



Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA
Engenharia Eletrônica

Projeto de eletrodos customizáveis com estudo de caso no músculo gastrocnêmio

Autor: Vitor Augusto Reis Gonçalves
Orientador: Dr. Fabiano Araújo Soares

Brasília, DF
2015



Vitor Augusto Reis Gonçalves

Projeto de eletrodos customizáveis com estudo de caso no músculo gastrocnêmio

Monografia submetida ao curso de graduação em (Engenharia Eletrônica) da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Engenheiro Eletrônico.

Universidade de Brasília - UnB

Faculdade UnB Gama - FGA

Orientador: Dr. Fabiano Araújo Soares

Brasília, DF

2015

Vitor Augusto Reis Gonçalves

Projeto de eletrodos customizáveis com estudo de caso no músculo gastrocnêmio/ Vitor Augusto Reis Gonçalves. – Brasília, DF, 2015-
46 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Dr. Fabiano Araújo Soares

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA , 2015.

1. Palavra-chave01. 2. Palavra-chave02. I. Dr. Fabiano Araújo Soares. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Projeto de eletrodos customizáveis com estudo de caso no músculo gastrocnêmio

CDU 02:141:005.6

Vitor Augusto Reis Gonçalves

Projeto de eletrodos customizáveis com estudo de caso no músculo gastrocnêmio

Monografia submetida ao curso de graduação em (Engenharia Eletrônica) da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Engenheiro Eletrônico.

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 11 de julho de 2015:

Dr. Fabiano Araújo Soares
Orientador

Dr. Marcelino Monteiro de Andrade
Convidado 1

Dra. Maria Cláudia Pereira
Convidado 2

Brasília, DF
2015

Agradecimentos

Agradeço aos meus pais e irmã Luiz Carlos, Maria de Fátima e Marina Reis pelo apoio incondicional, paciência, sacrifícios e suporte nas horas de dificuldade. Sem eles não teria chegado onde estou.

Ao professor e orientador Dr. Fabiano Araújo Soares, ao professor Dr. Jake do Carmo e à professora Dra. Maria Cláudia Pereira pela orientação, incentivo e ajuda prestados na realização deste trabalho.

Ao professor Alexandre Sérgio de Araújo Bezerra pela disponibilidade e auxílio com a aquisição das imagens de ultrassom e ao aluno Antônio Bittar pela prestatividade em ajudar no projeto.

Finalmente, gostaria de agradecer imensamente a todos os amigos e colegas que fiz durante o curso, os quais foram imprescindíveis durante minha caminhada e tenho todos em muita alta estima. Em especial à Hugo Borges, Vitor Magalini, Wagner Talarico, Matheus Oliveira, Marlon Portugal, Gian Oliveira, Lays Alves, Guilherme Casseiro, Walesson Aragão, Wellington Junio, Wallysson Bruno, Luiz Eduardo, Luis Bonifácio e Yasmin Lobo.

”Eu não creio que exista algo mais emocionante para o coração humano do que a emoção sentida pelo inventor quando ele vê alguma criação da mente se tornando algo de sucesso. Essas emoções fazem o homem esquecer comida, sono, amigos, amor, tudo.”

–Nikola Tesla

Resumo

Este trabalho propôs desenvolver uma metodologia de construção de eletrodos customizáveis e analisar o desempenho destes na aquisição de sinais eletromiográficos para o músculo gastrocnêmio, verificando se com eles há uma melhora na qualidade do sinal adquirido e comparando sua performance com outros dois eletrodos. Em seguida, expôs-se uma metodologia para confecção do eletrodo através da análise de imagens obtidas com ultrassom e impressão do modelo em 3D. O trabalho demonstrou que os eletrodos customizáveis obtiveram resultados similares aos vetores padrão não fornecendo uma melhora na qualidade do sinal.

Palavras-chaves: eletromiografia de superfície. ultrassom. eletrodos customizáveis.

Abstract

This paper aimed to develop a methodology for the construction of customizable electrodes and to analyze the performance of these electrodes in the acquisition of electromyographic signals for the gastrocnemius muscle, checking if with these electrodes there is an improvement in the quality of the signal acquired by comparing its performance with two other electrodes. It set up a methodology for the electrode manufacturing through the analysis of ultrasound images and 3D model printing. The study showed that customizable electrodes obtained similar results to standard vector electrodes, not providing an improvement in signal quality.

Key-words: surface electromyography. ultrasound. customizable electrodes.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Estados relaxado e contraído das fibras musculares, adaptado de (1) . . .	15
Figura 2 – Esquemático de duas unidades motoras inervando fibras musculares diferentes	16
Figura 3 – MUAP detectado por um eletrodo de agulha concêntrica, adaptado de (2)	17
Figura 4 – Esquemático da configuração monopolar para aquisição de sinais	18
Figura 5 – Esquemático Configuração DS e DD, adaptado de (3)	18
Figura 6 – a) Magnitude da impedância eletrodo-pele a diferentes frequências. b) Valor RMS do ruído entre dois eletrodos com diferentes tratamentos de pele, adaptado de (4)	20
Figura 7 – Estimativa da CV como função do ângulo de inclinação em gravações DD e IB ² (a e b, respectivamente) para diferentes espessuras de gordura. MNF e amplitude pico a pico nas mesmas condições da CV (c-f). Espessura de gordura varia de 0.5mm a 4.5mm com passos de 1mm. Profundidade dentro do músculo é 2mm, espessura da pele é 1mm, IED de 10mm e a fibra é infinita. Adaptado de (5)	21
Figura 8 – Músculos da perna visão posterior adaptado de (6)	23
Figura 9 – Movimento no a) plano sagital na articulação talocrural b) movimento de rotação do pé na articulação talocalcaneonavicular adaptado de (6)	24
Figura 10 – Ultrassom ACUSON X300, Siemens	27
Figura 11 – Transdutor Linear VF 13-5, Siemens	27
Figura 12 – Imagem obtida com o ultrassom ACUSON X300 do músculo gastrocnêmio cabeça lateral	28
Figura 13 – Imagem obtida com o ultrassom ACUSON X300 do músculo gastrocnêmio cabeça medial	28
Figura 14 – Medidas feitas com software RadiAnt DICOM Viewer para o músculo gastrocnêmio cabeça lateral	29
Figura 15 – Medidas feitas com software RadiAnt DICOM Viewer para o músculo gastrocnêmio cabeça medial	30
Figura 16 – Modelo de eletrodo projetado para o músculo gastrocnêmio cabeça lateral	30
Figura 17 – Modelo de eletrodo projetado para o músculo gastrocnêmio cabeça medial	31
Figura 18 – Impressora 3D utilizada na confecção dos eletrodos	31
Figura 19 – Eletrodos desenvolvidos para o músculo gastrocnêmio cabeça medial à esquerda e cabeça lateral à direita	32
Figura 20 – Eletromiógrafo EMG-USB MULTICHANNEL SURFACE EMG ACQUISITIONS SYSTEM - OT Bioelettronica, Turim, Itália.	34

Figura 21 – Tela inicial Software OT BioLab 2.0, Turim, Itália.	34
Figura 22 – Tela inicial da ferramenta desenvolvida em Matlab para processamento dos sinais	35
Figura 23 – Arranjo linear de 16 eletrodos com distância intereletrodica de 5 mm da OTBioelettronica	36
Figura 25 – Relação Sinal Ruído do sinal para o vetor OTBioelettronica para o músculo gastrocnêmio lateral durante uma contração dinâmica	37
Figura 26 – Arranjo linear de 16 eletrodos com distância intereletrodica de 10 mm desenvolvido por Silva (7)	37
Figura 28 – Relação Sinal Ruído do sinal para o vetor desenvolvido por Silva (7) para o músculo gastrocnêmio lateral durante uma contração dinâmica	38
Figura 30 – Relação Sinal Ruído do sinal para o vetor desenvolvido para o músculo gastrocnêmio lateral durante uma contração dinâmica	39
Figura 32 – Relação Sinal Ruído do sinal para o vetor OTBioelettronica para o músculo gastrocnêmio medial durante uma contração dinâmica	40
Figura 34 – Relação Sinal Ruído do sinal para o vetor desenvolvido por Silva (7) para o músculo gastrocnêmio medial durante uma contração dinâmica	41
Figura 36 – Relação Sinal Ruído do sinal para o vetor customizado desenvolvido para o músculo gastrocnêmio medial durante uma contração dinâmica	42
Figura 37 – Desenho feito usando o software CATIA do suporte com dois eletrodos lineares fixos	43

Lista de tabelas

Tabela 1 – Relação mudança estimadores e atividade para uma contração dinâmica isométrica	25
Tabela 2 – Número de canais e SNR para os músculos gastrocnêmio lateral e medial para cada eletrodo	41

Lista de abreviaturas e siglas

ARV	Average Rectified Value, Valor Retificado Médio.
CV	Conduction Velocity, Velocidade de Condução.
DD	Double Differential, Diferencial Duplo.
EMG	Eletromiografia.
IB ²	Inverse Binomial Filter of order 2, Filtro Binomial Inverso de segunda ordem
IED	Interelectrode Distance, Distância Intereletródica.
MDF	Median Frequency, Frequência Mediana.
MNF	Mean Frequency, Frequência Média.
MU	Motor Unit, Unidade Motora.
MUAP	Motor Unit Action Potential, Potencial de Ação da Unidade Motora
RMS	Root Mean Square, Valor Eficaz.
S-EMG	Surface Electromyography, Eletromiografia de Superfície.
SENIAM	Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles.
DS	Diferencial Simples.
SNR	Signal to Noise Ratio, Razão Sinal Ruído.

Sumário

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	Objetivos	13
1.1.1	Objetivos Gerais	13
1.1.2	Objetivos Específicos	14
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	15
2.1	Eletromiografia e fisiologia do sinal	15
2.2	Formas de aquisição de sinais eletromiográficos	16
2.3	Tipos de eletrodos	17
2.4	Fatores externos que influenciam o sinal	19
2.5	O projeto SENIAM	21
2.6	Cinesiologia dos membros inferiores	22
2.7	Processamento do Sinal de EMG	22
3	MATERIAIS E MÉTODOS	26
3.1	Métodos	26
3.1.1	Determinação do formato do eletrodo	26
3.1.2	Confecção do Eletrodo	28
3.1.3	Aquisição e processamento do Sinal Eletromiográfico	30
3.2	Materiais	32
3.2.1	Determinação do formato do eletrodo	32
3.2.2	Confecção do eletrodo	32
3.2.3	Aquisição do Sinal Eletromiográfico	33
3.2.4	Processamento do Sinal Coletado	34
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	36
4.1	Aquisição de dados com o eletrodo para o gastrocnêmio lateral	36
4.2	Aquisição de dados com o eletrodo para o gastrocnêmio medial	38
5	CONCLUSÃO	44
	Referências	45

1 Introdução

A eletromiografia consiste na captura e análise de sinais elétricos gerados nas fibras musculares quando da ativação das mesmas. O estudo destes sinais permite compreender certas características dos músculos tais como: quais músculos estão atuando e seu nível de ativação em um determinado movimento, inferir nível de fadiga muscular, entre outros (8).

Atualmente, a aquisição destes sinais pode ser feita de duas formas distintas: a invasiva e a não invasiva, cada uma com suas vantagens e desvantagens. Neste trabalho, será oferecido uma breve explicação sobre cada um dos métodos, mas será utilizada a aquisição de sinais de forma não invasiva. Esta metodologia oferece o benefício de causar um menor desconforto ao indivíduo além de fornecer uma visão de uma área maior no músculo.

Eletrodos lineares convencionais possuem uma distribuição uniforme ao longo de seu eixo e por isso, podem pegar sinais próximos a regiões tendíneas e zonas de inervação, as quais não são interessantes. Como a geometria das fibras é diferente para cada músculo e, uma vez conhecida a porção muscular de interesse, vetores de eletrodos anatômicos que respeitem a geometria da fibra podem oferecer uma melhora na aquisição do sinal através de um melhor aproveitamento dos canais do eletrodo. Propõe-se desenvolver uma metodologia de construção de eletrodos customizáveis e analisar o desempenho destes eletrodos, os quais possuiriam uma densidade maior nas zonas de interesse, comparando os resultados à matrizes de eletrodos convencionais.

Este trabalho está organizado da seguinte maneira: Primeiramente, será feita uma revisão teórica sobre a origem do sinal eletromiográfico, suas formas de aquisição, fatores externos que influenciam o sinal, cinesiologia do músculo em estudo e os estimadores utilizados para analisar os sinais eletromiográficos. Em seguida, será apresentado a metodologia para criação do eletrodo e para captura do sinal. Por fim, os resultados obtidos serão expostos e discutidos finalizando com as considerações finais a respeito deste trabalho.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivos Gerais

Confecionar um arranjo de eletrodos flexível que se adeque à geometria do músculo utilizando materiais de baixo custo e de fácil aquisição bem como avaliar o sinal obtido com o arranjo de eletrodos desenvolvido, comparando os sinais obtidos com o vetor de 16

canais da OT Bioelettronica e com o eletrodo desenvolvido por Silva (7).

