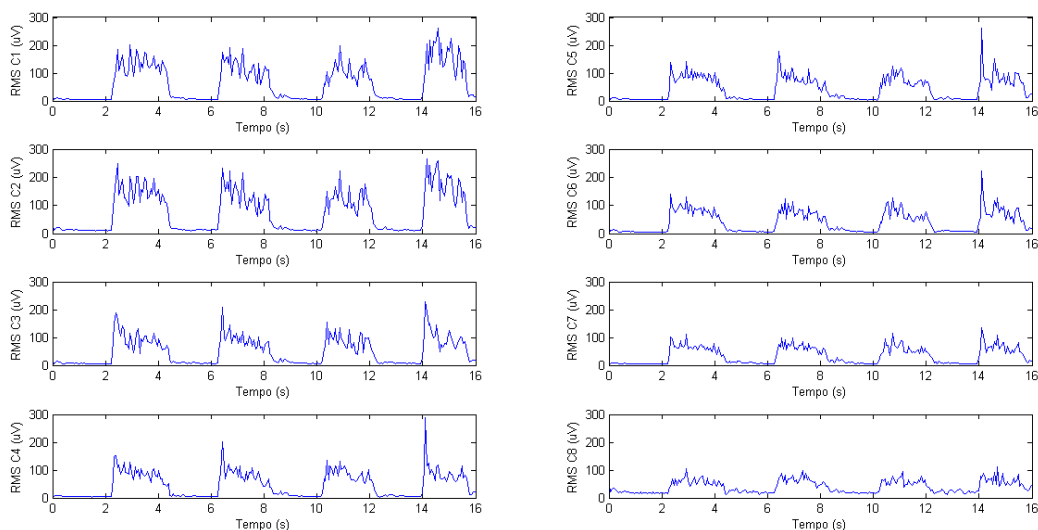
Tabela 4 - Análise estatística que mostra o canal mais estatisticamente significativo para as possíveis combinações dos movimentos de flexão dos dedos.

Combinação	Canal	Valor de p
Polegar e Indicador	C4	0,021
Polegar e Médio	C4	<< 0,001
Polegar e Anelar	C4	0,024
Polegar e Mínimo	C4	<< 0,001
Polegar e Relaxado	C6	<< 0,001
Indicador e Médio	C4	0,041
Indicador e Anelar	C7	0,033
Indicador e Mínimo	C4	0,032
Indicador e Relaxado	C7	<< 0,001
Médio e Anelar	C7	0,001
Médio e Mínimo	C2	0,024
Médio e Relaxado	C5	<< 0,001
Anelar e Mínimo	C8	0,005
Anelar e Relaxado	C5	<< 0,001
Mínimo e Relaxado	C3	<< 0,001

Fonte: Próprio Autor.

Em seguida, foram utilizados os sinais dos oito canais do quarto tipo de aquisição, ou seja, o sinal do movimento de flexão do punho (Figura 50) para o cálculo do parâmetro RMS. Para verificar o parâmetro RMS em função do tempo, também foi escolhida uma janela de tempo de 50 ms, já que possui uma alta resolução. A Figura 66 apresenta o resultado do parâmetro RMS referente aos oito canais.

Figura 66 - Parâmetro RMS em função do tempo nos oito canais do arranjo linear para o sinal de movimento de flexão do punho seguido de um relaxamento a cada dois segundos.

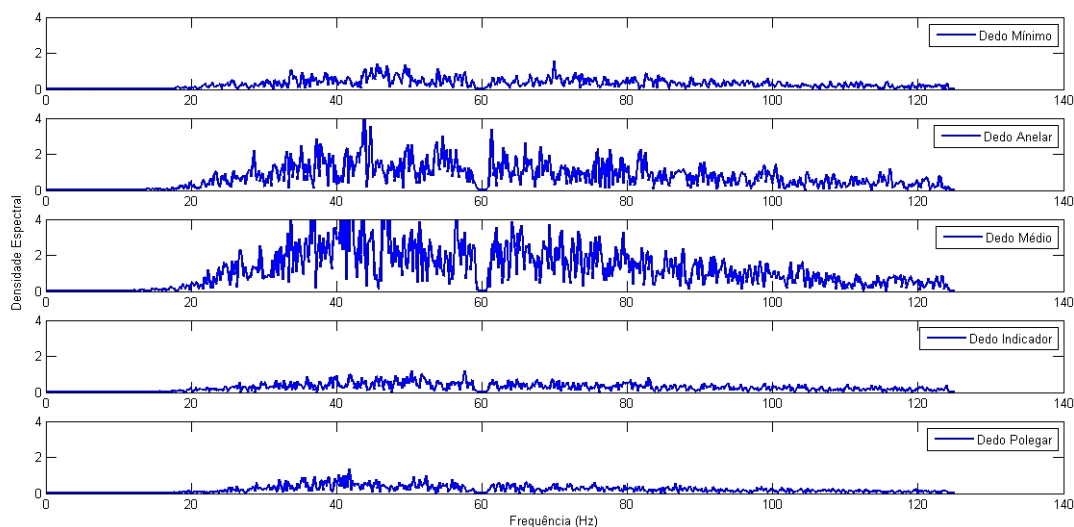


Fonte: Próprio autor.

Ao comparar a Figura 50 e a Figura 66, pode-se verificar que nos momentos de contração ocorre também picos nos valores de amplitude do sinal que são refletidos no valor do parâmetro RMS.

