

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

**Desenvolvimento de eletrodos e ferramenta
para processamento de sinais eletromiográficos
de superfície**

Autor: João Paulo Lima da Silva
Orientador: Dr. Fabiano Araújo Soares

Brasília, DF
2014



João Paulo Lima da Silva

Desenvolvimento de eletrodos e ferramenta para processamento de sinais eletromiográficos de superfície

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

Universidade de Brasília - UnB

Faculdade UnB Gama - FGA

Orientador: Dr. Fabiano Araújo Soares

Brasília, DF

2014

João Paulo Lima da Silva

Desenvolvimento de eletrodos e ferramenta para processamento de sinais eletromiográficos de superfície/ João Paulo Lima da Silva. – Brasília, DF, 2014-54 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Dr. Fabiano Araújo Soares

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA , 2014.

1. Eletromiografia de Superfície. 2. eletrodo. I. Dr. Fabiano Araújo Soares. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Desenvolvimento de eletrodos e ferramenta para processamento de sinais eletromiográficos de superfície

CDU 60:621.38

João Paulo Lima da Silva

Desenvolvimento de eletrodos e ferramenta para processamento de sinais eletromiográficos de superfície

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

Dr. Fabiano Araújo Soares
Orientador

Dr. Adson Ferreira da Rocha
UnB/FGA
Convidado 1

Dr. Marcelino Monteiro de Andrade
UnB/FGA
Convidado 2

Brasília, DF
2014

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a minha família, que sempre me apoiou nessa jornada árdua de 5 anos de graduação, passou a mão na minha cabeça quando estava cansado, me colocou pra cima quando achava que estava sem forças. Fez de mim o homem que eu sou hoje.

Agradeço ao meu Orientador Dr. Fabiano Araújo Soares, que acreditou em mim iniciando um trabalho de iniciação científica que culminou nesta monografia. A paciência e calma para abraçar todos os seus alunos e projetos em todas as situações faz desse homem um ser muito generoso e honrado.

Agradecimento especial aqueles professores que tiveram a paciência de me auxiliar, sanar minhas dúvidas e dispor de suas instalações laboratoriais e equipamentos para a execução desse projeto. Dentre eles posso citar o Dr. Jake, Dra. Maria Cláudia, Dr. Marcelino e a Dra. Vera.

Esse trabalho incluiu algumas pessoas que antes eram anônimos para mim e hoje sei que posso contar com excelentes profissionais e amigos. Camila Cadena, Vitor Augusto e Filipe Tomé, muito obrigado.

Por fim, agradeço aos amigos que fiz durante toda minha vida, incluindo a graduação, que compartilharam comigo bons e maus momentos e me ajudaram a manter o foco sem nunca perder a alegria de lutar.

*“Não sou nada.
Nunca serei nada.
Não posso querer ser nada.
À parte isso, tenho em mim todos os sonhos do mundo.
(Tabacaria, Fernando Pessoa)*

Resumo

O estudo eletromiográfico para controle de próteses de membros inferiores tem sido debatido por muitos anos. Porém a dificuldade em realizar coletas durante a marcha com o acoplamento de próteses passivas tem gerado transtornos aos pesquisadores. Este trabalho visa realizar uma revisão bibliográfica sobre o domínio da eletromiografia de superfície desde a formação do sinal até a biomecânica dos músculos dos membros inferiores, a fim de detalhar o desenvolvimento de uma matriz de eletrodos que seja capaz de capturar sinais das regiões de interesse dos músculos da coxa e de uma ferramenta que seja de fácil utilização para processamento dos sinais de EMG. Os estudos mostraram que para soluções de baixo custo é possível utilizar ilhós banhados com estanho para coletar os sinais eletromiográficos, caso seja necessário uma maior resolução do sinal, a prata se mostra a mais recomendada. Para servir de base para os metais o material impresso com o auxílio da impressora 3D gerou resultados positivos. A ferramenta desenvolvida torna mais simples o processamento de sinais eletromiográficos, podendo ser utilizada por profissionais e estudantes que não possuem conhecimento em linguagem de programação, nem conhecimento avançado em processamento de sinais.

Palavras-chaves: eletromiografia de superfície. eletrodo. prótese. músculos dos membros inferiores.

Abstract

The electromyographic study for control prosthetic legs has been debated for many years. However, the difficulty in completing acquisitions during gait with the coupling of passive prostheses have generated much difficulty to researchers. This work aims to literature review about the field of surface electromyography signal from the formation of that signal to the biomechanics of the lower limb muscles, in order to attain the development of an array of electrodes that is capable of capturing signals from regions of interest on the muscles of thigh and a tool that is easy to use for processing the EMG signals. Studies have shown that for low-cost solutions can be used with tin-plated eyelets to collect electromyographic signals. If a higher resolution signal is necessary, silver is the most recommended shows. To serve as a basis for metals, printed material with the aid of 3D printer returned positive results. The developed tool makes easy the processing of EMG signals and can be used by professionals and students who have no knowledge in programming language, or advanced knowledge in signal processing.

Key-words: surface electromyography. electrode. prosthesis. lower limb muscles.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Prótese de membro inferior em desenvolvimento no LARA	14
Figura 2 – Representação esquemática de uma unidade motora e seus componentes	16
Figura 3 – Características do sinal do músculo	17
Figura 4 – Músculos anteriores da coxa.	18
Figura 5 – Músculos posteriores da coxa.	19
Figura 6 – Espectro do ruído de três eletrodos comerciais testados	20
Figura 7 – Matriz de ilhoses banhados de prata em tecido.	21
Figura 8 – Impressora 3D modelo Prusa Mendel	22
Figura 9 – Eletrodo ativo bipolar impresso na Impressora 3D.	22
Figura 10 – Região de boa propagação, o tendão e a zona de inervação	23
Figura 11 – Localização dos pontos de inserção e posicionamento dos músculos . .	23
Figura 12 – Prótese exoesquelética transfemoral	24
Figura 13 – Prótese ativa e suas aplicações	25
Figura 14 – Sinal eletromiográfico e estimadores de amplitude	26
Figura 15 – Sinal eletromiográfico simulado, frequência média e frequência mediana.	27
Figura 16 – eletromiógrafo utilizado da OT Bioelettronica	30
Figura 17 – Cadeira Extensora En Dynamic da Enraf-Nonius	30
Figura 18 – Matriz 4x4 impressa na impressora 3D	32
Figura 19 – Vetor 1x8 confeccionado em couro sintético	32
Figura 20 – Matriz 2x8 impressa na impressora 3D	33
Figura 21 – Eletrodos bipolares confeccionados em prata	33
Figura 22 – Janela principal da ferramenta do processamento de sinais	35
Figura 23 – Sinal da Matriz 4x4 retirando os canais defeituosos	36
Figura 24 – Arranjo linear de 16 eletrodos	37
Figura 25 – Sinal do vetor retirando os canais defeituosos	37
Figura 26 – Sinal da Matriz 2x8 retirando os canais defeituosos	38
Figura 27 – Sinal do eletrodo bipolar de prata alojado no couro sintético.	39
Figura 28 – Sinal do eletrodo bipolar de prata alojado em silicone.	40
Figura 29 – Gráficos no domínio do tempo	42
Figura 30 – Gráficos no domínio da frequência	43
Figura 31 – Gráficos do estimador ARV	44
Figura 32 – Gráficos do estimador MNF	45
Figura 33 – Abertura de um arquivo utilizando a ferramenta	51
Figura 34 – Seleção da quantidade de canais utilizados na ferramenta.	52
Figura 35 – Gráficos possíveis de visualização	52
Figura 36 – Janela para seleção de filtro na ferramenta	52

Figura 37 – Janela para seleção da velocidade de condução na ferramenta	53
Figura 38 – Janela para cálculo do SNR	54

Lista de tabelas

Tabela 1 – Músculos agrupados de acordo com seus movimentos possíveis	19
Tabela 2 – Valores dos eletrodos comerciais e dos eletrodos deste trabalho	39
Tabela 3 – Razão sinal ruído dos eletrodos utilizados.	40

Lista de abreviaturas e siglas

ARV	Average Rectified Value, Valor Médio Retificado.
CV	Conduction Velocity, Velocidade de Condução.
EMG	Eletromiografia.
GPDS	Grupo de Processamento Digital de Sinais
IZ	Inervation Zone, Zona de Inervação.
LARA	Laboratório de Robótica e Automação
LEI	Laboratório de Engenharia e Inovação.
MDF	Median Frequency, Frequência Mediana.
MNF	Mean Frequency, Frequência Média.
MU	Motor Unit, Unidade Motora.
MUAP	Motor Unit Action Potencial, Potencial de Ação da Unidade Motora
RMS	Root Mean Square, Valor Eficaz.
S-EMG	Surface Electromyography, Eletromiografia de Superfície.
SNR	Signal Noise Ratio, Razão sinal Ruído.

Sumário

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	Objetivos	14
1.1.1	Objetivo Geral	14
1.1.2	Objetivo Específico	15
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	16
2.1	Fisiologia do sinal eletromiográfico	16
2.2	Detecção e condicionamento do sinal de EMG de Superfície	17
2.3	Biomecânica dos membros inferiores	18
2.4	Materiais para Eletrodos	19
2.4.1	Interface eletrodo-pele	19
2.4.2	Materiais para acomodação dos eletrodos	20
2.5	Posicionamento dos Eletrodos nos Membros Inferiores	21
2.6	Próteses	23
2.6.1	Prótese Passiva	23
2.6.2	Prótese Ativa	24
2.7	Processamento de sinais de EMG	24
3	MATERIAIS E MÉTODOS	29
3.1	Materiais	29
3.1.1	Confecção do eletrodo	29
3.1.2	Aquisição do sinal eletromiográfico	29
3.2	Local de Aquisição	31
3.3	Métodos	31
3.3.1	Eletrodos	31
3.3.2	Ferramenta para processamento do sinal eletromiográfico	34
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	36
4.1	Eletrodos	36
4.2	Ferramenta	40
5	CONCLUSÃO	46
	Referências	48
	ANEXO A – TUTORIAL FERRAMENTA MATLAB	51

1 Introdução

Segundo dados do Sistema de Informação Hospitalar (SIH/SUS), ocorreram 49.165 amputações no Sistema Único de Saúde no ano de 2011. Sendo que 80% das amputações de membros inferiores são realizadas em pacientes com doença vascular periférica e/ou diabetes [1]. As amputações por causas traumáticas prevalecem em acidentes de trânsito e ferimentos por arma de fogo, sendo essa a segunda maior causa [1].

Com o intuito de devolver aos amputados o maior grau de movimentos possíveis, próteses ativas tem sido alvo de estudo de diversos pesquisadores como Alves [2], Pantall et al. [3], Klotz et al. [4]. Esses autores focaram na utilização do sinal eletromiográfico de superfície (S-EMG) para controle de próteses para membros inferiores.

O estudo do sinal de EMG vem sendo desenvolvido desde 1912 quando H. Piper usou um galvanômetro de corda para registrar as variações dos potenciais musculares [5]. Esse instrumento foi desenvolvido a priori para registrar variações minúsculas dos potenciais elétricos dos músculos cardíacos [6], o funcionamento era simples, uma das pontas do mesmo era conectada aos eletrodos de registro, a medida que as variações elétricas recolhidas nos eletrodos chegavam ao filamento, o mesmo oscilava de um lado para o outro. Um raio de luz era incidido sobre a superfície prateada do filamento, de tal maneira que o ângulo formado com o mesmo fosse ampliado muitas vezes, e caindo sobre a janela de uma escala visualizada com uma lente de aumento. Essa técnica deu origem as técnicas mais avançadas que se tem hoje utilizando o princípio da variação de potencial.