1.1.2 Objetivos Específicos

- Realizar um estudo bibliográfico das soluções atuais, assim como suas vantagens e limitações para idealizar a concepção de um eletrodo para eletromiografia de superfície;
- Propor uma metodologia para confecção de eletrodos customizáveis;
- Confeccionar um eletrodo customizado para aquisição do sinal de S-EMG no músculo gastrocnêmio;
- Analisar os sinais coletados com o novo arranjo e verificar se realmente há ganho significativo de informação ou resolução em relação aos eletrodos convencionais;

2 Revisão Bibliográfica

2.1 Eletromiografia e fisiologia do sinal

A eletromiografia consiste em técnicas de aquisição de sinais elétricos produzidos nas membranas celulares das fibras musculares. Para entender completamente um sinal eletromiográfico é necessário compreender como este é gerado nos músculos.

O processo de início e execução da contração muscular ocorre da seguinte forma: um potencial de ação viaja ao longo do nervo motor até o seu fim nas fibras musculares. A cada final do nervo, este secreta uma pequena quantidade de substância neurotransmissora (acetilcolina) a qual age na junção neuro-muscular abrindo vários canais chaveados por esta substância. Isto permite a difusão de uma grande quantidade de íons de sódio para o interior da membrana da fibra muscular, causando uma despolarização local e iniciando um potencial de ação na membrana, o qual propaga-se ao longo da membrana da fibra muscular da mesma forma que propaga nas membranas das fibras nervosas. Este potencial despolariza, então, a membrana muscular fazendo com que o retículo sarcoplasmático libere grandes quantidades de íons de Cálcio, os quais estavam armazenados neste retículo. Estes íons de Cálcio iniciam forças de atração entre os filamentos de actina e miosina, fazendo com que eles deslizem entre si (Figura 1). Este deslizamento corresponde ao processo de contração. A contração muscular encerra com a remoção dos íons Cálcio de volta para o retículo sarcoplasmático (1).

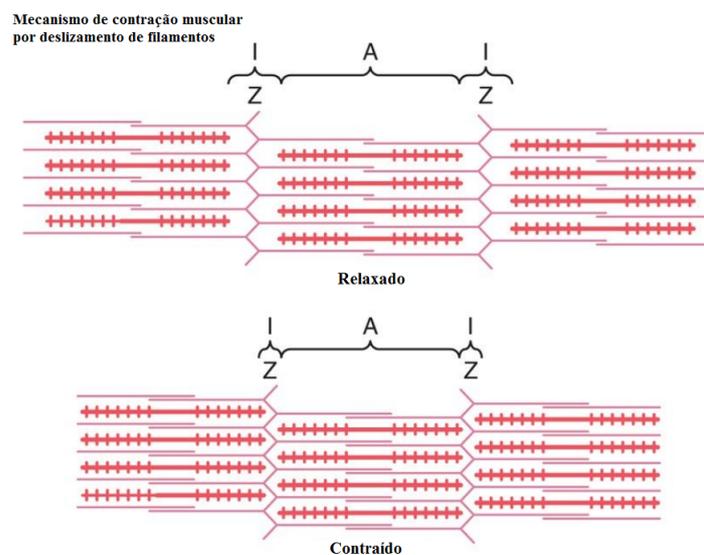


Figura 1 – Estados relaxado e contraído das fibras musculares, adaptado de (1)

Uma unidade motora (MU - da sigla em inglês *Motor Unit*) consiste de um neurônio motor- α na medula espinhal e as fibras que este inerva (8). Assim, durante a contração

de um músculo esquelético, diferentes unidades motoras são ativadas gerando potenciais de ação nas fibras musculares inervadas por elas (MUAP - do inglês *Motor Unit Action Potential*), fazendo com que os músculos acionados se contraíam.

Um esquemático da representação das MU's pode ser visto na figura 2

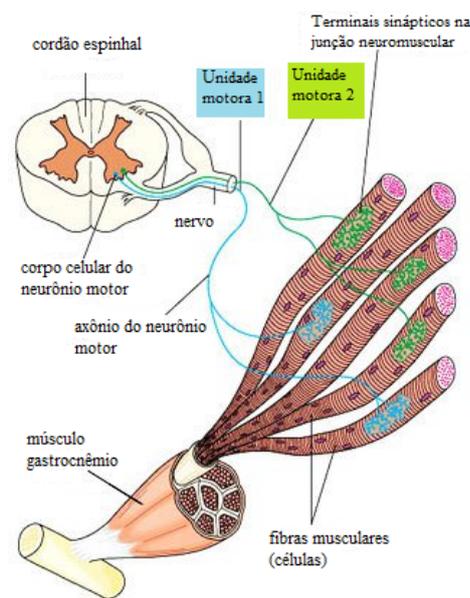


Figura 2 – Esquemático de duas unidades motoras inervando fibras musculares diferentes

O nível de força exercido em contrações voluntárias depende do recrutamento de unidades motoras e a taxa de disparo com que estas são acionadas. Quanto maior o número de unidades motoras recrutadas e sua taxa de disparo, maior será a força exercida (8).

O sinal eletromiográfico é composto pela soma dos diversos potenciais de ação gerados pelas unidades motoras. A velocidade de propagação destes potenciais de ação na fibra muscular é chamada de velocidade de condução (CV - da sigla em inglês *Conduction Velocity*) e a atividade elétrica do músculo é determinada pelo número de MU's recrutadas e pela sua taxa de disparo, assim, é possível estabelecer uma relação entre o sinal eletromiográfico gerado e a força exercida (8).

2.2 Formas de aquisição de sinais eletromiográficos

Para a captura do sinal EMG existem dois métodos: o invasivo e o não-invasivo. O método invasivo é feito com a utilização de agulhas inseridas no músculo a ser estudado e oferece a possibilidade de estudar o potencial de ação de uma única MU devido a agulha ter uma alta seletividade em sua área de gravação, registrando sinais muito próximos a esta área com maior amplitude e, conforme o distanciamento da área de gravação, há uma diminuição na amplitude do sinal (Figura 3) (9).

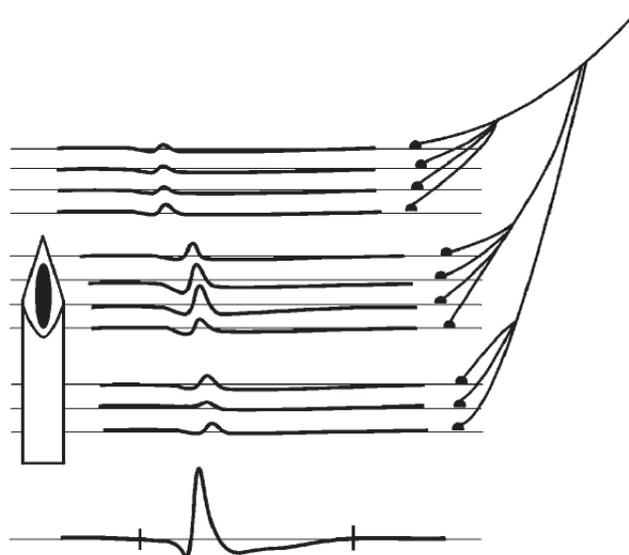


Figura 3 – MUAP detectado por um eletrodo de agulha concêntrica, adaptado de (2)

Entretanto, este método não é tão aceitável em áreas como medicina ocupacional, reabilitação e ciências do esporte, devido ao desconforto gerado ao paciente.

O outro método de aquisição, de forma não-invasiva, é feito através da eletromiografia de superfície (S-EMG). A aquisição com o S-EMG não é tão seletiva quanto a feita com agulhas não sendo possível analisar o potencial de ação de uma única MU. Neste método mede-se o sinal gerado em uma área do músculo, permitindo avaliar comportamentos, padrões de atividade e fadiga dos músculos como um todo, ou de um grupo de músculos (9).

Além disso, a aquisição utilizando S-EMG é um método suscetível a interferências geradas por músculos vizinhos (*crosstalk*) e o sinal gerado é afetado pelo tecido que separa as fontes de potencial de ação e os eletrodos, o chamado volume condutor. Vários tipos de modelagem tentam representar o volume condutor e suas influências no sinal eletromiográfico. Alguns modelos são mais simples, considerando o tecido como um meio homogêneo, isotrópico e com volume condutor infinito, enquanto outros mais completos levam em consideração meios não homogêneos, sendo compostos por camadas com diferentes condutividades e condições de contorno. Para poder analisar a contribuição dos efeitos de fim de fibra com maior precisão, é importante adotar um volume condutor finito (10).

2.3 Tipos de eletrodos

Existem diversos tipos de configuração dos eletrodos para registro dos sinais de S-EMG. Há a configuração monopolar, bipolar, arranjo linear e matrizes de eletrodos. Existe, também, diversos tipos de ampliações, tais como ampliações diferencial simples (DS

- do inglês *single differential*), diferencial dupla (DD - do inglês *double differential*), cada uma com suas vantagens e desvantagens.

Na configuração monopolar utiliza-se dois eletrodos, um como referência e outro para leitura do sinal. O eletrodo de referência deve ser posicionado distante do músculo de interesse e de preferência em estruturas ósseas. Este tipo de configuração também é bastante sensível a tensões de modo comum (3), pois o ruído comum aos dois eletrodos de captura não é atenuada como no amplificador diferencial (figura 4).

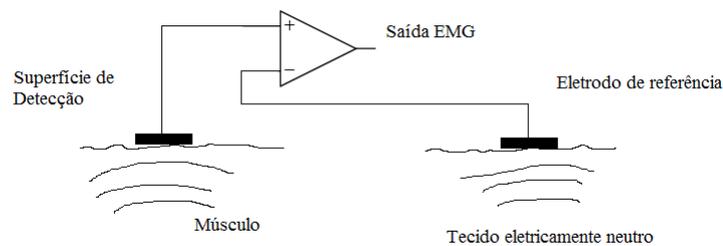


Figura 4 – Esquemático da configuração monopolar para aquisição de sinais

Já a amplificação diferencial simples utiliza dois eletrodos para leitura do sinal e outro para referência. A leitura do sinal de EMG é o resultado da diferença do sinal dos dois eletrodos de leitura e esta amplificação minimiza o problema de ruído de modo comum da configuração anterior e permite a identificação de zonas de inervação (4). Por último, o sinal registrado na amplificação diferencial dupla também é o resultado da diferença de duas leituras, entretanto o sinal de leitura utilizado é a saída fornecida pela configuração DS (Figura 5) (4).

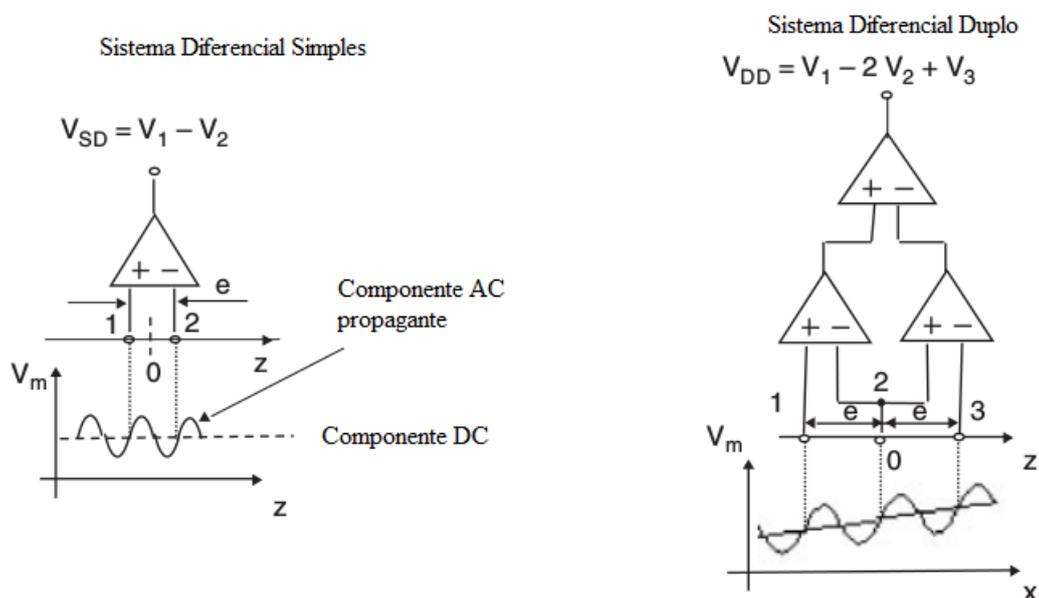


Figura 5 – Esquemático Configuração DS e DD, adaptado de (3)

2.4 Fatores externos que influenciam o sinal

Devido à sua pequena amplitude, a aquisição do sinal de S-EMG é muito suscetível à fatores externos tais como, interferência da rede elétrica, distância entre eletrodos (IED - do inglês *Interelectrode distance*), tamanho, formato e material dos eletrodos, impedância eletrodo-pele, posicionamento dos eletrodos no músculo etc.

Assim, faz-se necessário compreender como a variação destes parâmetros influencia no sinal e, principalmente, as formas de eliminar ou ao menos deixar a captura menos susceptível a esses fatores.