Uma vez finalizada a análise dos parâmetros no domínio do tempo, foi iniciada a análise dos parâmetros no domínio da frequência. Assim, para o cálculo dos parâmetros MNF e MDF, foram utilizados os sinais dos movimentos dos dedos, ou seja, os sinais captados dos movimentos de extensão dos dedos de forma separada (Figura 38, 39, 40, 41 e 42). Assim, antes do cálculo dos parâmetros, os sinais foram analisados no domínio da frequência de modo a verificar seu espectro de frequência. A Figura 67 apresenta o espectro de frequência respectivamente para os sinais de EMG de movimento do dedo mínimo, dedo anelar, dedo médio, dedo indicador e dedo polegar em apenas um canal (canal C5) do arranjo linear de eletrodos desenvolvido. Pode-se verificar que os sinais entre si possuem variações de frequência, mas possuem uma faixa de frequência dominante, que está compreendida entre 30 Hz e 90 Hz.

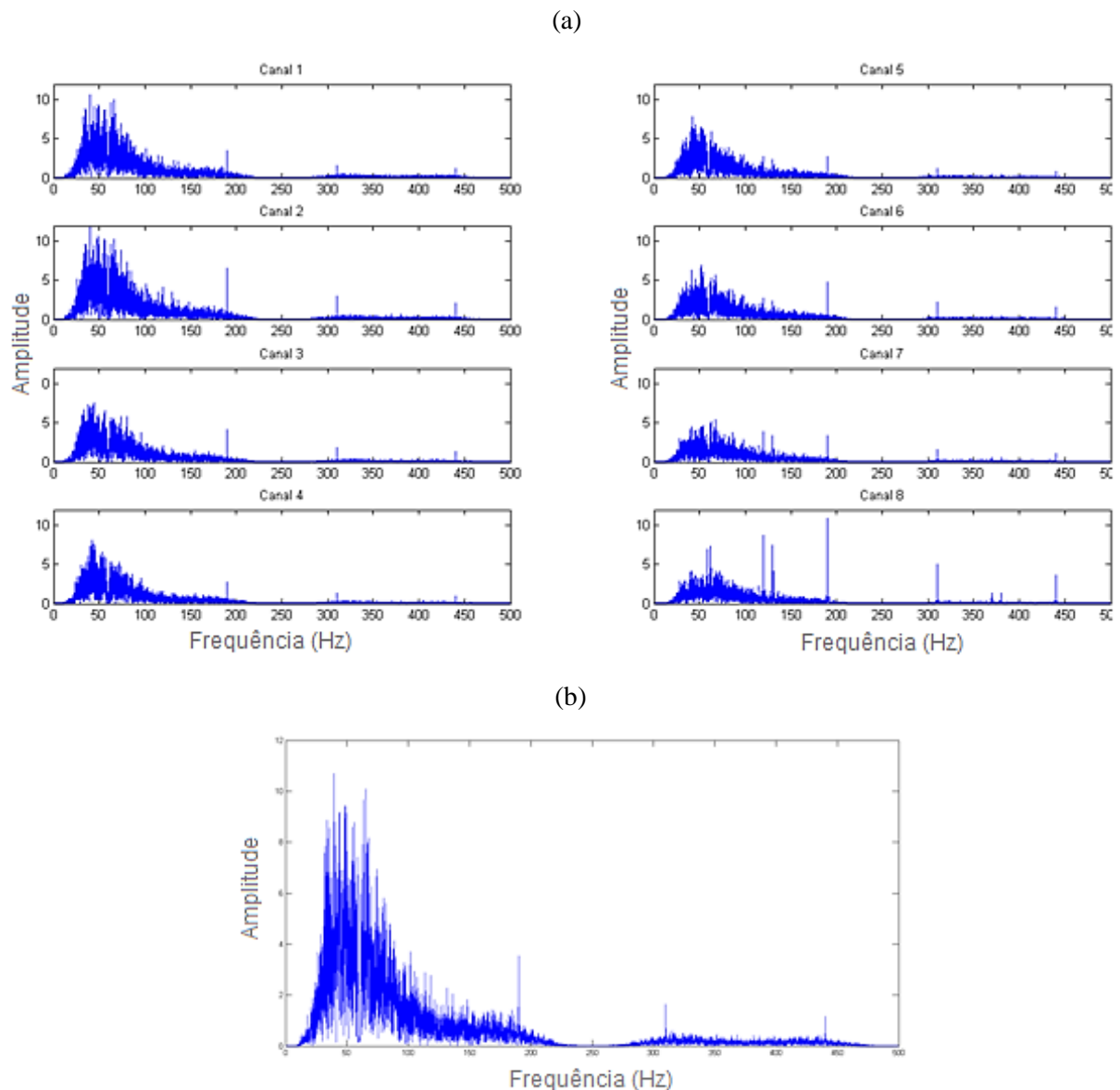
Figura 67 - Espectro de frequência do sinal de EMG do canal C5 do arranjo linear desenvolvido para o movimento de elevação do dedo mínimo, dedo anelar, dedo médio, dedo indicador e dedo polegar, respectivamente.



Fonte: Próprio autor.

Em seguida, o sinal do terceiro tipo de aquisição, ou seja, o sinal do movimento de flexão do punho (Figura 50) foi analisado no domínio da frequência também de modo a verificar seu espectro de frequência. A Figura 68(a) apresenta os espectros de frequência dos oito canais do sinal de EMG captados com o sistema do arranjo linear de eletrodos desenvolvido. Pode-se verificar também que todos os canais possuem uma faixa de frequência dominante, que está compreendida entre 30 Hz e 100 Hz, como pode ser visto no canal C1 apresentado separadamente na Figura 68(b).