O sinal de EMG segue sendo estudado nas suas diversas aplicações, devido a peculiaridade de cada aplicação. Para o controle de próteses é necessário validar trabalhos de outros pesquisadores e desenvolver tecnologias que se adaptem a realidade existente na Universidade de Brasília. O Laboratório de Robótica e Automação (LARA) e o Grupo de Processamento Digital de Sinais (GPDS), vinculados ao Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade de Brasília, possuem em uma de suas parcerias o desenvolvimento de uma prótese robótica que vem sendo alvo de estudo desde 2005 por diversos pesquisadores [7]. O estado atual da prótese pode ser visto na Fig. 1. A mesma ainda não possui resposta para o sinal de EMG sendo este trabalho continuação do trabalho desenvolvido por Alves [2].

A maior dificuldade encontrada por Alves, foi inserir os eletrodos dentro do soquete da prótese passiva dos voluntários, para realizar uma análise durante a marcha. O presente trabalho visa sanar esse problema desenvolvendo um novo tipo de eletrodo e otimizando as regiões de aquisição de forma a garantir um reconhecimento refinado das intensões de movimento.

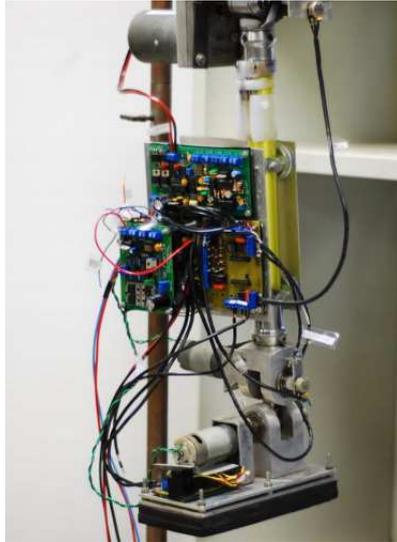


Figura 1 – Prótese de membro inferior em desenvolvimento no LARA

Este trabalho possui a seguinte estrutura: No Capítulo 2 será realizada uma revisão teórica sobre a fisiologia do sinal eletromiográfico, como fazer para realizar a aquisição do sinal, a biomecânica dos membros inferiores, os materiais mais comuns utilizados para confecção de eletrodos, os principais tipos de próteses existentes e os principais estimadores que podem ser extraídos de sinais eletromiográficos. No capítulo 3 serão apresentados os materiais utilizados para confecção dos eletrodos testados, os materiais utilizados para a tricotomia da pele e captação do sinal eletromiográfico e a metodologia utilizada para a confecção dos eletrodos e da ferramenta para processamento de sinais eletromiográficos. No capítulo 4 serão mostrados e discutidos os resultados dos eletrodos produzidos bem como os sinais coletados pelos mesmos e processados pela ferramenta citada e por fim será dada as considerações finais.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

O presente trabalho tem por objetivo a confecção de uma matriz de eletrodos que se adapte a coxa de pessoas com os membros intactos para a realização do mapeamento dos músculos para um futuro controle de próteses ativas. Também é objetivo, incluir materiais e designs para a matriz de eletrodos de forma que a malha se adapte a pessoas que possuem amputação transfemoral para que a mesma possa ser utilizada junto com o soquete das próteses.

1.1.2 Objetivo Específico

Os objetivos podem ser detalhados nas três etapas que constituem esse trabalho: Instrumentação biomédica, aquisição do sinal eletromiográfico e processamento do sinal. Quanto a instrumentação biomédica esse trabalho se propõe a:

- Realizar um levantamento bibliográfico das alternativas existentes para que se possa encontrar uma solução de baixo custo para confecção da matrizes de eletrodos.
- Confeccionar uma matriz de eletrodos para que se possa efetuar a aquisição do sinal eletromiográfico da coxa.

Quanto a aquisição de sinais eletromiográficos esse trabalho se propõe a:

- Realizar um levantamento bibliográfico dos protocolos utilizados para aquisição de sinais eletromiográficos dos membros inferiores.
- Realizar a aquisição do sinal eletromiográfico utilizando a melhor metodologia para que se possa validar a utilização dessa nova matriz de eletrodos para trabalhos futuros.

Quanto ao processamento do sinal esse trabalho se propõe a:

- Realizar um levantamento bibliográfico dos principais estimadores utilizados para controle de próteses e avaliação do sinal eletromiográfico da coxa.
- Aprimorar a ferramenta desenvolvida por Soares [8] e Salomoni [9] para facilitar o processamento eletromiográfico dessa matriz de eletrodos.

2 Fundamentação Teórica

2.1 Fisiologia do sinal eletromiográfico

Para entender o sinal eletromiográfico é necessário entender o princípio de funcionamento dos músculos. Os músculos são constituídos por tecidos musculares que através da contração e extensão das fibras musculares realizam as atividades para que são destinados. Os movimentos musculares voluntários são controlados através de impulsos elétricos enviados pelo cérebro, passando pelo sistema nervoso central e finalmente alcançando a zona de inervação (IZ, da sigla em inglês, innervation zone) e as unidades motoras (MU, da sigla em inglês, Motor Unit). Uma MU é composta de neurônio motor- α da medula espinal até a zona de inervação [5], sendo que um neurônio motor- α , ou neuro motor, é capaz de receber impulsos nervosos de outros nervos através dos dendritos, passando pelo axônio e gerando um potencial de ação nos músculos (Fig. 2).

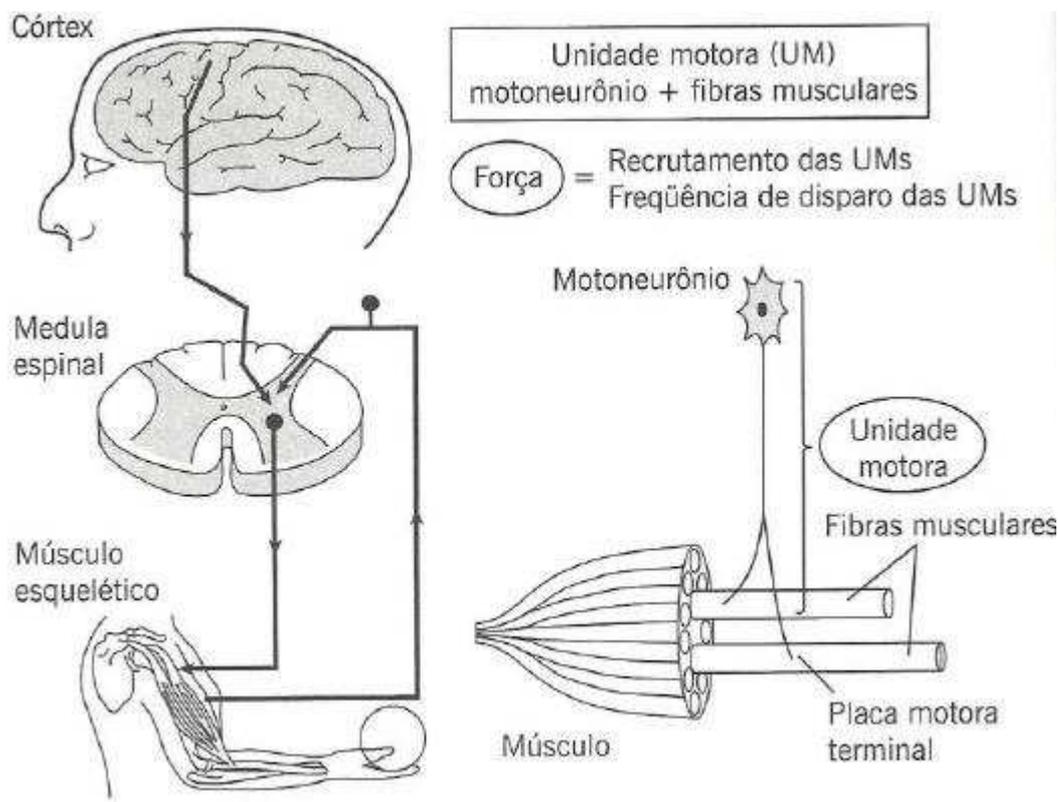


Figura 2 – Representação esquemática de uma unidade motora e seus componentes, adaptado de Komi, [10].

O número de MU's variam de 100 unidades para pequenos músculos das mãos, como o abductor pollicis, para mais de 1000 unidades para grandes músculos dos membros, como o bíceps braquial, [11]. A Figura (3) mostra um sinal característico isolado

de uma MU de um músculo de contração rápida em comparação com um músculo de contração lenta, mostrando a amplitude máxima do sinal com relação a força executada pelo músculo.

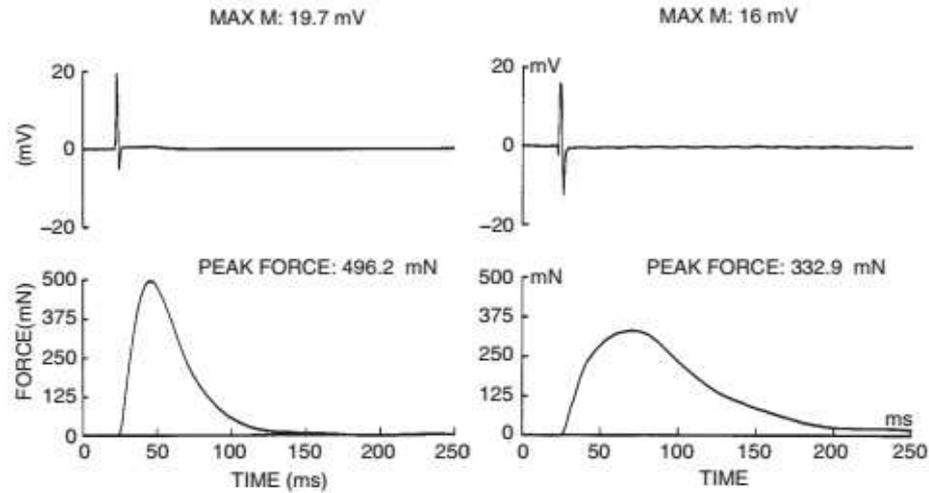


Figura 3 – Características do sinal do músculo extensor dos dedos(EDL) a esquerda, que é de contração rápida, e a direita do sóleo (SOL) que é um músculo de contração lenta, adaptado de Moritani et al.,[12].

2.2 Detecção e condicionamento do sinal de EMG de Superfície

Para capturar os potenciais de ação é necessário toda uma instrumentação eletrônica. O foco deste trabalho será dado a captura de sinais de EMG através de eletrodos de superfície ou S-EMG. Os eletrodos possuem a função de captar os sinais do músculo e envia-los para uma unidade de amplificação e processamento [13]. Quando se utiliza eletrodos de superfície, é muito difícil capturar apenas o sinal de uma fibra. O que se nota na superfície é a soma de vários potenciais de ação das unidades motoras (MUAP, da sigla em inglês, motor unit action potential) que estão mais próximas do eletrodo e que estão sincronizadas formando juntas uma diferença de potencial grande o suficiente para passar toda a camada de tecidos, chamada de volume condutor, que existe entre o eletrodo e as fibras musculares. Essas camadas de tecido tendem a propagar o sinal não só no sentido perpendicular da unidade geradora, mas também pode alcançar outros eletrodos, gerando cross-talk [14]. Infelizmente, efetuar estudos invasivos requer muito mais cuidado, são mais difíceis de serem aprovados pelos comitês de ética e para controle de próteses pode gerar desconforto ao usuário e inflamações. Algumas medidas podem ser tomadas para melhorar a qualidade do sinal. É necessário manter a estabilidade mecânica entre o contato pele e eletrodo e utilizar amplificadores com alta impedância de entrada sendo estes dois parâmetros amplamente discutidos na literatura e vários procedimentos são feitos de acordo com o protocolo e a região onde será coletado o sinal. É comum a realização de assepsia (remoção dos pelos, limpeza, utilizar abrasivos para retirar a camada

morta de tecidos, etc) e utilizar gel condutor para melhorar o contato com os eletrodos que muitas vezes possuem camadas de prata ou ouro que são bons condutores [15].