- *Interferência da Rede Elétrica:* A interferência da rede elétrica gera componentes na frequência da rede (50 ou 60 Hz dependendo do local) e suas harmônicas no sinal de EMG gravado. Assim, pode-se atenuar esta interferência utilizando filtros notch com frequência de corte igual à frequência da rede, ou computacionalmente utilizando, por exemplo, interpolação espectral. A utilização de filtros analógicos para remoção deste tipo de interferência geralmente não é indicada, devido a inserir uma circuitaria complexa na montagem assim como, dependendo da função de transferência e do fator de qualidade 'Q' do filtro, pode-se atenuar alguma componente importante do sinal e remover potência em uma banda de frequência onde sinais EMG apresentam alta densidade de potência (3). Outras formas menos radicais para minimizar esta interferência seriam, por exemplo, a utilização de *no-breaks*, o que isolaria o eletromiógrafo da rede elétrica.
- *Distância entre eletrodos:* A IED deve ser definida de forma a respeitar o teorema da amostragem de Nyquist, o qual afirma que a frequência de amostragem, neste caso a espacial, deve ser pelo menos duas vezes maior que a frequência máxima do sinal a ser amostrado. Para atender este requisito implica numa IED de 5mm ou menos, entretanto esta distância dificilmente é atendida, sendo mais usual utilizar IED's de 8 a 10mm, implicando num aliasing espacial. As consequências deste aliasing não foram investigados (4).
- *Tamanho, formato e material dos eletrodos:* Eletrodos feitos de prata (Ag) ou cloreto de prata (AgCl) são os materiais mais utilizados devido a sua estabilidade, baixo ruído e relativa independência da impedância em relação à frequência (11). Para o formato, eletrodos circulares são os mais utilizados com diâmetros de 8 a 10mm (3).
- *Impedância eletrodo-pele:* Esta impedância, formada pelo contato entre o eletrodo e a pele do local de fixação do eletrodo, precisa ser a menor possível, de forma que a tensão produzida durante a contração muscular seja captada pelo amplificador, e não perdida nesta interface. Existem alguns preparos a serem realizados na pele de forma a reduzir o valor desta impedância, tais como depilação do local a ser posicionado o

eletrodo, lavagem com sabão, abrasão da pele e aplicação de gel condutor. A figura 6 explicita os valores desta impedância e o valor do ruído presente de acordo com o tratamento aplicado (3) (4).

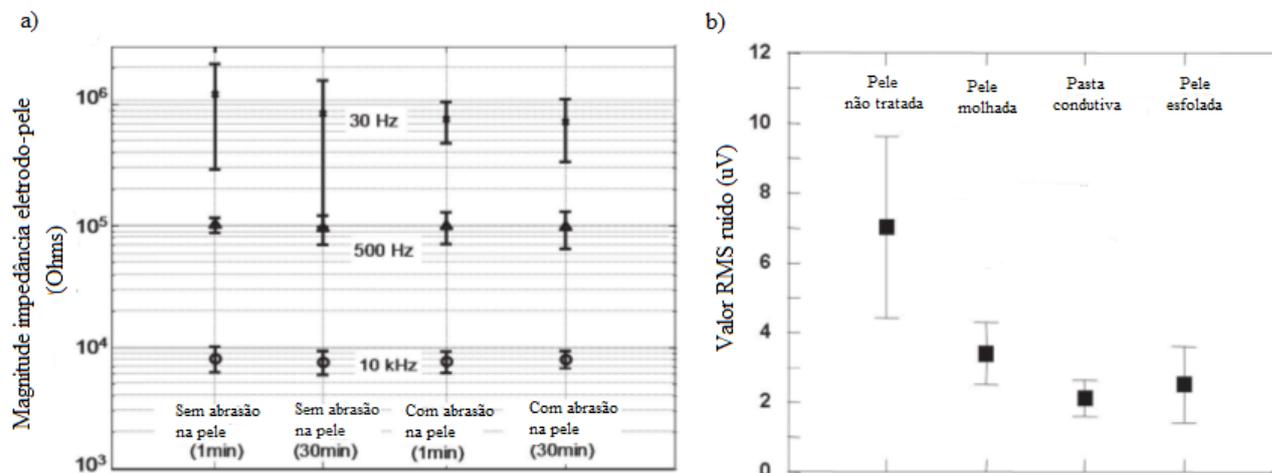


Figura 6 – a) Magnitude da impedância eletrodo-pele a diferentes frequências. b) Valor RMS do ruído entre dois eletrodos com diferentes tratamentos de pele, adaptado de (4)

- *Posicionamento dos Eletrodos*: O posicionamento correto dos eletrodos no músculo tem grande influência no sinal de EMG capturado. Deve-se atentar à direção das fibras do músculo de interesse e o tipo de informação que se deseja obter. Por exemplo, utilizando um vetor linear de eletrodos e posicionando-o na direção paralela às fibras é possível obter informações a respeito dos potenciais de ação intramusculares, tais como geração, propagação e extinção destes potenciais. Já posicionando o vetor perpendicularmente à direção das fibras, pode-se analisar a taxa de decaimento de amplitude destes potenciais com o aumento da distância da fonte (12).

Vetores de eletrodos lineares forneceram diversas contribuições para a extração de informações na leitura de sinais de S-EMG, tais como identificação de propriedades anatômicas de MU's individuais (determinação da localização de zonas de inervação e de tendão, comprimento das fibras), determinação da velocidade de condução e dos efeitos de fim de fibra, etc (12).

A utilização de vetores lineares ao longo da fibra muscular pode ser usada para seleção de porções do músculo nas quais a movimentação deste resulta em uma menor influência no sinal EMG.

Um estudo realizado por Farina et al. (5) analisa a influência de características, tais como inclinação da fibra em relação ao eletrodo, espessura da camada de tecido subcutâneo, etc, no sinal de S-EMG. Nele estudaram sinais adquiridos com as configurações DD e IB² (do inglês, *Inverse Binomial filter of order 2*) e, conforme pode ser visto na figura 7, há uma grande variação nos parâmetros com o ângulo.

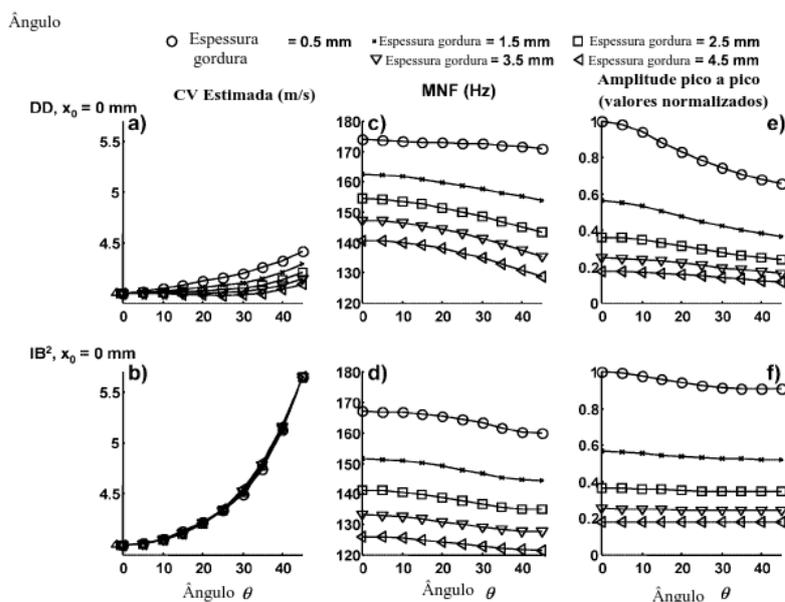


Figura 7 – Estimativa da CV como função do ângulo de inclinação em gravações DD e IB² (a e b, respectivamente) para diferentes espessuras de gordura. MNF e amplitude pico a pico nas mesmas condições da CV (c-f). Espessura de gordura varia de 0.5mm a 4.5mm com passos de 1mm. Profundidade dentro do músculo é 2mm, espessura da pele é 1mm, IED de 10mm e a fibra é infinita. Adaptado de (5)

2.5 O projeto SENIAM

O estudo com a eletromiografia de superfície é algo relativamente recente, entretanto, cada pesquisador realizava seus estudos com critérios chave tais como posicionamento, material dos eletrodos, distância intereletrodica, usando diferentes metodologias. Esta diversidade de procedimentos prejudicava o desenvolvimento do SEMG como ferramenta e, portanto, uma padronização era necessária (3).

O projeto de iniciativa europeia SENIAM (*Surface Electromyography SEMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) surgiu para suprir esta necessidade. Ele analisou os artigos publicados até 1996, verificando as práticas mais comuns utilizadas pelos pesquisadores em seus estudos (3). Assim, o SENIAM fornece sugestões de procedimentos básicos como posição inicial, formato e tamanho do eletrodo, preparo da pele, fixação na pele, além dos locais de origem e inserção do músculo. Desta forma, criou-se uma padronização permitindo a troca de informações pelos pesquisadores, além de tornar mais fácil a reprodução, controle e validação dos experimentos.

2.6 Cinesiologia dos membros inferiores

Os músculos da perna podem ser divididos em três grupos de acordo com seu posicionamento, sendo eles: músculos anteriores, laterais ou posteriores. O músculo de interesse neste trabalho, o gastrocnêmio, encontra-se na última destas categorias.

Os músculos posteriores, por sua vez, podem ser classificados em superficiais ou profundos. A categoria dos músculos posteriores profundos é composta por quatro músculos: músculo poplíteo, músculo tibial posterior, músculo flexor longo dos dedos e músculo flexor longo do hálux (6).

Já a categoria dos músculos posteriores superficiais, na qual o gastrocnêmio se encontra, é composta por outros três músculos que juntos compõem o músculo tríceps sural. O primeiro deles é o músculo plantar que possui origem na face poplíteia do fêmur (proximal ao côndilo lateral). O segundo é o músculo sóleo com origem na cabeça da fíbula, face posterior e margem posterior da mesma (terço proximal), face posterior tibial e arco tendíneo. Por último tem-se o músculo gastrocnêmio, o qual possui duas cabeças: uma lateral e outra medial. A cabeça lateral tem origem na face poplíteia do fêmur proximal ao côndilo lateral, enquanto que a cabeça medial origina-se na face poplíteia do fêmur proximal ao côndilo medial (6).

Todos os músculos posteriores superficiais possuem sua inserção na tuberosidade do calcâneo, por meio do tendão do calcâneo, também conhecido como tendão de Achilles. Estes músculos atuam no movimento de flexão plantar (ou somente flexão) na articulação talocrural e de supinação na articulação talocalcaneonavicular. Os músculos gastrocnêmio e plantar têm contribuição também no movimento de flexão na articulação do joelho (6).

A figura 8 ilustra a localização do músculo gastrocnêmio na perna, enquanto que a figura 9 ilustra os tipos de movimento possíveis de serem realizados com as articulações talocrural e talocalcaneonavicular, respectivamente.

2.7 Processamento do Sinal de EMG

O processamento do sinal de S-EMG necessita de estimadores para análise das características do sinal, uma vez que a informação do sinal não é, muitas vezes, relacionada diretamente aos eventos fisiológicos que o geraram (13). Uma característica do sinal pode, entretanto, ser representada por mais de um estimador.

Os estimadores de amplitude mais comuns são o valor retificado médio (ARV, do inglês *Average Rectified Value*) e a raiz quadrática média (RMS, do inglês *Root Mean Square*). A utilização do RMS é melhor se a distribuição de amplitude do sinal for Gaussiana, enquanto que o ARV seria mais interessante no caso de uma distribuição Laplaciana, porém em termos práticos, a diferença é mínima entre os dois estimadores sendo ambos

