

UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FGA - FACULDADE GAMA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA

METODOLOGIAS DE CONCEPÇÃO DE ELETRODOS PARA
ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE.

FILIPE BARRETO TOMÉ

ORIENTADOR: Dr. MARCELINO MONTEIRO DE ANDRADE
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

PUBLICAÇÃO: 43A/2015
BRASÍLIA/DF: DEZEMBRO – 2015

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE UNB GAMA
ENGENHARIA BIOMÉDICA

METODOLOGIAS DE CONCEPÇÃO DE ELETRODOS PARA
ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

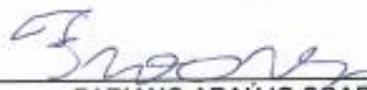
FILIFE BARRETO TOMÉ

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA À FACULDADE UNB GAMA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

APROVADA POR:



MARCELINO MONTEIRO DE ANDRADE, DR. - FGA / UNB
(ORIENTADOR)



FABIANO ARAÚJO SOARES, DR. - FGA / UNB
(EXAMINADOR INTERNO)



MARIA CLAUDIA CARDOSO PEREIRA, DRA. - FEF / UNB
(EXAMINADORA EXTERNA)

BRASÍLIA, 11 DE DEZEMBRO DE 2015

BRASÍLIA/DF, 11 DE DEZEMBRO DE 2015.

FICHA CATALOGRÁFICA

FILIFE BARRETO TOMÉ

Metodologias de Concepção de Eletrodos para Eletromiografia de Superfície, [Distrito Federal] 2015.

86.p., 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestre, Engenharia Biomédica, 2015). Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade Gama. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

- | | |
|------------------------------------|----------------------------|
| 1. ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE | 2. ELETRODOS CUSTOMIZÁVEIS |
| 3. VETORES E MATRIZES DE ELETRODOS | 4. PROTOTIPAGEM RÁPIDA |
| I. FGA UnB Gama/ UnB. | |

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

TOMÉ, F. B. (2015). METODOLOGIAS DE CONCEPÇÃO DE ELETRODOS PARA ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação 43A./2015, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 86p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: FILIFE BARRETO TOMÉ

TÍTULO: METODOLOGIAS DE CONCEPÇÃO DE ELETRODOS PARA ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

GRAU: Mestre

ANO: 2015

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

ENDEREÇO.

QUADRA 15 CONJUNDO D CASA 58 SOBRADINHO, DF – CEP: 73045-154

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus.

Agradeço a minha família, em especial aos meus pais, Eva Barreto de Santana, Fausta dos Santos Barreto e Itamar do Nascimento Tomé, pela formação, apoio e pelos conselhos oferecidos.

Aos meus irmãos, Paulo Victor Barreto Tomé e Angela Barreto Tomé, pelo suporte e auxílio nos momentos difíceis.

Compartilho o mérito da conclusão do mestrado ao professor Luís Filomeno de Jesus Fernandes, pelo apoio e encorajamento no ingresso dessa pós-graduação.

Ao meu professor orientador, Marcelino Monteiro de Andrade, pelos ensinamentos e oportunidades oferecidas além do ensino acadêmico.

Pelas orientações, dicas e apoio dos meus amigos e companheiros Henrique Aguiar, Igor Bernardes, Leandro Vaz e Valdinar Junior.

Aos professores Jake Carvalho e Maria Claudia Pereira, pelas inúmeras orientações e suporte aos laboratórios de aquisições de sinais.

Pelo apoio e compreensão dos servidores lotados no prédio SG 11 e da Faculdade de Educação Física no campus Darcy Ribeiro – UNB.

A Universidade de Brasília por me proporcionar o mestrado e pela infraestrutura oferecida.

RESUMO

METODOLOGIAS DE CONCEPÇÃO DE ELETRODOS PARA ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE.

Autor: FILIPE BARRETO TOMÉ

Orientador: Prof. Dr. MARCELINO MONTEIRO DE ANDRADE

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Brasília, DEZEMBRO de 2015.

O presente trabalho teve como objetivo propor duas metodologias para a concepção de eletrodos de Eletromiografia de Superfície (EMG-S). Foi confeccionado um eletrodo vetorial e uma matriz de eletrodos. Para o método do eletrodo vetor, foi empregado técnica de prototipagem rápida por meio de impressora 3D. Para a confecção da matriz foi utilizado um circuito impresso flexível e uma impressora a laser, aliados a outras técnicas. Os contatos elétricos de ambos os formatos de eletrodos foram forjados em liga de prata 1000 (Ag).

Ambos os formatos de eletrodos foram testados em 10 voluntários do sexo masculino (idade: $31,4 \pm 4,9$ anos; massa: $86,5 \pm 10,6$ kg; estatura: 176 ± 9 cm) praticantes de exercício resistido há pelo menos seis meses. O protocolo experimental consistiu em adquirir sinais eletromiográficos do bíceps braquial direito em 90 graus de flexão do cotovelo. Foram realizadas duas contrações isométricas de 5 segundos de duração para cada eletrodo proposto bem como para um eletrodo modelo. Inicialmente foi mensurada uma contração voluntária isométrica máxima (CVIM), depois uma contração submáxima com carga de 60% da CVIM e por último foi adquirido o sinal em repouso para cada eletrodo. Foram desenvolvidas rotinas no software MatLab 2011 para obter os estimadores de Frequência de Potência Mediana (FPM), Relação Sinal Ruído (SNR) e a Raiz do Valor Quadrático Médio (RMS) para os eletrodos propostos e para o eletrodo vetor de referência. Além disso, foi elaborada uma rotina para gerar gráficos de Bland-Altman para fins de comparação do eletrodo vetor modelo e o vetor concebido. Ainda, os estimadores dos eletrodos foram confrontados com os valores já estabelecidos na literatura.

Os estimadores (SNR, FPM e RMS) mensurados pelos eletrodos concebidos foram semelhantes aos encontrados na literatura. Os gráficos de Bland-Altman mostraram uma concordância de 95% entre o eletrodo vetor proposto e o eletrodo modelo. Os eletrodos

confeccionados apresentaram flexibilidade, resistência física e baixo custo financeiro apontando uma boa opção frente aos modelos comercialmente disponíveis. Além disso, os métodos de confecção de eletrodos propostos abrem possibilidade de customização para os diferentes relevos e formas anatômicas.

Palavras-chaves: Eletromiografia de superfície, eletrodos customizáveis, vetores e matrizes de eletrodos para eletromiografia, prototipagem rápida.

ABSTRACT

METHODOLOGIES OF MANUFACTURING ELETRODES FOR SURFACE ELETROMIOGRAFIC

Author: FILIPE BARRETO TOMÉ

Supervisor: Dr. MARCELINO MONTEIRO DE ANDRADE

Post-Graduation Program in Biomedical Engineering

Brasília, DECEMBER of 2015.

In this study are presented two methodologies for the design of surface electromyography electrodes. A vector electrode and an electrode matrix were manufactured. For the vector electrode method was used rapid prototyping technique through 3D printer. For manufacturing the matrix a flexible printed circuit and a laser printer were used, in addition to other techniques. The electrical contacts of both electrodes were manufactured in 1000 silver alloy (Ag).

Both electrodes formats were tested in 10 male volunteers (age: 31.4 ± 4.9 years; weight: 86.5 ± 10.6 kg; height: 176 ± 9 cm) practitioners of resistance training at least six months. The experimental protocol consists of acquiring electromyography signals of the right biceps right in 90 degrees of elbow flexion. There were two isometric contractions of 5 seconds duration for each electrode proposed as well as for a model electrode. Initially, a maximum voluntary isometric contraction was measured (VICM), then a sub-maximal contraction with a load of 60% of VICM was performed and finally the signal was acquired on standing for each electrode. Routines were developed in MatLab software in 2011 to get the estimators of Median Power Frequency (MPF), Signal to Noise Ratio (SNR) and the root mean square (RMS) for the proposed electrode and the reference electrode vector. In addition, it was developed a routine to generate Bland-Altman plots for comparison of the model vector electrode and designed vector electrode. Also, the estimators of the electrodes were compared to the values established in the literature.

The estimators (SNR, MPF and RMS) measured by designed electrodes are similar to those found in the literature. The Bland-Altman graphs show a concordance of 95% between the proposed vector electrode and the electrode model. The electrodes manufactured present flexibility, physical resistance and low financial cost, indicating a

good option compared to the commercially available models. Moreover, the proposed methods for manufacturing of electrodes open the possibility of customization for different anatomical shapes and reliefs.

Key-words: Surface electromyographic, customizable electrodes, vectors and matrices electrodes for electromyography, fast prototyping.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	18
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA.....	18
1.2 OBJETIVOS.....	18
1.2.1 Objetivo geral	18
1.2.2 Objetivos específicos.....	18
1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	19
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	20
2.1 HISTÓRIA DA ELETROMIOGRAFIA.....	20
2.2 FISIOLOGIA MUSCULAR.....	21
2.2.1 Velocidade de condução	22
2.2.2 Zona de inervação	22
2.2.3 Crosstalk	23
2.3 ELETRODOS DE SUPERFÍCIE PARA ELETROMIOGRAFIA.....	23
2.3.1 Eletrodo monopolar	24
2.3.2 Eletrodo bipolar.....	25
2.3.3 Eletrodo vetorial e matriz de eletrodos	26
2.4 CONDICIONAMENTO DO SINAL DE EMG.....	26
2.4.1 Filtro passa-faixa	26
2.4.2 Filtro notch	27
2.4.3 Amplificação.....	27
2.4.4 Rejeição de modo comum.....	28
2.4.5 Impedância de entrada	28
2.5 TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE SINAIS DE EMG.....	28
2.5.1 Retificação do sinal.....	29
2.5.2 Normalização.....	29
2.5.3 Análise no domínio do tempo	29
2.5.3.1 RMS	30
2.5.3.2 Envoltória linear do sinal.....	30
2.5.3.3 Integrador.....	30
2.5.3.4 Razão sinal ruído	31
2.5.4 Análise no domínio da frequência	31
2.5.4.1 Frequência de potência média e mediana	33

2.6 TÉCNICAS DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA DE ELETRODOS.....	33
3 METODOLOGIA.....	36
3.1 CONCEPÇÃO DOS ELETRODOS PROPOSTOS.....	36
3.1.1 Modelos de eletrodos utilizados na confecção dos eletrodos propostos	36
3.1.2 Contatos elétricos dos eletrodos propostos	37
3.2 CONFECÇÃO DO ELETRODO VETOR.....	38
3.3 CONFECÇÃO DA MATRIZ DE ELETRODOS.....	40
3.4 PROTOCOLO EXPERIMENTAL.....	45
3.4.1 Amostra	45
3.5 AQUISIÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO.....	45
3.5.1 Posicionamento dos eletrodos para aquisição dos sinais	48
3.5.2 Procedimentos para atenuar ruídos	50
3.6 PROCESSAMENTOS DOS SINAIS.....	51
3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	51
4 RESULTADOS	52
4.1 DESFECHOS DAS CONFECÇÕES DOS ELETRODOS PROPOSTOS.....	52
4.1.1 Eletrodo vetor	52
4.1.2 Matriz de eletrodos.....	53
4.2 SINAIS, GRÁFICOS E TABELAS NO DOMÍNIO DO TEMPO E DA FREQUÊNCIA.....	54
4.3 GRÁFICOS DE BLAND – ALTMAN.....	63
5 DISCUSSÃO	67
6 CONCLUSÕES.....	72
7 TRABALHOS FUTUROS.....	74
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	76
ANEXOS	81
ANEXO 1: RESUMOS CIENTÍFICOS PUBLICADOS DURANTE O CURSO DE MESTRADO.....	81
ANEXO 2.....	82
ANEXO 3: LISTA CHECKLIST.....	83
ANEXO 4: ROTINA NO SOFTWARE MATLAB PARA EXTRAIR ESTIMADORE E GRÁFICOS DE EMG-S.....	85
ANEXO 5: ROTINA NO SOFTWARE MATLAB PARA GERAR OS GRÁFICOS DE BLAND-ALTMAN....	86

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1: Tabela de preços dos eletrodos propostos e do eletrodo fabricado pela empresa OT Bioelettronica, similar ao vetor apresentado [preço do eletrodo da empresa OT Bioelettronica retirado do site em novembro de 2015 com cotação do Euro a 3,96 reais]..... 54
- Tabela 2: Quantidade de aquisições utilizada para análise. OT = eletrodo da empresa OT Bioelettronica; VP = eletrodo vetor proposto e MT = eletrodo matriz 4 x 4 proposto. (critério de inclusão SNR > 10dB). 57
- Tabela 3: Médias da relação sinal ruído das N aquisições, média total da SNR dos eletrodos e o desvio padrão. OT = eletrodo da empresa OT Bioelettronica; VP = eletrodo vetor proposto e MT = eletrodo matriz 4 x 4 proposto..... 58
- Tabela 4: Médias da frequência de potência mediana das N aquisições, média total da FPM dos eletrodos e o desvio padrão. OT = eletrodo da empresa OT Bioelettronica; VP = eletrodo vetor proposto e MT = eletrodo matriz 4 x 4 proposto..... 60
- Tabela 5: Médias do RMS das N aquisições, média total do RMS dos eletrodos e o desvio padrão. OT = eletrodo da empresa OT Bioelettronica; VP = eletrodo vetor proposto e MT = eletrodo matriz 4 x 4 proposto; QS = quantidade N utilizado na concepção da média (critério de inclusão SNR > 10dB)..... 62

LISTA DE FIGURAS

Figura 1(a): Experimentos com pernas de sapos de Luigi Galvani 1791 [19]; (b) Imagem ilustrativa do pesquisador Alessandro Volta 1792 [20]; (c) O francês Du Bois – Reymond – 1849 e seu galvanômetro [21].	20
Figura 2(a): Esquema de uma unidade motora UM. (b) Somatória dos potenciais de ação da unidade motora, sinal EMG-S. [7 - 8].	22
Figura 3: Posicionamento de um eletrodo <i>array</i> vetorial com amplificadores diferenciais no músculo do bíceps braquial; aquisição do sinal de EMG-S e zonas de inervações [27].	23
Figura 4: Eletrodo monopolar passivo e descartável, com contra pino de prata-cloreto de prata [22].	25
Figura 5(a): Eletrodo bipolar da empresa Delsys. (b) Eletrodo EMG-S bipolar diferencial com a eliminação do ruído comum nos dois pontos (r) [10].	25
Figura 6(a): Eletrodo em formato de vetor com 10 mm de distância inter-eletródica (OT Bioelettronica). (b) Matriz de 64 eletrodos com 8 mm de distância inter-eletródica na vertical e horizontal. As imagens foram retiradas no site da empresa OT Bioelettronica [38].	26
Figura 7: Espectro de energia do sinal EMG com a perda de sinal, área sombreada, utilização filtro do tipo notch [13].	27
Figura 8: Sinal de EMG puro; Sinal de EMG depois da retificação por onda completa, <i>full-wave</i> [15].	29
Figura 9: Impressora 3D, modelo prusa V2 MovtechH	35
Figura 10(a): Eletrodo vetor de 16 canais da empresa OT Bioelettronica, (b) Eletrodo matriz de 64 canais da empresa OT. Modificado de [23].	37
Figura 11(a): Contato elétrico do eletrodo vetor, com liga de prata, disposto em 5 mm de comprimento e 1 mm de diâmetro; (b) Contato elétrico do eletrodo matriz em formato de disco, com liga de prata e 2 mm de diâmetro.	37
Figura 12(a): Impressora 3D modelo prusa V2 MovtechH; (b) Filamento flexível (Nylon Taulman 618) utilizado para conceber o eletrodo vetorial.	38

Figura 13(a): Eletrodo vetor proposto. (b) Preenchimento do eletrodo com borracha de silicone e cabo flat soldado nos contatos elétricos.	39
Figura 14: Representação do eletrodo da empresa OT Bioelettronica, descontinuidade da sequência dos contatos elétricos.	40
Figura 15: Circuito impresso flexível.....	41
Figura 16: Processo de confecção do eletrodo matriz. (a) Projeto em 3D realizado pelo <i>software</i> Proteus 8. (b) Importação do arquivo para bitmap. (c) Impressão do <i>layout</i> no circuito impresso. (d) Corte da área do eletrodo. (e) Processo de corrosão do cobre.....	42
Figura 17: Eletrodo matriz flexível 4 x 4 com suas características e disposições.....	44
Figura 18: Disposição do voluntário durante as aquisições.	46
Figura 19: Amplificador de sinais biomecânicos da empresa OT Bioelettronica e suas especificações técnicas. [retirado do site www.otbioelettronica.it]	47
Figura 20: Eletromiógrafo de 128 canais fabricado pela empresa OT Bioelettronica e suas características técnicas [retirado do site www.otbioelettronica.it]	48
Figura 21(a): Posicionamento do arranjo vetor sobre o músculo bíceps braquial. (b) Posicionamento do eletrodo matriz sobre o músculo bíceps braquial.....	49
Figura 22: Disposição do eletrodo de referência nas aquisições.....	49
Figura 23: Marcações deixadas pelos contatos elétricos do eletrodo vetor, possibilitando a alocação do segundo eletrodo vetor na mesma posição.	50
Figura 24(a): Eletrodo vetor proposto. (b) Eletrodo da empresa OT Bioelettronica.....	53
Figura 25: Eletrodo matriz, 4x4, flexível.	53

Figura 26(a): Indica a zona de inervação no sinal do eletrodo da OT Bioelettronica. (b) Indica a zona de inervação no sinal do vetor proposto.	54
Figura 27(a): Sinal de EMG-S do eletrodo matriz 4 x 4 proposto. (b) Disposição do eletrodo no músculo bíceps.	55
Figura 28(a): Espectro de frequência do canal 10 do eletrodo da empresa OT Bioelettronica. (b) Espectro de frequência do canal 10 do eletrodo vetor proposto. (c) Espectro de frequência do canal 10 do eletrodo matriz proposto.....	56
Figura 29: Gráfico da média total do SNR e o desvio padrão do eletrodo OT, VP e matriz. OT = eletrodo da empresa OT Bioelettronica; VP = eletrodo vetor proposto e MT = eletrodo matriz; MAX = sinal com a CVIM; 60 = sinal com 60% da CVIM.	59
Figura 30: Gráfico da média total da FPM e o desvio padrão do eletrodo OT, VP e matriz. OT = eletrodo da empresa OT Bioelettronica; VP = eletrodo vetor proposto e MT = eletrodo matriz; MAX = sinal com a CVIM; 60 = sinal com 60% da CVIM.	61
Figura 31: Gráfico da média total do RMS e o desvio padrão do eletrodo OT, VP e matriz. OT = eletrodo da empresa OT Bioelettronica; VP = eletrodo vetor proposto e MT = eletrodo matriz; MAX = sinal com a CVIM; 60 = sinal com 60% da CVIM.	63
Figura 32: Gráfico Bland-Altman do SNR, utilizando as médias dos 15 canais do eletrodo vetor OT e do VP com o sinal de contração voluntária isométrica máxima.....	64
Figura 33: Gráfico Bland-Altman do SNR, utilizando as médias dos 15 canais do eletrodo vetor OT e do VP com o sinal submáximo de 60% da CVIM.....	64
Figura 34: Gráfico Bland-Altman da FPM, utilizando as médias dos 15 canais do eletrodo vetor OT e do VP com o sinal de contração voluntária isométrica máxima.....	65
Figura 35: Gráfico Bland-Altman da FPM, utilizando as médias dos 15 canais do eletrodo vetor OT e do VP com o sinal submáximo de 60% da CVIM.....	65
Figura 36: Gráfico Bland-Altman do RMS, utilizando as médias dos 15 canais do eletrodo vetor OT e do VP com o sinal de contração voluntária isométrica máxima.	66
Figura 37: Gráfico Bland-Altman do RMS, utilizando as médias dos 15 canais do eletrodo vetor OT e do VP com o sinal submáximo de 60% da CVIM.	66

Figura 38: Representação do músculo trapézio, um eletrodo customizável e a sobreposição do eletrodo no músculo. 74

Figura 39: Representação do músculo gastrocnêmio, um eletrodo personalizado e a sobreposição do eletrodo no músculo. 75

LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES.

EMG - Eletromiografia

EMG-S – Eletromiografia de superfície

IEEE - *Institute of Electrical and Electronics Engineers, RadiologySource, Radiographics*

SENIAM - *Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles*

UM – Unidade Motora

MUAP - Potencial de ação da unidade motora

MUAPT - Trem de potenciais de ativação da unidade motora

A.O – Amplificador diferencial

HD-EMG – Eletromiografia de alta densidade

RMS – Root mean square

ARV - Average Rectified Value

SNR - Signal to Noise Ratio

FPM – Frequência de Potência Mediana

FPM_e – Frequência de Potência Média

CMRR – Common Mode Rejection Ratio

VC – Velocidade de Condução

RF – Rádio frequência

FT – Transformada de Fourier

FFT – Transformada rápida de Fourier

CAD – Projeto Auxiliado por Computador

CAM – Fabricação Auxiliar por Computador

RP - Prototipagem rápida

FDM – Fused deposition modeling

ABS – Acrylonitrile Butadiene Styrene

PA – Poliamida

CVIM – Contração Voluntária Isométrica Máxima

OT – Vetor da empresa OT Bioelettronica

MT – Matriz proposta

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

A eletromiografia é um registro do monitoramento da atividade elétrica produzida pelas membranas excitáveis das células musculares em resposta à contração muscular [1]. Esse registro advindo dos potenciais de ação provenientes do músculo traz informações para a melhor compreensão fisiológica [2]. A eletromiografia é utilizada em diversos segmentos da área de saúde. A aquisição desse sinal é empregada para processar parâmetros fisiológicos como fadiga e velocidade de condução dos potenciais de ação, análise de marcha, estudos de lesões, controle de prótese entre outras [49, 50, 51].

O método de aquisição do sinal pode ser invasivo ou não invasivo. O método invasivo é realizado por inserção de agulhas no ventre muscular, obtendo sinal de grupo restrito de unidades motoras. O método não invasivo é realizado com a fixação de eletrodos de superfície sobre a pele na região correspondente ao ventre muscular. Inúmeros modelos e configurações de eletrodos de superfície estão disponíveis no mercado – monopolar, bipolares, tripolares, vetores, matrizes e outros. A escolha desses eletrodos dá-se pela necessidade do estudo proposto [3].

Entretanto, pelo formato do músculo e pelo relevo entre a pele e o eletrodo, pode ocorrer uma dificuldade na alocação do mesmo, induzindo ruídos e perdas de sinal na aquisição. Além disso, no anseio do baixo custo e da customização do eletrodo, o planejamento e a confecção do eletrodo se torna uma alternativa interessante à compra de eletrodos convencionais [58, 59].

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

Propor metodologias, utilizando técnicas de prototipagem rápida e circuitos impressos flexíveis, para a concepção de eletrodos passivos de superfície para eletromiografia.

1.2.2 Objetivos específicos

- 1) Desenvolvimento de técnicas de prototipagem rápida na implementação de eletrodos passivos de superfície com formato vetorial;

- 2) Estudo e aplicação de diferentes tecnologias de circuito impressos flexíveis para a concepção de um eletrodo matriz;
- 3) Avaliação e análise dos eletrodos implementados por meio de protocolos experimentais, utilizando estimadores eletromiográficos.