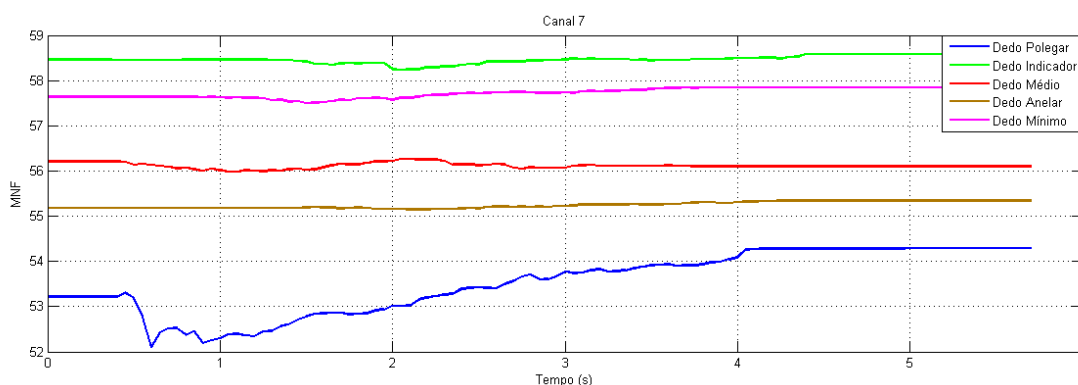
Figura 68 - (a) Espectro de frequência dos oito canais captados para o movimento de flexão do punho seguido de um relaxamento a cada dois segundos (b) Espectro de frequência do canal C1 do sistema de arranjo linear de eletrodos desenvolvido captado para o movimento de flexão do punho seguido de um relaxamento a cada dois segundos.



Fonte: Próprio autor.

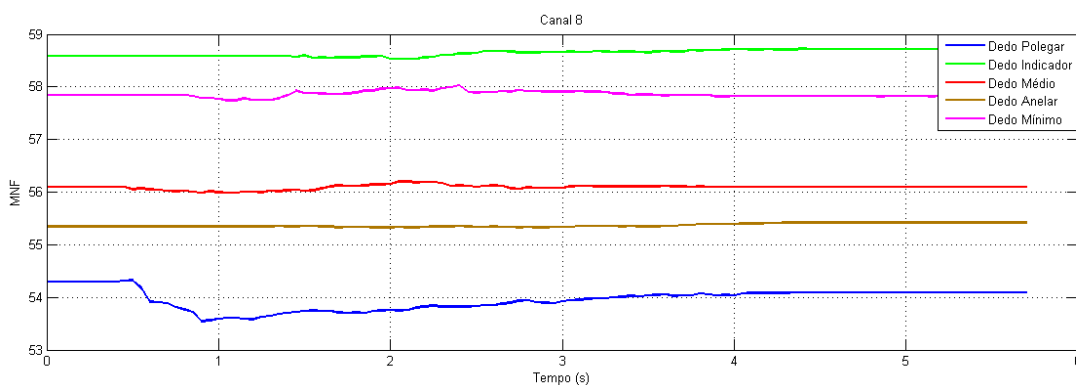
Após a análise do espectro de frequência, para verificar o parâmetro MNF em função do tempo, este foi calculado em uma janela de tempo de 50 ms para os sinais de EMG dos movimentos dos dedos com objetivo de verificar padrões que possam ser utilizados na classificação dos movimentos dos dedos. Na Figura 69 e na Figura 70 são apresentados os resultados dos valores do parâmetro MNF em função do tempo para dois canais diferentes (canal C7 e canal C8) dos cinco movimentos distintos de extensão dos dedos.

Figura 69 - Parâmetro MNF em função do tempo referente ao Canal C7 para o movimento de extensão do dedo mínimo, dedo anelar, dedo médio, dedo indicador e dedo polegar.



Fonte: Próprio autor.

Figura 70 - Parâmetro MNF em função do tempo referente ao Canal C8 movimento de extensão do dedo mínimo, dedo anelar, dedo médio, dedo indicador e dedo polegar.

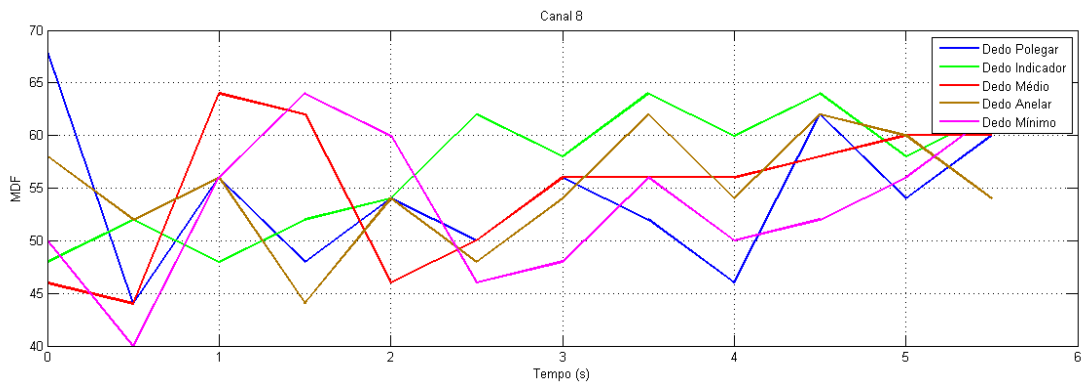


Fonte: Próprio autor.

Portanto, ao analisar a Figura 69 e a Figura 70 pode-se concluir que os movimentos de elevação dos dedos possuem frequências diferentes entre si. Por exemplo, o dedo polegar possui o menor valor do parâmetro MNF (em torno de 53,5 Hz), o que significa que tem menor frequência média, enquanto que o dedo indicador possui o maior valor do parâmetro MNF (em média 59,5 Hz) e, portanto, tem maior frequência média. Estes resultados do parâmetro MNF indicam uma possível forma de classificação da motricidade fina dos dedos.