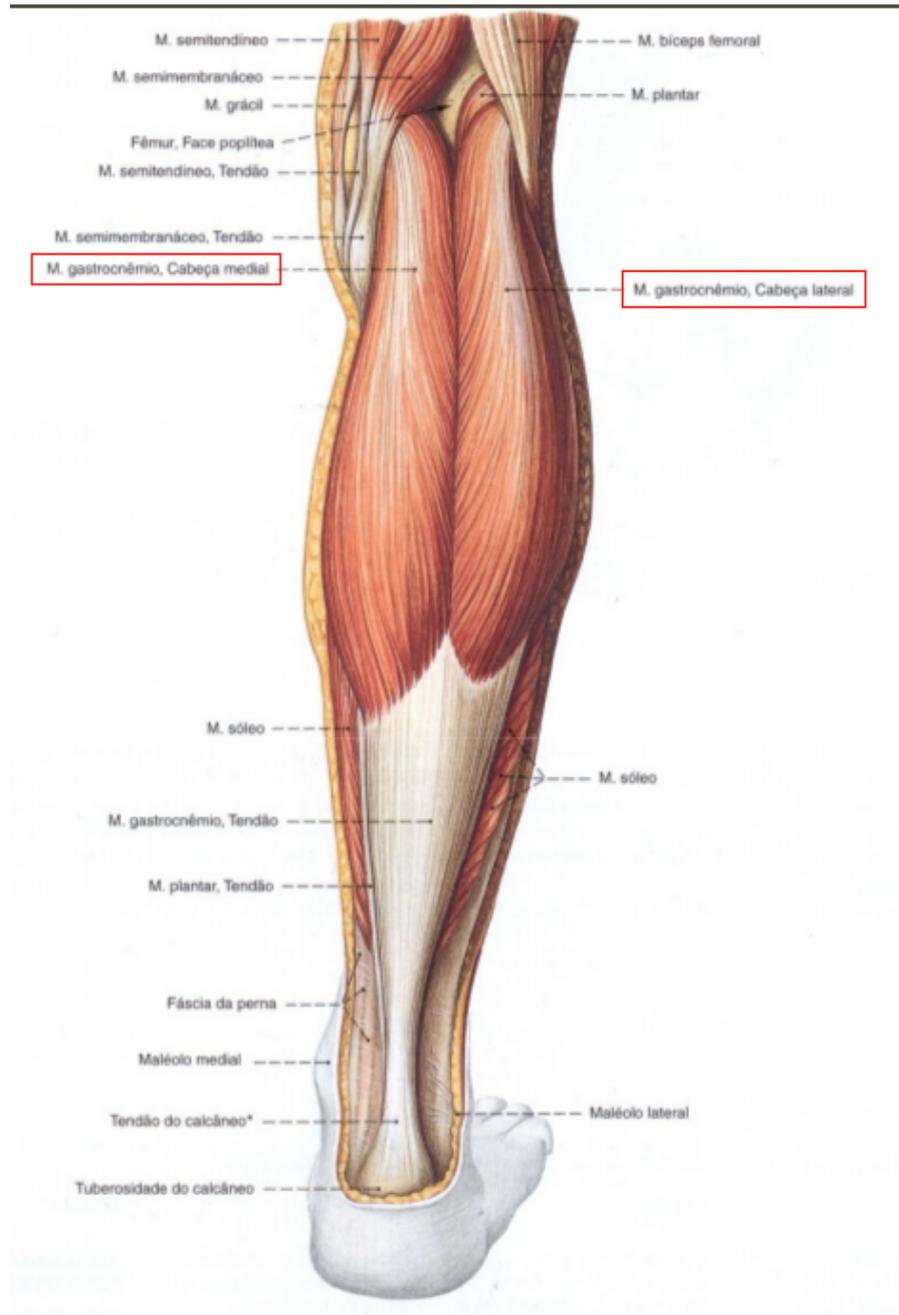


Figura 8 – Músculos da perna visão posterior adaptado de (6)

utilizados (14).

O ARV é calculado através da equação 2.1:

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

Onde y_i é a i -ésima amostra do sinal e N é o número total de amostras. O valor RMS é calculado através da equação 2.2 a seguir:



Figura 9 – Movimento no a) plano sagital na articulação talocrural b) movimento de rotação do pé na articulação talocalcaneonavicular adaptado de (6)

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

Há também os estimadores de frequência os quais os mais usados são a frequência média (MNF, do inglês *Mean Frequency*) e frequência mediana (MDF, do inglês *Median Frequency*). O primeiro é menos afetado por ruídos, enquanto o segundo é mais sensível à fadiga muscular (13). A MNF é calculada pela equação 2.3:

$$MNF = \frac{\sum_{i=1}^{\frac{f_s}{2}} f_i P_i}{\sum_{i=1}^{\frac{f_s}{2}} P_i} \quad (2.3)$$

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

Já a MDF é calculada pela equação 2.4:

$$\sum_{i=1}^{f_{med}} P_i = \sum_{i=f_{med}}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i \quad (2.4)$$

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

A análise dos estimadores de amplitude em conjunto com os de frequência, pode ser bastante útil para compreensão da atividade muscular. Em especial, para uma contração dinâmica isométrica, pode-se dividir a atividade nas seguintes etapas: i. aumento de força, ii. fadiga, iii. diminuição de força e iv. recuperação, obtém-se, respectivamente, i. um

aumento na amplitude e na MDF; ii. um aumento na amplitude e diminuição na MDF; iii. uma diminuição na amplitude e na MDF; e iv. uma diminuição na amplitude e aumento na MDF (13), resumido na tabela 1.

Atividade	Mudança estimadores
aumento de força	aumento na amplitude e na MDF
fadiga	aumento na amplitude e diminuição MDF
diminuição de força	diminuição na amplitude e na MDF
recuperação	diminuição na amplitude e aumento na MDF

Tabela 1 – Relação mudança estimadores e atividade para uma contração dinâmica isométrica

A estimativa da CV é feita através do conhecimento da IED, determinada na construção dos eletrodos, e do atraso entre dois sinais detectados. Entretanto, os sinais não são idênticos diferidos apenas de um atraso temporal entre os dois, portanto, determina-se o atraso entre dois sinais com o maior grau de similaridade entre si. Este grau de similaridade é determinado pelo coeficiente de correlação cruzada (14).

Para avaliar a qualidade do sinal também utiliza-se a razão sinal-ruído (SNR, do inglês *signal to noise ratio*) e, por ser uma medida da amplitude do sinal de EMG em relação a suas flutuações, um maior SNR implica em mais sinal “útil” e, portanto, quanto maior esta medida, melhor. O SNR é calculado por:

$$SNR = 10 \log_{10} \frac{P_s^2}{P_n^2} \quad (2.5)$$

Onde P_s^2 é a potência do sinal ao quadrado e P_n^2 é a potência do ruído ao quadrado. Esta fórmula fornece o quão grande está o ruído em relação ao sinal em decibéis.

3 Materiais e métodos

3.1 Métodos

Para realização deste trabalho foi utilizado como ponto de partida o eletrodo desenvolvido por Silva (7), o qual propôs a criação de uma matriz de eletrodos utilizando materiais de baixo custo para aquisição do sinal de S-EMG. A proposta do presente trabalho foi aperfeiçoar a matriz de eletrodos já proposta por Silva (7) de forma que esta se adequasse à anatomia de um músculo específico, neste caso o músculo gastrocnêmio, permitindo uma densidade maior de eletrodos em regiões ótimas de aquisição de S-EMG (entre as regiões tendíneas e a zona de inervação) e com distribuições que respeitassem esta anatomia, evitando assim crosstalk e propagações transversais ao sentido dos eletrodos.

3.1.1 Determinação do formato do eletrodo

Para realizar a confecção do eletrodo customizado para o músculo do voluntário, precisou-se adquirir medidas dos comprimentos de cada cabeça do músculo gastrocnêmio. Os eletrodos foram feitos baseado nas medidas da perna esquerda de um voluntário do sexo masculino, com altura de 1,82m e 84kg. Inicialmente, mediu-se com uma fita métrica o comprimento de cada uma das cabeças tomando como ponto de início a origem do músculo e como ponto final o seu local de inserção.

Por meio do ultrassom ACUSON X300 da Siemens (figura 10) e do software Si-eScape presente no aparelho, o qual realiza a junção de diversas imagens geradas pela movimentação do transdutor linear VF 13-5 (figura 11) ao longo do músculo, foi possível obter uma única imagem do músculo em sua totalidade, conforme pode ser visto nas figuras 12 e 13.

O transdutor linear foi posicionado de forma a capturar imagens no plano sagital, o qual fica alinhado com a direção das fibras musculares. As imagens obtidas com o ultrassom forneceram um nível de detalhamento maior do músculo estudado. Foi possível visualizar, por exemplo, o início da região tendínea do músculo e a direção de orientação das fibras musculares. O ultrassom permitiu também estimar o comprimento do músculo para confecção do eletrodo proposto. Assim, obteve-se um comprimento de 216 mm para a cabeça lateral e 213,5 mm para a cabeça medial, conforme pode ser visto nas figuras 12 e 13, respectivamente.

O software para visualização de imagens médicas (formato DICOM) utilizado foi o RadiAnt DICOM Viewer versão 1.9.16, o qual oferece diversas ferramentas úteis para a visualização e análise das imagens obtidas com o ultrassom, como por exemplo: determi-



Figura 10 – Ultrassom ACUSON X300, Siemens



Figura 11 – Transdutor Linear VF 13-5, Siemens

nação de comprimentos de segmentos, ângulos em relação a um referencial escolhido pelo usuário, rotações e inversões, etc.

A determinação da geometria do eletrodo construído foi feita utilizando este software. Dividiu-se o músculo em três regiões um pouco afastadas das zonas tendíneas, para que os eletrodos sofressem menos interferência dos efeitos de fim de fibra. Para a estimação dos ângulos traçou-se uma referência coincidente à reta usada para determinar o comprimento total do músculo e determinou-se, assim, a angulação entre cada região de forma a acompanhar melhor a angulação da maioria das fibras do músculo. Em seguida, mediuse o comprimento de cada região e foi escolhido uma distância intereletródica (IED). Definiu-se, então, que seria utilizado uma IED de 10 mm com 16 canais, cobrindo assim uma grande área do músculo com densidades diferentes de eletrodos em cada região. Os resultados destas medições podem ser vistos nas figuras 14 e 15.

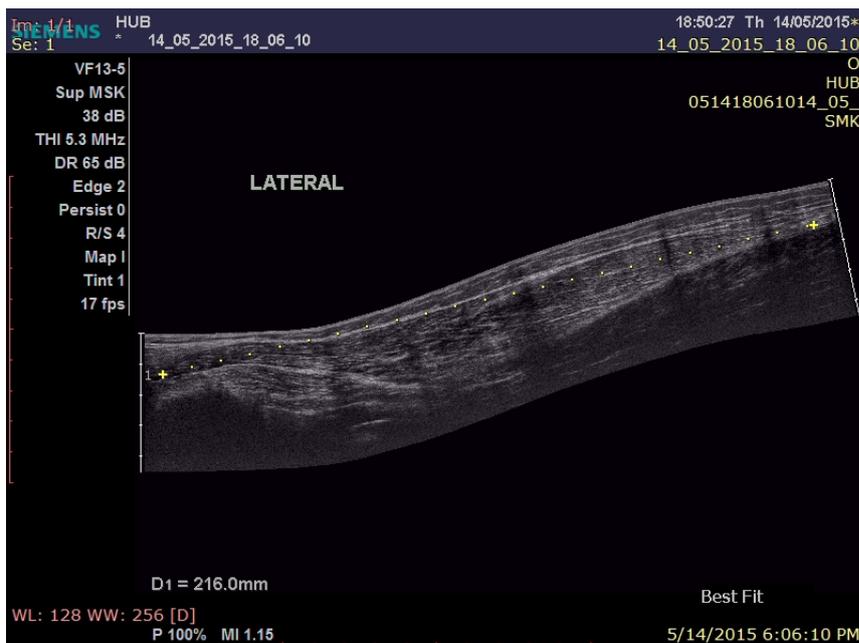


Figura 12 – Imagem obtida com o ultrassom ACUSON X300 do músculo gastrocnêmio cabeça lateral

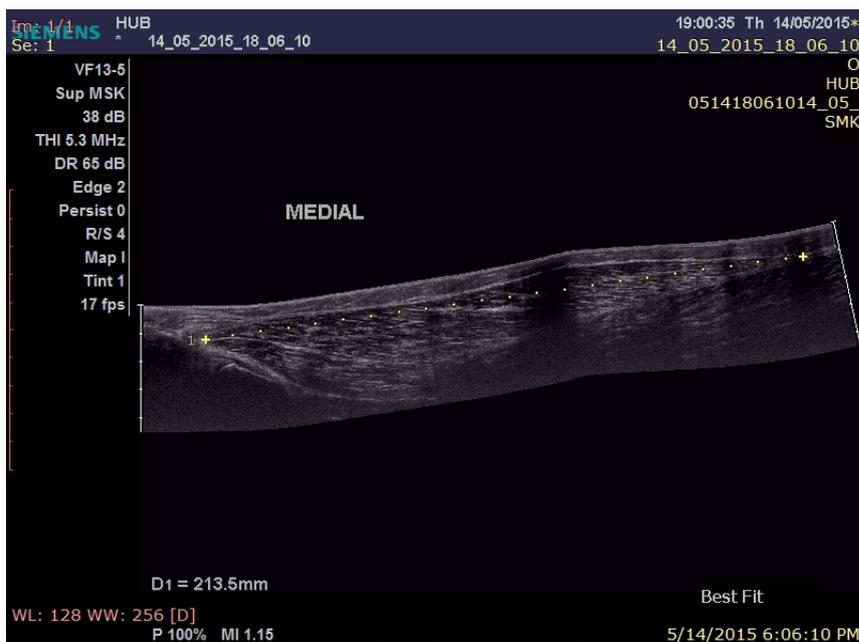


Figura 13 – Imagem obtida com o ultrassom ACUSON X300 do músculo gastrocnêmio cabeça medial

3.1.2 Confecção do Eletrodo

Com posse das dimensões e ângulos obtidos anteriormente, realizou-se o desenho do eletrodo respeitando as condições definidas. Utilizou-se o CATIA, um software de modelagem de estruturas, para desenhar o eletrodo. Durante a modelagem, limitações (*constrains*) de tamanho, ângulos, distância intereletródica foram sendo adicionadas de forma a garantir que o projeto respeitasse o modelo definido na etapa anterior. Os modelos