2.3 Biomecânica dos membros inferiores

Para controle de próteses para pessoas com amputação transfemoral o ideal é que se capture sinais apenas dos músculos da coxa, tendo em vista que colocar eletrodos nos músculos do glúteo pode causar desconforto ao amputado durante a marcha, para isso é necessário entender quais são e como funcionam cada músculo da coxa.

Os músculos da coxa podem ser divididos em três grupos de acordo com sua localização e que também está intimamente ligado com a função dos mesmos. Estes grupos são: anteriores, posteriores e adutores. Em geral, os músculos anteriores estão ligados ao movimento de extensão e os posteriores estão ligados ao movimento de flexão [16].

Dentre os músculos anteriores o maior é o quadríceps femoral que é dividido em quatro: o reto femoral que é cercado pelo vasto intermédio, vasto medial e o vasto lateral (Fig. 4). Todos os quatro músculos estão ligados a patela. O sartório corre superficialmente e obliquamente para baixo na face anterior da coxa e age como um flexor tanto no quadril e no joelho, mas, devido a seu curso oblíquo, também contribui para a rotação medial da perna.

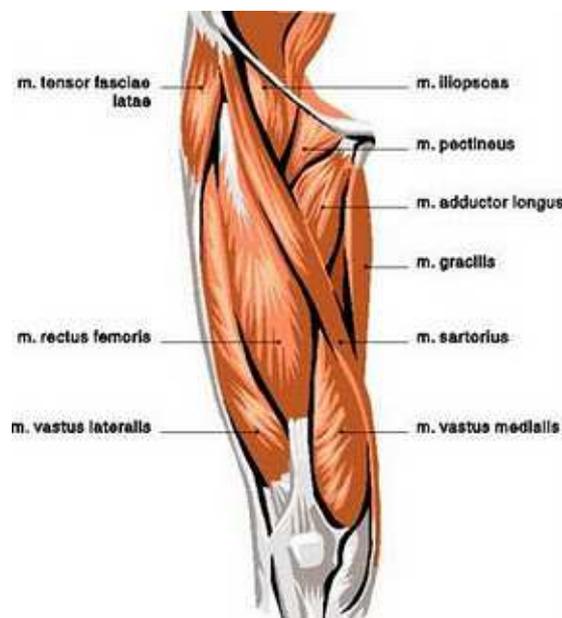


Figura 4 – Músculos anteriores da coxa.

Dentre os músculos posteriores destaca-se o bíceps femoral que possui duas cabeças, uma longa e uma curta (Fig. 5). O bíceps femoral flexiona a articulação do joelho e gira a perna flexionada lateralmente sendo a única rotação lateral do joelho e, assim, tem de se opor a toda rotação medial. Além disso, a cabeça longa se estende da articulação do

quadril. O semimembranoso e semitendinoso possuem a mesma origem do bíceps femoral e basicamente a mesma função: produzir extensão na articulação do quadril, flexionar e realizar a rotação medial no joelho. A Tabela (1) separa os músculos de acordo com a sua função.

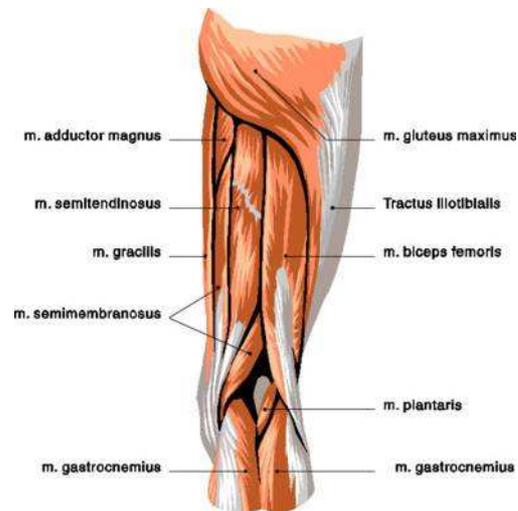


Figura 5 – Músculos posteriores da coxa.

Tabela 1 – Músculos agrupados de acordo com seus movimentos possíveis

Movimento	Músculos(em ordem de importância)
Extensão	Quadríceps Femoral, Tensor da Fásia Lata*
Flexão	Semimembranoso, Semitendinoso, Bíceps Femoral, grácil, Sartório, Poplíteo, Gastrocnêmio
Rotação medial	Semimembranoso, Semitendinoso, Bíceps Femoral,
Sartório, Poplíteo	
Rotação Lateral	Bíceps Femoral, Tensor Fásia Lata*

*Assistência insignificante

2.4 Materiais para Eletrodos

2.4.1 Interface eletrodo-pele

Todos os eletrodos possuem uma área de captação que fica em contato com a pele para que a corrente iônica bioelétrica seja convertida para uma corrente formada por elétrons, através do processo de oxirredução. Infelizmente, metais como o aço, cobre e ferro tendem a formar óxidos em contato com o ar e a água. Então os requisitos mínimos para a confecção dos eletrodos deste trabalho, foram: baixo custo, baixo ruído, bons condutores e serem de fácil manuseio.

A maioria dos artigos neste campo estão focados no processamento dos sinais colhidos e negligenciam o sistema de eletrodos adotados. Hermens et al [17], analisou 144

publicações e em 57% delas os materiais não eram mencionados e em 61% delas o formato e tamanho dos eletrodos não eram mencionados.

Merletti et al [18], afirma que os melhores materiais para a confecção do eletrodos são a prata e a prata clorada (Ag e AgCl) por apresentarem do baixo ruído, estabilidade, e uma impedância relativamente independente da frequência.

Huigen et al [19] realizaram um experimento utilizando 2 eletrodos que possuíam sua parte metálica feita de prata clorada e um de estanho. Um dos experimentos testados pelos pesquisadores foi colocando dois eletrodos face a face para tentar encontrar ruídos entre a interface metal-eletrólito. Os testes revelaram que o ruído em todos os 3 eletrodos testados é menor que o ruído do amplificador como pode ser observado na figura 6. Esse experimento abre a possibilidade de testar ambos os metais para confeccionar novos eletrodos.

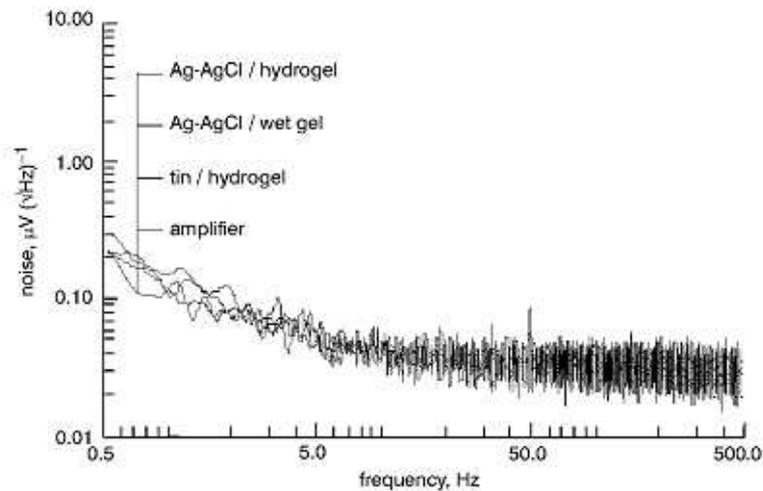


Figura 6 – Espectro do ruído de três eletrodos comerciais testados colocados face a face e do amplificador com uma entrada pequena. Os ruídos dos eletrodos não excederam o ruído do amplificador (1.0 μVrms). (Adaptado de Huigen et al, [19])

2.4.2 Materiais para acomodação dos eletrodos

As partes metálicas precisam estar acomodadas em algum material de forma a garantir a distância intereletródica e a durabilidade das matrizes e vetores confeccionadas. Alguns materiais foram encontrados na literatura, podendo estes serem replicados de forma a alcançar os resultados esperados. Alguns desses materiais serão descritos abaixo.

1. Couro Sintético

Merletti et al [18], criaram uma matriz de eletrodos que possa ser vestida (Fig. 7). A publicação não cita muitos detalhes da matriz, apenas que utiliza ilhoses

banhados de prata aplicados a uma roupa. Dentro dos ilhoses foi inserido gel condutor. O Couro fora escolhido por ser inextensível, preservando assim a distância inter-eletródica. Além disso, contou o fato do couro ser mais resistente ao calor que outros tecidos, facilitando assim a solda de modo manual dos fios e dos metais que constituem o eletrodo.

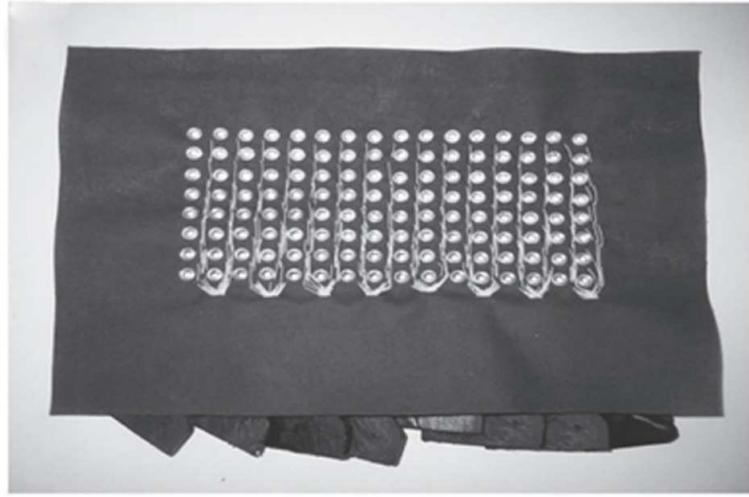


Figura 7 – Matriz de ilhoses banhados de prata em tecido. Gel condutivo é injetado dentro dos ilhoses. Adaptado de Merletti et al. [18]

2. Impressora 3D

As impressoras 3D oferecem a diversos pesquisadores, hobbistas e profissionais das mais diversas áreas, a possibilidade de realizar produtos e prototipagens de maneira simples, rápida e na maioria das vezes de baixo custo e quando o custo é elevado, a qualidade das impressões e a diversidade dos materiais em que são impressos chamam a atenção. Lopes e Almeida[20] imprimiram uma prótese de mão em uma impressora do modelo Prusa Mendel (Fig. 8), da Organização RepRap [21]. Para o controle dessa prótese fora confeccionado um eletrodo ativo desenvolvido por Tomé et al[22]. Os contatos elétricos foram projetados com liga Ag/AgCl e dimensões de 1 x 10 mm. O suporte do eletrodo foi impresso na impressora 3D e suas dimensões são de 25 x 30 mm (Fig. 9). O baixo custo, a velocidade das impressões, a qualidade e a capacidade de produzir eletrodos personalizáveis tornam a impressora 3D uma excelente ferramenta para prototipagem e confecção dos eletrodos.

2.5 Posicionamento dos Eletrodos nos Membros Inferiores

O correto posicionamento dos eletrodos garante que ele fique em uma região de boa propagação, excluindo assim o tendão e a zona de inervação conforme mostra a figura 10.