Da mesma forma, o parâmetro MDF foi calculado em uma janela de tempo de 50 ms para os oito canais do arranjo linear para os movimentos de elevação dos dedos. Na Figura 71 são apresentados os resultados dos valores do parâmetro MDF em função do tempo para o canal C8.

Figura 71 - Parâmetro MDF em função do tempo referente ao Canal C8 para o movimento de extensão do dedo mínimo, dedo anelar, dedo médio, dedo indicador e dedo polegar.



Fonte: Próprio autor.

Conforme mostra a Figura 71, os valores do parâmetro MDF não apresentaram um bom resultado. Diferentemente do parâmetro MNF, o MDF não permaneceu constante e não apresentou uma faixa de frequência diferente para os sinais de EMG analisados. Portanto, o parâmetro MDF não seria interessante para a utilização na classificação dos movimentos.

Depois, com o objetivo de encontrar a Velocidade de Condução (VC), utilizou-se o sinal de flexão do punho (Figura 50) para verificar o atraso entre os canais com o método de correlação cruzada para, em seguida, estimar a VC. Nesse trabalho, a velocidade média calculada foi de 5,5 m/s, um valor próximo ao valor da VC média (4 m/s) da literatura (MORITANI; STEGEMAN; MERLETTI, 2004).

5 CONCLUSÃO

Como contribuição principal deste trabalho, tem-se o desenvolvimento de um sistema portátil de arranjo linear de eletrodos de baixo custo para análise dos parâmetros de amplitude e frequência a partir dos sinais de EMG-S e classificação da motricidade fina dos dedos.

Neste contexto, pode-se afirmar que as técnicas aplicadas nessa pesquisa, trazem possibilidades interessantes para confecção de eletrodos personalizados de EMG, já que os materiais utilizados na concepção do arranjo oferecem flexibilidade e possuem fácil manuseio. O custo financeiro para a concepção dos eletrodos propostos foi relativamente baixo, em torno de 15% do valor de um arranjo linear similar da empresa *OT Bioelettronica*, o que proporciona uma economia financeira interessante na concepção de eletrodos de EMG.

A aquisição do sinal eletromiográfico de superfície foi realizada com a utilização do sistema de arranjo linear desenvolvido, onde foi utilizada uma plataforma *open-hardware* com baixo consumo de energia e comunicação sem fio. Assim, foram captadas aquisições dos sinais de EMG-S dos movimentos de extensão e flexão do dedo polegar, indicador, médio, anelar e mínimo, separadamente. Uma aquisição do movimento de flexão do punho também foi realizada. Em seguida, técnicas de Processamento Digital de Sinais foram implementadas de modo a realizar o processamento e eliminação dos artefatos do sinal.

A aquisição de EMG com a utilização do sistema de arranjo linear proposto, permitiu-se verificar o local próximo da Zona de Inervação do voluntário, que possui a maior inervação ao longo do ventre muscular e onde ocorre uma inversão de fase no sinal com amplitude é mínima. Também, foi possível verificar o atraso entre os canais com o método de correlação cruzada e, em seguida, estimar a velocidade de condução, uma vez conhecida a distância entre eletrodos.

Além disso, foram desenvolvidos algoritmos para os cálculos dos estimadores de amplitude, como o ARV e o RMS e, também, no domínio da frequência, como os parâmetros MDF e MNF, de modo a verificar possíveis padrões nos movimentos individuais dos dedos. Em relação aos resultados em função do tempo para os parâmetros de amplitude, os dois foram semelhantes, pois o ARV é a média dos valores absolutos e o RMS é a raiz quadrada da média dos quadrados dos valores. Ainda, ambos parâmetros se mostraram importantes, já que os movimentos dos diferentes dedos ativaram canais diferentes e com amplitudes distintas entre si e em comparação à mão relaxada, sendo possível a classificação do movimento. Por outro lado, entre os estimadores de frequência, o parâmetro MNF indicou uma possível forma de classificação dos movimentos dos dedos, já que os movimentos de extensão dos dedos

possuem frequências diferentes entre si. Entretanto o parâmetro MDF apresentou muita variação e, portanto, não se mostrou interessante para a mesma aplicação.

Pode-se afirmar que o sistema proposto se mostrou coerente em relação aos eletrodos de eletromiografia de superfície comumente encontrados na literatura. Além disso, com o sistema linear de eletrodos desenvolvido e os parâmetros de amplitude e frequência implementados foi possível identificar padrões de classificação de motricidade fina dos dedos comprovando-se pelos resultados estatisticamente significativos.

Como proposta de trabalho futuro, devido à possibilidade de usar o arranjo linear como pulseira pode-se agregar técnicas de reconhecimento de padrão e de inteligência artificial para identificação dos movimentos individuais dos dedos para controle de próteses eletromiográficas avançadas.

Além disso, é possível utilizar o arranjo linear de eletrodos para análise do surgimento da fadiga sobre o sinal eletromiográfico de superfície. Pois, segundo a literatura, a fadiga está relacionada a mudanças no espectro de frequências do sinal, onde ocorre o deslocamento gradual do espectro para a esquerda (ou seja, para frequências mais baixas). Ademais, há uma diminuição na velocidade de condução média dos MUAPs, que indica fadiga das fibras já ativadas.

Outro possível trabalho seria também, estudar outros formatos de eletrodos de EMG de superfície para as diferentes regiões anatômicas do corpo humano de modo a ser possível desenvolver novos modelos de eletrodos de modo customizado e personalizado. Além disso, a concepção de uma matriz de eletrodos utilizando circuito impresso flexível pode trazer especificações interessantes, tanto em relação à estimação dos parâmetros eletromiográficos quanto em relação ao uso em diferentes regiões do corpo.