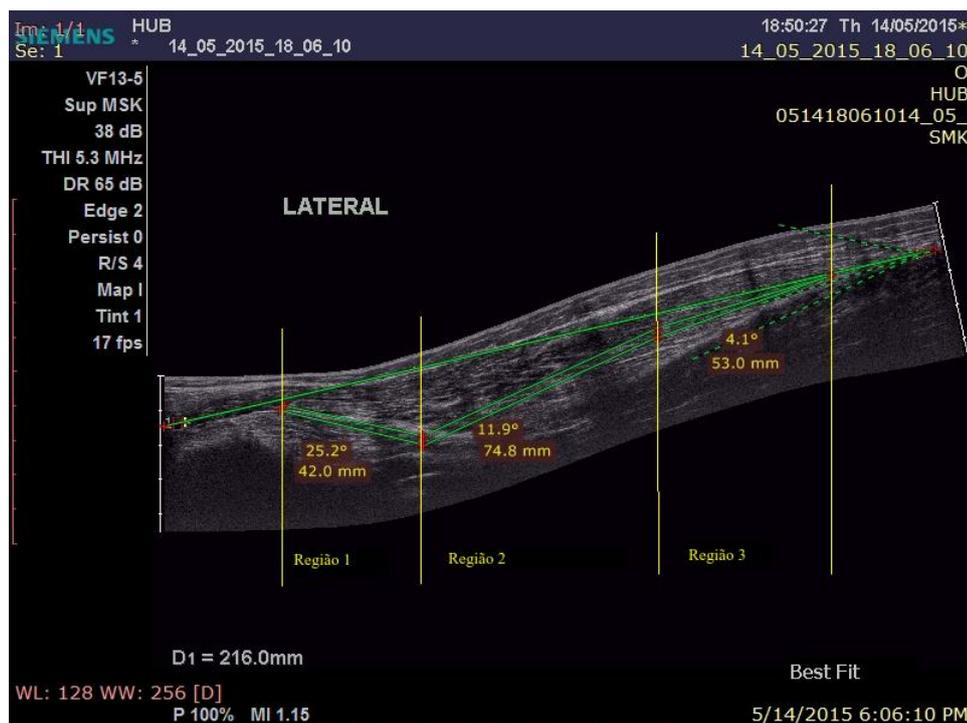


Figura 14 – Medidas feitas com software RadiAnt DICOM Viewer para o músculo gastrocnêmio cabeça lateral

dos eletrodos para os músculos gastrocnêmio cabeça lateral e medial podem ser vistos, respectivamente, nas figuras 16 e 17.

Os modelos foram, então, impressos utilizando uma impressora 3D (figura 18). De posse dos eletrodos, pregou-se ilhoses banhados em estanho, os quais foram usados como contato dos eletrodos. Em seguida, os cabos flats foram soldados aos ilhoses e crimpou-se os terminais modus manualmente, conforme indicado por Silva (7). Os eletrodos desenvolvidos podem ser vistos na figura 19.

A metodologia proposta pode ser resumida nos seguintes passos:

- Aquisição, com o transdutor na posição sagital, de uma imagem de ultrassom do músculo sobre o qual deseja-se construir o eletrodo;
- Utilização do software RadiAnt DICOM Viewer para determinar o comprimento total do músculo e dividi-lo em regiões onde a concentração de fibras é maior;
- Ainda com este software, estabelecimento de retas e ângulos que deverão ser seguidas pelo eletrodo projetado, de forma a encobrir estas regiões;
- Definição do número de canais e a distância intereletródica que o eletrodo deverá ter, de modo a cobrir ao máximo o formato escolhido;
- Realização do desenho do eletrodo com as especificações determinadas anteriormente em um software CAD (*Computer Aided Design*) como o CATIA, ou similar;

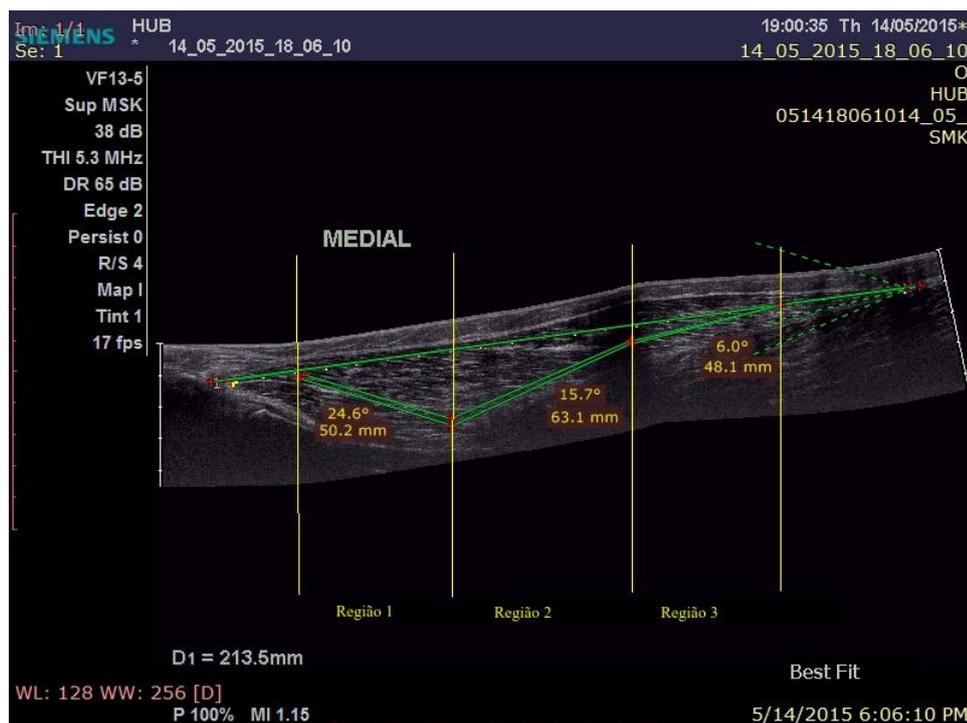


Figura 15 – Medidas feitas com software RadiAnt DICOM Viewer para o músculo gastrocnêmio cabeça medial

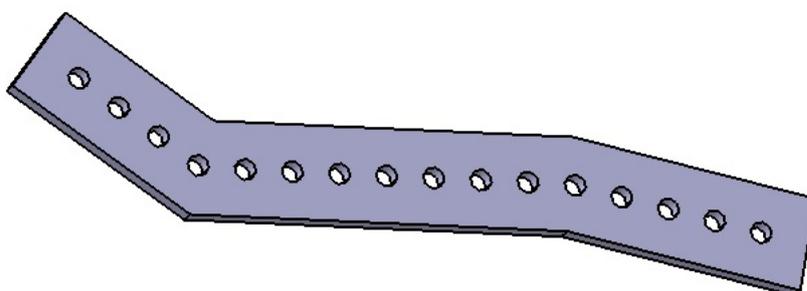


Figura 16 – Modelo de eletrodo projetado para o músculo gastrocnêmio cabeça lateral

- Impressão do projeto de eletrodo utilizando uma impressora 3D, de preferência com plástico flexível;
- Fixação e montagem dos ilhoses e cabos no protótipo, baseando-se em Silva (7);

3.1.3 Aquisição e processamento do Sinal Eletromiográfico

Para poder comparar os sinais obtidos com o eletrodo padrão da OTBioelettronica, o proposto por Silva (7) e o eletrodo customizado aqui proposto, estabeleceu-se um protocolo de aquisição de forma a uniformizar as condições sobre as quais seriam obtidos os sinais e ter uma medida mais confiável. O protocolo foi composto por contrações estáticas e dinâmicas. Para as contrações dinâmicas foram realizadas oito flexões plantares bilaterais a um ritmo pré estabelecido de um segundo para fase concêntrica e um segundo

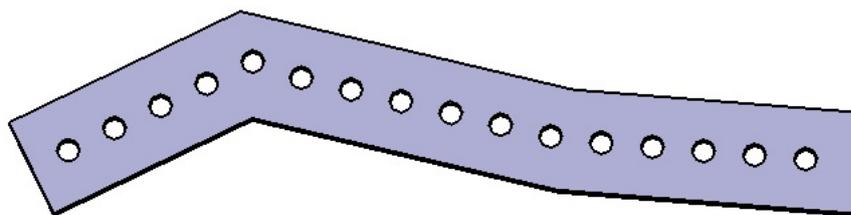


Figura 17 – Modelo de eletrodo projetado para o músculo gastrocnêmio cabeça medial



Figura 18 – Impressora 3D utilizada na confecção dos eletrodos

para a ecêntrica. O voluntário então descansava um minuto e realizava a contração estática, realizando uma flexão plantar até a exaustão, seguido de um descanso de cinco minutos onde se trocava o eletrodo a ser testado e repetia-se o procedimento novamente.

Este trabalho seguiu as recomendações do SENIAM para o posicionamento de eletrodos e assepsia da pele. O eletrodo da OTBioelettronica é tomado como referência de sinal para as comparações por ser um eletrodo bem estabelecido no mercado, apresentando um melhor material nos eletrodos uma vez que estes são feitos com prata.

O processamento de sinal foi feito utilizando a ferramenta desenvolvida por Soares (15) e aprimorada por Silva (7) a qual utiliza os algoritmos clássicos citados anteriormente neste trabalho. Não foi feita análise da velocidade de condução, uma vez que o eletrodo desenvolvido não possui um arranjo linear e, portanto, o algoritmo para este estimador não atende este caso e deveria ser atualizado para levar em consideração as angulações do eletrodo customizado.



Figura 19 – Eletrodos desenvolvidos para o músculo gastrocnêmio cabeça medial à esquerda e cabeça lateral à direita

3.2 Materiais

3.2.1 Determinação do formato do eletrodo

Para a determinação do formato do eletrodo foi utilizado os seguintes materiais:

- Ultrassom ACUSON X300 da Siemens (Figura 10);
- Transdutor linear VF 13-5, Siemens (Figura 11);
- Software SieScape para junção das imagens capturadas pelo transdutor linear em uma única imagem;
- Software RadiAnt DICOM Viewer versão 1.9.16, para visualização das imagens geradas pela ultrassom e determinação do formato do eletrodo.

3.2.2 Confecção do eletrodo

Neste trabalho foram usados os materiais recomendados por Silva (7). Desta forma, materiais de baixo custo e flexíveis para a fabricação dos eletrodos são preferíveis devido a sua fácil replicabilidade. Conhecida a geometria das fibras musculares, fez-se um protótipo anatômico com impressora 3D. Assim, os materiais que foram utilizados são:

- Software Catia, Dassault Systemes para modelagem do eletrodo;
- Ilhós, geralmente utilizados para passagem de cordões e cadarços em roupas, possivelmente banhados em prata ou estanho, para melhoria da condutividade dos mesmos;
- Cabo flat de 40 vias, devido a sua flexibilidade e leveza;

- Impressora 3D MakerBot Replicator 2 (fig. 18);
- Filamento Ninja Flex para impressão, devido a sua flexibilidade que permite ao eletrodo ter melhor contato com a pele;

3.2.3 Aquisição do Sinal Eletromiográfico

Para a coleta do sinal eletromiográfico e limpeza da pele foram utilizados os seguintes materiais:

- Eletromiógrafo EMG-USB MULTICHANNEL SURFACE EMG ACQUISITIONS SYSTEM de 128 canais desenvolvido pelo laboratório LISiN (Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motora, Politecnico di Torino, Turim, Itália) e fabricado por OT Bioelettronica (Turim - Itália), visto na figura 20;
- Software OT BioLab 2.0 (Turim, Itália), a tela inicial deste programa pode ser vista na figura 21;
- Gel condutor (Mercur, Brasil);
- Micropipeta monocanal variável, volume de 2 a 20 mL (HTL, Polônia), para aplicação do gel condutor;
- Pasta abrasiva;
- Gaze;
- Esparadrapo;
- Água;
- Álcool etílico a 92;

O preparo da pele seguiu o procedimento recomendado pelo SENIAM que consiste em:

- Raspagem dos pêlos;
- Limpeza com álcool etílico;
- Posicionamento do eletrodo;
- Aplicação de gel condutor;

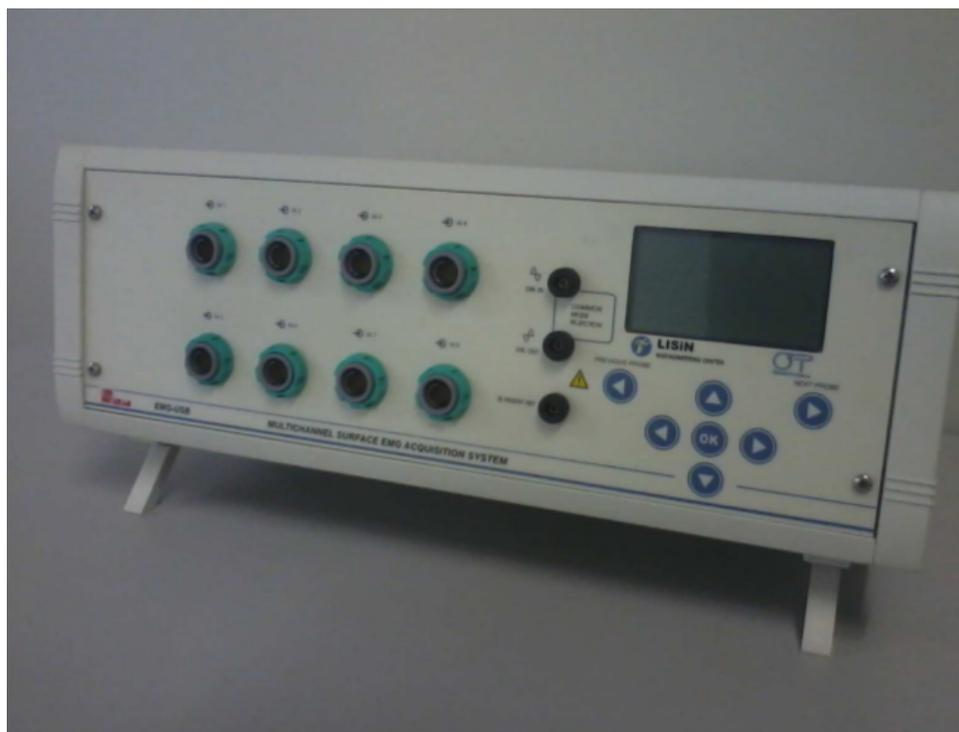


Figura 20 – Eletromiógrafo EMG-USB MULTICHANNEL SURFACE EMG ACQUISITIONS SYSTEM - OT Bioeletronica, Turim, Itália.