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Este trabalho está organizado em seis capítulos, incluindo este capítulo. No capítulo dois, é apresentada uma visão geral do referencial teórico, objetivando a compreensão dos tópicos: Eletromiografia de Superfície (EMG-S), composição do sinal, tipos de eletrodos e os parâmetros fisiológicos; o condicionamento do sinal EMG-S, os filtros utilizados, tipos de amplificação e as variáveis de qualidade do condicionamento; técnicas de processamento de sinais; estimadores de amplitude e frequência e técnicas de prototipagem rápida.

O capítulo três detalha a metodologia utilizada para a concepção dos eletrodos propostos e a descrição de um protocolo experimental para aquisição do sinal de eletromiografia.

O capítulo quatro descreve os resultados obtidos pelos eletrodos confeccionados bem como os resultados do eletrodo modelo. São apresentados os gráficos, figuras e tabelas dos sinais de EMG-S e posteriormente uma análise de concordância do eletrodo vetor proposto e do eletrodo vetor modelo.

O capítulo cinco traz uma discussão sobre os resultados obtidos. No capítulo seis são apresentadas as conclusões finais do trabalho.

Por fim, o capítulo sete sugere trabalhos futuros que podem ser desenvolvidos a partir dos resultados e conclusões apresentadas.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 HISTÓRIA DA ELETROMIOGRAFIA

A história da eletromiografia é escrita pelas descobertas dos pesquisadores e inventores, entre outros colaboradores. Luigi Galvani, em 1791 observou a relação músculo e eletricidade, despolarizando pernas de sapos com hastes de metais [4]. Em seguida Alessandro Volta (1792) elaborou um instrumento capaz de gerar energia elétrica e aplicá-la ao músculo, notificando as primeiras evidências da eletroestimulação [5]. Em 1849 o francês Emil du Bois-Reymond evidenciou a relação de atividade elétrica nos músculos humanos durante a contração muscular [42].

Na Figura 1(a) é apresentado experimentos com pernas de sapos, onde Luigi Galvani inseria hastes de metais e aplicava corrente elétrica para observar as contrações musculares nas pernas das rãs. A Figura 1(b) mostra o físico italiano Alessandro Volta, autor da primeira pilha elétrica, homenageado pela inserção do seu sobrenome na unidade elétrica fundamental, o Volt. É ilustrado o Emil Du Bois- Reymond na Figura 1(c).

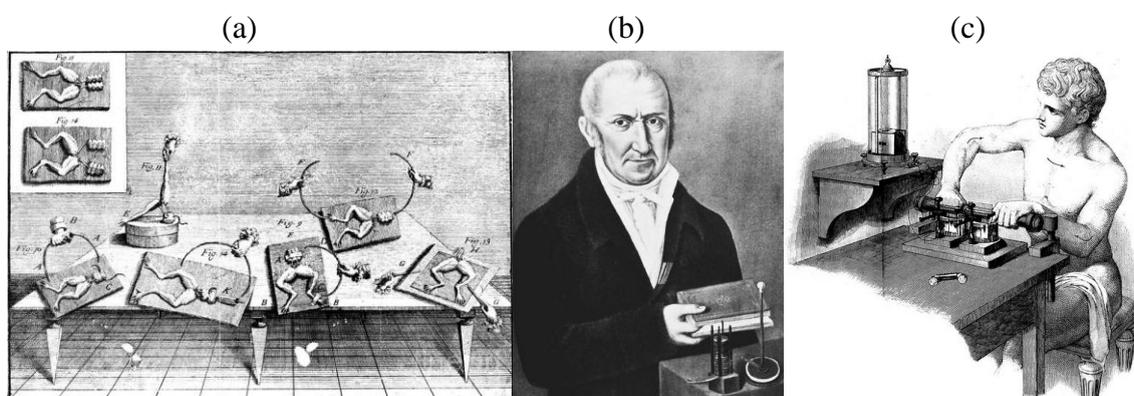


Figura 1(a): Experimentos com pernas de sapos de Luigi Galvani 1791 [19]; (b) Imagem ilustrativa do pesquisador Alessandro Vota 1792 [20]; (c) O francês Du Bois – Reymond – 1849 e seu galvanômetro [21].

No cenário atual, a captação do sinal eletromiográfico dá-se de duas principais formas, a invasiva e não invasiva. A eletromiografia de superfície (EMG-S) é considerada a forma não invasiva para obtenção de sinal eletromiográfico, onde eletrodos são fixados sobre a pele na região do ventre do músculo estudado [43]. A eletromiografia invasiva implica a inserção de agulhas no ventre muscular, propiciando um sinal restrito de unidade motora, também chamada de eletroneuromiografia. Atualmente são muitas as aplicações com o uso da

eletromiografia como o controle de próteses ativas, no biofeedback de exercícios, análise de marcha, análise de fadiga muscular, na reabilitação, análise de lesões entre outras [1, 7].

2.2 FISILOGIA MUSCULAR

O sinal de EMG-S é a soma das atividades de despolarização das membranas das fibras musculares. A contração é estimulada pelo potencial de ação das unidades motoras, tendo um movimento ao longo do sarcolema das fibras musculares [8].

O conceito do motoneurônio-alfa, unidade motora, potencial de ação motor, potencial de ação da unidade motora e trem de potenciais de ativação da unidade motora são apresentados:

- Motoneurônio-alfa: estrutura neural cujo corpo celular está localizado na coluna vertebral e que, através de seu axônio e ramificações terminais, inerva um grupo de fibras musculares [47].
- Unidade Motora (UM): menor unidade muscular; consiste de um único motoneurônio-alfa, sua junção neuromuscular e as fibras musculares que ele inerva (de 3 a 2000 fibras) [47]. Na Figura 2(a) são ilustradas as partes da UM, dendritos, corpo celular, fibra nervosa e fibras musculares.
- Potencial de ação da fibra muscular ou potencial de ação motor (MAP): nome dado à forma de onda resultante da onda de despolarização que propaga em ambas as direções ao longo de cada fibra muscular. A amplitude de um potencial de ativação de uma fibra é definida pela equação 1, [34].

$$V = K \times A$$

Equação 1

onde A é o raio da fibra muscular e K é uma constante.

- Potencial de ação da unidade motora (MUAP): forma de onda que consiste da soma espaço-temporal dos potenciais de ação de fibras musculares individuais localizadas na vizinhança de detecção.
- Trem de potenciais de ativação da unidade motora (MUAPT): A manifestação elétrica de uma MUAP é acompanhada da contração das fibras musculares da UM em questão.

Para manter esta contração, a unidade motora deve ser ativada repetidas vezes. O resultado da sequência de MUAPs gerada para este fim é denominado MUAPT ou trem de potenciais de ativação da unidade motora. É demonstrada uma MUAPT na Figura 2(b), com amplitude de pico de 2,5mv [47, 48].

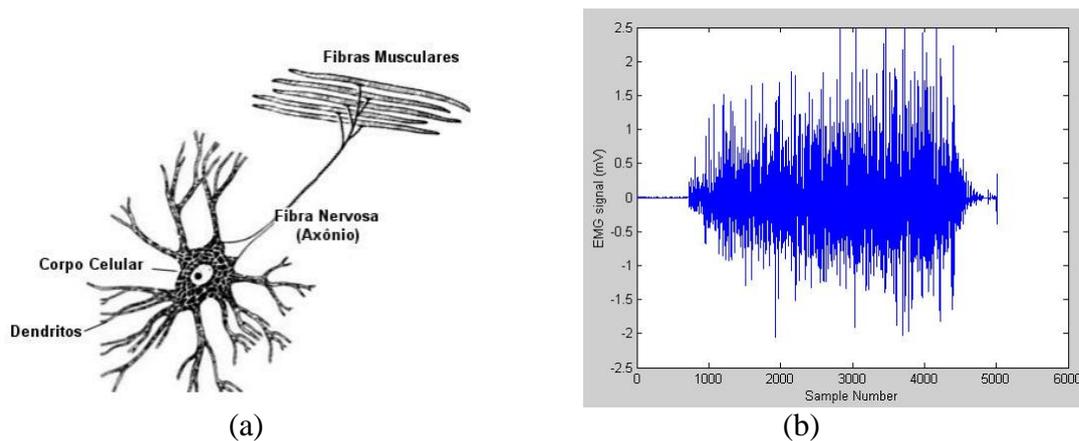


Figura 2(a): Esquema de uma unidade motora UM. (b) Somatória dos potenciais de ação da unidade motora, sinal EMG-S. [7 - 8].

2.2.1 Velocidade de condução

A velocidade de condução (VC) é um parâmetro fisiológico que determina a velocidade de propagação dos potenciais de ação nas fibras musculares [53]. É possível calcular a VC utilizando dois ou mais contatos elétricos, estimando o atraso da propagação entre os contatos. Essa propagação ocorre na direção das fibras musculares e no sentido oposto da zona de inervação [3].

Esse parâmetro fisiológico passou a ser calculado a partir do sinal EMG-S com o advento de arranjos vetoriais e matriciais de eletrodos [40]. A faixa dos valores típicos desta velocidade está entre 3 a 5 m/s, em média 4 m/s [30]. O declínio do estimador CV durante exercício de contração isométrica longas aponta fadiga nas fibras musculares [3].

2.2.2 Zona de inervação

A zona de inervação (ZI) é a junção das terminações nervosas com as fibras musculares [46, 54]. Nessa união o sinal de amplitude é mínimo e a propagação tem uma

inversão de fase. Utilizam-se vetores e matrizes de eletrodos para identificar a ZI, o posicionamento dos eletrodos é fundamental para a qualidade dos sinais de EMG-S [1].

Pelas características anatômica e fisiológica, pode existir mais de uma ZI em um determinado músculo [31, 39]. Na Figura 3 e apresentada uma aquisição do sinal eletromiográfico do bíceps braquial e as identificações das zonas de inervações.

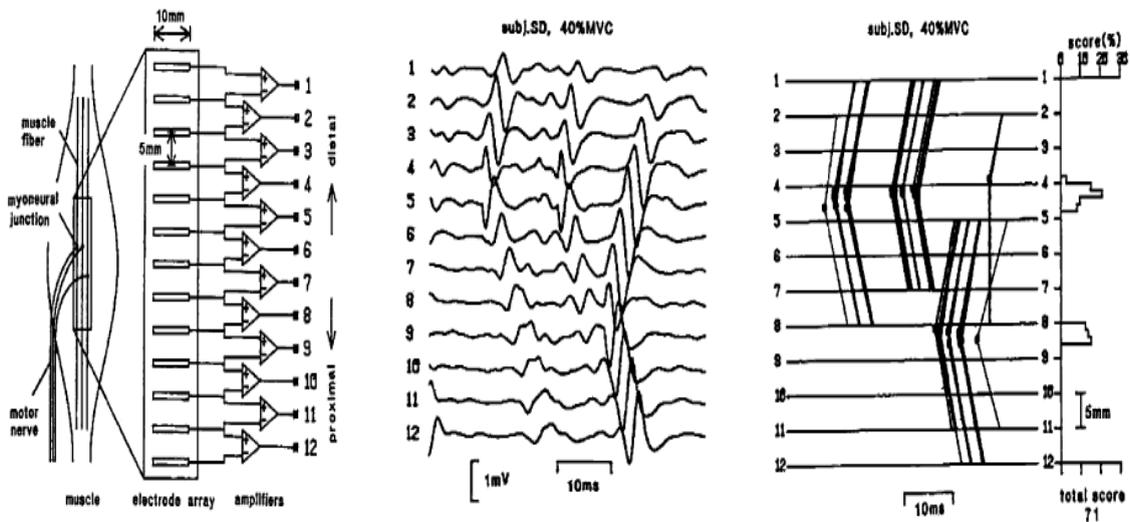


Figura 3: Posicionamento de um eletrodo *array* vetorial com amplificadores diferenciais no músculo do bíceps braquial; aquisição do sinal de EMG-S e zonas de inervações [27].

2.2.3 Crosstalk

Um ponto importante na técnica de EMG-S, é a ocorrência de *crosstalk*, constituído pela captação de sinais de músculos vizinhos ao analisado, incluindo músculos mais profundos [1,44]. Para atenuar esse tipo de ruído recomenda-se que os contatos elétricos dos eletrodos tenham uma distância inter-eletródica de até 10 mm, tendo em vista que esse espaçamento é compatível com a anatomia em grande parte dos músculos do corpo [45].

2.3 ELETRODOS DE SUPERFÍCIE PARA ELETROMIOGRAFIA

Os eletrodos são aparatos que podem ser usados para captar ou introduzir corrente elétrica em um sistema. No caso da EMG-S, esse é afixado na superfície do músculo que se deseja estudar. O mesmo deve ser posicionado próximo o bastante do músculo para captar sua

corrente iônica [9]. De acordo com SENIAM (acrônimo para o consórcio europeu *Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) recomenda-se a utilização de contatos elétricos de Ag/AgCL combinado a um gel condutor, onde promove um comportamento mais estável em função do tempo e atenua ruídos.

Os eletrodos de superfície quando se refere à pré-amplificação, podem ser divididos em passivos e ativos. Eletrodos ativos possuem pré-amplificador no próprio eletrodo, assim o sinal é amplificado e posteriormente enviado para o condicionador. O eletrodo passivo, que não possui o pré-amplificador no próprio eletrodo, apenas adquire o sinal e o transmite ao condicionador, contudo para atividades dinâmicas, que gera os ruídos produzidos pelo movimento dos cabos, é interessante a utilização de eletrodos ativos para depreciar esses ruídos [3].

O *design* do contato elétrico do eletrodo é um ponto crítico nos eletrodos de EMG-S. A escolha do eletrodo deve ater-se ao tamanho e distância desses contatos elétricos [3]. O tamanho do contato elétrico determina, entre outras, a amplitude do sinal e o nível de ruído, quanto maior a área do contato maior será a amplitude do sinal e menor o nível de ruído [10]. O segundo ponto, distância inter-eletródica, definida pela distância de centro a centro entre as áreas condutivas, define o comprimento da banda passante das frequências e a amplitude do sinal. Ao utilizar uma distância inter-eletródica pequena é alterado o comprimento de banda passante das altas frequências e a amplitude do sinal EMG-S é atenuada. Assim, para a distância inter-eletródica a recomendação proposta pelo SENIAM é de 20 mm (centro a centro) [3]. Podemos classificar os eletrodos pelo número de contatos elétricos como monopolares, bipolares e multipolares (vetorial e matriz) [41].

2.3.1 Eletrodo monopolar

Tem sua utilização na aquisição de simples sinais e é utilizado em análises gerais do sinal EMG-S, quando existe a necessidade de relacionar ou comparar a morfologia interna e sinais externos ou quando o músculo em estudo é pequeno ou estreito para outros tipos de eletrodos de superfície. Outra aplicação se dá na utilização desse eletrodo como um ponto de referência para outras configurações array e matrizes [10].

É mostrado um eletrodo monopolar na Figura 4. De acordo com SENIAM, a aplicação do eletrodo monopolar como eletrodo de referência, deve ser posicionado nas regiões do punho, tornozelo ou processo espinhal C7.



Figura 4: Eletrodo monopolar passivo e descartável, com contra pino de prata-cloreto de prata [22].

2.3.2 Eletrodo bipolar

Na Figura 5(a) é ilustrado um eletrodo bipolar, esses são os mais utilizados para adquirir sinais de exercícios de contração voluntária ou com o auxílio de eletroestimulador [3]. A principal razão dessa configuração está relacionada à depreciação do ruído, uma alta taxa de rejeição de modo comum, fazendo uso de amplificadores diferencial [60]. Essa configuração faz a subtração de dois sinais advindos do eletrodo, na subtração o ruído que é comum nos dois pontos é cancelado pela operação, como exposto na Figura 5(b).

As principais formas de ruídos capturados são os ruídos característicos da rede elétrica, ruído característico dos movimentos do equipamentos/cabos, a rádio frequência (RF) e entre outras formas de poluição do sinal [9].

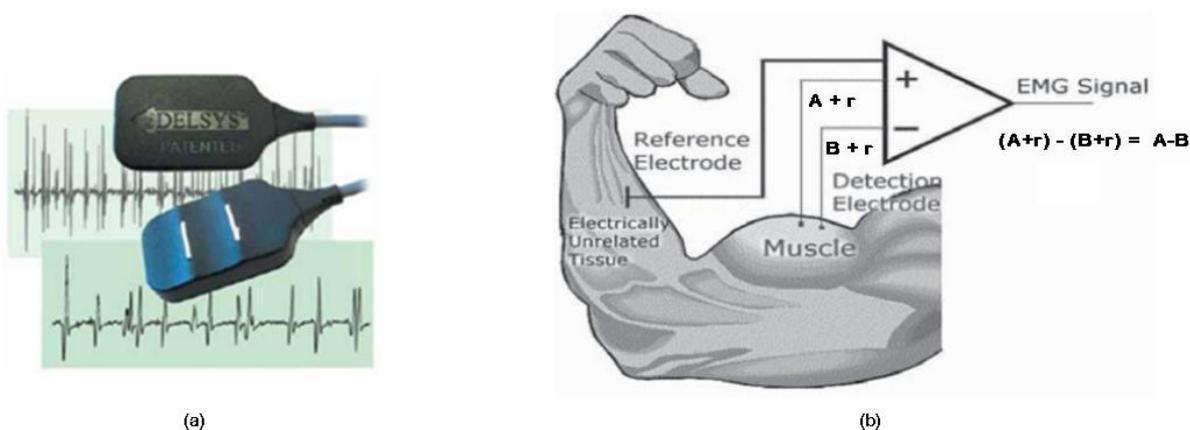


Figura 5(a): Eletrodo bipolar da empresa Delsys. (b) Eletrodo EMG-S bipolar diferencial com a eliminação do ruído comum nos dois pontos (r) [10].

2.3.3 Eletrodo vetorial e matriz de eletrodos

As configurações de vetores ou de matrizes são compostas por mais de dois contatos elétricos, esses contatos são alocados equidistantes em todas as direções, na vertical para o vetor e na vertical e horizontal para a matriz. A utilização de matrizes é denominada EMG de alta densidade – HD-EMG. Os eletrodos com as configurações de vetores e matriz são apresentados na Figura 6.

Na configuração de matriz podem ser extraídas diversas informações como velocidade de condução dos potenciais de ação, a posição da zona de inervação, a decomposição do sinal MUAP e a identificação de cada UM posicionada [55, 56, 57].

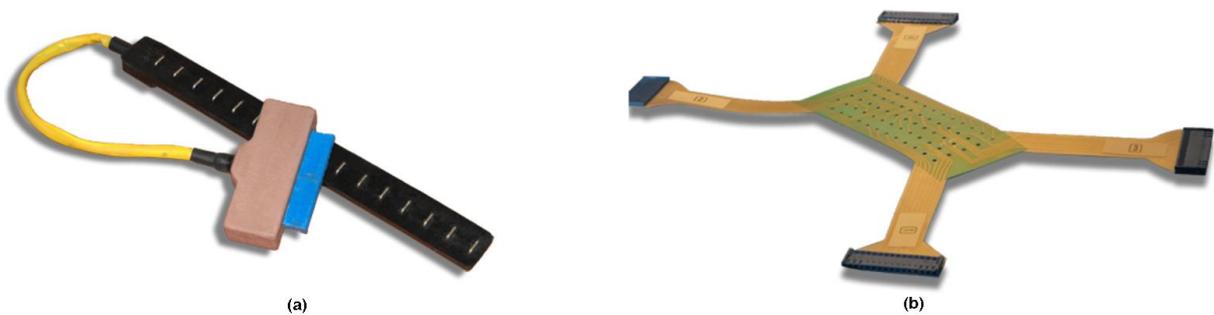


Figura 6(a): Eletrodo em formato de vetor com 10 mm de distância inter-eletródica (OT Bioelettronica). (b) Matriz de 64 eletrodos com 8 mm de distância inter-eletródica na vertical e horizontal. As imagens foram retiradas no site da empresa OT Bioelettronica [38]

2.4 CONDICIONAMENTO DO SINAL DE EMG

O condicionamento do sinal dá-se por meio de filtros, isoladores e amplificadores que possibilita que informações tornem-se disponíveis para visualização e/ou armazenamento[.

2.4.1 Filtro passa-faixa

No processo de filtragem do sinal de EMG-S, são comumente utilizados filtros passa-faixa com frequências de 10 – 500Hz. O filtro passa alta se faz necessário por haver ruídos de artefatos, oriundos da movimentação do eletrodo e comum em atividades dinâmicas. Esse tipo ruído se caracteriza por apresentar componentes de baixa frequência (< 10 Hz) [13].

2.4.2 Filtro notch

Alguns condicionadores utilizam filtros do tipo *notch*, que são capazes de rejeitar uma faixa de frequência. Esses são empregados para a retirada da frequência advinda da rede elétrica – 50 ou 60 Hz. Contudo há grandes perdas de sinal de EMG pela eliminação de frequências vizinhas da faixa de rejeição, conforme é mostrada na Figura 7 [60].

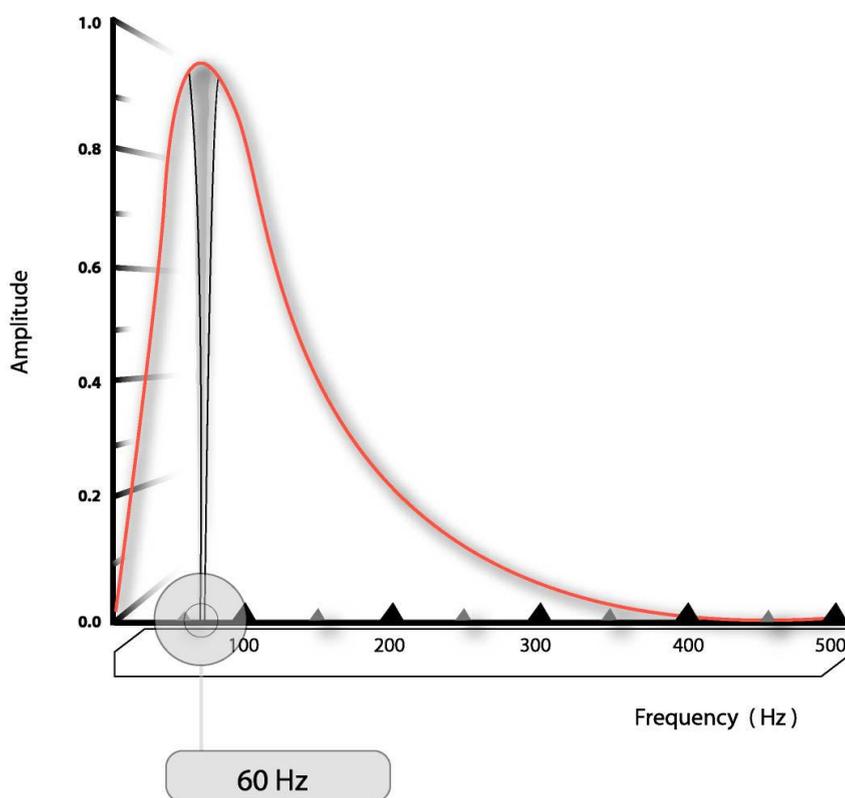


Figura 7: Espectro de energia do sinal EMG com a perda de sinal, área sombreada, utilização filtro do tipo notch [13].