REFERÊNCIAS

- ALLEN, D. G.; LAMB, G. D.; WESTERBLAD, W. Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. **Physiological reviews**, v. 88, n. 1, p. 287-332, 2008.
- ANALOG. Disponível em: <<http://www.analog.com> > Acesso em: 16 Jan. 2017.
- ANDO, K.; NAGATA, K; KITAGAWA, D.; SHIBATA, N.; YAMADA, M.; MAGATANI, K. Development of the input equipment for a computer using surface EMG, **Conference Proceedings: IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, Nova Iorque, p. 1331 - 1334, 2006.
- ANDRADE, M. M. D. **Análise Tempo-Frequência de Sinais Eletromiográficos para Análise de Fadiga Muscular em Cicloergômetro**. 2006. 118 folhas. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Universidade de Brasília, Brasília, 2006.
- ANDREASSEN, S.; ARENDT-NIELSEN, L. Muscle fiber conduction velocity in motor units of the human anterior tibial muscle: a new size principle parameter, **Journal of Physiology**. v. 391, p. 561-571, 1987.
- ATZORI, M.; GIJSBERTS, A.; CASTELLINI, C.; CAPUTO, B.; HAGER, A-G. M.; ELSIG, S.; GIATSIDIS, G.; BASSETTO, F.; MÜLLER, H., Electromyography data for non-invasive naturally-controlled robotic hand prostheses, **Scientific data 1**, v. 1, 2014.
- BARR, R. C. Basic electrophysiology. In: BRONZINO, J. D.; PETERSON, D. R. **Biomedical Engineering Handbook**, Ed. Boca Raton. Cap. 38, p. 101-118, 2006.
- BARROS, K. R. **Metodologia para Classificação de Sinais EMG para Controle de Próteses com Baixo Esforço Computacional**. 2005. 60 folhas. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2005.
- BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscles alive: their functions revealed by electromyography**. 2^a ed. Filadélfia: Ed. Williams&Wilkins, 1985. ISBN-13: 978-0683004144.
- BAZZUCCHI, I.; VITO, G. D.; FELICI, F.; DEWHURST, S.; SGADARI, A.; SACCHETTI, M. Effect of exercise training on neuromuscular function of elbow flexors and knee extensors

of type 2 diabetic patients, **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 25, n. 5, p. 815-823, 2015.

BECK, R.; O'MALLEY, M.; STEGEMAN, D.; HOUTMAN, C.; CONNOLLY, S.; ZWARTS, M. Tracking motor unit action potentials in the tibialis anterior during fatigue, **Muscle Nerve**, v. 32, n. 4, p. 506-514, 2005.

BERNE, R. M.; LEVY, M. N.; BRUCE, M. K.; BRUCE, A. S. **Fisiologia**. 6ª ed. Rio de Janeiro: Ed. Elsevier, 2009. ISBN 978-85-352-3057-4.B

BISCHORFF, C., STALBERG E., FALCK, B, EEG--OLOFSSON, K. E. Reference values of motor unit action potentials obtained with multi-MUAP analysis. **Muscle Nerve**, v. 17, n. 8, p. 842-851, 1994.

BOCCIA, G.; DARDANELLO, D.; BERETTA-PICCOLI, M.; CESCONE, C.; CORATELLA, G.; RINALDO, N.; BARBERO, M.; LANZA, M.; SCHENA, F.; RAINOLDI, A. Muscle fiber conduction velocity and fractal dimension of EMG during fatiguing contraction of young and elderly active men, **Physiological Measurement**, v. 37, n. 1, p. 162-174, 2016.

BOCCIA, G.; DARDANELLO, D.; CORATELLA, G.; RINALDO, N.; SCHENA, F.; RAINOLDI, A. Differences in age-related fiber atrophy between vastii muscles of active subjects: a multichannel surface EMG study. **Physiological Measurement**, v. 36, n. 7, p. 1591-1600, 2015a.

BOCCIA, G.; PIZZIGALLI, L.; FORMICOLA, D.; IVALDI, M.; RAINOLDI, A. Higher neuromuscular manifestations of fatigue in dynamic than isometric pull-up tasks in rock climbers, **Journal of Human Kinetics**, v. 47, p. 31-39, 2015b.

BOYLESTAD, R. L. **Dispositivos eletrônicos e teoria de circuitos**. 8ª ed. Rio de Janeiro: Ed. Pearson, 2005. ISBN 86-87918222.

CARDOSO, A. S. V. **Instrumentação e Metodologia de Medição de Biopotenciais**. 2010. 141 folhas. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2010.

CELADON, N.; DOŠEN, S.; BINDER, I.; ARIANO, P.; FARINA, D., Proportional estimation of finger movements from high-density surface electromyography. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, 2016.

CLANCY, E. A.; FARINA, D.; FILLIGOI, G. Single-channel techniques for information extraction from the surface EMG signal. In: MERLETTI, R.; PARKER, P. A. **Electromyography – Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications**. Eds. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, p. 133-168, 2004.

CRISWELL, E. **Cram's Introduction to Surface Electromyography**, 2^a ed. Sudbury, Mass: Jones and Bartlett, 2011. ISBN-13: 9780763732745.

DAINTY, D. A.; NORMAN, R. W. **Standardizing Biomechanical testing in sport**. Champaign, Human Kinetics, 1987.

DATAHOMINIS. Disponível em: <<http://www.datahominis.com.br/>> Acesso em: 13 Fev. 2017.