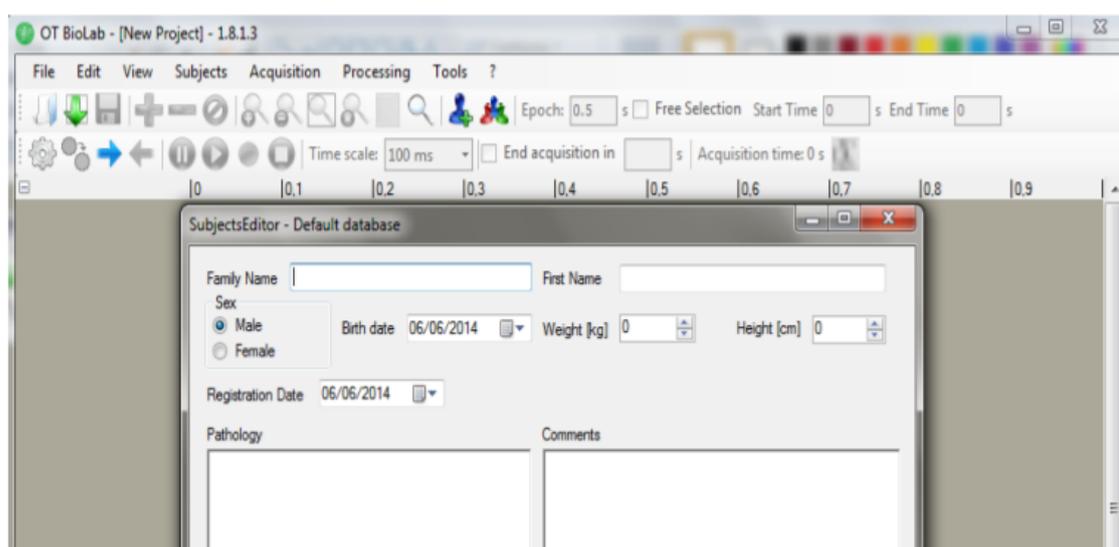


Figura 21 – Tela inicial Software OT BioLab 2.0, Turim, Itália.

3.2.4 Processamento do Sinal Coletado

Para o processamento do sinal de S-EMG coletado utilizou-se a ferramenta desenvolvida por Soares (15) e aprimorada por Silva (7), pois possui os algoritmos para cálculo dos principais estimadores, já mencionados anteriormente. A tela principal desta ferramenta pode ser vista em 22.

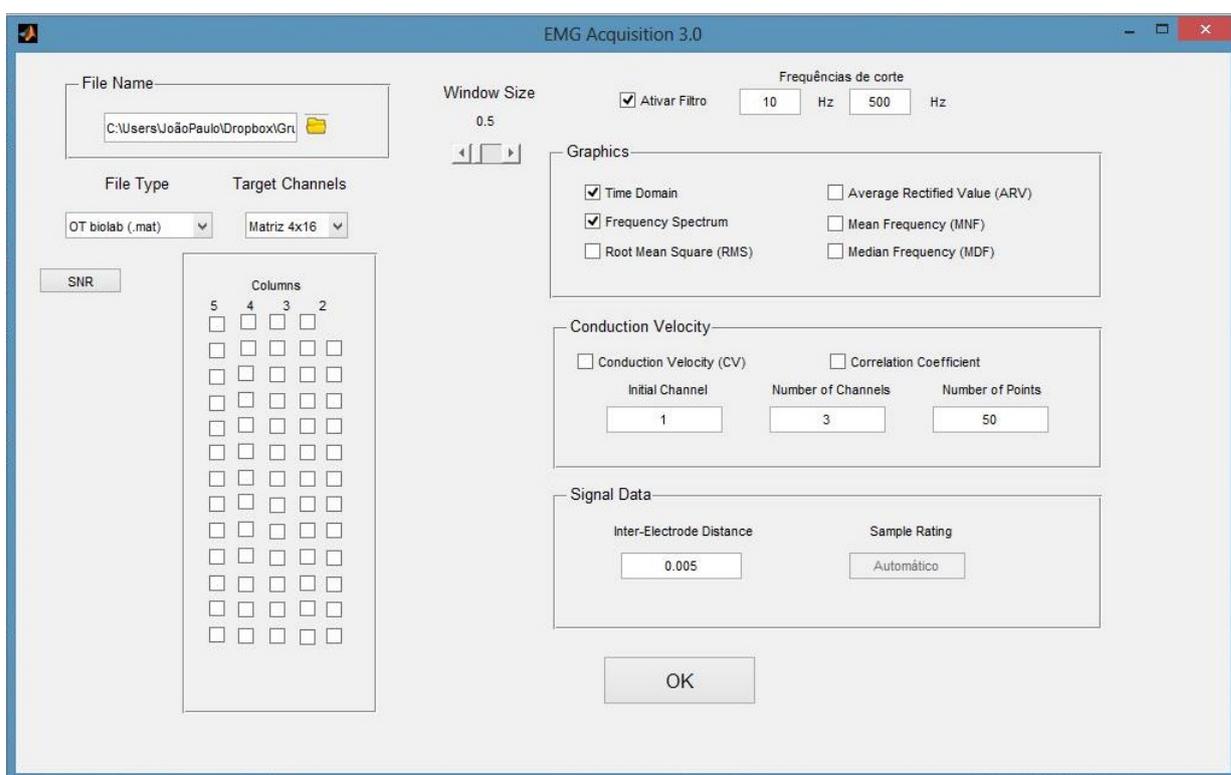


Figura 22 – Tela inicial da ferramenta desenvolvida em Matlab para processamento dos sinais

4 Resultados e Discussão

4.1 Aquisição de dados com o eletrodo para o gastrocnêmio lateral

A primeira aquisição foi feita com o eletrodo linear da OT Bioelettronica de 16 canais e IED de 5 mm (figura 23).

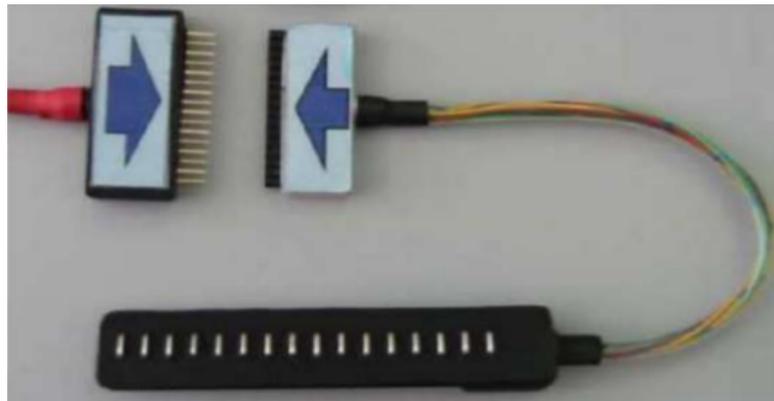
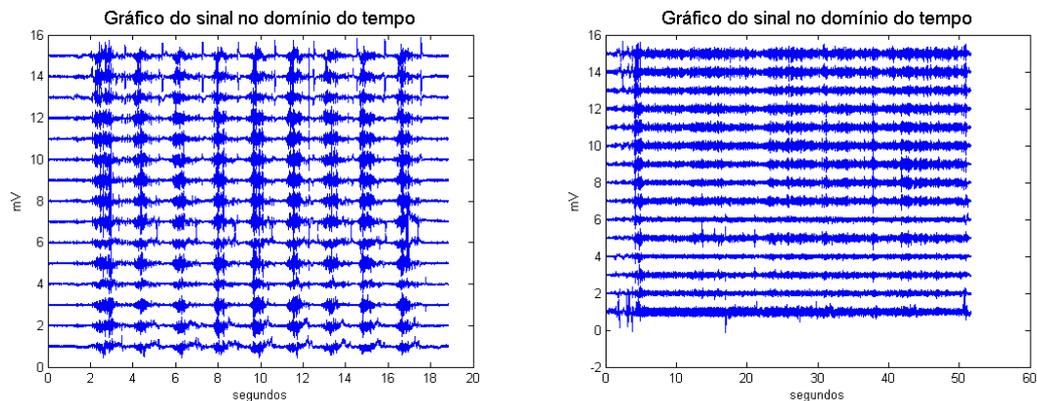


Figura 23 – Arranjo linear de 16 eletrodos com distância intereletrodica de 5 mm da OTBioelettronica

Para esta aquisição, todos os canais apresentaram um sinal com boa qualidade, conseguindo-se visualizar os pontos onde o esforço muscular foi realizado (figura 24a). Na contração estática também teve-se uma alta quantidade de canais úteis (figura 24b) e a relação sinal ruído para este eletrodo pode ser vista na figura 25.

O segundo eletrodo testado foi o desenvolvido por Silva (7) e pode ser visto na figura 26. Este eletrodo apresentou um bom sinal, com grande quantidade de canais com



(a) Figura 24 - Sinal no tempo do vetor OTBioelettronica para o músculo gastrocnêmio lateral durante uma contração dinâmica (b) Figura 24 - Sinal no tempo do vetor OTBioelettronica para o músculo gastrocnêmio lateral durante uma contração estática

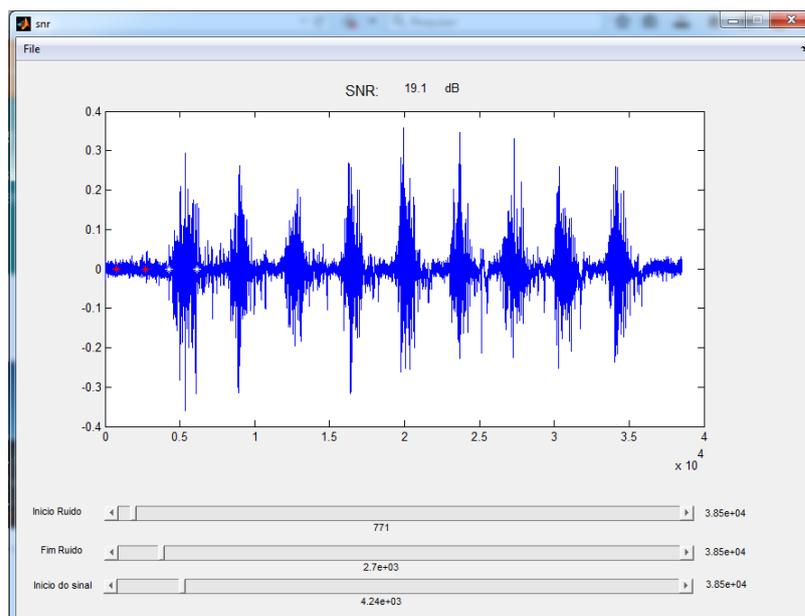


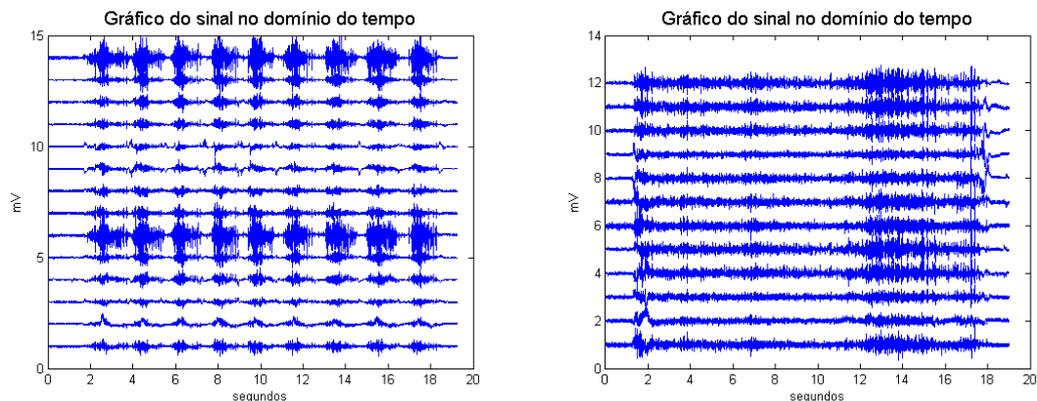
Figura 25 – Relação Sinal Ruído do sinal para o vetor OTBioelettronica para o músculo gastrocnêmio lateral durante uma contração dinâmica

MUAPs de alta amplitude e baixo ruído figura(27a e 27b). A relação sinal ruído com este eletrodo (figura 28) foi bem próxima à do eletrodo da OTBioelettronica, o que é um indicativo de qualidade do sinal. Entretanto, o eletrodo da OT obteve uma maior uniformidade do sinal para uma quantidade maior de canais, apresentando canais com aproximadamente a mesma SNR, enquanto que o eletrodo flexível de Silva (7) teve dois canais com uma SNR alta (canais 8 e 16), mas isto não se manteve para todos os canais. Este fato, provavelmente, deve-se a um melhor contato dos eletrodos da OTBioelettronica com a pele quando da fixação do eletrodo.