2.4.3 Amplificação

A amplificação no sinal de EMG-S é necessária, pois a amplitude é relativamente baixa, entre 0 a 6 mV pico a pico, o que dificulta a manipulação dos dados. Também é importante para otimizar a resolução da gravação e digitalização do sinal em equipamentos. Os ganhos são ajustáveis para melhor qualidade do sinal a ser processado, podendo chegar até 10.000 vezes o sinal original.

A qualidade do sinal EMG, em parte, depende das características do processo de amplificação. Devido às limitações físicas dos amplificadores disponíveis comercialmente,

umas das técnicas utilizadas para amplificação consiste no fracionamento das etapas. A primeira etapa é a mais importante, descrita como pré-.

Devem ser considerados alguns fatores na confecção de um pré-amplificador, como a relação de rejeição de modo comum (CMRR do inglês *Common Mode Rejection Ratio*) e a impedância de entrada [1].

2.4.4 Rejeição de modo comum

A relação de rejeição de modo comum é uma atenuação das componentes comuns de um sinal. Nos arranjos de eletrodos bipolares ou multipolares são empregados amplificadores diferenciais, que operam para suprimir os sinais comuns a ambos os eletrodos.

Na essência, a amplificação diferencial realiza a subtração dos contatos elétricos vizinhos e amplifica a diferença, sendo cancelados pela operação os sinais comuns em ambos os eletrodos. Esses sinais comuns podem ser gerados pelas fontes de energia, dispositivos eletromagnéticos, sinais de EMG-S de músculos suprimidos mais distantes entre outros. Assim, é desejável que o CMRR seja o maior possível para que o sinal de EMG seja somente o proveniente do músculo em análise [1].

2.4.5 Impedância de entrada

Impedância de entrada nos circuitos elétricos é a propriedade de resistência ou oposição ao fluxo da corrente elétrica. O valor da impedância de entrada é influenciado por diversos fatores, dos quais se pode citar: tipo de material do contato, as dimensões do eletrodo, o comprimento dos cabos condutores, o eletrólito do material, entre outros.

A impedância da pele pode ser reduzida pela preparação adequada da mesma, de modo a promover um melhor contato elétrico entre o eletrodo e a pele. A preparação da pele inclui a tricotomia e limpeza da região com álcool e algodão.

2.5 TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE SINAIS DE EMG

Com o sinal de EMG adquirido, há diversos métodos de processamento para análise do sinal. As técnicas comumente empregadas no processamento desses sinais são a retificação e a normalização. Além disso, podem ser realizadas técnicas de análise no domínio do tempo (amplitude do sinal, relação sinal ruído) e no domínio das frequências (frequência média e frequência de potência mediana do sinal) [15].

2.5.1 Retificação do sinal

A retificação de um sinal consiste em torná-lo absoluto onde a parte negativa é rebatida para a fase positiva, *full-wave*. Dessa forma, o sinal eletromiográfico retificado é composto pela energia das duas fases, porém quantificado positivamente. São utilizados componentes eletrônicos para a retificação, *hardware*, ou por processamento de sinal, *software*. Na Figura 8 é colocado um sinal bruto de eletromiografia e um segundo sinal depois do estágio de retificação *full-wave* [9].

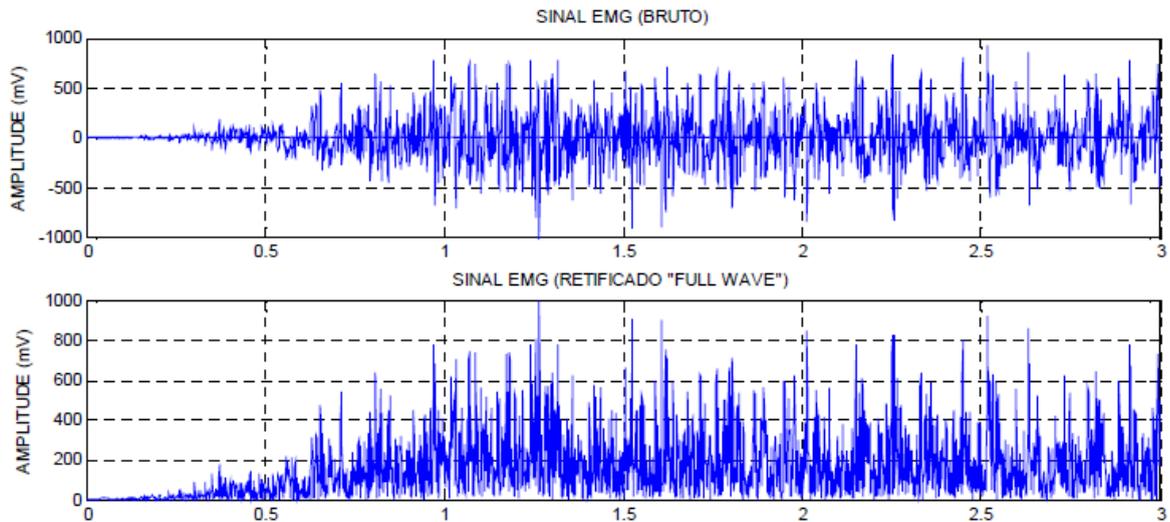


Figura 8: Sinal de EMG puro; Sinal de EMG depois da retificação por onda completa, *full-wave* [15].

2.5.2 Normalização

O processo de normalização do sinal de EMG consiste em “calibrar” o sinal a partir de uma referência. Desse modo, o processo possibilita avaliar os sinais em diferentes sujeitos ou grupo. [61]. Uma das técnicas de normalização do sinal tem como referência a contração voluntária isométrica máxima (CVIM), onde o sinal da CVIM é denominado como 100% da atividade elétrica muscular produzida pelo sujeito e os demais valores são convertidos em percentuais da CVIM [9].

2.5.3 Análise no domínio do tempo

A amplitude do sinal de EMG está associada à magnitude da atividade muscular, esse fato ocorre principalmente pelo aumento na quantidade de unidades motoras ativas [15]. Diversos parâmetros podem ser calculados ou realizados na análise do domínio do tempo,

como a raiz quadrática média (*Root Mean Square* – RMS), a envoltória linear, a relação sinal ruído (*Signal to Noise Ratio* – SNR) e a integração [9].

2.5.3.1 RMS

Uma forma de se obter o sinal absoluto sem a necessidade de retificar o sinal é pela aplicação do *Root Mean Square*, RMS. Essa técnica não requer retificação, dado que a amplitude do sinal de EMG é elevada ao quadrado. Esse método é computado sobre cada instante no intervalo definido entre t_1 e t_2 na equação 2. Com o intervalo de tempo sendo alterado ao longo do sinal, a janela no tempo é movida ao longo do mesmo e o RMS é calculado. Essa janela pode ser sobreposta ou não [49, 52].

A sobreposição gera uma continuidade do sinal absoluto. Segundo De Luca [9] a janela típica para o RMS móvel está entre 100 a 200 ms, pois se correlaciona com o tempo de resposta muscular.

$$RMS(t_j) = \sqrt{\frac{1}{t_2 - t_1} \cdot \int_{t_1}^{t_2} [f(t)]^2 dt} \quad RMS_i = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad \text{Equação 2}$$

onde X_i é a i -ésima amostra do sinal e N é o total de amostras.

2.5.3.2 Envoltória linear do sinal

A envoltória linear do sinal EMG está associada ao filtro passa-baixa para atenuar flutuações de alta frequência, possibilitando uma avaliação mais intuitiva da relação amplitude do sinal com a ativação muscular.

O resultado desse estágio é compreendido pela envoltória do sinal chamado também de envelope. O envelope do sinal ilustra a magnitude do mesmo com as altas frequências suprimidas. Essa frequência é arbitrária dependendo da análise, todavia existem recomendações entre 3 a 50 Hz [15].

2.5.3.3 Integrador

O integrador do sinal EMG pode ser feito via *hardware* ou pelo *software*, essa técnica consiste em somar os períodos de tempo em um intervalo determinado ou pela soma contínua. O integrador pode ser empregado para a análise da amplitude do sinal correlacionado ao nível

de atividade muscular ou pela conversão do sinal analógico em digital. No entanto, a aplicação do integrador no sinal EMG não discrimina os ruídos advindos [15].

2.5.3.4 Razão sinal ruído

Outro estimador de amplitude é a razão sinal ruído (Signal to Noise Ratio – SNR), para análise da qualidade do sinal de EMG-S. Calculada pela razão entre a somatória das bulhas do sinal de EMG e o sinal eletromiográfico em repouso. Quanto maior for essa variável melhor será a qualidade do sinal, conforme a equação 3 [28].

$$SNR = 10 \log_{10} \frac{P_s^2}{P_n^2} \quad \text{Equação 3}$$

Onde P_s^2 é a potência do sinal ao quadrado e P_n^2 é a potência do ruído ao quadrado.

2.5.4 Análise no domínio da frequência

Na análise no domínio das frequências as informações são processadas por *softwares* para observar os conteúdos de frequências advindos do sinal de EMG. Os sinais reais e contínuos podem ser representados por combinações de cossenos e senos, fundamental para duplicar o sinal. Esses sinais fisiológicos são associados ao movimento humano e não são funções puras de cossenos e senos, desse modo há a necessidade de combinar múltiplas funções para expressar o sinal EMG.

Há diversas técnicas para a modelagem dos dados no domínio da frequência, geralmente é empregado o método da transformada de Fourier para aferir os estimadores: frequência de potência média (FPM_e) e a frequência de potência mediana (FPM) [10, 16 e 17].

A transformada de Fourier (FT), desenvolvida pelo matemático francês Jean Baptiste Joseph Fourier (1768 – 1830), possibilita a passagem de funções não periódicas no domínio do tempo para o domínio das frequências. Esse método permite aplicações práticas nos processamentos de sinais biológicos espectrômetros, análise de circuitos eletrônicos entre outros [18].

A fórmula de Fourier é uma expressão de soma infinita de senos e cossenos através de uma função periódica não senoidal. A equação é empregada a partir da identidade de Euler e da generalização da série exponencial de Fourier, visto na equação 4.

$$\int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \cdot \cos(2 \cdot \pi \cdot f \cdot t) \cdot dt - i \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \cdot \text{sen}(2 \cdot \pi \cdot f \cdot t) \cdot dt \quad \text{Equação 4}$$

Para transformar uma função do domínio da frequência de volta para o domínio do tempo, aplica-se a transformada inversa de Fourier (equação 5).

$$\int_{-\infty}^{+\infty} F(f) \cdot e^{i \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot t} \cdot df \quad \text{Equação 5}$$

De forma resumida, a integral da transformada de Fourier é a integração no tempo de $f(t)$ para cada frequência que compõe a função, assim é uma função no domínio da frequência, representando o espectro e a fase da função transformada e complexa.

Para fins de agilidade no processamento de transição de equação no domínio do tempo para o domínio da frequência, utiliza-se a transformada rápida de Fourier (FFT). Ainda que a FT faça a transformação através de um algoritmo relativamente simples, a complexidade da exponencial torna sua aplicação morosa para dados de amostras longos e para o processamento em tempo real.

O algoritmo da FFT gera os mesmos resultados da FT, porém com mais rapidez, por meio de fatoração da sequência de valores. Essa fatoração consiste na subdivisão sucessiva da sequência de amostras que deve ser transformada, também força a alteração da posição dos resultados, resultando uma reordenação dos valores. Essa reordenação pode ser feita antes da fatoração no tempo ou depois da transformada, fatoração na frequência [11,12]. Desta forma, é mensurada a frequência de potência média (FPM_e) e a frequência de potência mediana para análise de parâmetros fisiológicos no sinal de EMG.

2.5.4.1 Frequência de potência média e mediana

A frequência de potência média (FPMe) e a frequência de potência mediana (FPM) são empregadas para avaliar o deslocamento espectral, como na análise do comportamento dessas variáveis ao longo do surgimento da fadiga [29]. É apresentado o cálculo da FPMe e da FPM nas equações 6 e 7 respectivamente.

$$FPMe = \frac{\sum_{i=1}^{f_x/2} f_i P_i}{\sum_{i=1}^{f_x/2} P_i} \quad \text{Equação 6}$$

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

$$\sum_{i=1}^{f_{med}} P_i = \sum_{i=f_{med}}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i \quad \text{Equação 7}$$

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

2.6 TÉCNICAS DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA DE ELETRODOS

Prototipagem rápida (PR) é o conjunto de tecnologias usadas para se fabricar peças físicas diretamente de fontes de dados gerados por sistema auxiliado por computador (CAD). Esses métodos são interessantes, uma vez que acrescentam e ligam materiais, camada a camada, formando o objeto desejado. Apresentam vantagem quando comparados aos processos de fabricação por remoção de material, como fresamento ou torneamento. A PR permite aos projetistas criar rapidamente protótipos a partir de seus projetos tridimensionais.

No passado, 2.500 a.c, a utilização dos métodos de construção de protótipos tinha sua passagem por uma réplica de um determinado objeto, confeccionado a partir de moldagem direta, feitos por materiais como gesso, argila, silicões, entre outros. O gesso era empregado

para gerar face humana nos antigos egípcios. Esses recursos também eram empregados para criar coroas tronos e objetos de adoração nos primórdios da civilização [24].

Na prototipagem manual são empregadas técnicas artesanais e poucas ferramentas para o desenvolvimento de protótipos. Já na usinagem há a necessidade de utilizar recursos de CAD (Projeto Auxiliado por Computador) permitindo idealizar produtos mais complexos no design e declinando o tempo de criação. O sistema CAD pode ser empregado na programação de máquina com comando numérico, assim, diversos materiais poderiam ser empregados em um protótipo.

Com o avanço das técnicas de CAD, gerou-se o CAM (Fabricação Auxiliar por Computador). Houve a melhoria dos equipamentos e da tecnologia permitindo aplicações nas indústrias, resultando na fabricação de peças cada vez mais complexas. Esse processo passou a ser utilizado na construção de protótipos, respeitando as formas geométricas, impacto visual e nível de acabamento [24].

As necessidades na melhoria das técnicas empregadas e com o anseio de diminuir o tempo de fabricação, surgiu o desenvolvimento da prototipagem rápida (PR) permitindo a confecção de um modelo em poucos dias ou horas. Utiliza-se a ferramenta computacional com sistema CAD e CAM para projetar e gerar arquivos virtuais de protótipos ou modelos das peças.

Técnicas de prototipagem rápida têm grande importância na redução de tempo de produção do produto a ser confeccionado. Tais métodos de construção bem como sua aplicação estão florescendo significativamente. Nos dias atuais esse processamento é empregado nos diversos segmentos da construção civil, aeroespacial, automotiva, educação, saúde, tecnologia, industrial, naval e outras [24].

A diferença entre a técnica de prototipagem convencional e a rápida é definida pela forma que é gerada a peça. Na convencional o foco principal é a remoção de material, utilizando a usinagem em blocos maciços e na PR é adicionado o material camada por camada, formando o protótipo. A prototipagem rápida permite alta taxa de velocidade de execução, alta complexidade e diminui o custo da matéria prima, uma vez que é empregado o material somente na peça [24].

Diversas técnicas de PR são baseadas nos mesmo princípio de sinterização, aglutinação, polimerização ou solidificação de camadas do material que irão constituir o

protótipo. São utilizados materiais como pós-cerâmicos, plásticos, metais, filetes de plásticos, resina líquida entre outros [24].

Um dos equipamentos de PR são as impressoras 3D. Essas impressoras utilizam a prototipagem rápida com a técnica de Modelagem por Deposição de Material Fundido (FDM, Fused Deposition Modeling). São empregados filamentos de resina termoplástica de diferentes matérias primas e propriedades, aquecidas em uma matrix X – Y – Z. A ponta da matriz, onde sai finas camadas da matéria aquecida é posicionada em uma mesa para o depósito da base da peça. Essa plataforma é mantida com temperatura inferior à do material empregado, com o intuito do rápido resfriamento da resina termoplástica (Figura 9). O processo é o depósito de camada por camada, a camada anterior é resfriada e endurecida para que a próxima seja depositada, formando-se a peça.

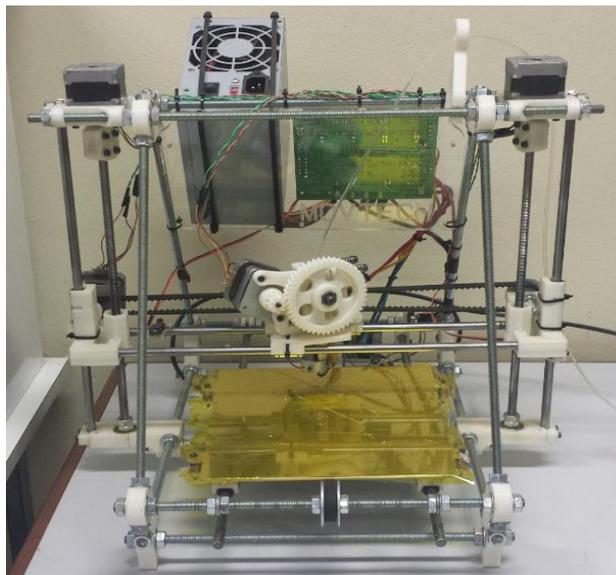


Figura 9: Impressora 3D, modelo prusa V2 Movtech

3 METODOLOGIA

Neste trabalho foram concebidos dois diferentes eletrodos para eletromiografia de superfície. Foi realizada a confecção de um vetor de dezesseis canais, com a estrutura de plástico flexível e contatos elétricos em forma de fio de prata. Também foi confeccionada uma matriz flexível 4 x 4 utilizando um circuito impresso flexível e contatos elétricos em formato de disco de prata.

Com a finalidade de verificar a possibilidade de utilização dos eletrodos propostos, foram realizadas aquisições de sinais eletromiográficos seguindo um protocolo experimental a ser descrito. Desta forma, o desenvolvimento do presente estudo obedece a uma sequência de etapas, que passa desde o entendimento e especificação do tipo de contato elétrico até um protocolo experimental para verificar a possibilidade de uso dos eletrodos propostos.

3.1 CONCEPÇÃO DOS ELETRODOS PROPOSTOS

3.1.1 Modelos de eletrodos utilizados na confecção dos eletrodos propostos

O eletrodo vetor foi desenvolvido com um formato similar ao eletrodo do laboratório LISIN, fabricado pela empresa OT Bioelettronica. O arranjo modelo possui 16 canais, com contatos elétricos em liga de prata (Ag/AgCl) em formato de fio de 5 mm de comprimento, diâmetro de 1 mm e distância inter-eletródica de 5 mm (Figura 10a).

Na confecção da matriz de eletrodos, os contatos elétricos seguiram uma disposição semelhante ao eletrodo de 64 canais da empresa OT Bioelettronica, com distância inter-eletródica de 8 mm nas direções horizontal e vertical e contato elétrico de 2 mm de diâmetro (Figura 10b). Todavia, a matriz de eletrodos proposta foi de contato seco, ou seja, não utiliza gel condutor, como a matriz de eletrodos da empresa OT Bioelettronica.

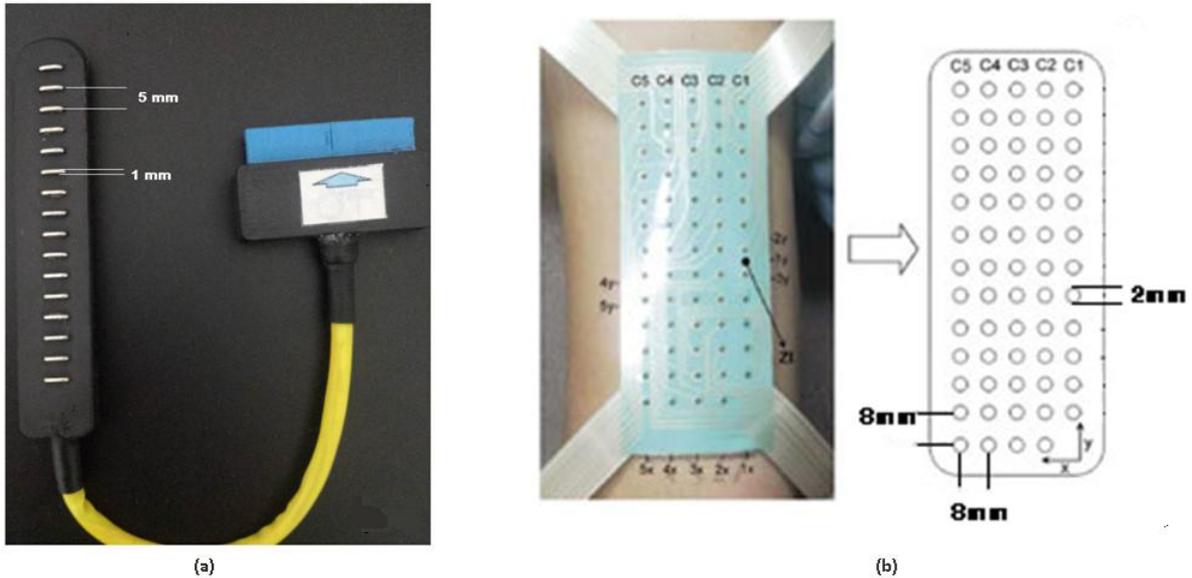


Figura 10(a): Eletrodo vetor de 16 canais da empresa OT Bioelettronica, (b) Eletrodo matriz de 64 canais da empresa OT. Modificado de [23].

3.1.2 Contatos elétricos dos eletrodos propostos

Para a confecção dos contatos elétricos dos eletrodos propostos, foi adotada liga de prata pura 1000 (Ag) devido a conservação da resistividade elétrica ser mais baixa que a de outros metais. Com o tempo os metais são propensos à corrosão e há formação de óxidos metálicos em sua superfície. Esses óxidos são compostos isolantes, o que aumenta consideravelmente a resistência elétrica dos contatos. Além disso, o baixo custo financeiro e fácil manuseio da liga contribuíram para escolha (Figura 11).

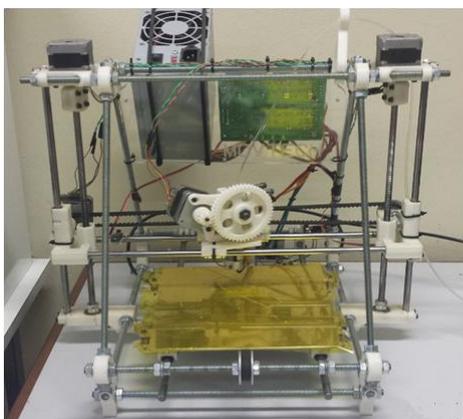


Figura 11(a): Contato elétrico do eletrodo vetor, com liga de prata, disposto em 5 mm de comprimento e 1 mm de diâmetro; (b) Contato elétrico do eletrodo matriz em formato de disco, com liga de prata e 2 mm de diâmetro.