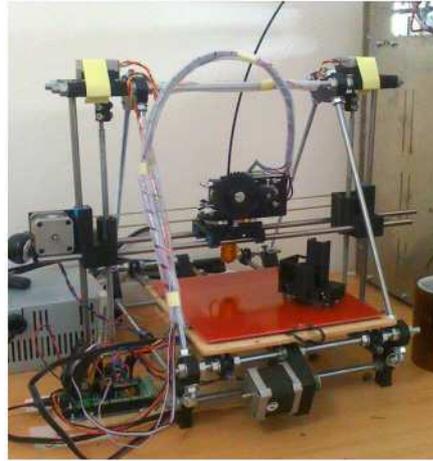


Figura 8 – Impressora 3D modelo Prusa Mendel. Adaptado de Borges e Almeida [20].



Figura 9 – Eletrodo ativo bipolar impresso na Impressora 3D. Adaptado de Borges e Almeida [20].

O projeto SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) é uma ação combinada europeia, no programa de pesquisa em saúde e biomédica (BIOMED II) da União Europeia, e sugere os locais de origem, inserção e função do músculos, bem como os procedimentos básicos para cada tipo de músculo como a posição inicial, tamanho do eletrodo, distância inter-eletródica, localização do eletrodo, orientação, fixação na pele e a correta localização para o eletrodo de referência. Todos os músculos são seguidos de suas respectivas imagens com seus pontos de inserção e recomendação de localização do eletrodo como na figura 11. Tais recomendações foram seguidas para coletar os sinais neste trabalho.

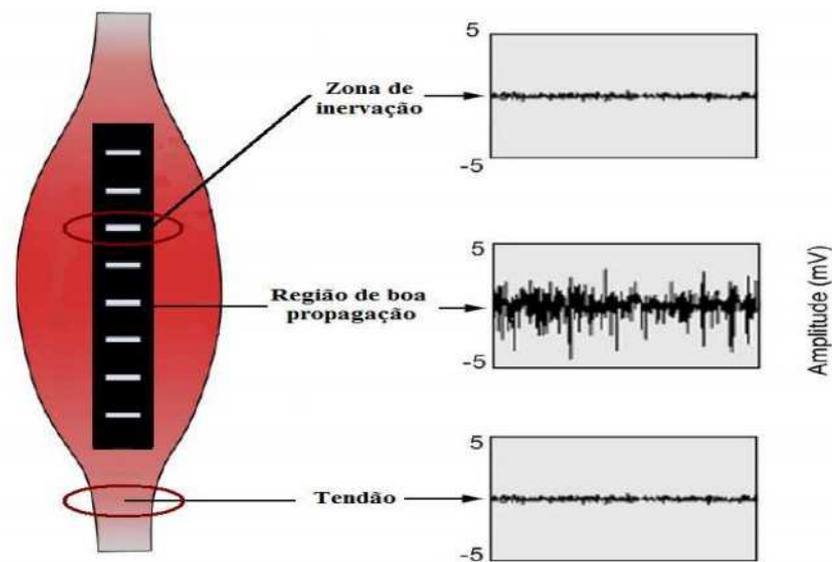


Figura 10 – Identificação da Região de boa propagação, o tendão e a zona de inervação para melhorar o posicionamento do eletrodo

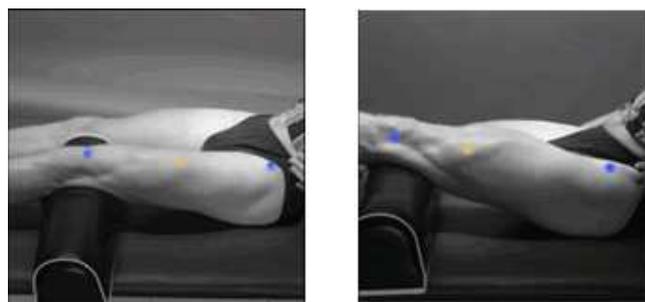


Figura 11 – Localização dos pontos de inserção em azul e posicionamento dos eletrodos em amarelo nos músculos a) reto femoral b) vasto lateral. Adaptado de SENIAM.

2.6 Próteses

2.6.1 Prótese Passiva

A fim de tentar devolver a autonomia da marcha a pacientes amputados, a cada dia são feitos mais estudos com o objetivo de desenvolver próteses com baixa complexidade de uso, baixo custo, e conforto suficiente para o paciente. Chamlian e Melo [23], fizeram uma avaliação funcional em pacientes amputados de membros inferiores com o intuito de verificar a mobilidade e a independência pessoal.

Queiroz [24] fez um estudo sobre próteses a fim de desenvolver cartuchos para próteses de membros inferiores. Existem diversos tipos de próteses conforme a necessidade e a condição do amputado, a altura da amputação, o membro amputado entre outros. Aqui vamos citar o tipo mais comum de prótese passiva para o problema que será tratado neste estudo, a prótese exoesquelética (Fig. 12). Ela é indicada para amputação transfemoral, com ou sem impulsor, livre ou com trava ou com freio de atrito contínuo, joelho mono eixo,

com pé SACH ou articulado.



Figura 12 – Prótese exoesquelética transfemoral, Adaptado de Alves [2].

2.6.2 Prótese Ativa

Com a evolução da tecnologia, começou a busca por materiais mais leves e resistentes, como o polipropileno, malhas de fibra sintética e reforços em aço carbono, próteses que se adaptam ao maior número de cotos possíveis como citado por Queiroz[24], articulações inteligentes que acompanham o movimento do paciente, melhorando a estabilidade e diminuindo o esforço do amputado. Um exemplo de solução nacional é a prótese modular dotada de alta tecnologia com joelhos computadorizados da Ortopedia São José (Fig. 13). Porém, soluções como essa apresentam um alto valor que não está acessível para a maioria da população brasileira.

2.7 Processamento de sinais de EMG

Ferreira et al. [25], fizeram levantamentos sobre as principais ferramentas utilizadas para avaliar sinais eletromiográficos, destacando os estimadores de amplitude, estimadores estatísticos, estimadores espectrais, além de filtros e outras técnicas comuns citadas por vários pesquisadores da área de eletromiografia. Neste trabalho será apresentado os estimadores mais comuns da literatura.

O primeiro estimador a ser citado é a velocidade de condução (CV, da sigla em inglês, conduction velocity) que pode ser utilizada para avaliar características teciduais

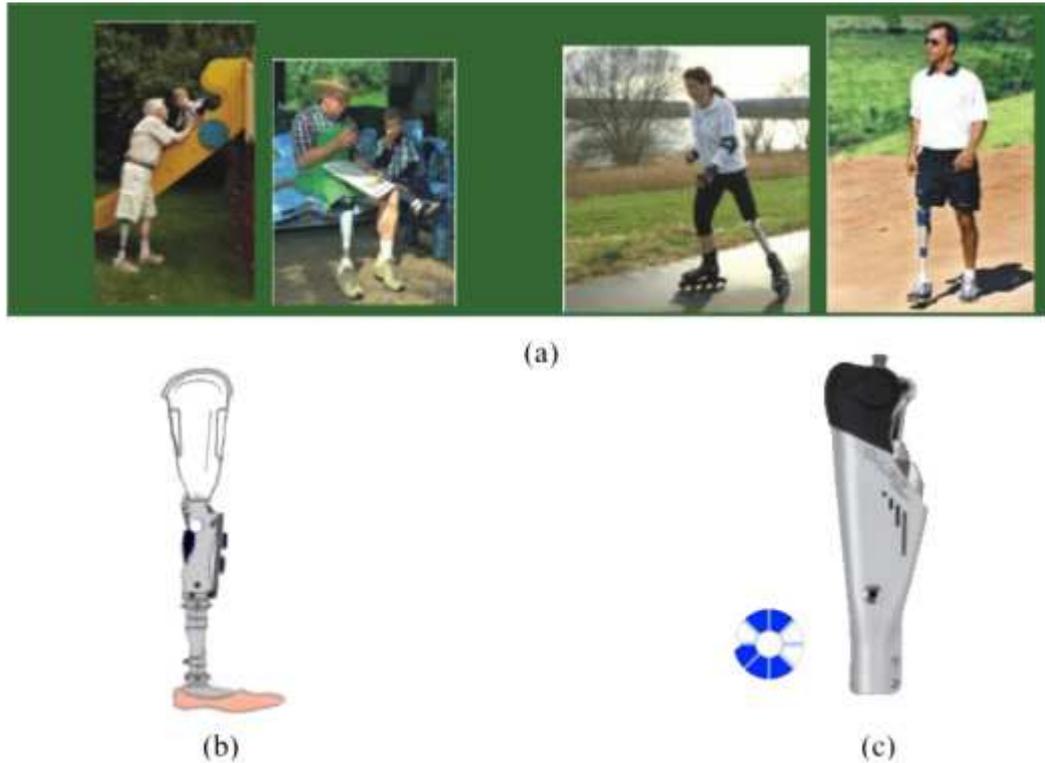


Figura 13 – a) Grande número de graus de movimento e estabilidade com prótese ativa, b) modelo da prótese, c) joelho da prótese, Adaptado de Ortopedia São José, 2004.

assim como a fadiga muscular [8]. O algoritmo utilizado neste trabalho é uma adaptação do que foi desenvolvido por Farina [26], sendo que o mesmo já foi testado e validado por Soares [8]. Primeiro é aplicado um filtro passa faixa diferencial, com o intuito de reduzir o ruído e acentuar os picos o filtro é modelado conforme a equação 2.1,

$$y[n] = x[n + 1] - x[n - 1] \quad (2.1)$$

Onde $x[k]$ representa a k -ésima amostra do sinal original e $y[k]$ corresponde a k -ésima amostra do sinal filtrado. Em seguida modelou-se matematicamente o sinal. Idealmente cada canal $y_k(t)$ é diferente dos outros apenas por um atraso. Na forma discreta tem-se:

$$\hat{s}[n] = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^k y_k[n + (i - 1)\theta] \quad (2.2)$$

onde θ é o desvio de fase(atraso) e $\hat{s}[n]$ é a medida do sinal.

Assumindo-se a CV constante no intervalo calculado, e uma vez conhecida a distância intereletrodo, a estimação do atraso permite o cálculo direto da CV. Para isso, pode-se definir o estimador de máxima verossimilhança para definir o valor do atraso que minimiza o erro quadrático médio de todos os sinais com relação ao sinal de base. O erro

quadrático médio é dado pela soma dos erros quadráticos individuais.

$$e_{MLE}^2 = \sum_{k=1}^K e_k^2 \quad (2.3)$$

Onde:

$$e_k^2 = \sum_{n=1}^N \left(y_k[n] - \frac{1}{K-1} \sum_{i=1, j=k}^K y_m[n + (i-k)\theta] \right)^2 \quad (2.4)$$

N é o número total de amostras do sinal.

Para evitar problemas de inexatidão, é necessário transportar o erro quadrático médio para o domínio da frequência onde se torna uma variável continua sem limite de exatidão. Para se determinar o valor de θ pode-se encontrar um valor de θ para qual a derivada de primeira ordem se torna zero, aplicando o método de resolução numérica de Newton, assim tem-se:

$$e_k^2 = \frac{2}{N} \sum_{n=1}^{N/2} \left(\frac{1}{K-1} \sum_{i=1, j=k}^K Y_i[n] e^{\frac{j2\pi \cdot n \cdot (i-k)\theta}{N}} - Y_k[n] \right)^2 \quad (2.5)$$

Utilizando do valor θ que minimiza a função erro descrita acima e a distância intereletrodica é possível calcular a velocidade de condução.