Figura 26 – Arranjo linear de 16 eletrodos com distância intereletródica de 10 mm desenvolvido por Silva (7)

Finalmente, avaliou-se o eletrodo customizado para o voluntário desenvolvido neste trabalho. Diferentemente do esperado, o sinal adquirido com este eletrodo não teve uma melhora quando comparado aos demais. É possível a identificação dos momentos de es-



(a) Figura 27 - Sinal no tempo do vetor desenvolvido por Silva (7) retirando os canais defeituosos para o músculo gastrocnêmio lateral durante uma contração dinâmica

(b) Figura 27 - Sinal no tempo do vetor desenvolvido por Silva (7) retirando os canais defeituosos para o músculo gastrocnêmio lateral durante uma contração estática

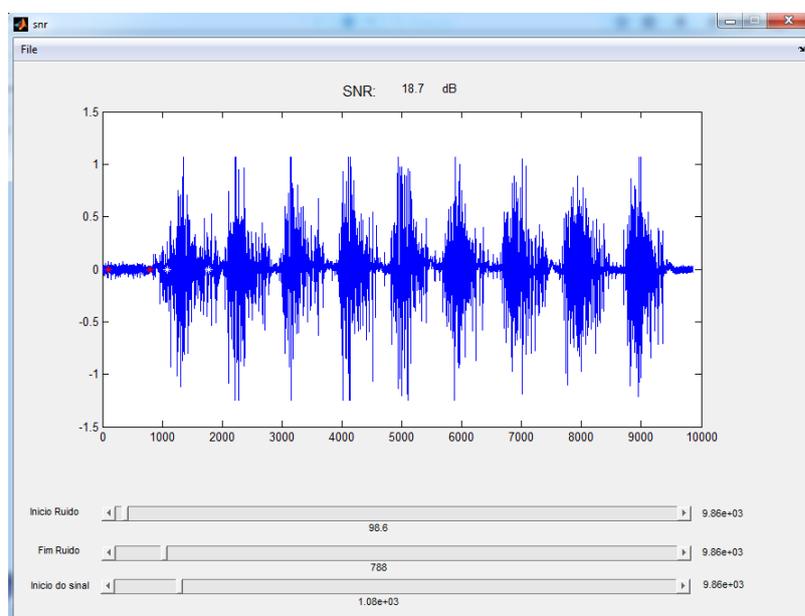
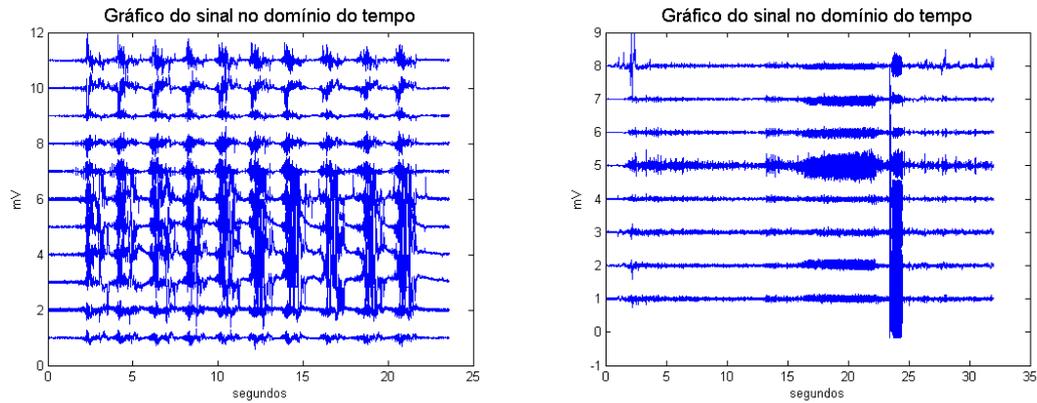


Figura 28 – Relação Sinal Ruído do sinal para o vetor desenvolvido por Silva (7) para o músculo gastrocnêmio lateral durante uma contração dinâmica

forços, mas não se conseguiu o mesmo número de canais úteis que o eletrodo da OTBio-eletronica, sendo necessária a eliminação de alguns canais defeituosos para visualização do sinal (figura 29a e 29b). A relação sinal ruído (figura 30) para este eletrodo é comparável a dos eletrodos anteriores, porém com pouca uniformidade, ou seja, poucos canais apresentam este SNR, sendo a maioria com uma relação menor.

4.2 Aquisição de dados com o eletrodo para o gastrocnêmio medial

Em seguida, analisou-se os sinais adquiridos com os eletrodos para o músculo gastrocnêmio medial. Primeiramente, com o vetor da OT pode-se observar um bom resultado,



(a) Figura 29 - Sinal no tempo do vetor desenvolvido para o músculo gastrocnêmio lateral retirando os canais defeituosos durante uma contração dinâmica (b) Figura 29 - Sinal no tempo do vetor desenvolvido para o músculo gastrocnêmio lateral retirando os canais defeituosos durante uma contração estática

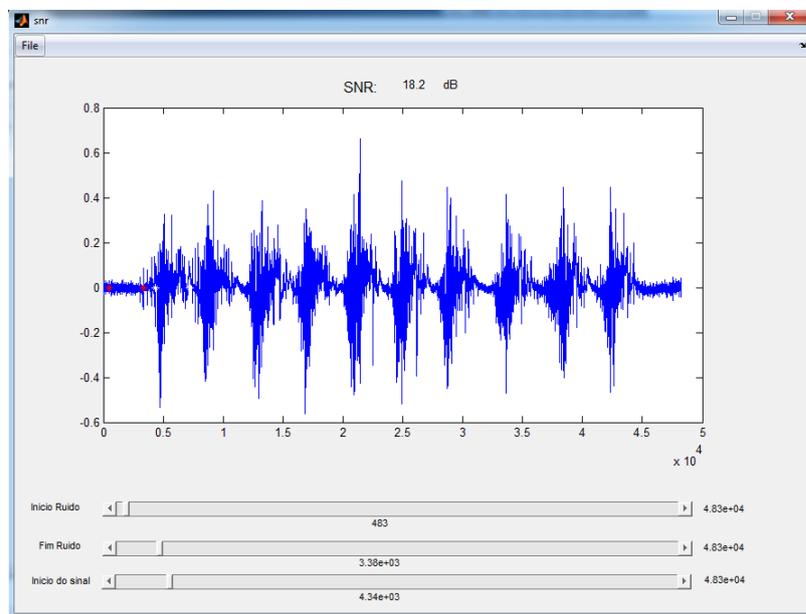
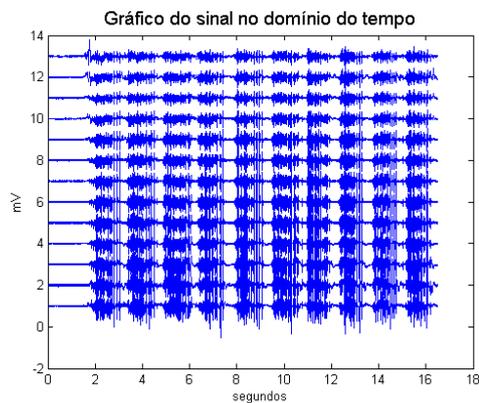


Figura 30 – Relação Sinal Ruído do sinal para o vetor desenvolvido para o músculo gastrocnêmio lateral durante uma contração dinâmica

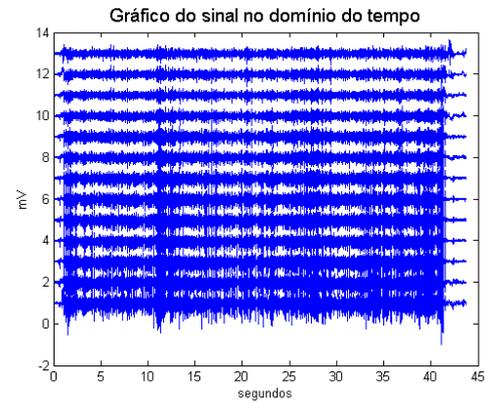
com vários canais com alta amplitude e baixo ruído (figura 31a e 31b). O sinal adquirido com este eletrodo também possui uma relação sinal ruído alta (figura 32) e com bastante canais com MUAP's de alta amplitude.

O eletrodo desenvolvido por Silva (7) também apresentou resultados similares ao da OTBioelettronica, com MUAPs de alta amplitude em relação ao ruído (figuras 33a e 33b). Pode-se ver que o eletrodo de Silva (7) com ilhoses banhados em estanho apresenta resultados comparáveis em qualidade com os eletrodos feitos de prata. A relação sinal ruído para o eletrodo de Silva (7) no músculo medial pode ser vista na figura 34.

Finalmente, avaliou-se o sinal eletromiográfico obtido com o eletrodo customizado para o músculo gastrocnêmio medial da perna esquerda do voluntário. Assim como nos



(a) Figura 31 - Sinal no tempo do vetor OT-Bioelettronica para o músculo gastrocnêmio medial retirando os canais defeituosos durante uma contração dinâmica



(b) Figura 31 - Sinal no tempo do vetor OTBioelettronica para o músculo gastrocnêmio medial retirando os canais defeituosos durante uma contração estática

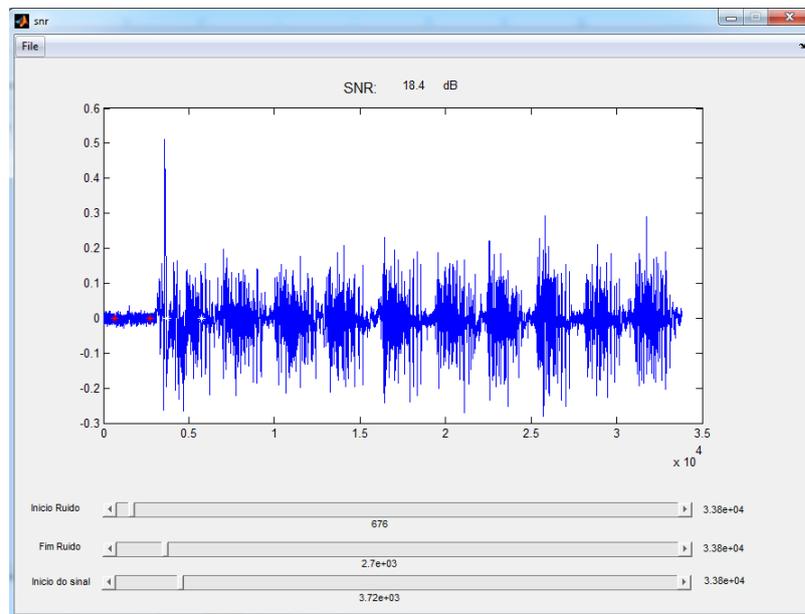


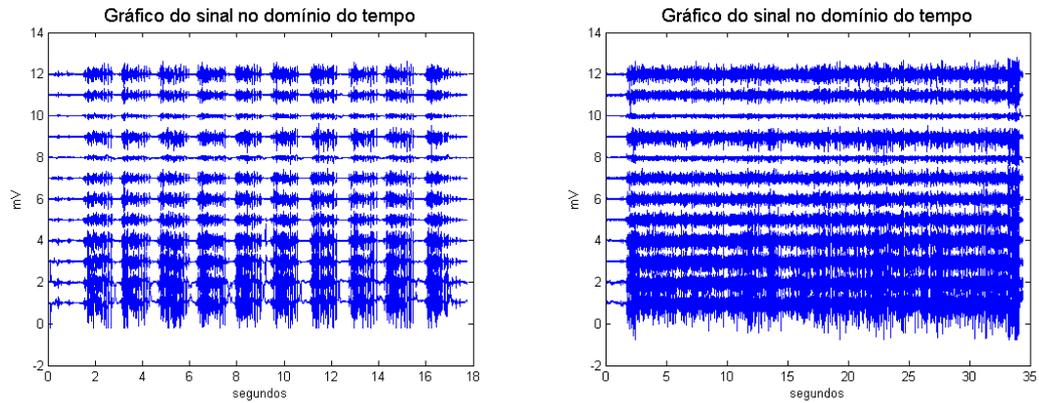
Figura 32 – Relação Sinal Ruído do sinal para o vetor OTBioelettronica para o músculo gastrocnêmio medial durante uma contração dinâmica

eletrodos anteriores, obteve-se também, bons resultados e um sinal com bom SNR (figuras 35a, 35b e 36). Entretanto, não se observa uma melhora do sinal adquirido com o eletrodo customizado em comparação com os outros dois vetores.