3.2 CONFECÇÃO DO ELETRODO VETOR

Por meio da ferramenta computacional Design Spark Mechanical, realizou-se a modelagem em três dimensões do *case* do eletrodo vetorial. Após essa etapa de desenho, exportou-se o arquivo stl para Slic3r. Este programa foi utilizado para configurar as propriedades de impressão como velocidade, utilização de suporte adicional, grau de preenchimento do plástico entre outros. O resultado de tais configurações é um arquivo com extensão gcode, sendo este aberto no programa Printer Interface. Esse software apresenta o *driver* para comunicação com a impressora 3D utilizada.

Na construção da *case* do eletrodo vetor, foi utilizado um impressora 3D do modelo prusa V2 Movtech como pode ser visto na Figura 12a. O plástico utilizado na concepção foi o filamento poliamida (PA), plástico sintético (Nylon Taulman 618) trata-se de um nylon especial para conceber peças flexíveis, porém resistentes (Figura 12b).



(a)



(b)

Figura 12(a): Impressora 3D modelo prusa V2 Movtech; (b) Filamento flexível (Nylon Taulman 618) utilizado para conceber o eletrodo vetorial.

Após essa etapa, foram alocados os contatos elétricos de prata na *case* flexível. Foi utilizado um cabo *flat* de 16 vias (Figura 13a). Optou-se por esse tipo de cabo devido a mobilidade e disponibilidade de número de vias. Os contatos elétricos foram soldados com estanho-chumbo diretamente em cada via do cabo (Figura 13b).

A fim de preencher o *case* e estruturar o eletrodo, injetou-se borracha de silicone dentro do *case*, essa borracha apresenta flexibilidade, impermeabilidade, aderência e isolamento elétrico (Figura 13b). Por fim, acrescentaram-se dois conectores de oito

alojamentos Latch MLS-8 em uma das extremidades do cabo (Figura 13a). Esses conectores são equivalentes ao empregado nos eletrodos da empresa OT Bioelettronica.

Para a confecção do arranjo vetorial foram utilizados fios de 1 mm de diâmetro e distância inter-eletródica de 5 mm, semelhante ao usado no arranjo vetorial da empresa OT Bioelettronica (Figura 13a).

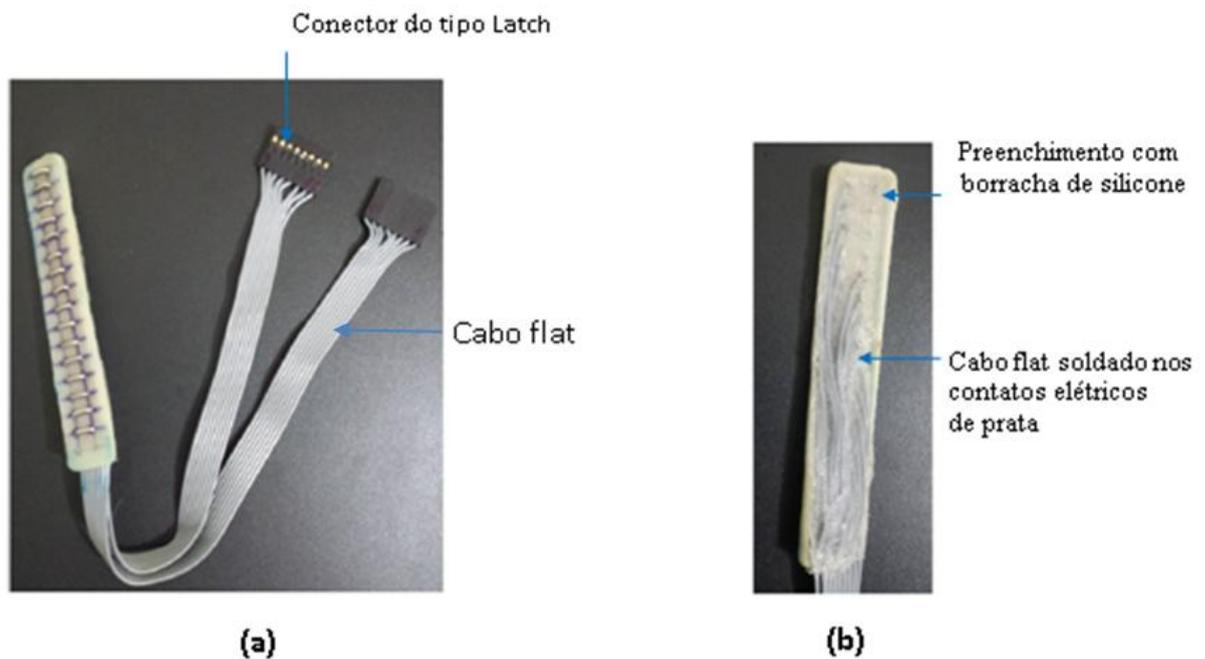


Figura 13(a): Eletrodo vetor proposto. (b) Preenchimento do eletrodo com borracha de silicone e cabo flat soldado nos contatos elétricos.

Para a correta ligação dos eletrodos propostos, foi observado o cabo do eletrodo modelo da empresa OT Bioelettronica. Constatou-se, na disposição das ligações dos contatos elétricos ao conector, uma descontinuidade de sequência. Seguindo uma ordem de 1 a 8 e em seguida os contatos elétricos 16 a 9 (Figura 14).

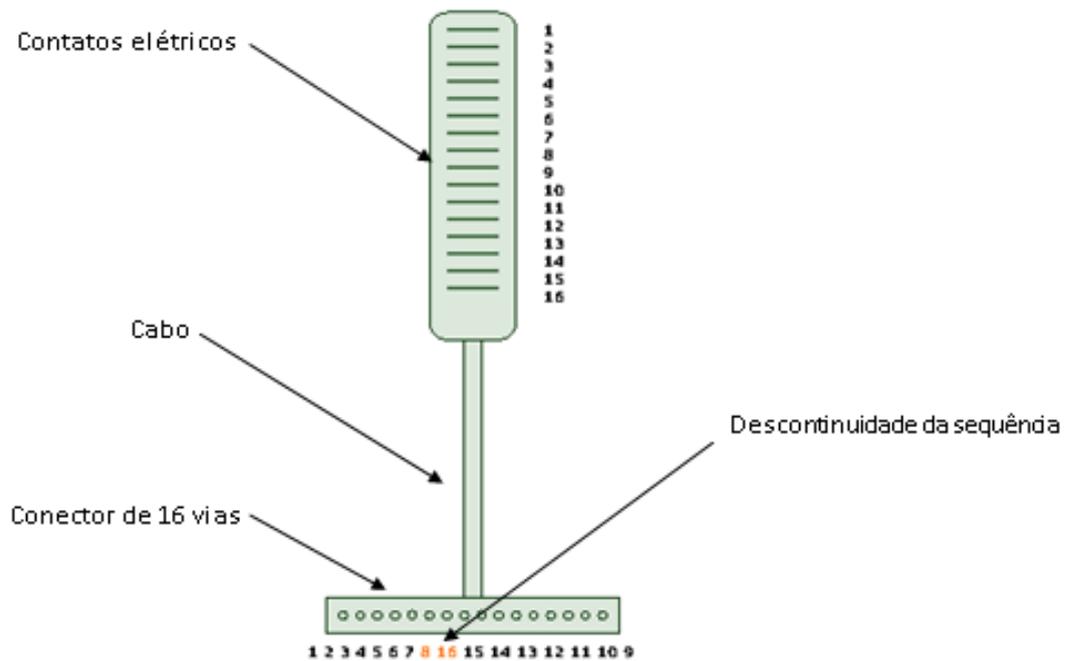


Figura 14: Representação do eletrodo da empresa OT Bioelettronica, descontinuidade da sequência dos contatos elétricos.

3.3 CONFECÇÃO DA MATRIZ DE ELETRODOS

O material utilizado para o circuito impresso foi um laminado cobreado. O laminado é composto com 35μ de espessura de cobre e 50μ de poliamida. Esse material é utilizado para fabricação de circuito impresso flexível, especificamente para circuitos que necessitam trabalhar com temperaturas mais elevadas. O laminado usado tem apenas uma face revestida de cobre e a segunda de poliamida (Figura 15).

Devido às suas características de absorção de água extremamente baixa, o laminado pode ter aplicações em ambientes úmidos. Esse material é facilmente cortado, porém resistente aos solventes e reagentes normalmente utilizados em circuitos impressos, como gravuras, bordas e marcações de furos.



Figura 15: Circuito impresso flexível.

O *layout* do eletrodo matriz foi projetado por meio do *software* Proteus 8 e exportado para o formato bitmap, em seguida foi impresso no laminado por meio de uma impressora a laser. O circuito impresso flexível foi inserido na bandeja externa da impressora, com o lado de cobre virado para baixo.

Com a projeção do diagrama do eletrodo matriz na face do cobre do circuito impresso, realizou-se o corte na área do eletrodo com uma tesoura. Logo em seguida foi encaminhada para o processo de corrosão do cobre, onde o circuito impresso com o *layout* é mergulhado em uma solução química de perclorato de ferro. A corrosão somente ocorre na superfície nua, ou seja, na superfície que não está coberta pela tinta advinda da impressão, o processo é visto na Figura 16.

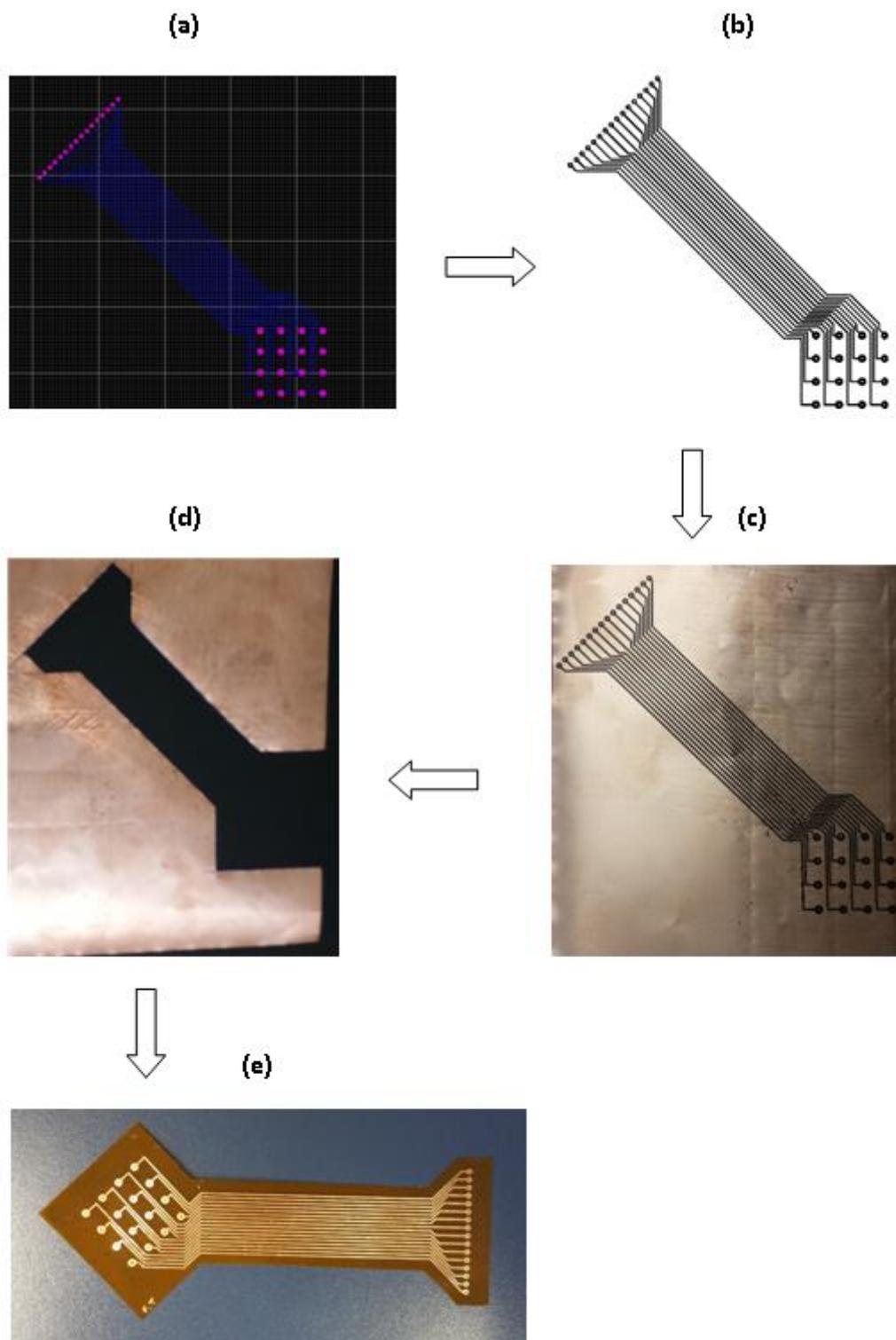


Figura 16: Processo de confecção do eletrodo matriz. (a) Projeto em 3D realizado pelo *software* Proteus 8. (b) Importação do arquivo para bitmap. (c) Impressão do *layout* no circuito impresso. (d) Corte da área do eletrodo. (e) Processo de corrosão do cobre.

Na matriz de eletrodos foram utilizados contatos elétricos em formato de disco, com 2 mm de diâmetro, 0,5 mm de espessura e distância inte-eletródica de 8 mm nas direções horizontal e vertical (Figura 17). Para minimizar a resistência elétrica os contatos elétricos foram soldados diretamente nos pontos correspondentes do circuito impresso. Foram adotados dois conectores de oito alojamentos Latch MLS-8 em uma das extremidades de um pequeno cabo flat, e a outra extremidade do cabo foi soldada no circuito impresso do eletrodo matriz. Esses conectores são equivalentes aos que são empregados nos eletrodos da empresa OT Bioelettronica, desta forma simplifica a ligação do eletrodo proposto ao eletromiógrafo da empresa, (Figura 17).

Em seguida, inseriu-se uma fita adesiva transparente de 48 mm de largura nas duas faces da matriz, com o propósito de dar uma maior resistência física. Utilizou-se a sequencia dos contatos elétricos do cabo da empresa OT Bioelettronica (Figura 14).

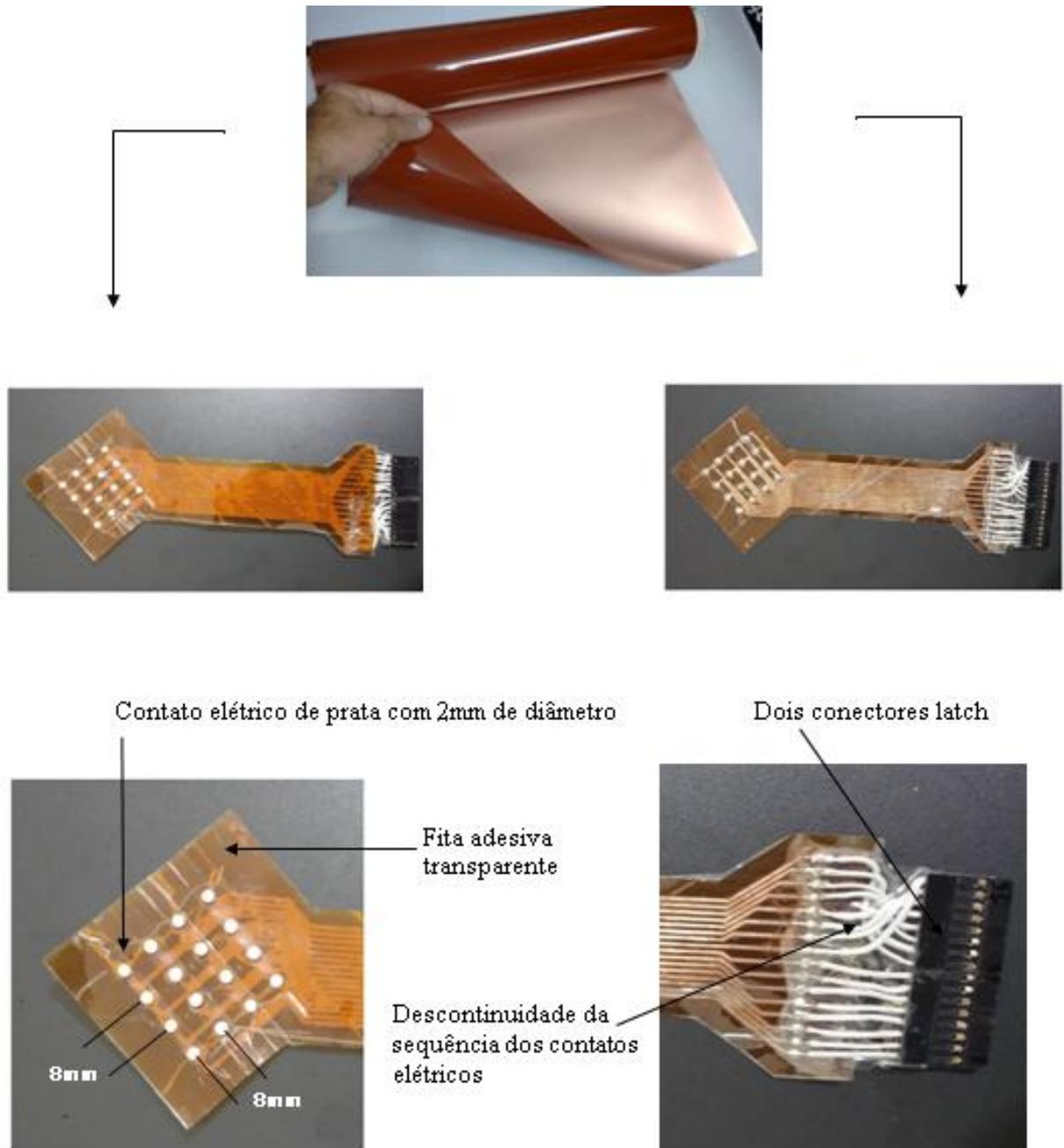


Figura 17: Eletrodo matriz flexível 4 x 4 com suas características e disposições.

3.4 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

3.4.1 Amostra

As coletas foram realizadas no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física, Universidade de Brasília no campus Darcy Ribeiro. Neste local há espaço adequado para as alocações dos equipamentos.

Participaram do estudo 10 voluntários do sexo masculino (idade: $31,4 \pm 4,9$ anos; massa: $86,5 \pm 10,6$ kg; estatura: 176 ± 9 cm) com experiência em treinamento resistido há pelo menos seis meses. A pesquisa foi aprovada pelo comitê de ética em pesquisa da Faculdade de Ciência da Saúde da UnB. Todos voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido antes do início da coleta de dados.

Os voluntários realizaram o protocolo em ordem contrabalanceada para os eletrodos vetores. Cinco voluntários iniciaram as aquisições com o vetor proposto e cinco iniciaram com o eletrodo vetor da empresa OT Bioelettronica. Logo após as aquisições dos eletrodos vetores foi realizada a aquisição do eletrodo matriz.

3.5 AQUISIÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

Foi solicitado ao voluntário sentar-se em uma cadeira com encosto específico para o braço direito. Com auxílio de um goniômetro analógico TTK, modelo 1216, foi posicionado o braço direito em 90 graus de flexão do cotovelo. O voluntário segurava uma alça acoplada a uma célula de carga, ancorada no pé direito da cadeira (Figura 18).

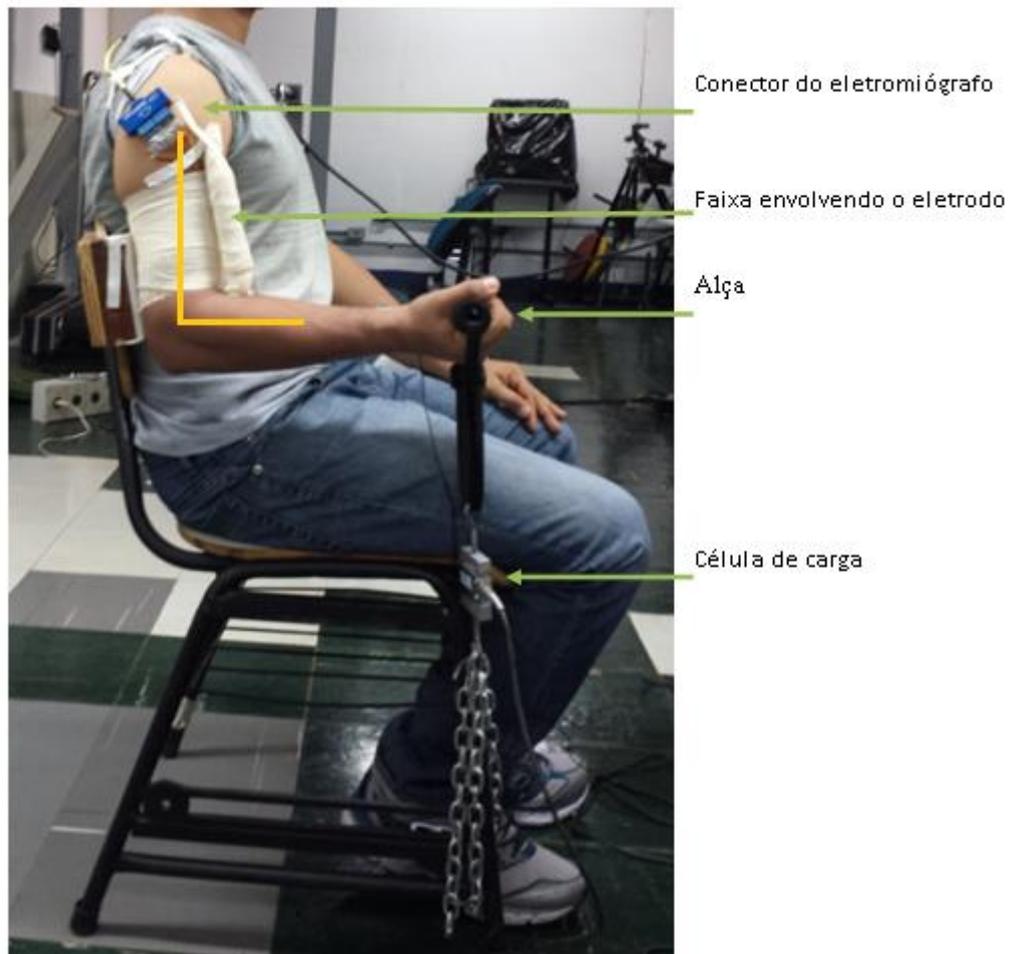


Figura 18: Disposição do voluntário durante as aquisições.

Depois de posicionado na cadeira o voluntário realizou duas contrações isométricas de 5 segundos de duração para cada eletrodo proposto bem como para o eletrodo em vetor da OT Bioelettronica. Foi dado um intervalo de 90 segundos entre as contrações e de 10 minutos entre os eletrodos estudados.

Primeiramente foi realizada uma contração voluntária isométrica máxima (CVIM), depois uma contração com carga de 60% da CVIM e por último foi adquirido o sinal de repouso para os dois eletrodos propostos e o eletrodo vetor da OT Bioelettronica.

Para mensurar as contrações máxima e submáxima de cada voluntário, foi utilizada uma célula de carga (AEPH, modelo TS de 50 Kg) ligada ao amplificador de sinais biomecânicos da empresa OT Bioelettronica (Figura 19). Esse equipamento amplifica o sinal proveniente da célula de carga e encaminha para o eletromiógrafo, assim os sinais biomecânicos e eletromiográficos são adquiridos por um mesmo computador.