Para análise da amplitude do sinal e estudo do crescimento e decaimento do mesmo serão aplicados os estimadores do valor retificado médio (ARV, da sigla em inglês, Average Rectified Value) e do valor eficaz (RMS, da sigla em inglês, Root Mean Square), pois ambos são capazes de analisar a amplitude desconsiderando ruídos e picos que por ventura possam estar espalhados por todo o sinal conforme mostrado na Figura (14).

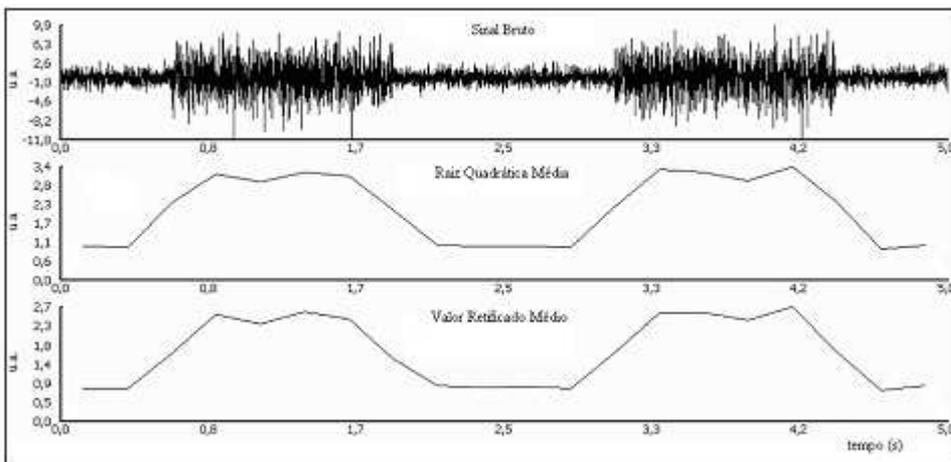


Figura 14 – Sinal eletromiográfico após duas contrações isométricas e os dois estimadores de amplitude RMS e ARV. Adaptado de Ferreira et al.[25].

O ARV é calculado utilizando-se a equação 2.6 para cada um dos canais diferenciais.

$$ARV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |y_i| \quad (2.6)$$

onde y_i é a i -ésima amostra do sinal e N é o número total de amostras. O valor RMS é calculado pela equação 2.7.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |y_i|^2} \quad (2.7)$$

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

Para análise do espectro do sinal serão utilizados os estimadores de frequência média (MNF, da sigla em inglês, Mean Frequency) e frequência mediana (MDF, da sigla em inglês, Median Frequency), pois ambos apresentam vantagens e desvantagens. Os valores MDF são menos suscetíveis a ruído e os valores MNF são mais sensíveis a fadiga [8]. Para a análise de fadiga, por exemplo, os estimadores de frequência tendem a cair ao longo do tempo como pode ser notado na figura 15.

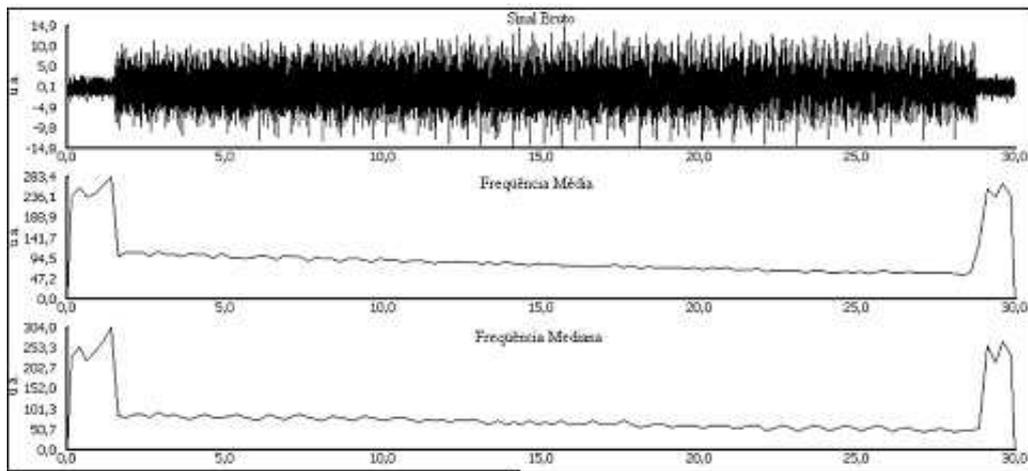


Figura 15 – Sinal eletromiográfico simulado em contração sustentada, frequência média e frequência mediana. Observe a inclinação temporal negativa dos estimadores de frequência média e mediana devido a fadiga. Adaptado de Ferreira et al.[25].

A MNF é calculada em todos os canais por meio da equação 2.8,

$$MNF = \frac{\sum_{i=1}^{\frac{f_s}{2}} f_i P_i}{\sum_{i=1}^{\frac{f_s}{2}} P_i} \quad (2.8)$$

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.

A MDF é calculada pela equação 2.9,

$$\sum_{i=1}^{f_{med}} P_i = \sum_{i=f_{med}}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i \quad (2.9)$$

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

Uma medida importante para comparar a qualidade do sinal do novo eletrodo é a relação entre o sinal e o ruído (SNR). O SNR é dado por:

$$SNR = 10 \log_{10} \frac{P_s^2}{P_n^2} \quad (2.10)$$

Onde P_s^2 é a potência do sinal ao quadrado e P_n^2 é a potência do ruído ao quadrado. Essa informação nos fornece o quão grande está o ruído em relação ao sinal em dB. Bonato et al [27] aplicaram um método estatístico para detecção da ativação muscular em sinais de S-EMG. O algoritmo apresentado obteve sucesso de 99% na detecção de ativação muscular para sinais com SNR superiores a 10 dB. Isso estabelece um limiar inferior para o SNR do eletrodo desenvolvido neste trabalho.

3 Materiais e Métodos

3.1 Materiais

3.1.1 Confeccção do eletrodo

Para confeccção dos eletrodos, foram utilizados materiais de baixo custo, fáceis de encontrar no mercado e que possam ser facilmente replicadas por outros pesquisadores. Pensou-se então nos seguinte materiais:

- Ilhoses, utilizados principalmente em roupas e acessórios, confeccionados em prata para reduzir o ruído.
- Ilhós convencional com banho de estanho para redução do ruído e o baixo custo.
- Couro sintético para as partes onde serão colocados os ilhoses, para manter a distância intereletrónica;
- Suporte feito utilizando o filamento plástico Flex3DBr, um material flexível, resistente e personalizável para impressão na impressora 3D.
- Cabo de 40 vias, por ser maleável e fino, não atrapalhando a instalação do soquete.
- Conectores do tipo modu, para confeccionar as terminações dos fios.

3.1.2 Aquisição do sinal eletromiográfico

Foram utilizados os seguintes materiais para tricotomia da pele e coleta dos sinais:

- Eletromiógrafo EMG-USB MULTICHANNEL SURFACE EMG ACQUISITION SYSTEM de 128 canais desenvolvido pelo laboratório LISiN (Laboratório di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e dela Riabilitazione Motoria, Politécnico di Turino, Turim, Itália) e Fabricado por OT Bioelettronica (Turim - Itália) (Fig. 16).
- Gel condutor (Mercur, Brasil).
- Micropipeta monocanal variável, volume de 2 a 20 ml (HTL, Polónia).
- Algodão.
- Água.
- Álcool etílico líquido a 92%.



Figura 16 – Eletromiógrafo EMG-USB MULTICHANNEL SURFACE EMG ACQUISITION SYSTEM – OT Bioelettronica, Turim, Itália.

- Pasta abrasiva;
- Esparadrapo.
- Fita adesiva.
- Caneta para retroprojetor para marcar a área de EMG-S.
- Software OT BioLab 1.8 (Turim, Itália).
- Cadeira Extensora En Dynamic(Enraf-Nonius,Holanda).(Fig. 17)



Figura 17 – Cadeira Extensora En Dynamic da Enraf-Nonius, Rotterdam, Holanda.

3.2 Local de Aquisição

Os dados foram coletados em três campus da Universidade de Brasília, na Faculdade de Educação Física (FEF), na Faculdade do Gama (FGA), na Faculdade de Ceilândia (FCE) da Universidade da Brasília, devido a disponibilidade da instrumentação para confecção dos eletrodos e aquisição dos sinais bem como os colaboradores desse projetos estarem dispostos nas três unidades. Conforme descrito por Rocha [28], Alves [2] e Pucci [13], as três faculdades possuem ambientes com todos os aparelhos necessários, controle da temperatura (24 °C) e estão adaptadas para as coletas dos dados. No quesito segurança, todos os locais de coleta de dados ficam próximos a hospitais da rede pública sendo eles o Hospital Universitário de Brasília, o Hospital Regional do Gama e Hospital Regional de Ceilândia. Vale ressaltar que o processo é não invasivo e não oferece riscos ao voluntário.

3.3 Métodos

3.3.1 Eletrodos

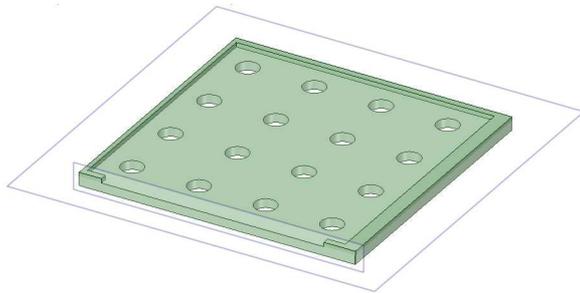
Foram desenvolvidos vários tipos de eletrodos para teste dos metais, dos suportes da parte metálica e do formato. A seguir serão apresentados todos os eletrodos confeccionados.

1. Matriz 4X4 impressa na Impressora 3D com ilhós convencional

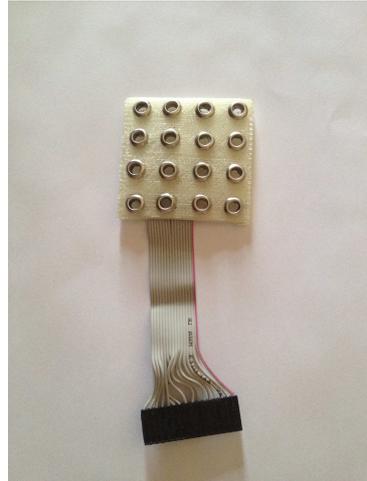
Esse eletrodo foi desenvolvido utilizando o software DesignSpark Mechanical 1.0 para ser impresso na impressora 3D.(Fig. 18a) Os ilhoses convencionais foram colocados utilizando uma prensa manual de bancada para pregar botões e ilhoses. O cabo flat foi soldado nos ilhoses utilizando solda de estanho e os terminais modu foram crimpados manualmente. A figura 18b mostra o eletrodo concluído. Com essa configuração esperava-se pegar sinais de músculos grandes utilizando materiais de baixo custo. Além disso seria possível mapear os sinais ao longo das 2 dimensões possíveis, podendo avaliar assim estimadores como a velocidade de condução e observar a propagação do sinal nas duas direções.