DE LUCA, C. J. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans, **Crit. Rev. Biomed. Eng.**, v. 11, n. 4, p. 251-279, 1984.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics, **J. Appl. Biomech**, v. 13, p. 135-163, 1997.

DE MARCHIS, C.; MONTEIRO, T. S.; SIMON-MARTINEZ, C.; CONFORTO, S.; GHARABAGHI, A. Multi-contact functional electrical stimulation for hand opening: electrophysiologically driven identification of the optimal stimulation site. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, 2016.

DELAGI, E. F; PEROTTO, A; IAZZETTI, J; MORRISON, D. **Anatomic Guide for the electromyographer: the limbs**. 2^a ed. Illinois: Charles C. Thomas, 1981. ISBN-13: 978-0398086497.

DIMITROVA, N. A.; DIMITROV, G. V. Interpretation of EMG changes with fatigue: Facts, pitfalls, and fallacies, **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, n. 1, p. 13-36, 2003.

DROST, G.; STEGEMAN, D. F.; VAN ENGELEN, B. G. M.; ZWARTS, M. J. Clinical applications of high-density surface EMG: a systematic review. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 16, n. 6, p. 586-602, 2006.

ELETRONICSHUB. Disponível em: < <http://www.electronicshub.org>> Acesso em: 15 Jun 2017.

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. 2ª ed. São Paulo: Ed. Manole, 2000. 450 p. ISBN 9788520407950

FALLA, D; FARINA, D. Muscle fiber conduction velocity of the upper trapezius muscle during dynamic contraction of the upper limb in patients with chronic neck pain, **Pain**, v. 116, n.1, p. 138-45, 2005.

FARINA, D.; CESCO, C.; MERLETTI, R. Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG, **Biological Cybernetics**. v. 86, n. 6, p. 445-456, 2002.

FARINA, D.; COLOMBO, R.; MERLETTI, R.; OLSEN, H. B. Evaluation of intra-muscular EMG signal decomposition algorithms, **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, n. 3, p. 175-187, 2001.

FARINA, D.; HOLOBAR, A. Characterization of Human Motor Units From Surface EMG Decomposition, **Proceedings of the IEEE**, v. 104, n. 2, 2016.

FARINA, D.; MERLETTI, R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 337-349, 2000.

FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, M., The extraction of neural strategies from the surface EMG. **Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 4, p. 1486-1495, 2004.

FERREIRA, A. S.; GUIMARÃES, F. S.; SILVA, J. G. Aspectos metodológicos da eletromiografia de superfície: considerações sobre os sinais e processamentos para estudo da função neuromuscular. **Revista Brasileira Ciências e Esporte**, Campinas, v.31. n. 2, p. 11-30, 2010.

FERREIRA, E. L. C. **Análise da Interferência de Ruídos e Artefatos no Processo de Aquisição e Processamento Digital de um Sinal Biológico**. 2007. 148 folhas. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2007.

FORTI, F. **Análise do Sinal Eletromiográfico em Diferentes Posicionamentos, Tipos de Eletrodos, Ângulos Articulares e Intencidades de Contração**. 2005. 146 folhas. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) - Universidade Metodista de Piracicaba, Piracicaba, 2005.

GARCIA, E. A. C. **Biofísica**. 2^a ed. São Paulo: Editora Sarvier, 2002. p.387. ISBN 9788573782462.

GARCIA, M. A. C.; MAGALHÃES, J.; IMBIRIBA, L. A.; OLIVEIRA, L. F. Interferência da velocidade de condução dos potenciais de ação das unidades motoras no sinal de EMG. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 12, n. 4, p. 57-61, 2004.

GAZZONI, M.; BOTTER, A.; VIEIRA, T. Surface EMG and muscle fatigue: multi-channel approaches to the study of myoelectric manifestations of muscle fatigue. **Physiological Measurement**, v. 38, 2017.

GAZZONI, M.; CELADON, N.; MASTRAPASQUA, D.; PALEARI, M.; MARGARIA, V.; ARIANO, P. Quantifying Forearm Muscle Activity during Wrist and Finger Movements by Means of Multi-Channel Electromyography. **PLoS ONE**, v. 9, n. 10, 2014.

GOMES, F. P. **Curso de Estatística Experimental**. 14^a ed. Piracicaba: Livraria Nobel, 2000. 240 p.

GRIEP, P. A. M.; BOON, K. L.; STEGEMAN, D. F. A study of the motor unit action potential by means of computer simulation. **Biological Cybernetics**, v. 30, n. 4, p. 221-230, 1978.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 12^a ed. Rio de Janeiro: Editora Elsevier, 2011. ISBN: 978-85-352-3735-1

HENNEMAN, E.; CLAMANN, H. P.; GILLIES, J. D.; SKINNER, R. D. Rank order of motoneurons within a pool: law of combination. **Journal of Neurophysiology**, v. 37, n. 6, p. 1338-1349, 1974.

HENNEMAN, E.; SOMJEN, G.; CARPENTER, D.O. Excitability and inhibibility of motoneurons of different sizes. **Journal of Neurophysiology**, v. 28, n. 3, p. 599-620, 1965.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures, **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361-374, 2000a.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; MERLETTI, R.; STEGEMAN, D.; BLOK, J.; RAU, G.; DISSELHORST-KLUG, C.; HÄGG, G. **European recommendations for surface electromyography: results of the SENIAM project**. Roessingh Research and Development, 2000b.

HOLOBAR, A.; GLASER, V.; GALLEGU, J. A.; DIDERIKSEN, J. L. FARINA, D. Non-invasive characterization of motor unit behaviour in pathological tremor, **Journal of Neural Engineering**, v. 9, 2012.