O painel do equipamento possui um *feedback* visual que permite ao usuário identificar a intensidade do sinal biomecânico aplicado durante a contração. Logo após a CVIM, foi ajustada no painel do dispositivo a porção de 60% da CVIM para a carga submáxima.

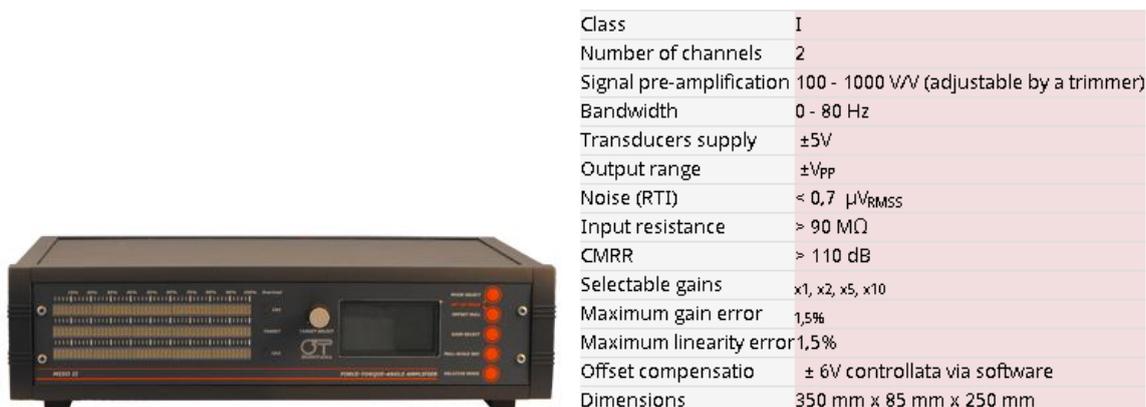


Figura 19: Amplificador de sinais biomecânicos da empresa OT Bioelettronica e suas especificações técnicas. [retirado do site www.otbioelettronica.it]

Para tratar os sinais de EMG-S provenientes dos eletrodos personalizados e do eletrodo da OT, foi utilizado o condicionador de sinais ou eletromiógrafo de 128 canais. Esse equipamento foi desenvolvido pelo laboratório LISIN (Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare) e fabricado pela empresa OT Bioelettronica (Turim – Itália). Esse equipamento pode ser utilizado na configuração de amplificador diferencial, com CMRR maior que 96 (dB) e impedância de entrada maior que 90 MΩ.

A Figura 20 mostra o condicionador de sinais de EMG-S e suas especificações técnicas. Esse eletromiógrafo possui uma saída USB que se conecta ao computador, podendo ser configurado pelo painel do equipamento ou através do *software* desenvolvido pelo fabricante.

Para todos os voluntários foi configurado o ganho do eletromiógrafo em duas mil vezes o valor de entrada. Foi adotado o modo de amplificador diferencial com o intuito de atenuar os ruídos comuns nos canais. Configurou-se no setup para todas as aquisições dessa pesquisa o modelo de eletrodo 1 x 16, esse modo traz um melhor entendimento da sequência dos canais. Ainda na configuração, foi adotada uma taxa de amostragem de 2048Hz.



EMG channels	
Maximum input range	50 mV _{pp}
Bandwidth	10 ÷ 750 Hz, 8 th order Bessel band pass filter
Total noise (RTI)	< 0.8 μ V _{RMS} (differential), < 1.3 μ V _{RMS} (monopolar)
Selectable gain	OFF, 100, 200, 500, 1000, 2000, 5000, 10000 V/V
Input impedance	> 90 M Ω on the entire bandwidth
CMRR	> 96 dB (114 dB typical)
Cross talk between channels	< -50 dB (monopolar and differential)
Sample frequency	2048 Hz
A/D converter resolution	12 bit
A/D converter input dynamics	0 ÷ 5 V
Data transfer to PC	USB1.1 or USB2.0 interface
Insulation voltage	4.000 V _{DC}
Auxiliary channels (optional)	
Input range	\pm 5 V
Bandwidth	Channels are not filtered
Gain	0.5 V/V
Input impedance	200 k Ω
Sample frequency	2048 Hz
A/D converter resolution	12 bit
A/D converter input dynamics	0 ÷ 5 V

Figura 20: Eletromiógrafo de 128 canais fabricado pela empresa OT Bioelettronica e suas características técnicas [retirado do site www.otbioelettronica.it]

3.5.1 Posicionamento dos eletrodos para aquisição dos sinais

Primeiramente foi realizada a abrasão da pele com algodão e álcool nas áreas onde foram colocados os eletrodos. Os arranjos de vetores bem como a matriz de eletrodo foram alocados no músculo bíceps braquial do membro direito, conforme recomendações do SENIAM. O ponto central do eletrodo vetor foi disposto na porção de 1/3 da distância entre a fossa cubital e o acrômio (Figura 21a). A matriz de eletrodos cobriu parte da cabeça longa e curta do bíceps braquial (Figura 21b).

Para fixação dos eletrodos e com a finalidade de melhorar a conexão dos contatos elétricos junto à pele, foi utilizada fita dupla face, esparadrapo e uma faixa envolvendo todo o eletrodo.



Figura 21(a): Posicionamento do arranjo vetor sobre o músculo bíceps braquial. (b) Posicionamento do eletrodo matriz sobre o músculo bíceps braquial.

Foi colocado sobre o punho dos voluntários um eletrodo adesivo monopolar (Meditrace 200) para ser usado como referência, conforme as recomendações do SENIAM (Figura 22).



Figura 22: Disposição do eletrodo de referência nas aquisições

Por meio das marcações deixadas pelos contatos elétricos do primeiro vetor na pele, o segundo eletrodo vetor era alocado na mesma posição (Figura 23). Possibilitando uma maior coerência na comparação dos eletrodos vetores.



Figura 23: Marcações deixadas pelos contatos elétricos do eletrodo vetor, possibilitando a alocação do segundo eletrodo vetor na mesma posição.

3.5.2 Procedimentos para atenuar ruídos

Foi utilizado um *nobreak* para ligar o eletromiógrafo e o amplificador de sinais biomecânicos, a fim de atenuar os sinais de 60Hz da rede elétrica. Foi observada em testes iniciais a diminuição significativa do ruído nos sinais ao fazer uso do *nobreak*. Além disso, ainda em testes iniciais, foi identificada a interferência expressiva de ruídos ao utilizar o *notebook* ligado à rede elétrica. Desta forma, o *notebook* foi desligado da rede elétrica durante as aquisições, permanecendo apenas com as baterias internas.

As aquisições foram adquiridas nos finais de semana, sábado e domingo, com a intenção de evitar ruídos eletromagnéticos gerados por outros equipamentos utilizados com maior frequência durante a semana.

O equipamento de ar-condicionado e as luminárias do local das aquisições foram desligados, com o propósito de evitar os ruídos eletromagnéticos gerados pela condensadora do ar-condicionado e pelos reatores das luminárias.

Foi elaborada uma rotina de atividades *checklist* (anexo 2) para seguir as etapas durante todas as aquisições, facilitando a execução, evitando os sinais indesejados e garantindo a singularidade das etapas para todos os voluntários.

3.6 PROCESSAMENTOS DOS SINAIS

O sinal de EMG-S foi inicialmente condicionado por meio do eletromiógrafo, com filtro digital Butterworth de oitava ordem, banda passante de 10 a 750 Hz e ganho de 2k. Após ser digitalizado com taxa de amostragem de 2048Hz os arquivos foram importados para extensão do MatLab.

Para análise no domínio do tempo e da frequência, foram desenvolvidas rotinas no *software* MatLab 2011 para plotar os sinais e gerar os estimadores SNR, FPM e RMS das aquisições dos eletrodos propostos e do eletrodo da empresa OT Bioelettronica (anexo 3).

Para análise desses estimadores o primeiro e último segundo de cada sinal foram descartados, com a finalidade de evitar erros na mensuração. Nesses segundos, podem apresentar possíveis problemas comuns no início e no final das séries [34].

No presente trabalho somente os sinais com relação sinal ruído acima de 10 db foram considerados para análise estatística, uma vez que os sinais que apresentaram SNR menores que 10dB foram assumidos com *outliers* [35]. Os motivos dessa baixa relação sinal ruído podem ser a falha na fixação do contatos elétricos junto a pele e outros artefatos com natureza aleatória.

3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Com o propósito de verificar a concordância entre os estimadores advindos dos eletrodos vetoriais (vetor proposto e vetor da empresa OT) foi empregado o método de análise gráfico de Bland-Altman. Para a aplicação desse método faz-se necessário que a diferença entre as duas medições tenha uma distribuição normal [36 e 37]. Para isto foi calculado o viés dos resultados ($A1-A2$) e a média dos resultados ($(A1+A2)/2$).

Previamente, foi utilizado o teste Shapiro-Wilk para verificar a normalidade do viés dos estimadores SNR, FPM e RMS. Após verificada a normalidade das diferenças de cada estimador, foram realizadas rotinas no *software* MatLab, versão 2011, para elaboração dos gráficos de Bland-Altman, utilizando os sinais da CVIM e da contração submáxima de 60% da CVIM.

4 RESULTADOS

O resultado desse trabalho foi composto pelos desfechos da confecção do eletrodo vetor, da matriz de eletrodos e pela representação dos estimadores. Para ilustrar os estimadores RMS, FPM e SNR, foi realizada a média das aquisições e apresentados por gráficos, figuras e tabelas.

Além disso, mediante os gráficos de Bland-Altman, foram apresentadas as comparações das médias dos estimadores dos eletrodos vetores VP (vetor proposto) e OT (vetor da empresa OT Bioelettronica).

4.1 DESFECHOS DAS CONFECÇÕES DOS ELETRODOS PROPOSTOS

4.1.1 Eletrodo vetor

O eletrodo concebido apresentou dimensões de 90 x 15 x 3 mm (comprimento, largura e espessura), próximo ao eletrodo OT (Figura 24).

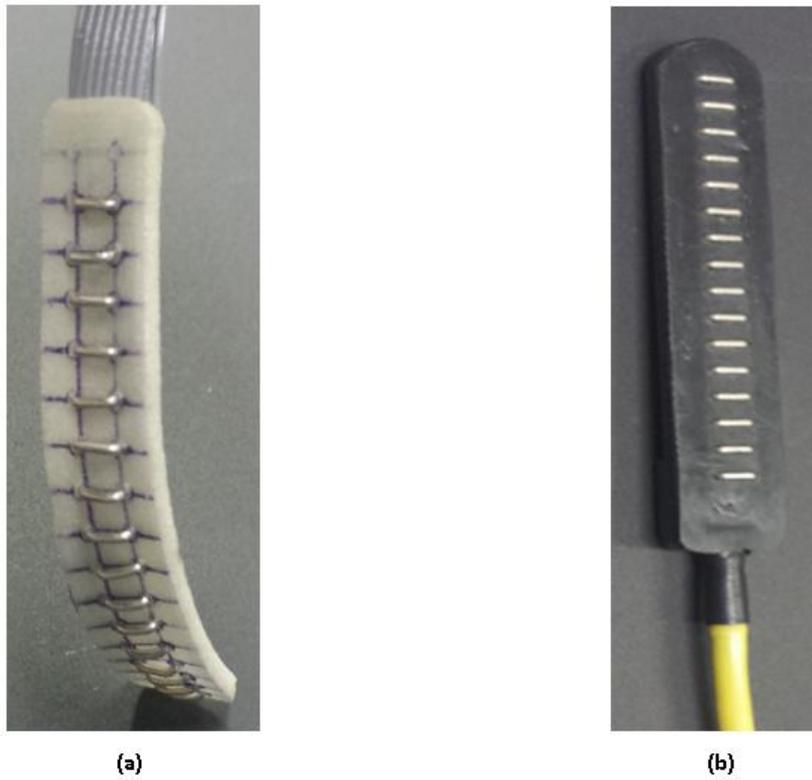


Figura 24(a): Eletrodo vetor proposto. (b) Eletrodo da empresa OT Bioelettronica.

4.1.2 Matriz de eletrodos

A Figura 25 mostra o eletrodo matriz proposto. A matriz confeccionada apresentou dimensões 52 x 47 x 0,01mm (comprimento, largura e espessura).

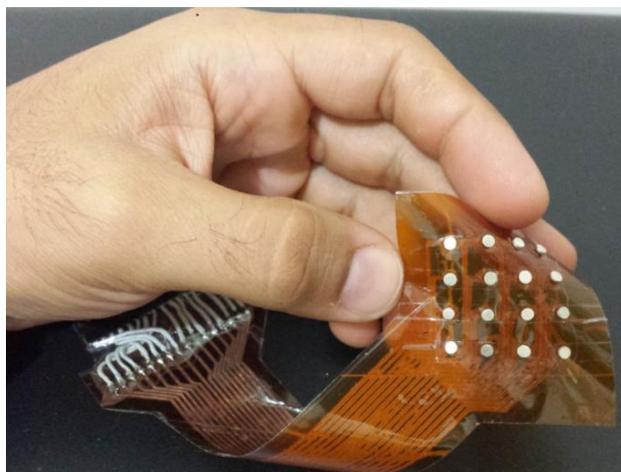


Figura 25: Eletrodo matriz, 4x4, flexível.

É apresentado na tabela 1 o custo financeiro dos eletrodos propostos junto com o valor do eletrodo da empresa OT Bioelettronica.

Tabela 1: Tabela de preços dos eletrodos propostos e do eletrodo fabricado pela empresa OT Bioelettronica, similar ao vetor apresentado [preço do eletrodo da empresa OT Bioelettronica retirado do site em novembro de 2015 com cotação do Euro a 3,96 reais].

Eletrodo	Preço	Porcentagem
Eletrodo vetor de 16 canais da OT Bioelettronica	554,4 Reais (preço / venda)	100%
Eletrodo vetor de 16 canais proposto	25 Reais (preço / custo)	4,50%
Eletrodo matriz 4 x 4 proposto	30 Reais (preço / custo)	5,20%

4.2 SINAIS, GRÁFICOS E TABELAS NO DOMÍNIO DO TEMPO E DA FREQUÊNCIA

Na Figura 26 é possível ver a zona de inervação da contração máxima de um voluntário utilizando o vetor OT e o vetor VP. Observa-se que a zona de inervação encontra-se entre os canais 7 e 8 para as duas aquisições.

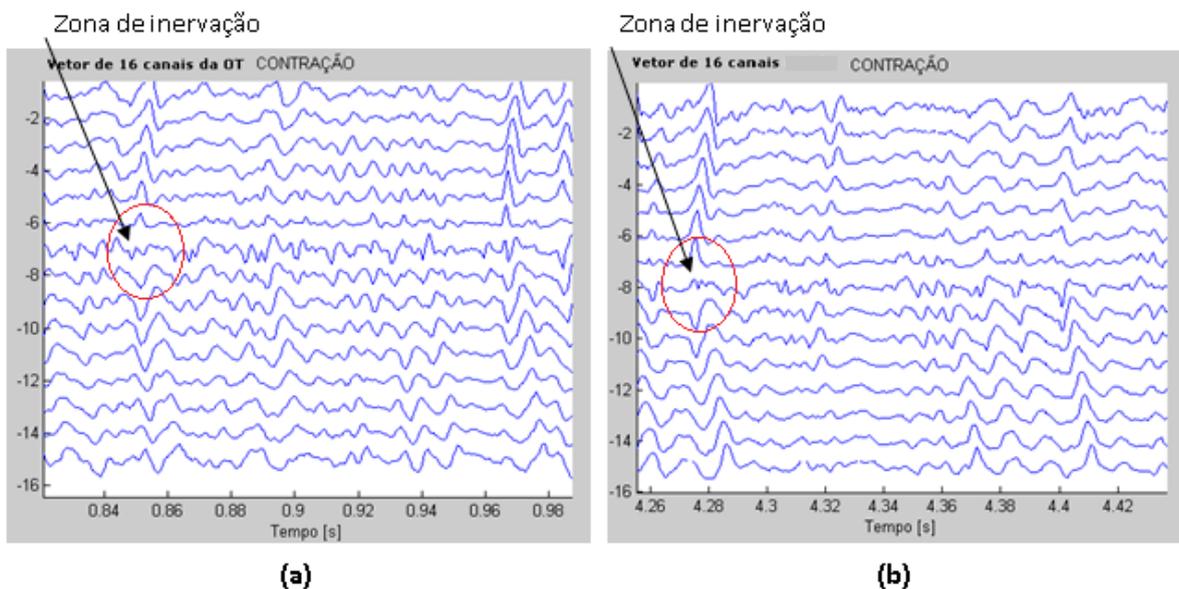


Figura 26(a): Indica a zona de inervação no sinal do eletrodo da OT Bioelettronica. (b) Indica a zona de inervação no sinal do vetor proposto.

É ilustrado na Figura 27(a) o sinal adquirido pelo eletrodo matriz 4 x 4 com a inversão de fase na subtração dos canais 04/05, 08/09 e 12/13. Essas inversões ocorrem com uma

distância entre eletrodos maior que 24 mm (>3 x 8 mm) e sem alinhamento longitudinal com a fibra muscular (Figura 27b).

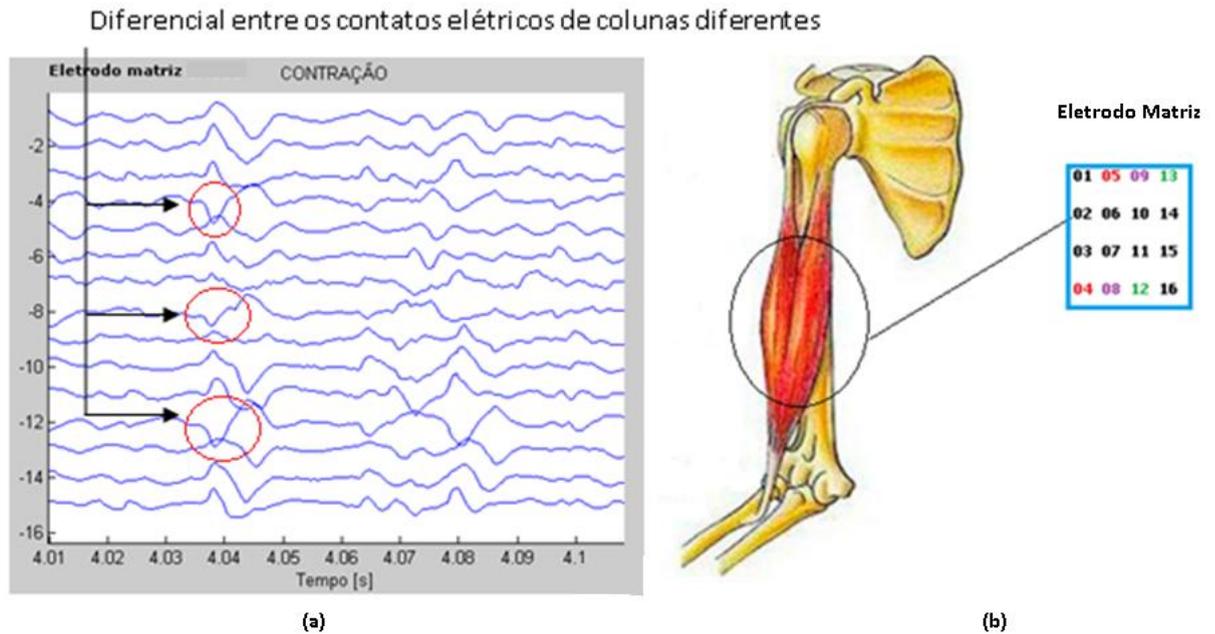


Figura 27(a): Sinal de EMG-S do eletrodo matriz 4 x 4 proposto. (b) Disposição do eletrodo no músculo bíceps.

No domínio das frequências, são apresentados os espectros de frequência dos sinais advindos dos eletrodos vetores OT, VP e da matriz (Figura 28).

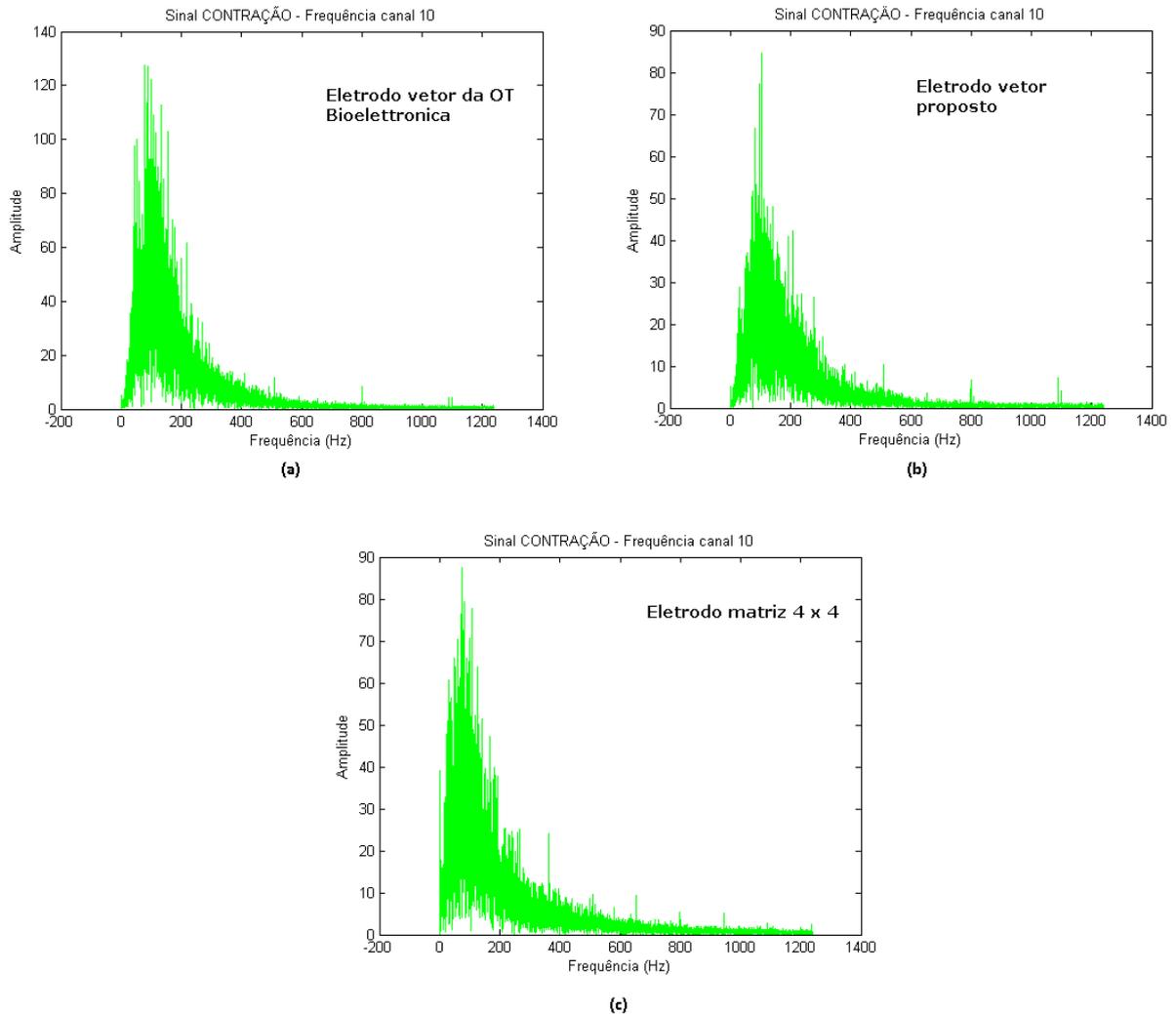


Figura 28(a): Espectro de frequência do canal 10 do eletrodo da empresa OT Bioelettronica. (b) Espectro de frequência do canal 10 do eletrodo vetor proposto. (c) Espectro de frequência do canal 10 do eletrodo matriz proposto.