2. Vetor 1x8 confeccionado em couro sintético

Esse eletrodo foi desenvolvido utilizando os próprios fios do cabo flat banhados de estanho e inseridos em um material de couro sintético. O conector modu é o mesmo utilizado no eletrodo anterior. Dessa forma obteve-se um eletrodo flexível e fino sem a perda da distância inter-eletródica, com o menor número possível de metais diferentes. (Fig. 19)



(a) Desenho CAD Matriz 4x4



(b) Protótipo Final

Figura 18 – Matriz 4x4 impressa na impressora 3D



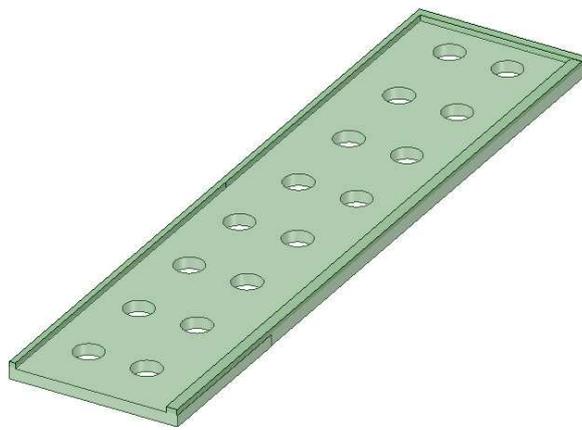
Figura 19 – Vetor 1x8 confeccionado em couro sintético

3. Matriz 2x8 impressa na impressora 3D

Esse eletrodo foi desenvolvido utilizando software DesignSpark Mechanical 1.0 para ser impresso na impressora 3D. Além disso os ilhoses foram banhados de estanho para melhorar a condutividade e reduzir o ruído tendo em vista que o estanho tende a não oxidar com facilidade como os ilhoses sem essa proteção. (Fig. 20)

4. Eletrodos bipolares de prata

Foram desenvolvidos dois eletrodos bipolares com ilhoses de prata 99% fabricados por dois ourives distintos. Não foram fabricados vetores ou matrizes devido ao alto custo desse material. Como a prata é utilizada pela ampla maioria, ela não poderia deixar de ser testada. O eletrodo da figura 21a, foi alojado em couro sintético e fora soldado ao cabo flat com estanho. Já o eletrodo da figura 21b foi feito com ilhoses de prata envoltos de silicone, soldados ao cabo flat.



(a) Desenho CAD Matriz 2x8



(b) Protótipo Final

Figura 20 – Matriz 2x8 impressa na impressora 3D



(a) Eletrodo no couro sintético



(b) Eletrodo no silicone

Figura 21 – Eletrodos bipolares confeccionados em prata

3.3.2 Ferramenta para processamento do sinal eletromiográfico

Para processamento dos dados foi aprimorada a ferramenta desenvolvida por Soares [8] e Salomoni [9], que possui os principais algoritmos para os estimadores citados facilitando a análise no sinal. Essa ferramenta foi desenvolvida para que usuários com o conhecimento mínimo sobre estimadores espectrais e temporais, filtragem no domínio da frequência e linguagem de programação, possam realizar o processamento de sinais eletromiográficos. As alterações realizadas fornecem uma melhoria na qualidade visual da ferramenta e modulariza os blocos para adaptações futuras. A janela principal pode ser vista na figura 22.

A ferramenta foi desenvolvida utilizando o MatLab R2013b. A versão anterior criada por Soares e Salomoni já havia sido desenvolvida utilizando o MatLab porém em uma versão anterior, a 7.4, sendo a portabilidade para a versão mais nova mais simples do que a troca de Linguagem. Todos os laboratórios da UnB que farão uso dessa ferramenta possuem licença do MatLab o que viabiliza a utilização do mesmo. A atualização se fez necessária, pois aumentaram o número de laboratórios da Universidade que não possuem conhecimento técnico em programação para o processamento de sinais e pedem por uma ferramenta simples e intuitiva com os principais estimadores e parâmetros citados na literatura.

Nessa versão, o usuário pode abrir os sinais no formato fornecido pelo software OT BioLab 1.8, selecionar os canais de interesse de acordo com o tipo de eletrodo que pode ser facilmente cadastrado devido a modularização do software. A ferramenta também é capaz de plotar gráficos no domínio do tempo, no domínio da frequência, dos estimadores de amplitude, RMS e ARV, dos estimadores de frequência, MNF e MDF. É possível também calcular a velocidade de condução dos canais e extrair a razão sinal ruído do canal escolhido.

Todos os algoritmos utilizados aqui foram os algoritmos clássicos citados no início deste trabalho.

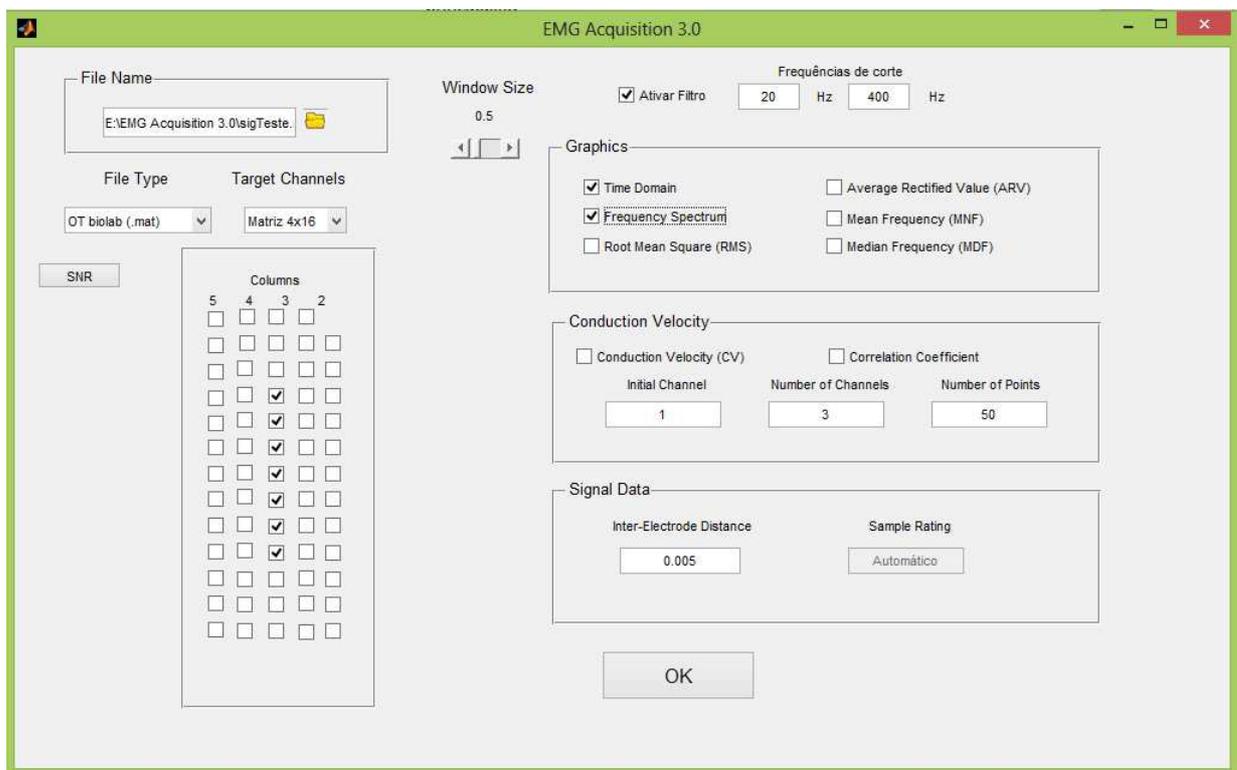


Figura 22 – Janela principal da ferramenta do processamento de sinais desenvolvida no MatLab.

4 Resultados e Discussão

4.1 Eletrodos

O primeiro eletrodo a ser feito e testado foi a matriz 4x4 confeccionada utilizando ilhós e impressa na impressora 3D. Nas primeiras tentativas para coleta de sinal eletromiográfico foi utilizando o protocolo testado por Pucci [13] já que era o que a equipe do laboratório estava mais acostumada.

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Saúde da Universidade de Brasília (UnB) (processo N°11911/12).

Fora capturado o sinal do bíceps braquial, com o eletrodo posicionado no meio do músculo conforme definido no SENIAM. Primeiro foi feito o teste da contração voluntária máxima(CVM), logo em seguida os sinais foram capturados com 40% da CVM até a fadiga do voluntário.

Como o objetivo era produzir eletrodos para aquisição do sinal eletromiográfico da coxa, os outros eletrodos testados na sequência foram todos testados ou no reto femoral, ou no vasto lateral. Esse formato se mostrou muito grande para os músculos da coxa, tendo em vista que os mesmos são normalmente longos. A base impressa na impressora 3D estava muito grossa o que diminuía a flexibilidade do eletrodo. O arranjo conduziu o sinal eletromiográfico, porém a quantidade de ruído se mostrou bastante elevada (Fig. 23), mesmo quando o voluntário não realizava esforço algum, por isso foi necessário a realização de testes com outros tipos de metais.

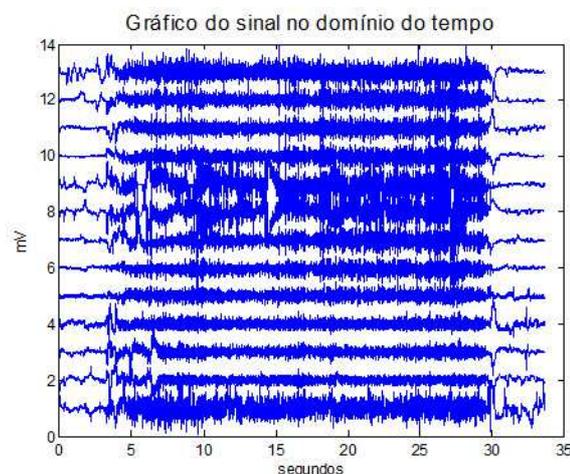


Figura 23 – Sinal da Matriz 4x4 de ilhós retirando os canais defeituosos.

Os testes dos próximos eletrodos ocorreram no mesmo dia sob as mesmas condi-

ções. Foi adquirido o sinal do vasto lateral, com um peso de 4 kg amarrado no pé do voluntário. Foram realizadas 3 extensões da coxa com um intervalo de aproximadamente 5s, com o objetivo de avaliar o comportamento do eletrodo em testes dinâmicos e durante o período em que o voluntário estivesse inativo para avaliar o ruído.

O vetor 1x8 alojado no couro sintético, foi inspirado no eletrodo da OT Bioelettronica da figura 24, porém a distância intereletródica foi de 10 mm para pegar uma área maior. Foi utilizado o couro sintético, para o eletrodo ficar mais fino e futuramente ser adaptado em uma roupa ou mesmo ser utilizado como está para aquisições dentro do soquete de amputados.

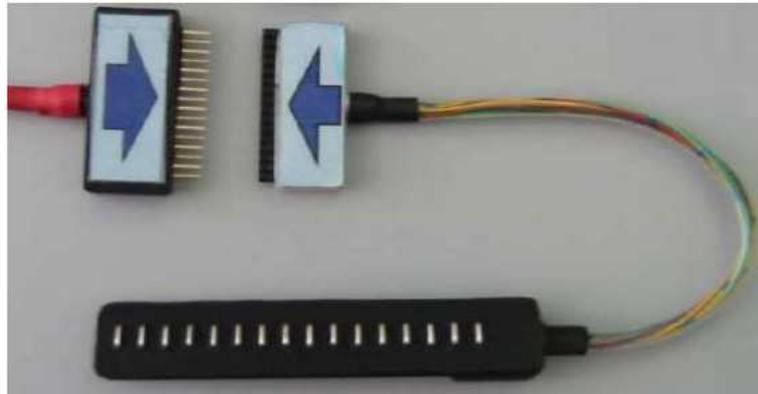


Figura 24 – Arranjo linear de 16 eletrodos com distância intereletródica de 5 mm.