JARDIM, D. S.; PININGA, M. M. C.; DA SILVA, M. G. N. M., RODRIGUES, M. A. B. Detecção de movimentos da mão a partir do EMG em músculos do antebraço. In: **Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, 2016, Foz do Iguaçu. XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2016.

JÚNIOR, A. P. **Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos: teoria, projetos, aplicações e laboratório**. 6ª ed. Porto Alegre: Bookman, 2003. 328 p. ISBN 978-85-363-0190-7

JÚNIOR, V. A. R. **Parâmetros Discriminadores De Estacionariedade Fisiológica Em Sinais De Eletromiografia De Superfície Aplicados No Estudo Da Fadiga**. 2016. 178 folhas. Tese (Doutorado em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação) - Universidade de Brasília. Brasília, 2016.

JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. **Histologia Básica**. 10ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004. 540 p. ISBN 9788527731812

KAMEN, G.; GABRIEL, D. A. **Essentials of Electromyography**. EUA: Human Kinetics, 2010. ISBN-10: 0736067124

KANDEL. Disponível em: <<https://kandel.com.br/>> Acesso em: 11 Mai. 2017.

KILBY, J.; PRASAD, K.; MAWSTON, G. Design of new multi-channel electrodes for surface electromyography signals for signal-processing. **Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)**, 2016 IEEE 38th Annual International Conference of the, 2016a. doi: 10.1109/EMBC.2016.7591814

KILBY, J.; PRASAD, K.; MAWSTON, G. Multi-channel Surface Electromyography Electrodes: A Review. **IEEE Sensors Journal**, v. 16, p. 5510- 19, 2016b.

KOBAKANT DIY - WEARABLE TECHNOLOGY DOCUMENTATION. Disponível em: <<http://www.kobakant.at/DIY>> Acesso em: 05 Abril 2017.

KONRAD, P. **The ABC of EMG**: A practical introduction to kinesiological electromyography. Noraxon EMG & Sensor Systems. 2015.

LENT, R. **Cem Bilhões de Neurônios?**: Conceitos Fundamentais de Neurociência. 2ª ed. São Paulo: Atheneu. 848 p. 2010. ISBN 9788538801023.

MALEŠEVIĆ, N.; MARKOVIĆ, D.; KANITZ, G.; CONTROZZI, M.; CIPRIANI, C.; ANTFOLK, C. Decoding of individual finger movements from surface EMG signals using vector autoregressive hierarchical hidden Markov models (VARHHMM), **International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)**, Londres, p. 1518 - 1523, 2017.

MARCHETTI, P. H. **Investigações sobre o controle neuromotor do músculo reto do abdome**. 2005. 109 folhas. Dissertação (Mestrado em Educação Física) - Escola de Educação Física e Esporte da USP, São Paulo, 2005.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. **Instrumentação em Eletromiografia**. Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, 2006.

McGILL, K.; DORFMAN, L. J. High-Resolution Alignment of Sampled Waveforms. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. BME-31, n. 6, p. 462-468, 1984.

MERLETTI, R.; AVENTAGGIATO, M.; BOTTER, A.; HOLOBAR, A.; MARATEB, H.; VIEIRA, T. M. Advances in surface EMG: recent progress in detection and processing techniques. **Critical Review in Biomedical Engineering**, v. 38, n. 4, p. 305-345, 2010.

MERLETTI, R.; BOTTER, A.; TROIANO, A.; MERLO, E.; MINETTO, M. A. Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: State of the art. **Clinical Biomechanics**, v. 24, n. 2, p. 122-134, 2009.

MERLETTI, R.; FARINA, D.; GAZZONI, M. The linear electrode array: a useful tool with many applications. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, n. 1, p. 37-47, 2003.

MERLETTI, R.; PARKER, P. A. **Electromyography. Physiology, engineering and noninvasive applications**. 1^a ed. Nova Jersey: Wiley - IEEE Press on Biomedical Engineering, 2004. 520 p. ISBN: 978-0-471-67580-8

MESTE, O.; MUHAMMAD, W.; RIX, H.; FARINA D. On the estimation of muscle fiber conduction velocity using a co-linear electrode array. **Proc 23rd An Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc**, Istanbul, 2001.

MORITANI, T., STEGEMAN, D.; MERLETTI, R. Basic Physiology and Biophysics of EMG Signal Generation. **Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications**, John Wiley & Sons, p. 1-25, 2004.

MYO ARMBAND. Disponível em: <<https://www.myo.com/>> Acesso em: 10 Maio 2017.

NIEZEN, G.; ESLAMBOLCHILAR, P.; THIMBLEBY, H. Open-source hardware for medical devices. **BMJ Innov**, v. 2, p. 78-83, 2016.

NISHIZONO, H; SAITO, Y; MIYASHITA, M. The estimation of conduction velocity in human skeletal muscle in situ with surface electrodes. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 46, n. 6, p. 659-664, 1979.

OLIVEIRA, C. E. P. **Abordagem anatômica, fisiológica, motora, biomecânica e eletromiográfica da musculatura abdominal**. 2009. 135 folhas. Dissertação (Mestrado) Universidade Federal de Viçosa - Espírito Santo, 2009.

OPEN BCI. Disponível em: <<http://openbci.com/>> Acesso em: 25 Jan. 2017.

OSU, R.; FRANKLIN, D. W.; KATO, H.; GOMI, H.; DOMEN, K.; YOSHIOKA, T.; KAWATO, M. Short and long-term changes in joint co-contraction associated with motor learning as revealed from surface EMG. **Journal of Neurophysiology**, v. 88, n. 2, p. 991-1004, 2002.

OT BIOELETTRONICA. Disponível em: <<http://www.otbioelettronica.it/index.php?lang=en>> Acesso em: 03 Dez. 2016.