Na tabela 2 é apresentada a quantidade de aquisições (N) que foram utilizadas nas análises dos três eletrodos (OT, VP, matriz de eletrodos) respeitando o critério de exclusão de canais com relação sinal ruído menor que 10db conforme [35]. Para cada canal é apresentada a média das N aquisições na contração máxima e submáxima.

Tabela 2: Quantidade de aquisições utilizada para análise. OT = eletrodo da empresa OT Bioelettronica; VP = eletrodo vetor proposto e MT = eletrodo matriz 4 x 4 proposto. (critério de inclusão SNR > 10dB).

Quantidade de Aquisições Utilizadas (critério de inclusão SNR > 10 dB)						
	Contração 60%			Contração MAX		
	Eletrodo OT	Eletrodo VT	Eletrodo MT	Eletrodo OT	Eletrodo VT	Eletrodo MT
1	7	7	7	10	7	7
2	10	10	8	10	10	8
3	10	10	8	10	10	9
4	10	10	9	10	10	9
5	10	10	10	10	10	10
6	9	10	10	10	10	10
7	10	10	10	10	10	10
8	10	10	9	10	10	10
9	10	8	8	10	7	9
10	9	8	10	10	7	10
11	10	8	9	10	10	9
12	9	10	10	10	10	10
13	10	10	10	10	10	10
14	10	10	10	10	10	10
15	10	9	10	10	10	10
Média	9.6	9.3	9.2	10	9.4	9.4

Na tabela 3 são apresentadas as médias do estimador SNR de N aquisições dos 15 canais, na contração voluntária isométrica máxima e a submáxima dos três eletrodos (OT, VP, eletrodo matriz).

Tabela 3: Médias da relação sinal ruído das N aquisições, média total da SNR dos eletrodos e o desvio padrão. OT = eletrodo da empresa OT Bioelettronica; VP = eletrodo vetor proposto e MT = eletrodo matriz 4 x 4 proposto.

SNR (db)						
Média de N aquisições						
Canal	Contração 60%			Contração MAX		
	Eletrodo OT	Eletrodo VP	Eletrodo MT	Eletrodo OT	Eletrodo VP	Eletrodo MT
1	23.3	20.2	20.7	23.0	22.4	24.1
2	24.8	26.7	19.1	28.0	30.3	23.6
3	24.5	27.0	22.8	28.8	30.7	25.2
4	23.7	27.4	28.8	28.3	31.3	32.0
5	24.1	25.1	26.6	28.5	29.0	30.0
6	25.1	23.6	27.0	27.5	27.4	30.7
7	24.8	23.6	21.6	28.5	27.4	26.5
8	22.7	28.8	29.5	27.2	31.7	30.9
9	23.4	20.3	24.6	27.8	23.4	26.3
10	24.9	25.1	23.0	27.6	26.1	26.5
11	24.6	26.7	22.6	28.5	28.3	27.6
12	22.5	25.7	29.4	25.0	28.9	33.1
13	22.2	27.3	22.3	25.7	30.6	26.2
14	21.3	25.2	22.5	24.0	28.2	26.0
15	24.0	19.3	25.9	27.6	22.0	30.2
Média	23.7	24.8	24.4	27.1	27.8	27.9
STD	1.10	2.80	3.20	1.73	3.04	2.87

Na Figura 29 é apresentada a média total e o desvio padrão do SNR dos três eletrodos na CVIM e na contração submáxima.

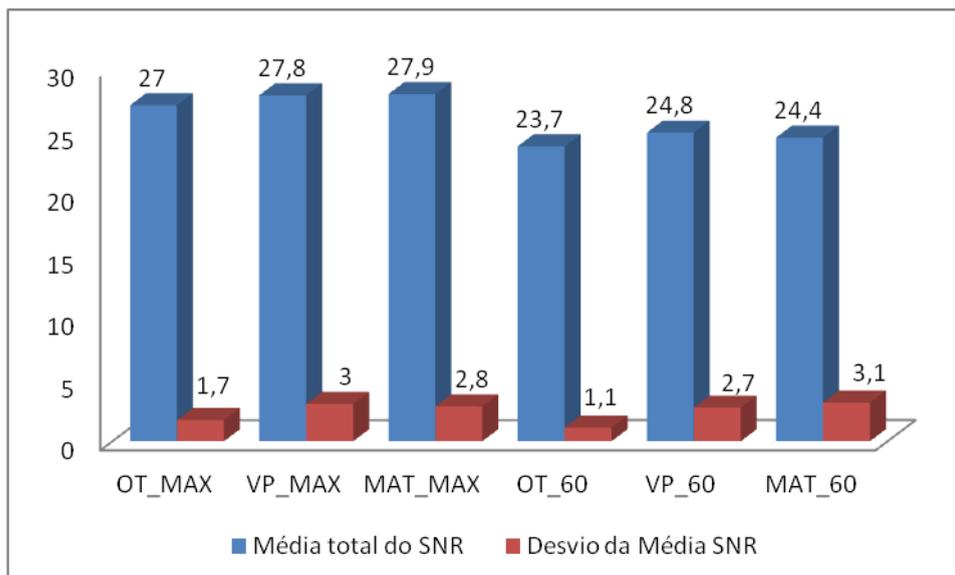


Figura 29: Gráfico da média total do SNR e o desvio padrão do eletrodo OT, VP e matriz. OT = eletrodo da empresa OT Bioelettronica; VP = eletrodo vetor proposto e MT = eletrodo matriz; MAX = sinal com a CVIM; 60 = sinal com 60% da CVIM.

Na tabela 4 são apresentadas as médias do estimador FPM de N aquisições dos 15 canais, na contração voluntária isométrica máxima e a submáxima dos três eletrodos (OT, VP, eletrodo matriz).

Tabela 4: Médias da frequência de potência mediana das N aquisições, média total da FPM dos eletrodos e o desvio padrão. OT = eletrodo da empresa OT Bioelettronica; VP = eletrodo vetor proposto e MT = eletrodo matriz 4 x 4 proposto.

FPM (Hz)						
Média de N aquisições						
Canal	Contração 60%			Contração MAX		
	ELETROD O OT	ELETROD O VP	ELETROD O MT	ELETROD O OT	ELETROD O VP	ELETRO DO MT
1	81.3	73.3	75.3	79.8	80.0	78.5
2	79.1	76.5	75.4	81.0	80.6	81.4
3	80.8	70.5	72.5	84.3	75.6	72.3
4	81.7	72.5	72.9	82.5	71.5	73.2
5	86.2	69.9	85.1	91.1	68.9	86.3
6	87.6	68.5	86.3	92.5	66.5	87.2
7	89.6	63.7	90.8	95.8	63.7	85.6
8	86.5	59.7	66.5	86.0	58.4	66.2
9	79.7	76.0	78.5	81.9	100.5	79.7
10	78.5	75.2	80.6	76.6	66.1	78.7
11	77.8	67.1	85.5	75.1	77.1	83.9
12	73.0	70.7	74.4	72.7	71.3	72.8
13	72.4	77.4	73.5	69.9	76.4	72.5
14	68.6	76.0	81.9	67.2	78.9	77.9
15	67.0	83.9	86.4	65.9	93.5	84.6
Média	79.3	72.1	79.0	80.2	75.3	78.7
STD	6.55	5.77	6.60	8.75	10.61	6.05

Na Figura 30 é apresentada a média total e o desvio padrão da FPM dos três eletrodos na CVIM e na contração submáxima de 60% da CVIM.

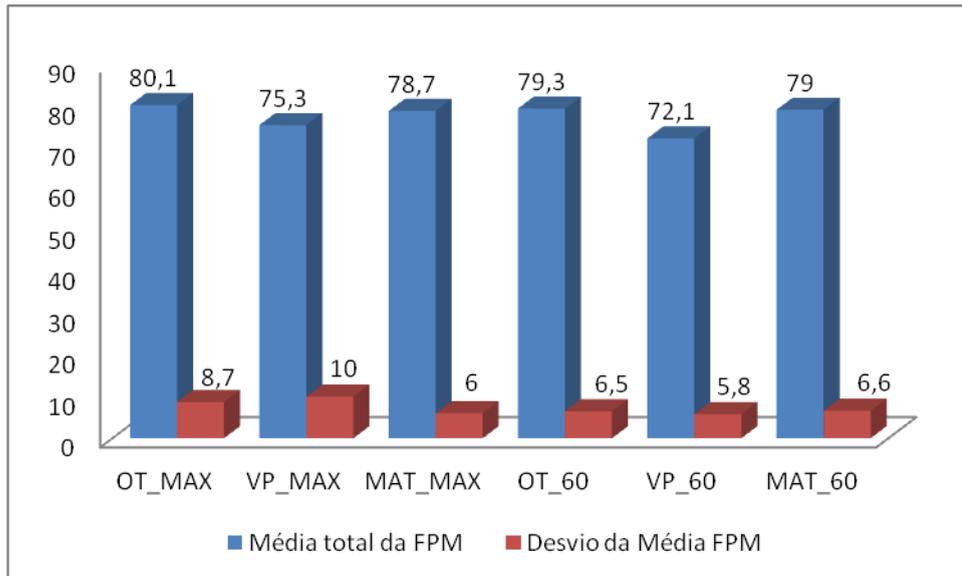


Figura 30: Gráfico da média total da FPM e o desvio padrão do eletrodo OT, VP e matriz. OT = eletrodo da empresa OT Bioelettronica; VP = eletrodo vetor proposto e MT = eletrodo matriz; MAX = sinal com a CVIM; 60 = sinal com 60% da CVIM.

Na tabela 5 são apresentadas as médias do estimador RMS de N aquisições dos 15 canais, na contração voluntária isométrica máxima e na submáxima dos três eletrodos (OT, VP, eletrodo matriz).

Tabela 5: Médias do RMS das N aquisições, média total do RMS dos eletrodos e o desvio padrão. OT = eletrodo da empresa OT Bioelettronica; VP = eletrodo vetor proposto e MT = eletrodo matriz 4 x 4 proposto; QS = quantidade N utilizado na concepção da média (critério de inclusão SNR > 10dB).

RMS (V)						
Média de N aquisições						
Canal	Contração 60%			Contração MAX		
	ELETRODO OT	ELETRODO VP	ELETRODO MT	ELETRODO OT	ELETRODO VP	ELETRODO MT
1	0.18	0.18	0.23	0.19	0.24	0.32
2	0.15	0.18	0.21	0.21	0.21	0.31
3	0.14	0.14	0.19	0.23	0.18	0.28
4	0.13	0.16	0.27	0.23	0.20	0.38
5	0.13	0.15	0.21	0.20	0.18	0.31
6	0.20	0.13	0.21	0.24	0.15	0.31
7	0.15	0.13	0.17	0.22	0.16	0.27
8	0.16	0.19	0.23	0.25	0.19	0.39
9	0.15	0.11	0.22	0.22	0.15	0.31
10	0.15	0.14	0.20	0.22	0.27	0.28
11	0.16	0.15	0.14	0.24	0.18	0.24
12	0.14	0.14	0.18	0.21	0.16	0.37
13	0.13	0.15	0.20	0.19	0.20	0.30
14	0.13	0.15	0.21	0.18	0.19	0.30
15	0.10	0.14	0.19	0.16	0.20	0.29
Média	0.15	0.15	0.20	0.21	0.19	0.31
STD	0.02	0.02	0.03	0.02	0.03	0.04

Na Figura 31 é apresentada a média total e o desvio padrão do RMS dos três eletrodos na CVIM e na submáxima de 60% da CVIM.

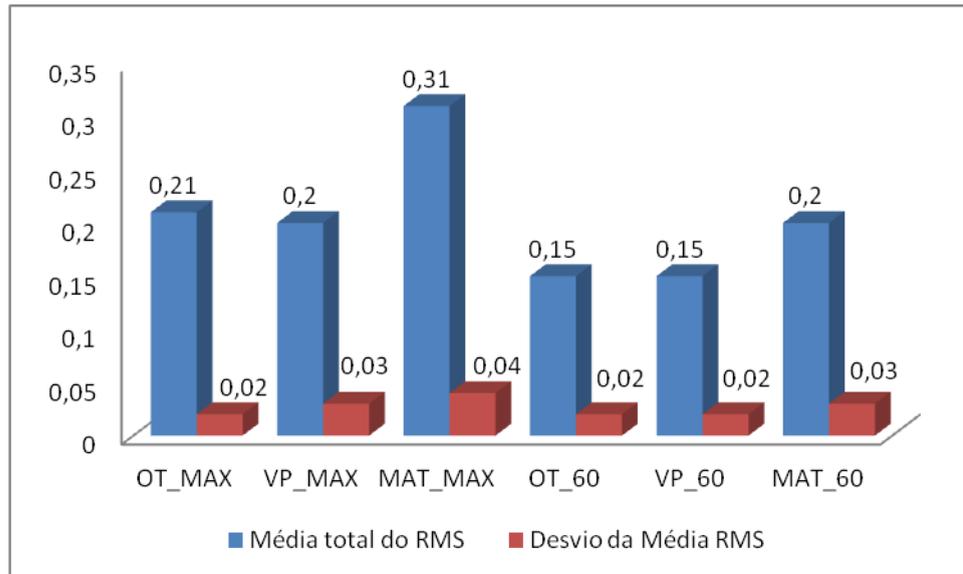


Figura 31: Gráfico da média total do RMS e o desvio padrão do eletrodo OT, VP e matriz. OT = eletrodo da empresa OT Bioelettronica; VP = eletrodo vetor proposto e MT = eletrodo matriz; MAX = sinal com a CVIM; 60 = sinal com 60% da CVIM.

4.3 GRÁFICOS DE BLAND - ALTMAN

A análise estatística foi aplicada exclusivamente para comparar o vetor OT e o vetor proposto, considerando objetivamente que a solução do vetor proposto busca reproduzir o comportamento do vetor OT.

O teste de Shapiro-Wilk demonstrou que o viés segue uma distribuição normal. Com base neste comportamento foram elaborados os gráficos de Bland-Altman para os estimadores SNR, FPM e RMS, utilizando os sinais de contração voluntária isométrica máxima e a submáxima.

São apresentados nas figuras 32 a 33 os gráficos de Bland-Altman para o estimador SNR. Foram utilizadas as médias dos 15 canais dos eletrodos vetores, conforme tabela 3. A Figura 32 mostra o gráfico com o sinal de contração voluntária isométrica máxima e a Figura 33 com o sinal submáximo de 60% da CVIM.

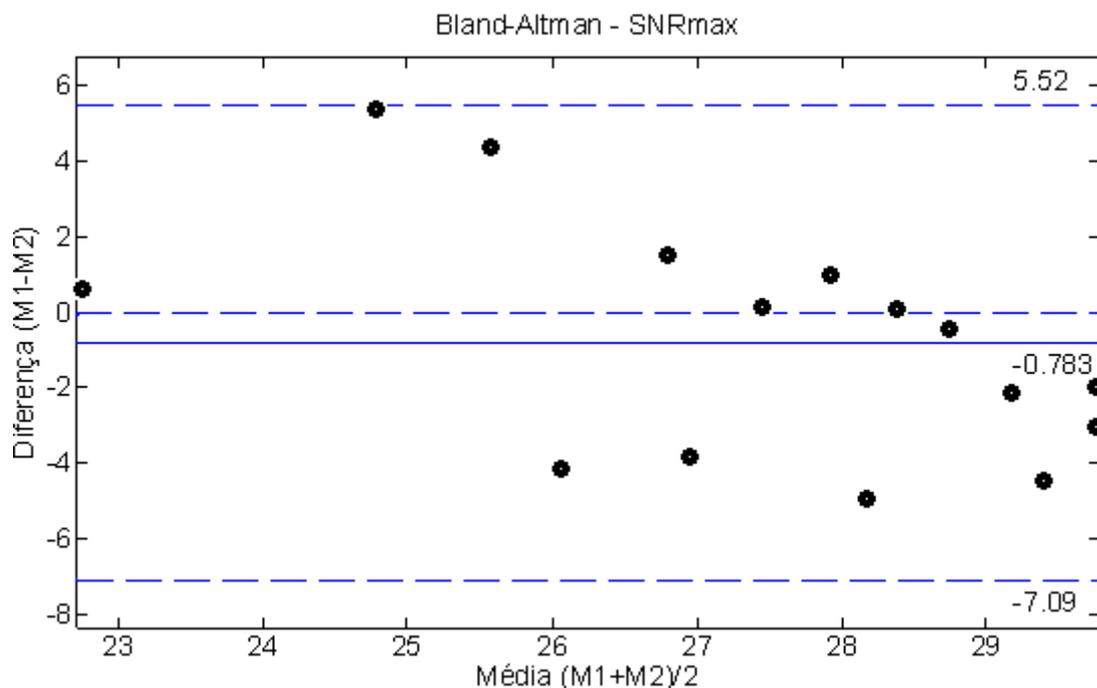


Figura 32: Gráfico Bland-Altman do SNR, utilizando as médias dos 15 canais do eletrodo vetor OT e do VP com o sinal de contração voluntária isométrica máxima.

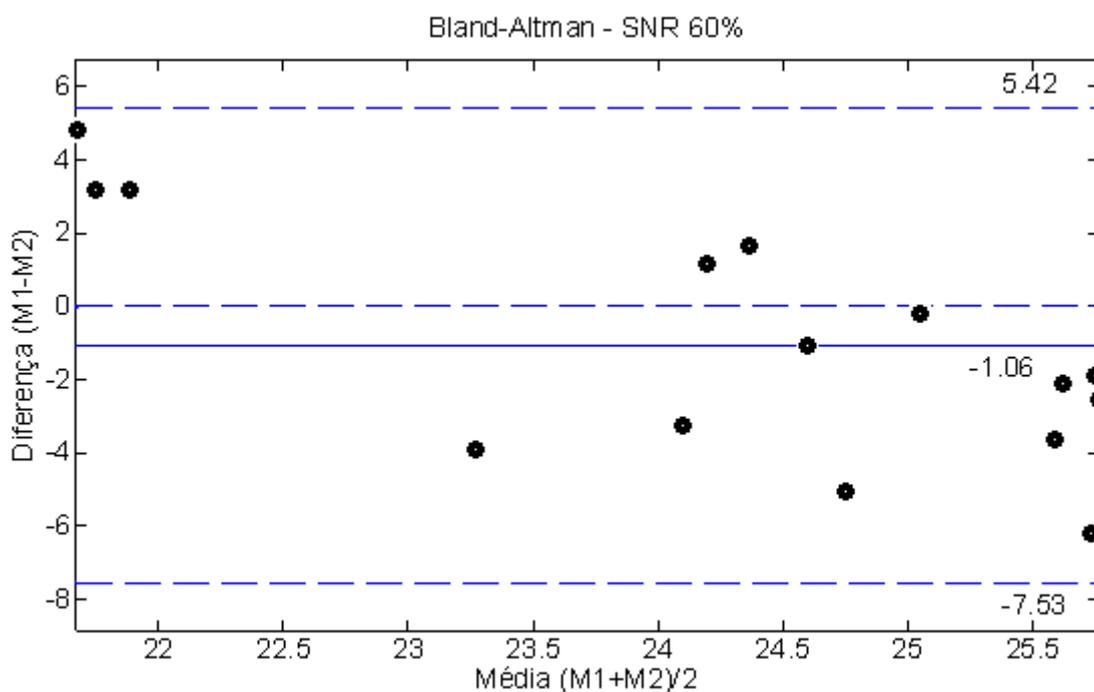


Figura 33: Gráfico Bland-Altman do SNR, utilizando as médias dos 15 canais do eletrodo vetor OT e do VP com o sinal submáximo de 60% da CVIM.

São apresentados nas figuras 34 a 35 os gráficos de Bland-Altman para o estimador FPM. Foram utilizadas as médias dos 15 canais dos eletrodos vetores, conforme tabela 4. É ilustrado na Figura 34 o gráfico com o sinal de contração voluntária isométrica máxima e na Figura 35 com o sinal submáximo de 60% da CVIM.

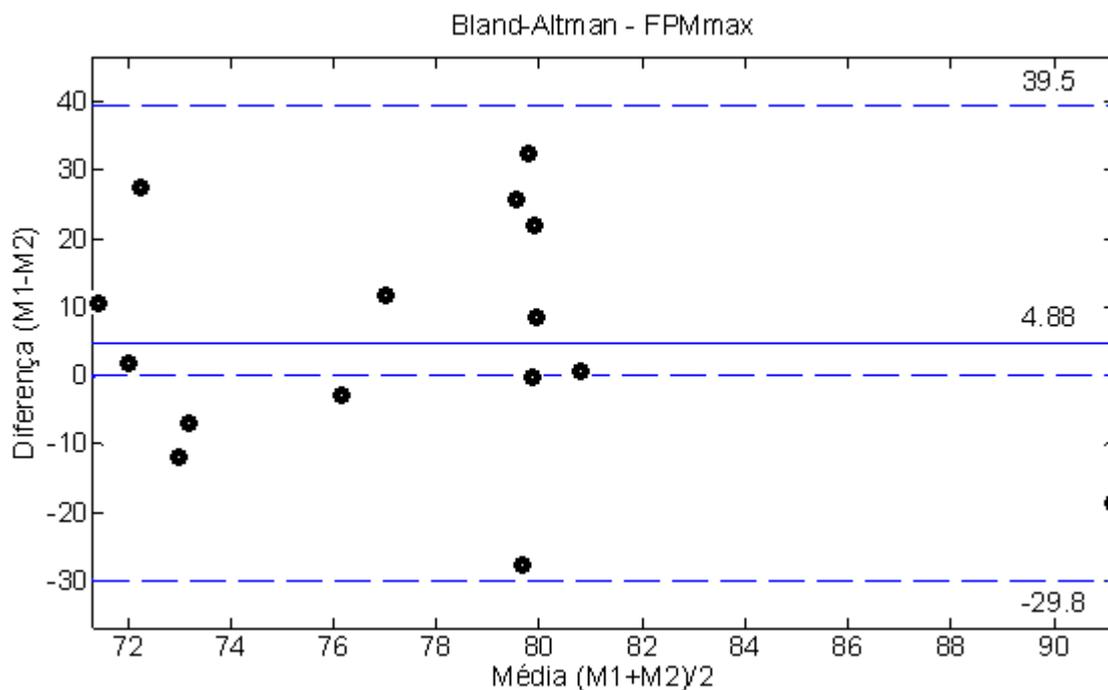


Figura 34: Gráfico Bland-Altman da FPM, utilizando as médias dos 15 canais do eletrodo vetor OT e do VP com o sinal de contração voluntária isométrica máxima.