O sinal ficou com uma amplitude muito baixa, 25, porém o ruído foi menor se comparado ao arranjo anterior.

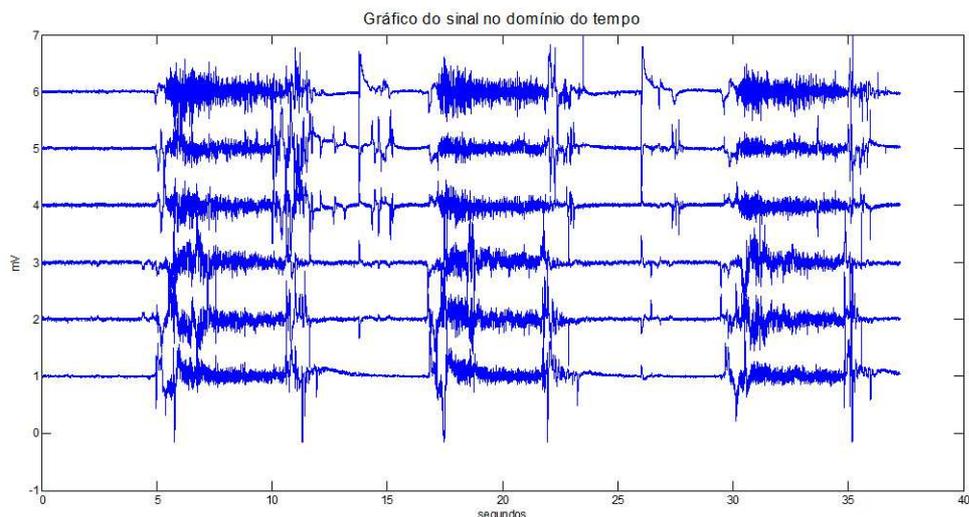


Figura 25 – Sinal do vetor utilizando couro sintético retirando os canais defeituosos.

A matriz 2x8 impressa na impressora 3D, teve bons resultados. O sinal estava com uma amplitude relevante e o ruído pequeno, como pode ser observado na figura 26. Esse eletrodo possui uma excelente relação custo benefício, tendo em vista que a impressão

possui uma espessura mais fina que a anterior, tornando o eletrodo mais maleável, sem perder a resistência e os ilhoses banhados em estanho, tiveram uma redução significativa no ruído. Esse eletrodo, assim como a matriz de 64 canais da OT Bioelettronica, oferece como vantagem a utilização do gel condutivo para melhorar a interface eletrodo-pele. No protocolo aqui testado, essa configuração não foi avaliada. O fato de ter sido impresso na impressora 3D oferece a possibilidade desse eletrodo ser confeccionado nos mais diversos formatos sem perder a qualidade.

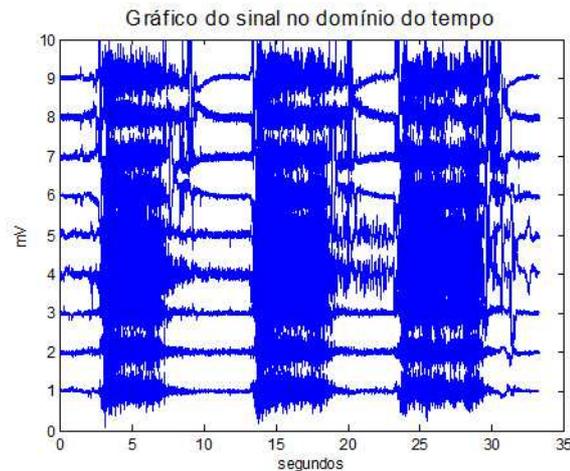
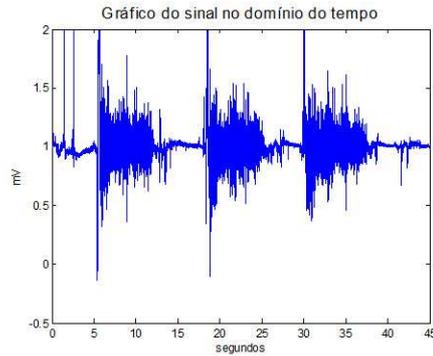


Figura 26 – Sinal da Matriz 2x8 retirando os canais defeituosos.

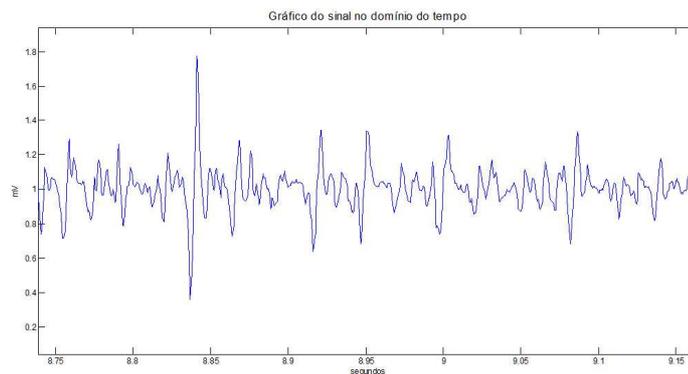
A prata não poderia deixar de ser testada, já que a maioria dos trabalhos listados em eletromiografia utilizam esse metal em seus eletrodos. A figura 27 mostra o sinal adquirido com o eletrodo bipolar de prata e couro sintético, e a figura 28 mostra o sinal adquirido com o eletrodo bipolar de prata e silicone. Ambos apresenta bons sinais, onde é possível ver MUAP's com clareza e um ruído muito baixo. Porém o custo de R\$ 15,00 por ilhós no primeiro caso e de R\$ 10,00 do segundo caso, tornam esse ilhós muito caro se comparado a matriz anterior.

Depois de confeccionado os eletrodos, alguns parâmetros devem ser levantados para compará-los e definir o melhor eletrodo. A tabela a seguir apresenta os custos dos eletrodos convencionais comercializados pela OT bioelettronica e dos eletrodos aqui desenvolvidos. Os preços dos eletrodos foram orçados direto com o fabricante e os eletrodos artesanais são os preços aproximados dos materiais utilizados.

Os eletrodos produzidos apenas com estanho e impressos na impressora 3D possuem o custo muito baixo quando comparados aos eletrodos comerciais, com qualidade igual ou superior. Se for estimado o custo de um eletrodo produzido na impressora 3D com ilhós banhados de estanho, multiplicando por 4 o valor deste 2x8 apresentado, temos um custo de R\$ 28,00, 4 vezes menor que o custo da matriz comercializada pela OT, sendo que a matriz comercial ainda precisa de uma espuma adesiva descartável no valor de R\$ 10,00 cada uma. Comparando a matriz 2x8 aqui desenvolvida com o vetor de 16 canais



(a) Sinal completo



(b) Gráfico ampliado

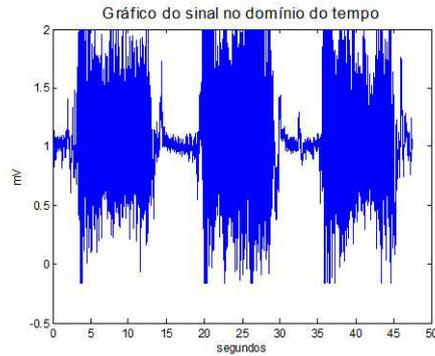
Figura 27 – Sinal do eletrodo bipolar de prata alojado no couro sintético.

Tabela 2 – Valores dos eletrodos comerciais e dos eletrodos deste trabalho

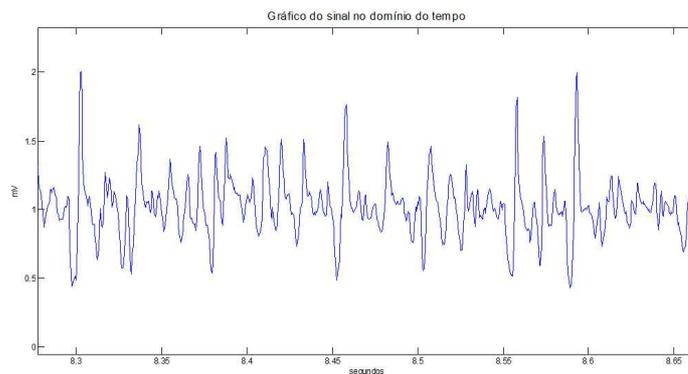
Tipo de eletrodo	Valor
Matriz 64 canais OT Bioelettronica	R\$ 130.40
Vetor 16 canais OT Bioelettronica	R\$ 423.80
Matriz 4x4 impressa	R\$ 5.00
Matriz 2x8 impressa	R\$ 7.00
Vetor de 8 canais	R\$ 3.00
Bipolar com couro	R\$ 35.00
Bipolar com silicone	R\$ 25.00

comercial, o vetor é 60 vezes mais caro que o prótipo desenvolvido. O custo da prata para fabricação de ilhoses em pequena escala torna esse tipo de eletrodo inviável para a produção de vetores e matrizes. A dificuldade de importação é mais um ponto negativo aos eletrodos internacionais, tendo em vista que a maioria dos projetos de pesquisa possuem recursos limitados. A produção de eletrodos é uma saída viável para essas barreiras de importação gerando assim a nacionalização da tecnologia utilizada dentro do país.

A tabela (3) apresenta a razão sinal ruído dos sinais apresentados anteriormente. Para montá-la foi escolhido uma região onde o ruído estivesse menor quando o voluntário estivesse em repouso e procurou-se a menor região no sinal onde o SNR fosse mínimo. Os



(a) Sinal completo



(b) Gráfico ampliado

Figura 28 – Sinal do eletrodo bipolar de prata alojado em silicone.

eletrodos confeccionados em prata possuíam a maior razão sinal ruído seguidos pelo ilhós banhado em estanho, todos os três eletrodos tiveram valores SNR maiores que o vetor de 16 canais da OT. Já a matriz 4x4 que utilizou ilhós sem nenhum tratamento obteve uma razão sinal ruído abaixo dos 10 dB especificados por Bonato et al.[27] para detecção de sinais de S-EMG via software.

Tabela 3 – Razão sinal ruído dos eletrodos utilizados.