PEIXOTO, L. R. T., **Análise das variáveis eletromiográficas de superfície durante a recuperação em curto prazo da fadiga isométrica**. 2014. 150 folhas. Tese (Doutorado em Ciências Médicas) – Universidade de Brasília, Brasília, 2014.

PETERSEN I., KUGELBERG E. Duration and form of action potential in the normal human muscle. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 12, n. 2, p. 124-128, 1949.

PHINYOMARK, A.; PHUKPATTARANONT, P.; LIMSAKUL, C.; Feature reduction and selection for EMG signal classification, **Expert Systems with Applications**, v. 39, n. 8, p. 7420-7431, 2012.

POTOČNIK, B; HOLOBAR, A. A new optical flow model for motor unit conduction velocity estimation in multichannel surface EMG. **Computers in Biology and Medicine**. v. 83, n. 1, p. 59-68, 2017.

RAINOLDI, A.; CESCONE, C.; BOTTIN, A.; CASALE, R.; CARUSO, I. Surface EMG alterations induced by underwater recording. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 14, n. 3, p. 325-331, 2004;

ROCHA, E. K. **Influência do Processamento de Sinal Eletromiográfico sobre o Cálculo da Defasagem Eletromecânica no Ciclismo**. 2006. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2006.

RODRIGUES, M. B. **Desenvolvimento de um Instrumento Virtual para Aquisição de Análise de Sinais Bioelétricos**. 1997. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 1997.

ROGERS, M. W.; KUKULKA, C. G.; SODERBERG, G. L. Age-related changes in postural responses preceding rapid self-paced and reaction time arm movements. **Journal of gerontology**, v. 47, n. 5, p. M159-M165, 1992.

ROSA, I. G. **Detecção Automática De Contração Muscular Utilizando A Eletromiografia De Superfície**. 2005. 83 folhas. Tese (Mestrado em Ciências em Engenharia Biomédica) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2005.

RUFF, R. L.; WHITTLESEY, D. Comparison of Na⁺ currents from type IIa and IIb human intercostal muscle fibers. **Am J Physiol**, v. 265, n. 1, p. C171-177, 1993.

SALOMONI, S.; SOARES, F. A.; NASCIMENTO, F. A. O.; VENEZIANO, W. H.; ROCHA, A. F. Algoritmo de máxima verossimilhança para a estimação da velocidade de condução média de sinais eletromiográficos de superfície. **IFMBE Proceedings**. v. 18, p. 1049-1053, 2007.

SEDRA, A. S.; SMITH, K. C. **Microeletrônica**. 5^a ed. Nova Jersey: Pearson Prentice Hall. 864 p. 2007. ISBN-13 9788576050223

SHENOY, P.; MILLER, K. J.; CRAWFORD, B; RAO, R. P. N. Online Electromyographic control of a robotic prosthesis. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 55, p. 1128-1135. 2008.

SILVA, I. S. S. **Circuitos Mistos Reconfiguráveis Aplicados a Medição de Sinais Biomédicos: Rejeição de Interferência de Modo Comum**. 2003. 133 folhas. Tese (Doutorado em Ciências) - Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande, 2003.

SMITH, S. W. **Digital signal processing: a practical guide for engineers and scientists**. 1^a ed. Burlington: Newnes. 2003. 650 p. ISBN-13: 978-0750674447

SOARES, F. A. **Estudo do comportamento das variáveis eletromiográficas ao longo do ciclo menstrual**. 2007. 75 folhas. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) — Universidade de Brasília, Brasília, 2007.

SONKA, M.; HLAVAC, V.; BOYLE, R. **Image Processing, Analysis, and Machine Vision**. 4ª ed. Boston: Cengage Learning Engineering, 2015. ISBN-10: 1133593607

SORNMO, L.; LAGUNA, P. **Bioelectrical Signal Processing: in a cardiac and neurological applications**. 1ª ed. San Diego: Elsevier, 2005. ISBN 9780124375529

SOUZA, G. S. S. **Arranjo Linear de dez eletrodos ativos sem fio para eletromiografia de superfície**. 2013. 231 folhas. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica e da Computação) - Universidade Federal de Goiás, Goiânia, 2013.

SOUZA, P. V. E. **Sistema de aquisição de EMG e ECG para plataforma Android**. 2015. 116 folhas. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2015.

THAKOR, N. V. Biopotential and Electrophysiology Measurement. In: WEBSTER, J. G. **The Measurement, Instrumentation and Sensors Handbook**. 1ª ed. Boca Raton: CRC Press, 1999.

TOMÉ, F. B. **Metodologias de concepção de eletrodos para Eletromiografia de Superfície**. 2015. 86 folhas. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade de Brasília, Brasília, 2015.

UDOVIČIĆ, G; TOPIĆ, A; RUSSO, M. **Wearable Technologies for Smart Environments: A Review with Emphasis on BCI, FESB** - Split, University of Split, Croácia, 2016.

VELLOSO, R. P. **Protótipo de um Eletromiógrafo Digital**. 2004. 138 folhas. Dissertação (Mestrado em Ciência da Computação) - Universidade Regional de Blumenau, Blumenau, 2004.

VENEZIANO, W. H. **Estudo do Comportamento do Sinal Eletromiográfico de Superfície em Atividades Subaquáticas**. 2006. 137 folhas. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Universidade de Brasília. Brasília, 2006.

ZHAI, X.; JELFS, B.; CHAN, R. H. M., TIN, C., Short latency hand movement classification based on surface EMG spectrogram with PCA, **Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)**, 2016 IEEE 38th Annual International Conference of the, 2016.