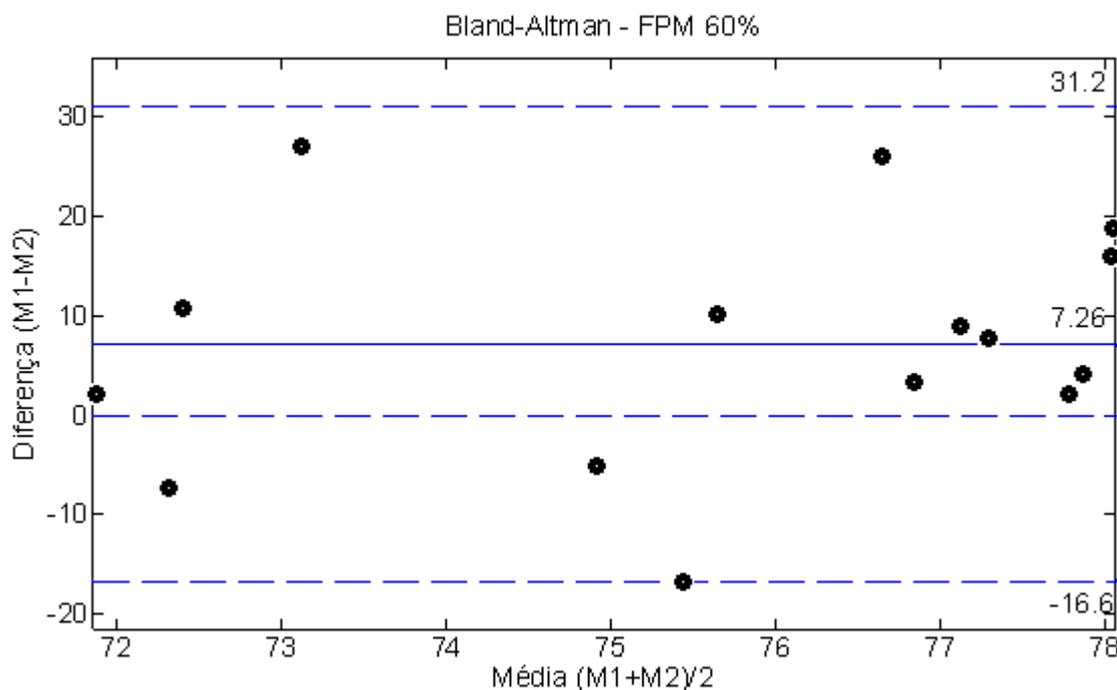


Figura 35: Gráfico Bland-Altman da FPM, utilizando as médias dos 15 canais do eletrodo vetor OT e do VP com o sinal submáximo de 60% da CVIM.

São apresentados nas figuras 36 a 37 os gráficos de Bland-Altman para o estimador RMS. Foram utilizadas as médias dos 15 canais dos eletrodos vetores, conforme tabela 5. É apresentado na Figura 36 o gráfico com o sinal de contração voluntária isométrica máxima e na Figura 37 com o sinal submáximo de 60% da CVIM.

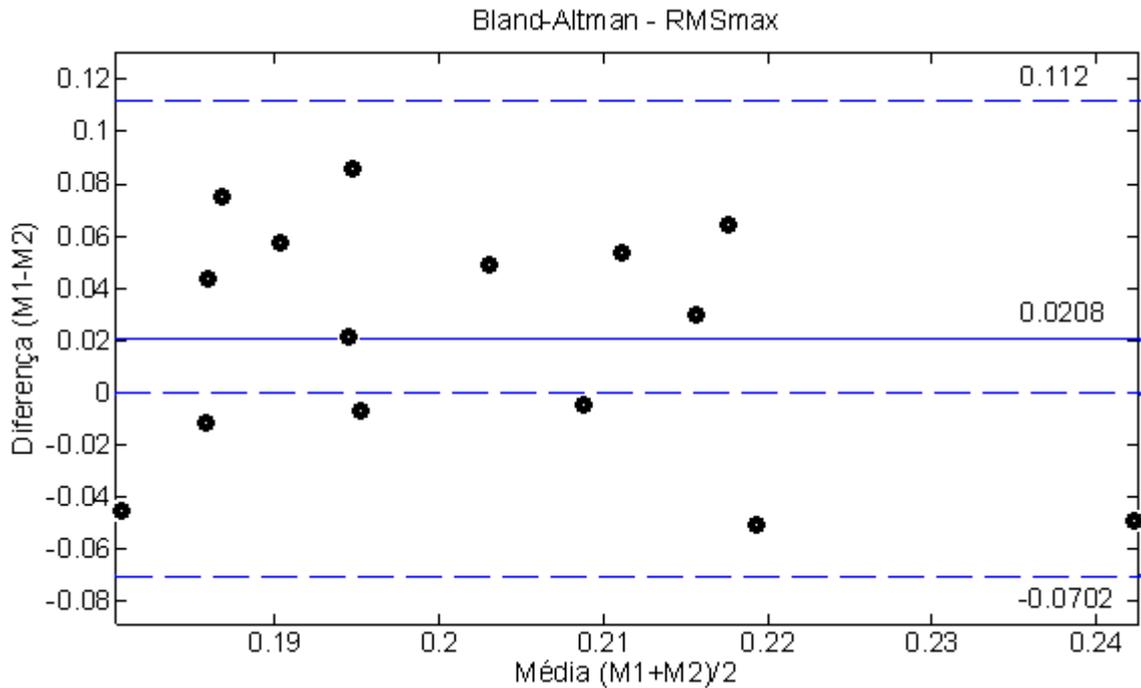


Figura 36: Gráfico Bland-Altman do RMS, utilizando as médias dos 15 canais do eletrodo vetor OT e do VP com o sinal de contração voluntária isométrica máxima.

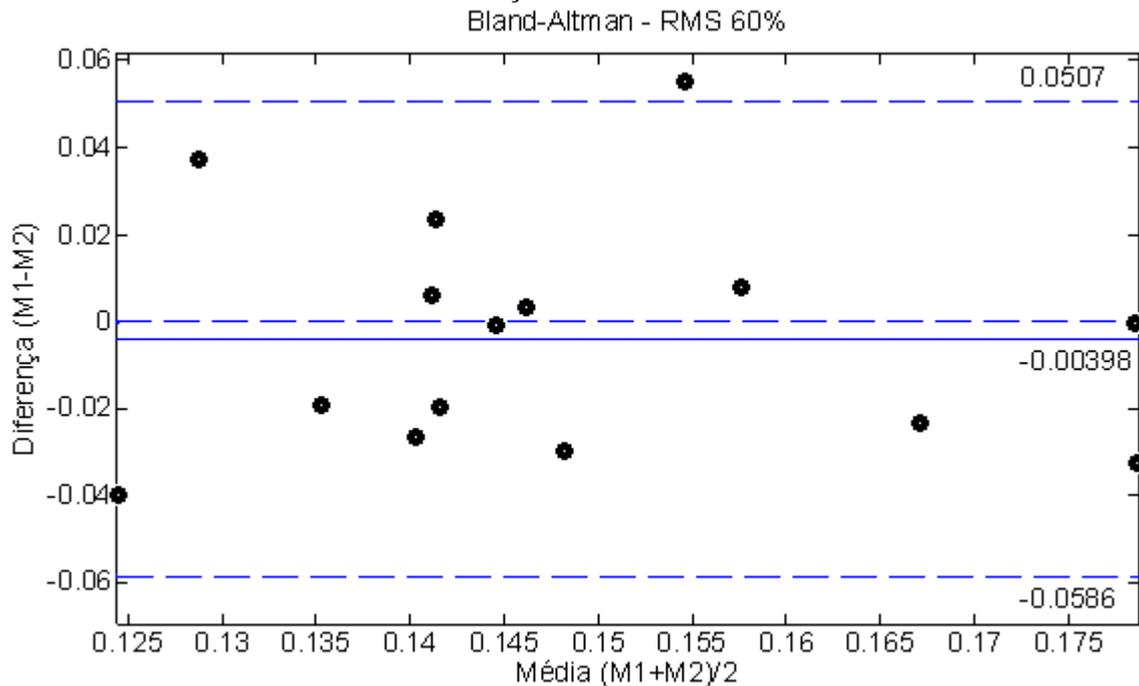


Figura 37: Gráfico Bland-Altman do RMS, utilizando as médias dos 15 canais do eletrodo vetor OT e do VP com o sinal submáximo de 60% da CVIM.

5 DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo consistiu em propor metodologias para a concepção de eletrodos de EMG-S utilizando técnicas de prototipagem rápida e circuito impresso flexível. Considerando o eletrodo VP, esperava-se que não apresentasse diferença estatística do eletrodo OT, viabilizando uma possível substituição. Outra característica esperada era de que a metodologia aplicada na construção do VP apresentasse flexibilidade para a confecção de outros modelos de eletrodos com diferentes necessidades de pesquisa. Já para a metodologia do eletrodo matriz, esperava-se a identificação dos estimadores SNR, FPM e RMS dentro da literatura. Também para o método de concepção da matriz a possibilidade de elaboração de outras configurações de eletrodos.

Dessa forma, foram apresentadas duas metodologias de concepção de eletrodos EMG-S flexíveis com validação dos resultados comparados com a literatura, para o eletrodo matriz, e com o eletrodo OT e dentro da literatura para o eletrodo vetor proposto.

Foi verificada nos resultados a similaridade das propriedades físicas do eletrodo vetor proposto com o eletrodo vetor da empresa OT Bioelettronica. O eletrodo proposto apresentou uma estrutura física flexível interessante quando comparado com o vetor da empresa OT. Os contatos elétricos dos vetores foram equivalentes.

A matriz de eletrodos proposta mostrou ter uma maior flexibilidade (vide Figura 25) que os eletrodos vetores OT e VP e teve uma maior aderência na alocação quando posicionada ao músculo. Fato justificado pelas descrições do circuito impresso utilizado na elaboração do eletrodo matriz. As soldas dos contatos elétricos no circuito impresso flexível apresentaram resistência.

Os conectores empregados nos cabos *flat* de ambos os eletrodos propostos permitiram a adequada conexão elétrica com o eletromiógrafo da empresa OT Bioelettronica. O vetor proposto apresentou valor relativamente acessível quando comparado com o eletrodo similar da empresa OT. O VP possui valor proporcional de custo de aproximadamente 4,5% e a matriz de aproximadamente de 5,2% do valor do eletrodo OT Bioelettronica. Além disso, as taxas de importações trazem um acréscimo financeiro maior no custo do eletrodo da empresa, tornando-o mais oneroso ainda.

Os sinais EMG-S obtidos com os eletrodos concebidos apresentaram coerência com o apresentado na literatura. De acordo com a Figura 26 podemos determinar a inversão de fase entre os sinais 6 e 8 da aquisição do eletrodo vetor proposto e do eletrodo vetor de referência, neste ponto pode se apresentada a zona de inervação, que é a junção das terminações nervosas com as fibras musculares. Nessa união o sinal de amplitude é mínimo e a propagação tem uma inversão de fase [1, 2]. É notada a zona de inervação no mesmo ponto para os dois sinais, fato motivado pela metodologia empregada, onde o segundo eletrodo vetor foi alocado na mesma posição do primeiro vetor, conforme marcações deixadas pelo primeiro vetor, ilustrado na Figura 23.

Na Figura 27 é visto uma aquisição do sinal de EMG-S do eletrodo matriz. Conforme a posição da matriz no músculo descrita na metodologia, tem-se a subtração dos contatos elétricos pela configuração do eletromiógrafo. As subtrações dos canais 4/5, 8/9 e 12/13 não há um alinhamento longitudinal com as fibras musculares, por esse motivo algumas aquisições mostraram uma inversão de fase (Figura 27). Essas inversões podem ser justificadas pela ocorrência de *crossstalk*, que é constituído pela captação de sinais de músculos vizinhos ao desejado [1].

Nas Figuras 32 a 33 são apresentados os gráficos estatísticos de Bland-Altman dos eletrodos vetores para o estimador SNR na situação da CVIM e submáxima. Esses gráficos são uma ferramenta útil para verificar a concordância entre os dois eletrodos, OT e VP. Na Figura 32 é apresentado o gráfico Bland-Altman para o SNR com o sinal de CVIM. O viés médio se aproxima de zero (- 0,783), ou seja, as diferenças da SNR entre os métodos são pequenas. As médias entre os dois métodos estão dentro dos limites superiores e inferiores de concordância (5,52 e - 7,09 respectivamente). Na Figura 33 é visto o gráfico de Bland-Altman para o SNR com o sinal de 60% da CVIM, nesse gráfico o viés médio é de - 1,06 e as 15 médias estão dentro dos limites (5,42 a - 7,53). As diferenças entre os dois eletrodos respeitam o limite de 95% de confiança. Desta forma, o eletrodo OT e o VP demonstram ter um comportamento similar quando se refere aos valores do estimador SNR.

Conforme as tabelas 2 e 3, os valores do estimador de relação sinal ruído dos 15 canais do eletrodo vetor e da matriz proposta apresentaram valores próximos do eletrodo de referência e dentro dos critérios de um bom sinal de EMG-S ($SNR > 10\text{db}$) [35]. Ainda na tabela 3, os valores do SNR dos três eletrodos, aplicando a contração voluntária isométrica

máxima, foram maiores que a submáxima, justificando um aumento na potência do sinal dos canais [8].

Ocorreram mais perdas de sinal nas aquisições com os eletrodos propostos, $SNR < 10\text{db}$, quando comparado com o eletrodo da empresa OT Bioelettronica (vide tabela 2). Logo o número de canais utilizado para gerar a média de cada canal nas 10 aquisições dos eletrodos concebidos foi menor do que no eletrodo OT. Uma possível justificativa dessas perdas entre o eletrodo OT e VP pode ser apontada pela estrutura do eletrodo da OT ser mais rígida quando comparada com o eletrodo VP. Desta forma o eletrodo OT tem uma pressão mais homogênea em todos os contatos elétricos com a pele, uma vez que o sinal de EMG-S pode ser abalado pela pressão exercida nos contatos elétricos [3].

Na matriz proposta as perdas dos sinais podem ser sustentadas pela configuração do eletrodo. Uma vez que há 3 sinais diferenciais com distância inter-eletródica maior que 24 mm e sem alinhamento longitudinal com as fibras musculares (4/5, 8/9 e 12/13), Figura 27. Nesse sentido, pode ocorrer uma baixa amplitude dos sinais nesses canais e enfraquecer o estimador de relação de sinal ruído [1].

Além disso, outro possível motivo de perda de sinal pode estar associado aos cabos dos eletrodos. Foram adotados cabos do tipo *flat* nos eletrodos concebidos, já o eletrodo OT é empregado um cabo do tipo traçado. Desta forma, o cabo do eletrodo modelo propicia um melhor balanceamento de impedância entre os canais do eletrodo OT, diminuindo as perdas dos sinais [18].

Na Figura 29 podemos destacar a média total do SNR de cada eletrodo. Os valores da SNR dos eletrodos propostos mostram uma média total maior quando comparados com o eletrodo OT nas duas contrações, contração voluntária isométrica máxima e na submáxima de 60%. Assim, os eletrodos concebidos mostraram ter uma relação de sinal ruído melhor do que o eletrodo OT, quando comparado a SNR total dos canais. Porém, o eletrodo VP e a matriz mostraram desvios padrões maiores quando comparado com o eletrodo OT, ou seja, as médias dos canais das N aquisições dos eletrodos concebidos apresentaram uma maior dispersão.

Na Figura 34 é apresentado o gráfico Bland-Altman para a FPM com o sinal de CVIM. O viés médio se aproxima de zero (4,48), ou seja, as diferenças da FPM entre os métodos são pequenas. As médias entre os dois métodos estão dentro dos limites superiores e inferiores de concordância (39,5 e -29,8 respectivamente). Na Figura 35 é visto o gráfico de Bland-Altman

para o FPM com o sinal de 60% da CVIM. Nesse gráfico o viés médio é de 7,26 e 14 médias estão dentro dos limites (31,2 a - 16,6), esse gráfico apresentou um valor atípico, fora do limite superior ou inferior. As diferenças entre os dois eletrodos respeitam o limite de 95% de confiança. Desta forma, o eletrodo OT e o VP demonstram ter um comportamento similar quando se refere aos valores do estimador FPM.

Conforme a tabela 4, os valores do estimador de frequência de potência mediana dos 15 canais do eletrodo vetor e da matriz proposta apresentaram valores próximos do eletrodo modelo e dos compreendidos na literatura [1]. Não houve um aumento significativo nas médias das FPM dos canais entre a contração voluntária isométrica máxima e a submáxima de 60%. Assim como não houve diferença significativa entre o desvio padrão dos eletrodos concebidos quando comparado com o desvio padrão do eletrodo OT, apresentando uma dispersão próxima de valores de FPM entre os eletrodos.

Os sinais múltiplos de 60 Hz podem ser observados na Figura 28, possível fato justificado pela interferência do circuito inversor do aparelho nobreak utilizado. No estimador de frequência de potência mediana não foram encontradas diferença significativa visual entre os valores dos eletrodos propostos e o valor do eletrodo da empresa OT Bioelettronica, conforme tabela 4, assim como o confronto desses valores com os da literatura [1]. Esse estimador é considerado um possível indicativo de fadiga muscular localizada, devido o aumento da potência do sinal eletromiográfico nas baixas frequências e o aumento do recrutamento das unidades motoras. Provavelmente o não surgimento da fadiga muscular localizada pode ser explicado pelo tempo de contração não ser suficiente para gerar uma fadiga perceptível a esse parâmetro [29].

Na Figura 30 podemos destacar a média total da FPM de cada eletrodo nas duas contrações, contração voluntária isométrica máxima e na submáxima de 60%. Os valores da FPM dos eletrodos propostos mostram média total e desvio padrão próximos com os valores do eletrodo OT. Ou seja, o estimador de FPM dos eletrodos concebidos mostrou semelhança com o estimador do eletrodo OT.

Na tabela 5 apresenta as médias do estimador RMS dos três eletrodos. Na investigação dos eletrodos OT e VP, os valores das médias do RMS dos 15 canais do vetor VP foram relativamente próximos do vetor OT, tanto para a contração voluntária isométrica máxima quanto para a submáxima de 60%. As médias do estimador RMS totais dos eletrodos (OT, VP e da matriz) na contração voluntária isométrica máxima foram superiores quando comparadas

com a submáxima de 60% da CVIM (Figura 31). Pode ser justificado pelo recrutamento de unidades motoras na CVIM serem maior do que na submáxima [1, 3]

Na investigação do eletrodo matriz proposto, podemos constatar as médias do RMS dos 15 canais da matriz superiores quando comparado com as médias dos eletrodos vetores. Nas contrações voluntárias isométricas máximas a média total da matriz foi próxima de 50% maior quando comparada com os vetores. Na contração submáxima de 60% a média total do RMS da matriz foi próxima de 33% maior quando comparada com os vetores (Figura 31). Essas diferenças podem ser consequência do formato em disco dos contatos elétricos da matriz e pela distância inter-eletródica na matriz ser maior que nos vetores, conforme descrito na metodologia da confecção dos eletrodos. De acordo com [3] a disposição e o formato dos contatos elétricos de um eletrodo de EMG-S pode interferir no comprimento da banda passante e na amplitude do sinal.

Na Figura 36 é apresentado o gráfico Bland-Altman para a RMS com o sinal de CVIM para os eletrodos VP e OT. O viés médio se aproxima de zero (0,0208), ou seja, as diferenças do RMS entre os métodos são pequenas. As médias entre os dois métodos estão dentro dos limites superiores e inferiores de concordância (0,112 e - 0,0702 respectivamente). Na Figura 37 é visto o gráfico de Bland-Altman para o RMS com o sinal de 60% da CVIM, nesse gráfico o viés médio é de - 0,00398 e 14 médias estão dentro dos limites (0,0507 a - 0,0586) esse gráfico apresentou um valor atípico, fora do limite superior ou inferior. As diferenças entre os dois eletrodos respeitam o limite de 95% de confiança. Desta forma, o eletrodo OT e o VP demonstram ter um comportamento similar quando se refere aos valores do estimador RMS.

6 CONCLUSÕES

A utilização da técnica de prototipagem rápida por meio de impressora 3D mostrou-se uma alternativa viável para a confecção do eletrodo vetor proposto. Também a técnica que utiliza circuito impresso adotada na concepção da matriz de eletrodos ofereceu flexibilidade, resistência física e fácil manuseio. Neste contexto, as propriedades dos materiais utilizados juntamente com as técnicas aplicadas nessa pesquisa, trazem possibilidades interessantes para confecção de eletrodos personalizados de EMG-S. Além disso, o custo financeiro para a concepção dos eletrodos propostos foi relativamente baixo, o que proporciona uma economia financeira interessante na concepção de eletrodos de EMG-S.

O eletrodo vetor proposto é coerente e pode ser um possível substituto do eletrodo da empresa OT Bioelettronica, pois mostrou-ser similar ao eletrodo OT nas estruturas, dimensões físicas e nas comparações dos estimadores (SNR, FPM e RMS) estudados. Os gráficos utilizando o método de Bland-Altman mostraram concordância entre o eletrodo OT e o eletrodo VP. A metodologia empregada na confecção do eletrodo vetor proposto abre possibilidades de utilização para confecção de inúmeros outros modelos de eletrodos para diferentes regiões anatômicas do corpo, trazendo uma alocação mais consistente do eletrodo ao músculo em estudo.

A matriz de eletrodos, apesar de não ter sido comparada com um eletrodo similar, mostrou-se enquadrada como um eletrodo de eletromiografia de superfície comumente encontrado na literatura, no que diz respeito aos estimadores SNR, FPM e RMS. A metodologia adotada para a concepção da matriz de eletrodos traz especificações interessantes para outros modelos de eletrodo de EMG-S. A aplicação do circuito impresso flexível como uma folha de papel comum, o método de projetar o *layout* por um *software* relativamente simples e em seguida ser transportado para o circuito impresso por uma impressora a laser comum, mostra uma mobilidade curiosa para confecção de outros eletrodos pertinentes.

Dessa forma, as metodologias para concepção de eletrodos propostas no presente estudo mostraram-se uma alternativa positiva para a confecção de eletrodos de vetor e matriz e ainda abrem precedente para que novos modelos de eletrodos sejam customizados com finalidades específicas. Novos estudos são necessários para validação dos sinais obtidos por

meio de ambos os modelos de eletrodos propostos bem como estudos com a finalidade de confeccionar e validar outros modelos de eletrodos.

7 TRABALHOS FUTUROS

Como trabalhos futuros sugerem-se os seguintes:

- O estudo de outros formatos de eletrodos de EMG-S para as diferentes regiões anatômicas do corpo humano. Dois exemplos de eletrodos customizáveis são apresentados nas Figuras 38 e 39.
- O estudo da densidade da estrutura de um eletrodo de EMG-S com o intuito de ter uma pressão mais homogênea em toda extensão do eletrodo contra a pele.
- O estudo para melhorar a blindagem dos cabos dos eletrodos de EMG-S com anseio de diminuir as perdas de sinais elétricos.
- A análise da velocidade de condução dos potenciais de ação dos sinais adquiridos pelos eletrodos de EMG-S concebidos.