A tabela 2 apresenta um resumo das características encontradas para cada eletrodo:

Pode-se estipular, portanto, alguns fatores que podem ter levado a estes resultados:

- Como se adotou a recomendação do SENIAM para posicionamento de eletrodos no músculo, ao utilizar o eletrodo customizado alguns canais foram desviados da sua



(a) Figura 33 - Sinal no tempo do vetor desenvolvido por Silva (7) para o músculo gastrocnêmio medial retirando os canais defeituosos durante uma contração dinâmica
 (b) Figura 33 - Sinal no tempo do vetor desenvolvido por Silva (7) para o músculo gastrocnêmio medial retirando os canais defeituosos durante uma contração estática

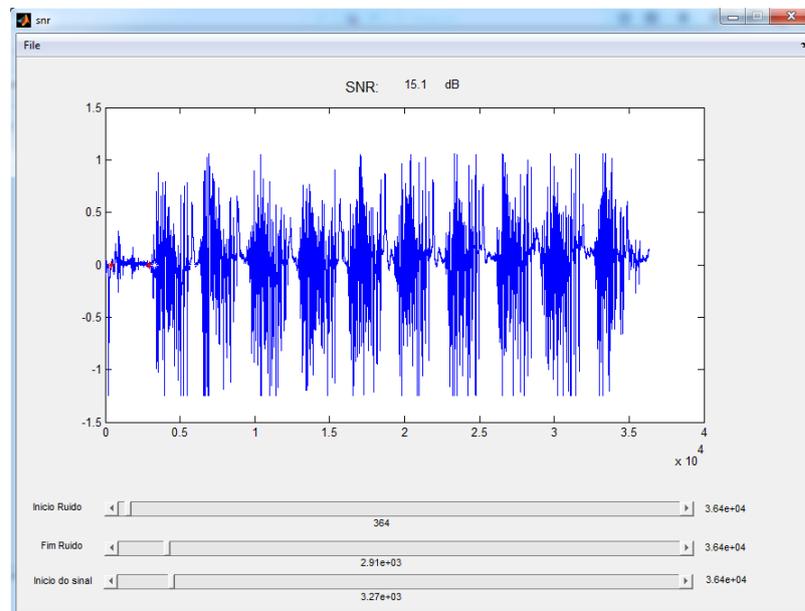
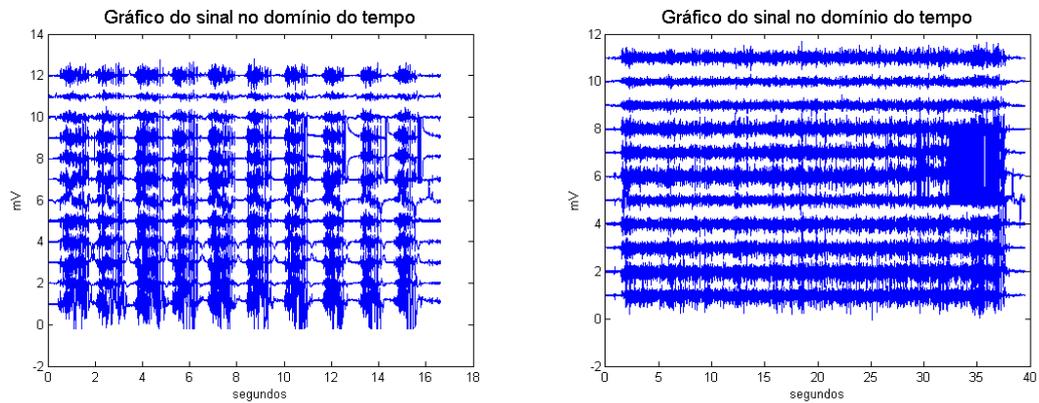


Figura 34 – Relação Sinal Ruído do sinal para o vetor desenvolvido por Silva (7) para o músculo gastrocnêmio medial durante uma contração dinâmica

Músculo	Eletrodo	Quant. de canais	Maior SNR	Menor SNR	Média SNR
lateral	OTBioelettronica	15	17.9	10.9	15.07
lateral	Silva (7)	14	19.6	10.7	13.95
lateral	Customizado proposto	11	19.4	13.7	16.8
medial	OTBioelettronica	13	25.2	16.1	20.6
medial	Silva (7)	12	19.5	11.3	16.54
medial	Customizado proposto	13	22.6	10.7	15.39

Tabela 2 – Número de canais e SNR para os músculos gastrocnêmio lateral e medial para cada eletrodo



(a) Figura 35 - Sinal no tempo do vetor customizado desenvolvido para o músculo gastrocnêmio medial retirando os canais defeituosos durante uma contração dinâmica

(b) Figura 35 - Sinal no tempo do vetor customizado desenvolvido para o músculo gastrocnêmio medial retirando os canais defeituosos durante uma contração estática

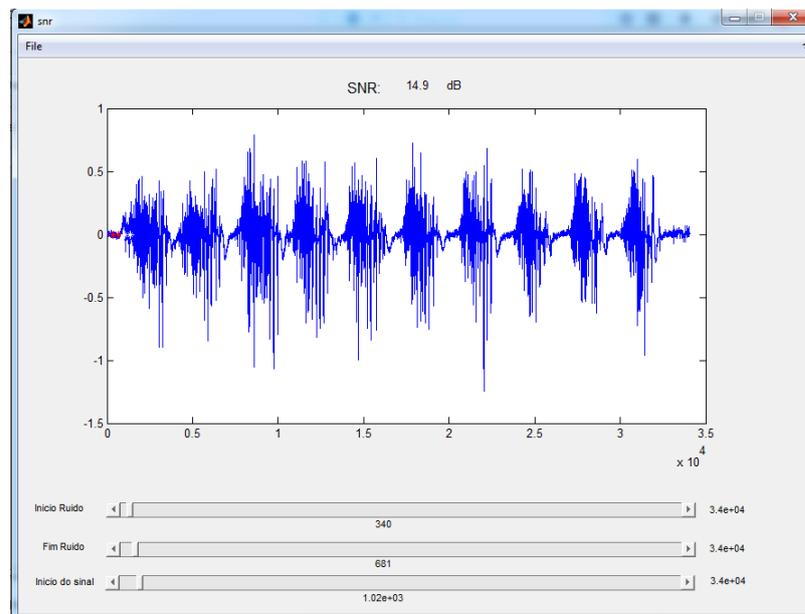


Figura 36 – Relação Sinal Ruído do sinal para o vetor customizado desenvolvido para o músculo gastrocnêmio medial durante uma contração dinâmica

região ótima provocando uma perda de qualidade no sinal;

- As inclinações e comprimentos escolhidos na fabricação do eletrodo não são as ideais e devem ser revistas;
- As fibras musculares não apresentam uma inclinação acentuada na sua distribuição, sendo bastante uniformes desde seu ponto de origem até seu ponto de inserção, assim a utilização de vetores lineares seria suficiente para aquisição de sinais EMG com boa qualidade.

Dos itens levantados, o mais interessante e fácil de abordar seria o último. Para verificar esta hipótese, poderia-se desenvolver uma base flexível em impressora 3D a qual serviria de suporte para a fixação dos eletrodos, facilitando na identificação destas regiões ótimas do sinal. A ideia seria fixar os eletrodos lineares nesta base e ajustar seu posicionamento no músculo manualmente. Uma vez encontrada a melhor região, realizaria-se a fixação do eletrodo naquela posição com a utilização de esparadrapos, por exemplo. Esta base seria útil ao fornecer maior praticidade na fixação de dois ou mais vetores em músculos penados, como o gastrocnêmio. A implementação desta ideia não foi realizada e avaliada, mas um desenho de como ficaria o protótipo pode ser visto na figura 37.

Outra abordagem, possibilitada graças à facilidade de se trabalhar com a impressora 3D, seria explorar outros tipos de customização, tais como eletrodos com IED não uniforme, um eletrodo em formato de "V" para aquisição de sinais em duas cabeças do mesmo músculo, um arranjo com o formato da superfície do músculo, etc.

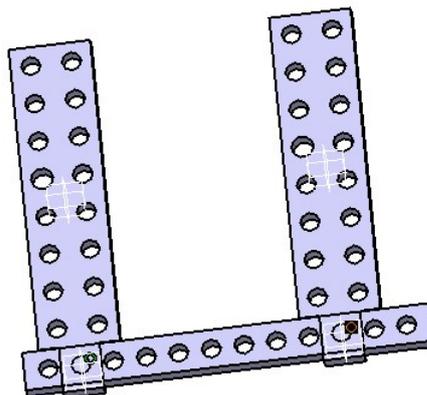


Figura 37 – Desenho feito usando o software CATIA do suporte com dois eletrodos lineares fixos

5 Conclusão

Este trabalho teve por objetivo estabelecer uma metodologia de confecção de um arranjo de eletrodos customizada para o músculo gastrocnêmio de um voluntário e verificar se estes eletrodos anatômicos teriam um melhor desempenho na aquisição dos sinais eletromiográficos em relação aos eletrodos lineares. Apesar de ter sido possível a construção destes eletrodos customizáveis com um baixo custo baseado na metodologia de Silva (7), não houve uma melhora significativa a ponto de justificar esta nova abordagem.

Observou-se também que os três eletrodos possuíram sinais com qualidades semelhantes. O eletrodo proposto por Silva (7) apresenta características bastantes interessantes, uma vez que a fabricação deste eletrodo é mais simples do que a de um eletrodo customizável dispensando o uso de uma máquina de ultrassom e apresenta um custo cerca de sessenta vezes menor em comparação ao eletrodo da OTBioelettronica de 16 canais (7). Assim, este fornece uma solução viável para a aquisição de sinais eletromiográficos.

A versatilidade da impressora 3D também merece ser mencionada, uma vez que permitiu a impressão de eletrodos com o formato desejado sem grandes dificuldades e a um custo razoável.

Para trabalhos futuros pode-se avaliar o desempenho do suporte sugerido anteriormente e explorar novas abordagens para a fabricação de eletrodos, tais como novos materiais para os ilhoses, outras formas de fixação do eletrodo na pele, avaliar outros tipos de customização além de reavaliar a metodologia proposta com a fabricação e teste de eletrodos customizáveis para mais voluntários.

Referências

- 1 GUYTON, A. C.; HALL, J. E. Contraction of skeletal muscle. In: *Textbook of Medical Physiology*. [S.l.]: Elsevier, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 15.
- 2 STALBERG, E.; FALCK, B. The role of electromyography in neurology. In: *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. [S.l.]: Elsevier, 1997. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 17.
- 3 MERLETTI, R.; HERMENS, H. J. Detection and conditioning of the surface emg signal. In: *ELECTROMYOGRAPHY Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2004. Citado 5 vezes nas páginas 8, 18, 19, 20 e 21.
- 4 MERLETTI, R. et al. Advances in surface emg: Recent progress in detection and processing techniques. In: *Critical Reviews in Biomedical Engineering*. [S.l.: s.n.], 2010. Citado 4 vezes nas páginas 8, 18, 19 e 20.
- 5 FARINA, D.; CESCO, C.; MERLETTI, R. Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface emg. *Biological Cybernetics*, 2001. Citado 3 vezes nas páginas 8, 20 e 21.
- 6 SOBOTTA, J. *Atlas de Anatomia Humana*. 21. ed. [S.l.]: Guanabara Koogan S.A., 2000. Citado 4 vezes nas páginas 8, 22, 23 e 24.
- 7 SILVA, J. P. L. da. *Desenvolvimento de eletrodos e ferramenta para processamento de sinais eletromiográficos de superfície*. 2014. Monografia de graduação. Universidade de Brasília, Faculdade Gama. Citado 14 vezes nas páginas 9, 14, 26, 29, 30, 31, 32, 34, 36, 37, 38, 39, 41 e 44.
- 8 MORITANI, T.; STEGEMAN, D.; MERLETTI, R. Basic physiology and biophysics of emg signal generation. In: *ELECTROMYOGRAPHY Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2004. Citado 3 vezes nas páginas 13, 15 e 16.
- 9 TRONTELJ, J. V.; JABRE, J.; MIHELIN, M. Needle and wire detection techniques. In: *ELECTROMYOGRAPHY Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2004. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 17.
- 10 FARINA, D.; MERLETTI, R.; STEGEMAN, D. F. Biophysics of the generation of emg signals. In: *ELECTROMYOGRAPHY Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2004. Citado na página 17.
- 11 GUEDES, L. *Electrodes and the measurements of bioelectric events*. New York: Wiley-Interscience, 1972. Citado na página 19.
- 12 MERLETTI, R.; FARINA, D.; GAZZONI, M. The linear electrode array: a useful tool with many applications. Politecnico di Torino, 2003. Citado na página 20.

- 13 CLANCY, E. A.; FARINA, D.; FILLIGOI, G. Single-channel techniques for information extraction from the surface emg signal. In: *ELECTROMYOGRAPHY Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2004. Citado 3 vezes nas páginas 22, 24 e 25.
- 14 FARINA, D.; MERLETTI, R. Comparison of algorithms for estimation of emg variables during voluntary isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2000. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 25.
- 15 SOARES, F. A. *Estudo do comportamento das variáveis eletromiográficas ao longo do ciclo menstrual*. Dissertação (Mestrado) — Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, 2007. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 34.