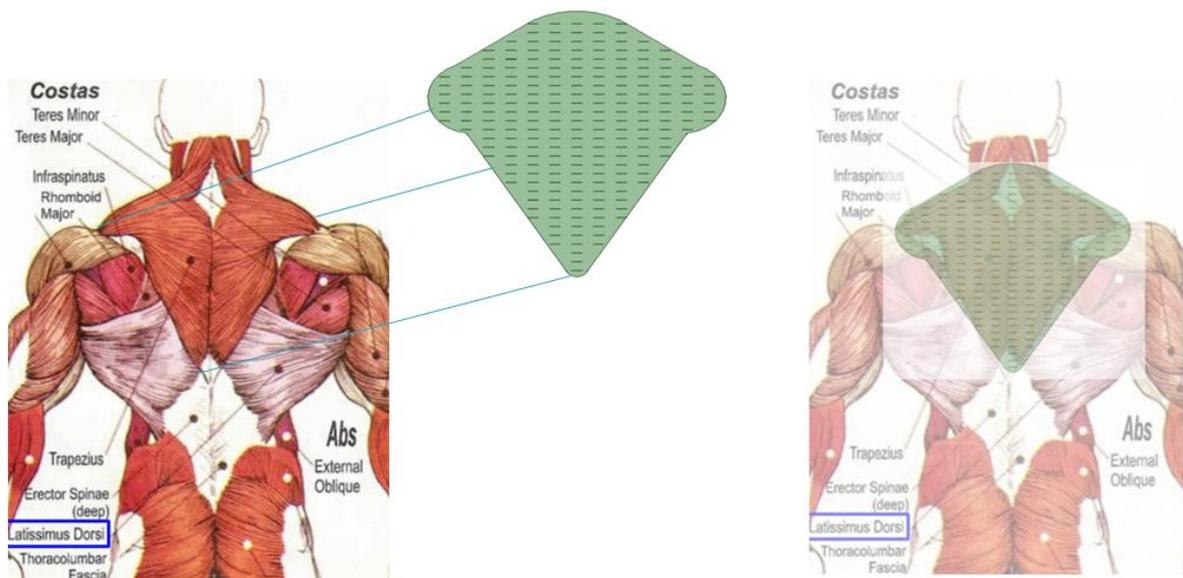


Figura 38: Representação do músculo trapézio, um eletrodo customizável e a sobreposição do eletrodo no músculo.

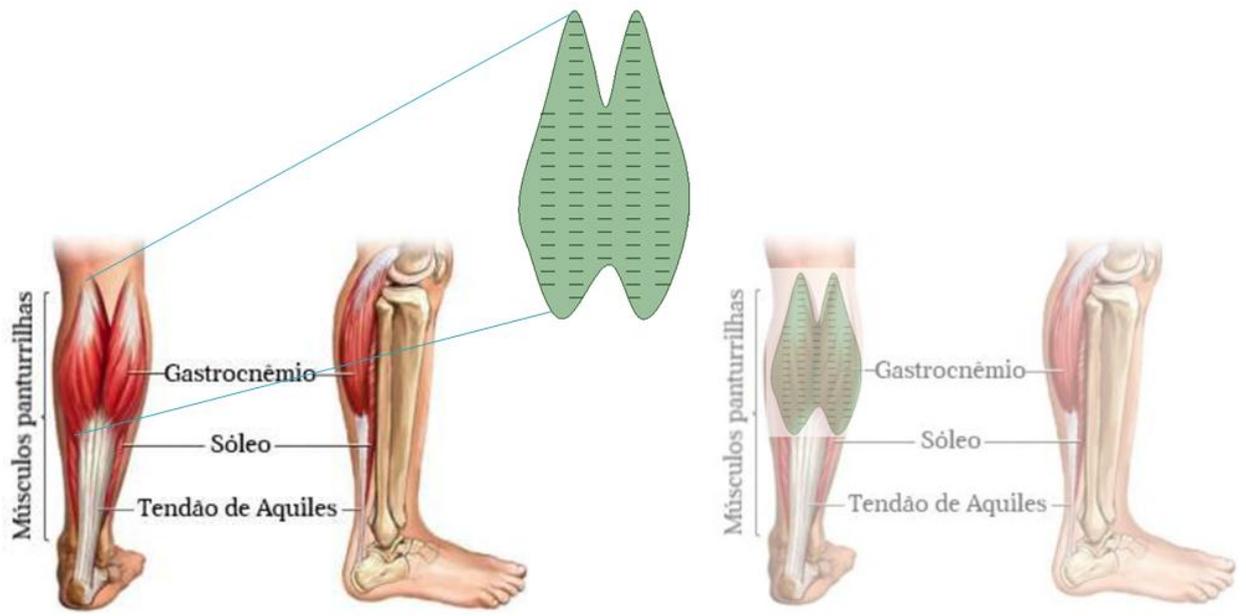


Figura 39: Representação do músculo gastrocnêmio, um eletrodo personalizado e a sobreposição do eletrodo no músculo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. Muscles alive: their functions revealed by electromyography. Williams&Wilkins, 1985.
- 2 R. Merletti and C. J. De Luca, “New techniques in surface electromyography,” in Computer Aided Electromyography and Expert Systems, J. E. Desnedt, Ed. Elsevier, 1989.
- 3 MERLETTI, R.; PARKER, P. A. Electromyography – Physiology. Engineering and Non-Invasive Applications. IEEE Press Series on Biomedical Engineering. Metin Akay. Series Editor. 2004.
- 4 GALVANI, L.; GREEN, R. M. Tradução. Original em italiano. Commentary on the Effect of Electricity on Muscular Motion. Cambridge: MA, 1953.
- 5 VOLTA, A. Mommoria prima sull eletricitia animale. In: Collezione dell’Opere II. Florence. Italy: G. Piatti. 1792
- 6 DU BOIS, R. E. Untersuchungen ueber thiersiche electricitae. (vol.2. arte 2). Berlin: Teimer-verlag, 1849.
- 7 CRAM, J. R. The History of Susface Eletromyography. In: Applied Psychophysiology and Biofeedback. v. 28, n. 2, 2003.
- 8 FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, R. M. The extraction of neural strategies from the surface EMG. J Appl Physiol. 2004. 96: 1486 – 1495.
- 9 DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of Applies Biomechanics, Champaignn. v. 13, p. 135-163. 1997.
- 10 DELSYS. Neuromuscular Research Center. Boston University. Disponivel em: <http://www.delsys.com/library/papers>>. Acesso em: 31 março 2006.
- 11 WINTER, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. 2.ed. Toronto: Wiley Interscience, 1990.
- 12 DUCHENE, J.; GOUBEL, F. Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events. Critical reviews in Biomedical Engineering, New York. v. 21, n. 4, p. 313-397. 1993.
- 13 GERDLE, B. Karlsson. S., Day S. and Djupsjöbacka M., Acquisition. Processing and Analysis of the Surface Electromyogram. Modern Techniques in Neuroscience. Chapter 26: 705-755. Eds: Windhorst U and Johansson H. Springer Verlag. Berlin. 1999.
- 14 HERMENS, H. J. et al. Seniam: european recommendations for surface electromyography. Roessingh Research and development. 1999.

- 15 ROBERTSON, D. G. E.; CALDWELL, G. E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S. N. *Research Methods in Biomechanics*. United States: Human Kinetics, 2004.
- 16 ENOKA, R. M. *Bases neuromecânicas da cinesiologia*. São Paulo: Manole, 2000.
- 17 HERMENS, H. J.; FRERIKS, B., Development of. Recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 10(5): 361-74, 2000.
- 18 ALEXANDER, C. K.; SADIKU, M. N. O., *Fundamentos de circuitos elétricos*. Porto Alegre, RS: Bookman, 2003.
- 19 Galvani L., Dell 'e OSU dell ATTIVITA dell 'arco conduttore nelle contrazioni dei Muscoli. 1794.
- 20 Dibner. Berna. Alessandro Volta e da bateria elétrica. New York: Watts. 1964
- 21 Gabriel Finkelstein. Emil Du Bois-Reymond: Neuroscience. Self. and Society in Nineteenth-Century Germany. Livro: 2013
- 22 <http://loja.3m.com.br/>. Figuras de eletrodos. Acesso em: novembro de 2015.
- 23 www.lisin.polito.it. Figuras de eletrodos. Acesso em: novembro de 2015.
- 24 SILVA, Jessé da. Revista Ferramental. Disponível em: <http://pt.wikipedia.org/wiki/Impress%C3%A3o_3D>. Acesso em: novembro de 2015.
- 25 Roy, S. H. De Luca C. J. Schneider J. Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. *J Appl Physiol* 61, 1510-1517. 1986.
- 26 MERLETTI, R.; AVENTAGGIATO, M.; BOTTER, A.; HOLOBAR, A.; MARATEB, H.; VIEIRA, T. M. Advances in Surface EMG: Recent Progress in Detection and Processing Techniques. *Crit Rev Biomed Eng* 38:305-345.
- 27 MERLETTI, R.; FARINA, D.; GAZZONI, M. The linear electrode array: a useful tool with many applications. *Jornal de Eletromiografia e Cinesiologia*. 2003.
- 28 BONATO, P.; ALESSIO, T. D.; KNAFLITZ, M. A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait. *Biomedical Engineering. IEEE Transactions*, v. 45, n. 3, pp. 287-299. 1998.
- 29 FARINA, D.; MERLETTI, R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *J. Appl. Physiol*, v. 10, pp. 337-349. 2000.

- 30 MORITANI, T. Moritani; STEGEMAN, D. F.; MERLETTI, R. Basic physiology and biophysics of the EMG signal generation. In: MERLETTI, R.; PARKER, P. A. Electromyography: Physiology. Engineering. and Noninvasive Applications. Eds. Hoboken, pp. 1-25. New Jersey: John Wiley e Sons, 2004.
- 31 RAINOLDI, A.; MELCHIORRI, G.; CARUSO, I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *J. Neurosci. Meth.*, v. 134, pp. 37-43. 2004.
- 32 SOARES, F. Processamento de Sinais Eletromiográficos de Superfície Utilizando Técnicas de Processamento de Imagens. Universidade de Brasília. Departamento de Engenharia Elétrica. Brasília, 2013.
- 33 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. *Clin. Biomech.*, v. 24., pp. 122-134. 2009.
- 34 BERNADES, Wellington M. S.; ANDRADE, Isabelle C.; SANTOS, Liedson O.; ANDRADE, Adriano O. Decomposição e análise de sinais eletromiográficos. Universidade Federal de Uberlândia – UFU, 2007.
35. PHINYOMARK, A.; LIMSAKUL, C.; PHUKPATTARANONT, P. A Novel Feature Extraction for Robust EMG Pattern RECOGNITION. *Journal of Computing*, v. 1, Issue 1, ISSN: 2151-9617, dec. 2009.
- 36 EKSBERG, S. Avaliação dos dados método de comparação. *Clin. Chem.* 27:1311-2 [PubMed]. 1981.
- 37 ALTMAN, D. G.; BLAND, J. M. Medição na medicina: a análise de estudos de comparação de métodos. *Estatístico*, 32: 307-17.10,2307 / 2.987.937 [Cruz Ref]. 1983.
- 38 <http://www.otbioelettronica.it/index.php?lang=en>. Figuras de eletrodos.
- 39 ANDRADE, M. M. Análise dos sinais eletromiográficos nos domínios do tempo, do tempo-frequência e de Wavelet da fadiga muscular em cicloergômetro. Universidade de Brasília. Brasília, 2006.
- 40 SOARES, F. A. Estudo do comportamento das variáveis eletromiográficas ao longo do ciclo menstrual. Universidade de Brasília. Brasília, 2007.
- 41 SALOMONI, S. Efeito das diferenças entre gêneros e do ciclo menstrual feminino na fadiga e seus reflexos nas variáveis do sinal eletromiográfico de superfície. Master's thesis. Universidade de Brasília. Brasília, 2008.
- 42 BASMAJIAN, J. V.; LUCA, C. J. D. *Muscles alive*. Williams & Wilkns, 1985.
- 43 TRONTELI, J. V.; JABRE, J.; MIHELIN, M. Needle and wire detection techniques. In: MERLETTI, R.; PARKER, P. A. *Electromyography – Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. Eds. Hoboken, pp. 27-46. New Jersey: John Wiley & Sons, 2004.

- 44 FARINA, D.; MERLETTI, R.; STEGEMAN, D. F. Biophysics of the generation of EMG signals. In: MERLETTI, R.; PARKER, P. A. *Electromyography – Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. Eds. Hoboken, pp. 81-105. New Jersey: John Wiley & Sons, 2004.
- 45 MERLETTI, R.; AVENTAGGIATO, M.; BOTTER, A.; HOLOBAR, A.; MARATEB, H.; VIEIRA, T. M. Advances in surface EMG: recent progress in detection and processing techniques. *Crit. Rev. Biomed Eng.*, v. 38, pp. 305–345. 2010.
- 46 MASUDA, T.; MIYANO, H.; SANDOYAMA, T. The position of innervation zones in the biceps brachii investigated by surface electromyography. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, v. 32, pp. 36-42. 1985.
- 47 MCGILL, K. C.; LATEVA, Z. C.; MARATEB, H. R. Marateb. EMGLAB: an interactive EMG decomposition program. *J. Neurosci. Meth.*, v. 149, pp. 121-133. 2005.
- 48 DUMITRU, D.; KING, J. C. Far-field potentials in muscle. *Muscle Nerve*, v. 14, pp. 981-989. 1991.
- 49 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, pp. 133-168. New Jersey: John Wiley & Sons, 2004.
- 50 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. *J. Neurophysiol.*, v. 88, pp. 991-1004. 2002.
- 51 SHENOY, P.; MILLER, K. J.; CRAWFORD, B; RAO, R. P. N. Online electromyographic control of a robotic prosthesis. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, v. 55, pp. 1128-1135. 2008.
- 52 FARINA, D.; MERLETTI, R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 10 (2000), v. 10, pp. 337-349. 2000.
- 53 MORITANI, T.; STEGEMAN, D. F.; MERLETTI, R. Basic physiology and biophysics of the EMG signal generation. In: MERLETTI, R.; PARKER, P. A. *Electromyography – Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. Eds. Hoboken, pp. 1-25. New Jersey: John Wiley & Sons, 2004.
- 54 RAINOLDI, A.; MELCHIORRI, G.; CARUSO, I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *J. Neurosci. Meth.*, v. 134, pp. 37-43. 2004.

- 55 HOLOBAR, A.; ZAZULA, D. Correlation-based decomposition of surface electromyograms at low contraction forces. *Med. Biol. Eng. Comput.*, v. 42, pp. 487-495. 2004.
- 56 Multichannel blind source separation using convolution kernel compensation. *IEEE T. Signal Proces*, v. 9, pp. 4487-4496. 2007.
- 57 LUCA, C. J. D.; ADAM, A.; WOTIZ, R.; GILMORE, L. D.; NAWAB, S. H. Decomposition of surface EMG signals. *J. Neurophysiol*, v. 96, pp. 1646-1657. 2006.
- 58 GONÇALVES, Vitor A. R. Projeto de eletrodos customizáveis com estudo de caso no músculo gastrocnêmio. Universidade de Brasília. Brasília, 2015.
- 59 SILVA, João Paulo L. da. Desenvolvimento de eletrodos e ferramenta para processamento de sinais eletromiográficos de superfície. Universidade de Brasília. Brasília, 2014.
- 60 MOURA, Igor L. B. de. Sistema para aquisição sem fio dos sinais de eletromiografia de superfície baseado no protocolo IEEE 802.15.4. Universidade de Brasília. Brasília, 2013.
- 61 MARCHETTI, PH; DUARTE M. Instrumentação em Eletromiografia. Laboratório de Biofísica. Apostila 2006

ANEXOS

ANEXO 1: RESUMOS CIENTÍFICOS PUBLICADOS DURANTE O CURSO DE MESTRADO

1. Tomé FB; Moura ILB; Teles FS; Júnior VR; Soares FA; Andrade MM. METODOLOGIA PARA CONCEPÇÃO DE ELETRODOS CUSTOMIZÁVEIS DE ELETROMIOGRAFIA ATRAVÉS DE IMPRESSORA 3D. Revista Brasileira de Ciências da Saúde-SUPLEMENTO maio/2014 - ISSN 1415-2177.
2. Tomé F.B; Teles F.S; Rocha-Júnior V.A; Moura I.L.B; Amvame G.D; Andrade M.M. DISPOSITIVO COM BIOFEEDBACK PARA CONTROLE DE CARGA EM EXERCÍCIOS COM RESISTÊNCIA ELÁSTICA. XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB 2014.
3. Moura ILB; Tomé FB; Almeida LC; Lopes JAL; Andrade MM; Soares FA. METODOLOGIA PARA CONCEPÇÃO DE PRÓTESES ATIVAS UTILIZANDO IMPRESSORA 3D. Revista Brasileira de Ciências da Saúde-SUPLEMENTO maio/2014 - ISSN 1415-2177.
4. Teles FS; Tomé FB; Moura ILB; Júnior VR; Soares FA; Andrade MM. COMPORTAMENTO DE PARÂMETROS ELETROMIOGRÁFICOS EM EXERCÍCIOS COM RESISTÊNCIA ELÁSTICA. Revista Brasileira de Ciências da Saúde-SUPLEMENTO maio/2014 - ISSN 1415-2177.
5. Fernanda S. Teles; Valdinar de A. Rocha-Junior; Maria C. Pereira; Lee E. Brown. FACSM; Filipe Tomé; Jake C. Do Carmo; Marcelino Andrade. Electromyography Pattern During Fatiguing Exercise Performed With Elastic And Constant Resistance. American College of Sports Medicine 2015 (somente aceito. o evento ocorrerá entre os dias 26 a 30 de maio de 2015).

ANEXO 2

DADOS DO SUJEITO			
Nome:			Código: S1
Estatura (cm):	Peso (kg):	Idade:	Sexo:
Praticante de esporte:		Qual esporte:	
DADOS DA COLETA			
Data:	Hora de Início:	Local:	
Aquisições:		Nome do arquivo:	
1º Eletrodo FT	S1_max_ft	S1_60_ft	S1_rep_ft
2º Eletrodo OT	S1_max_ot	S1_60_ot	S1_rep_ot
3º Eletrodo Matriz	S1_max_mt	S1_60_mt	S1_rep_mt
Observações:			

ANEXO 3: LISTA CHECKLIST

- Limpar áreas do eletrodo de referência e do arranjo de eletrodo utilizando álcool 46.2 INPM (54° GL) e algodão.
- Fixar eletrodo monopolar de gel como eletrodo de referência
- Aplicar água no ventre do músculo bíceps e nos contatos do eletrodo
- Fixar o eletrodo X no ventre muscular do bíceps
- Utilizar a bandagem elástica
- Desligar o nobreak
- Desacoplar o conector que carrega notebook
- Afastar todos os equipamentos de radio frequência da coleta
- Ligar os aparelhos e abrir o software
- Fazer testes sem gravar
- Coletar os 3 sinais CVIM, 60% e REP
- Desligar os equipamentos e fechar software
- Ligar o nobreak
- Retirar a bandagem e o eletrodo X
- Limpar área do bíceps com álcool e algodão
- Aplicar água no ventre do músculo bíceps e nos contatos do eletrodo
- Fixar o eletrodo Y no ventre muscular do bíceps
- Utilizar a bandagem elástica.
- Desligar o nobreak
- Ligar os aparelhos e abrir software
- Fazer teste sem gravar
- Coletar os 3 sinais CVIM, 60% e REP
- Desligar os equipamentos e fechar software
- Ligar o nobreak
- Retirar a bandagem e eletrodo Y
- Limpar área do bíceps com álcool e algodão
- Aplicar água no bíceps e nos contatos do eletrodo
- Fixar o eletrodo matriz
- Utilizar bandagem elástica.
- Desligar o nobreak

- Ligar os aparelhos e abrir software
- Fazer teste sem gravar.
- Coletar os 3 sinais CVIM. 60% e REP

ANEXO 4: ROTINA NO SOFTWARE MATLAB PARA EXTRAIR ESTIMADORE E GRÁFICOS DE EMG-S

```
clc;
clear all;
close all;

cd 'C:\Users\filipe\Documents\Mestrado\Projeto final\Aquisições\Nova
pasta\sujeitos'

load d10_rep_ft; % sinal em repouso
repouso = Data';
fs = SamplingFrequency;

clear SamplingFrequency Data Time Description OTBFile;

load d10_max_ft; % sinal de contração
contracao = Data';

clear SamplingFrequency Data Time Description OTBFile;
visualiza_emg16(repouso. 15. 'REPOUSO');
pause;
close;
visualiza_emg16(contracao. 15. 'CONTRAÇÃO');
p = round(length(repouso) / 2);

for i = 1 : 15;
    snr_repouso(i) = SNR(contracao(i. p - 3072 : p + 3071). repouso(i. p -
3072 :
p + 3071));
    freq_mediana_repouso(i) = freq_mediana(repouso(i. p - 3072 : p + 3071).
fs);
    rms_repouso(i) = rms2(repouso(i. p - 3072 : p + 3071));
    freq_mediana_contracao(i) = freq_mediana(contracao(i. p - 3072 : p +
3071).
fs);
    rms_contracao(i) = rms2(contracao(i. p - 3072 : p + 3071));
end

clc
freq_mediana_repouso = freq_mediana_repouso'
rms_repouso = rms_repouso'
freq_mediana_contracao = freq_mediana_contracao'
rms_contracao = rms_contracao'
snr_contracao_repouso = snr_repouso'
```

ANEXO 5: ROTINA NO SOFTWARE MATLAB PARA GERAR OS GRÁFICOS DE BLAND-ALTMAN

```
function blandaltman(vetA,vetB)
%Gera gráfico Bland-Altman do conjunto de dados vetA e vetB
close

%Calcula-se a média
media = (vetA+vetB)/2;

%calcula-se a diferença
dif = vetA-vetB;

%Calcula-se a média e desvio padrão da diferença
dif_media = mean(dif);
dif_sd = std(dif);
sup = dif_media + 2*dif_sd;
inf = dif_media - 2*dif_sd;

plot(media,dif,'ko')
title('Bland-Altman - RMS 60%')
xlabel('Média (M1+M2)/2')
ylabel('Diferença (M1-M2)')

hold on
line([min(media) max(media)], [dif_media
dif_media], 'Marker', '.', 'LineStyle', '-')
line([min(media) max(media)], [sup sup], 'Marker', '.', 'LineStyle', '--')
line([min(media) max(media)], [inf inf], 'Marker', '.', 'LineStyle', '--')
line([min(media) max(media)], [0 0], 'Marker', '.', 'LineStyle', '--')
text(max(media)*.965, dif_media-.05*(sup-inf), num2str(dif_media,3))

text(max(media)*.965, sup+.05*(sup-inf), num2str(sup,3))

text(max(media)*.965, inf-.05*(sup-inf), num2str(inf,3))

axis([min(media) max(media) inf-.1*(sup-inf) sup+.1*(sup-inf)])
```