Tipo de eletrodo	SNR
Vetor 16 canais OT Bioelettronica	14.8dB
Matriz 4x4 impressa	7.34dB
Matriz 2x8 impressa	16.7dB
Vetor de 8 canais	13.8dB
Bipolar com couro	17.8dB
Bipolar com silicone	17.0dB

4.2 Ferramenta

A ferramenta foi desenvolvida de forma que qualquer pessoa que conheça os principais estimadores de eletromiografia possa utilizá-la. O passo a passo para utilização da

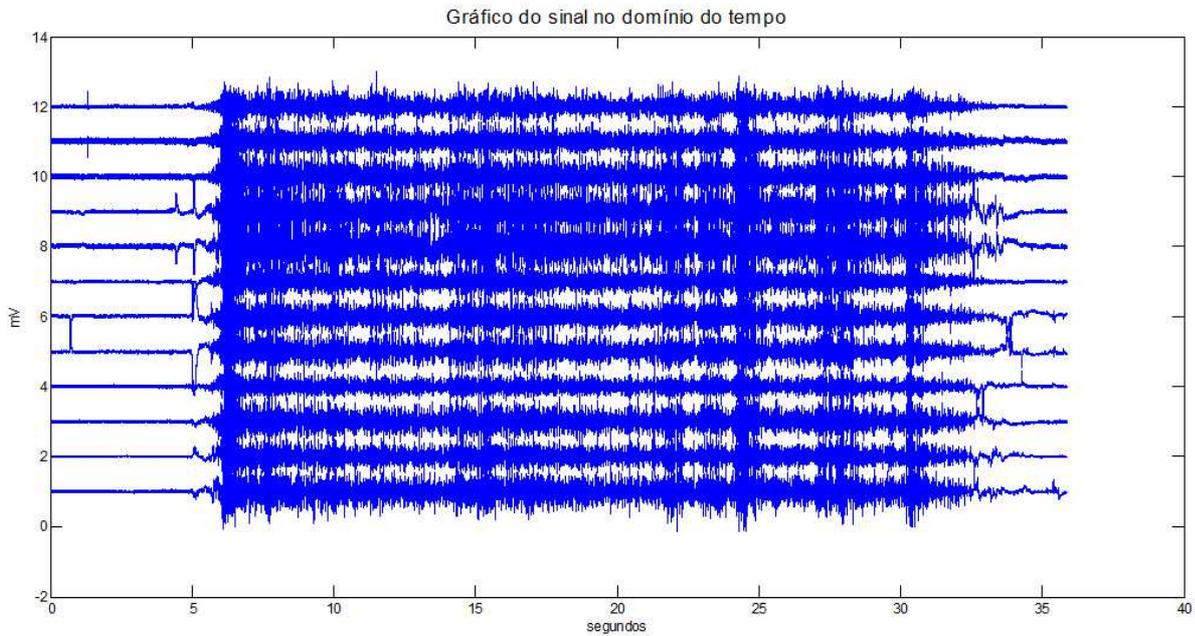
ferramenta se encontra no Anexo A.

O software para captação dos sinais fornecido pelo fabricante do eletromiógrafo realiza uma série de levantamentos a cerca dos estimadores. A seguir será realizada uma análise, comparando as duas ferramentas. As figuras abaixo mostram gráficos de um mesmo sinal utilizando a ferramenta aqui mostrada e o software da OT Bioelettronica. O sinal que foi processado foi coletado com a matriz 2x8 produzida neste trabalho, fixada no vasto lateral, com um esforço de 40% da CVM até a fadiga.

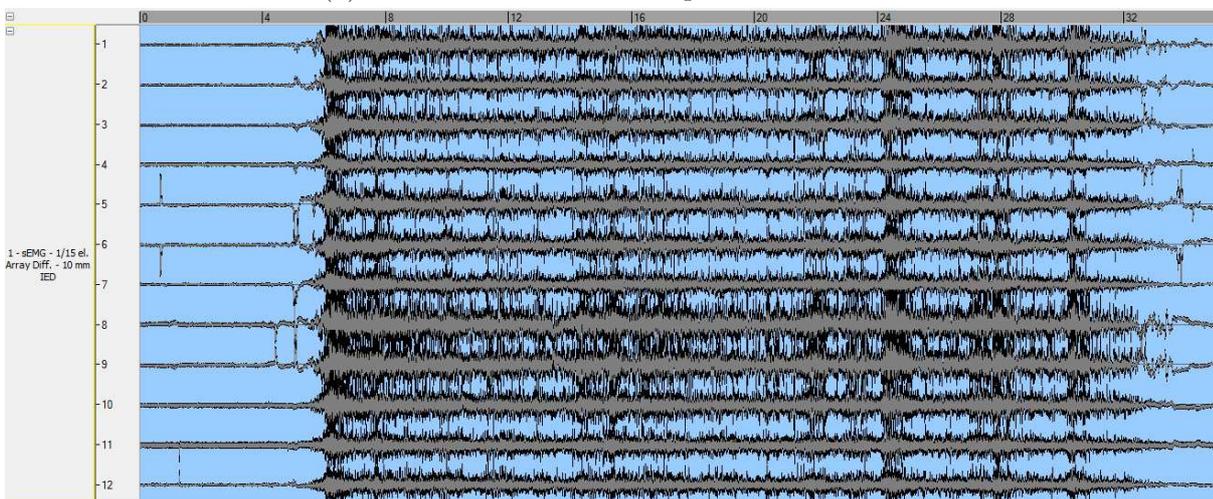
Os gráficos do sinal no domínio do tempo são equivalentes em ambos os softwares como pode ser observado na figura 29. O OT leva vantagem nesse quesito pela facilidade em configurar os ranges e em excluir canais e separá-los.

Já no domínio da frequência, a ferramenta desenvolvida no Matlab apresenta vantagens relevantes, pois é possível ver todos os canais em uma janela só, podendo observar ruídos que afetam todos os canais, como pode ser observado na figura 30. Todos os gráficos exibidos no Matlab possuem as facilidades inerentes da própria ferramenta, como exportar gráficos para outros formatos, dar zoom, imprimir, visualizar valores dos dados plotados, de forma rápida e intuitiva.

Os estimadores de amplitude e de frequência não possuem uma reta de regressão no software da OT. Na ferramenta em Matlab essas retas auxiliam a observar as tendências do sinal ao longo do tempo. No caso da fadiga, os estimadores de amplitude, como o ARV, tendem a aumentar devido ao maior recrutamento de fibras musculares, como pode ser observado na figura 31a, já os estimadores de frequência, como o MNF, tendem a diminuir com a fadiga como pode ser observado na figura 32a. Essa análise não é possível ser realizada no software da OT de forma direta, sendo necessário então exportar os pontos calculados para o Matlab ou outra ferramenta para processamento de sinais.

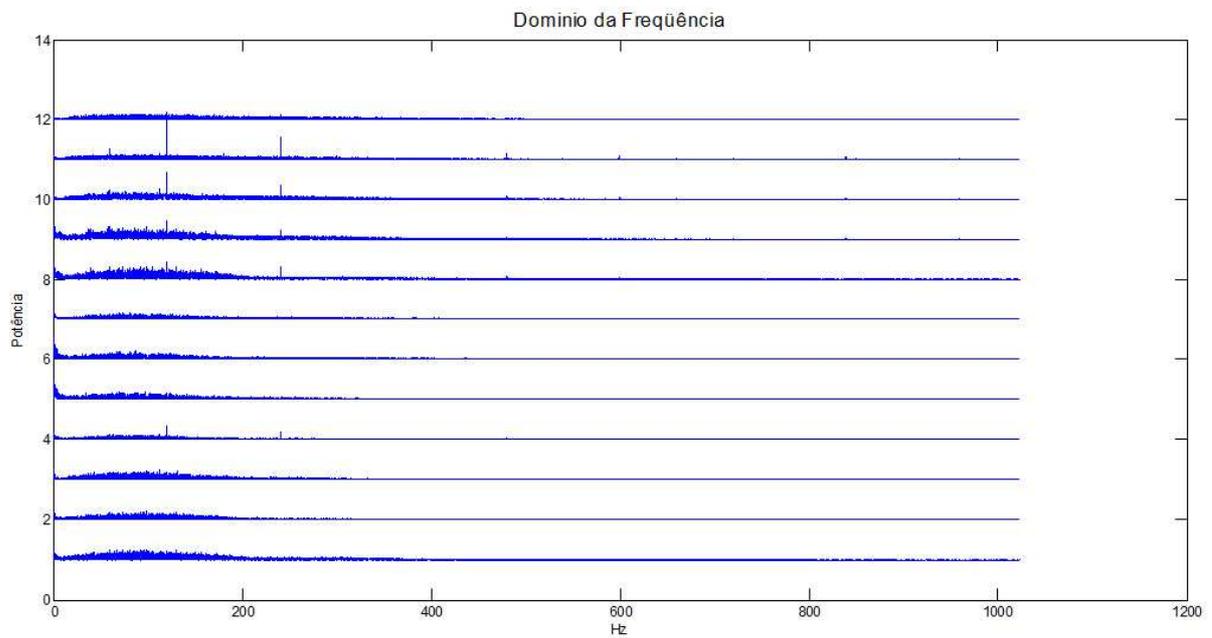


(a) Sinal no domínio do tempo na ferramenta

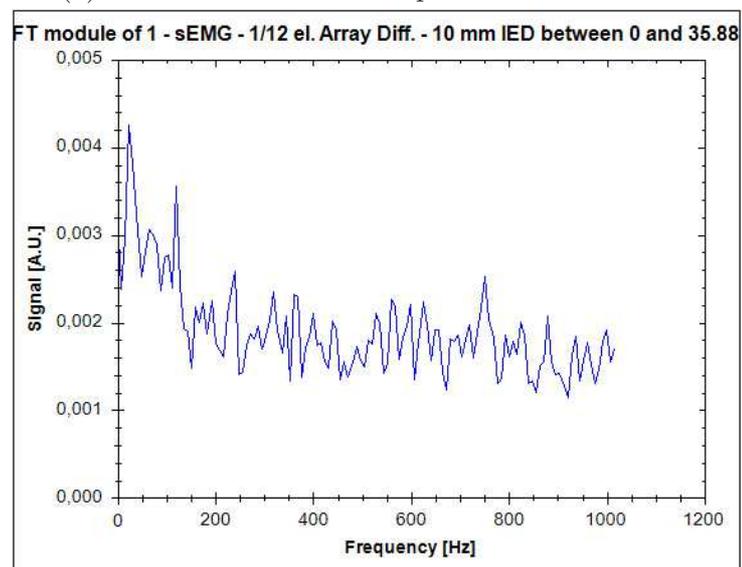


(b) Sinal no domínio do tempo no software da OT

Figura 29 – Gráficos do mesmo sinal no domínio do tempo na ferramenta em Matlab e no software da OT

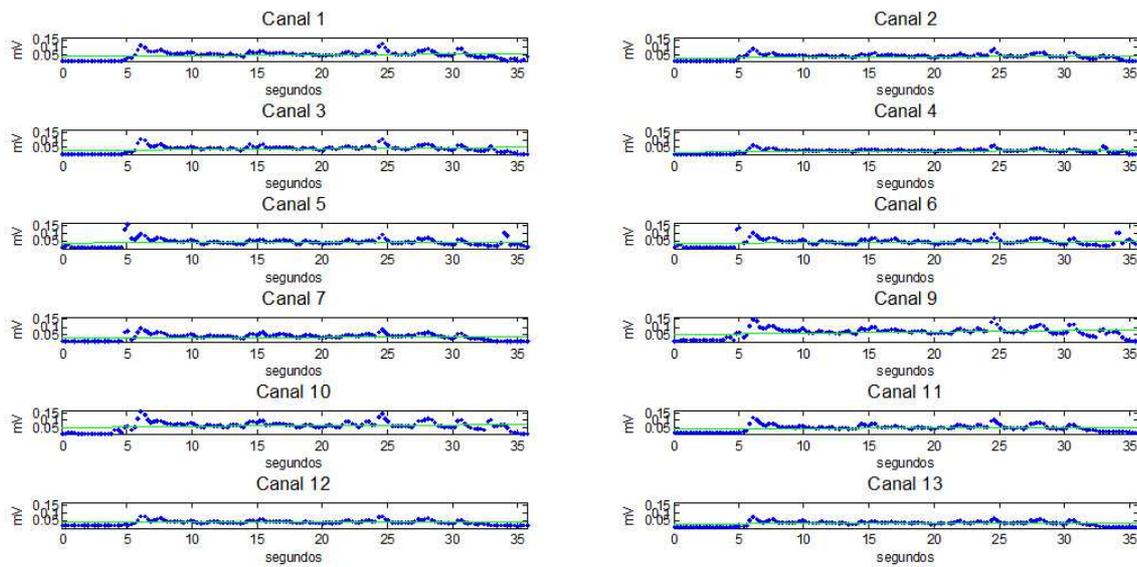


(a) Sinal no domínio da frequência na ferramenta

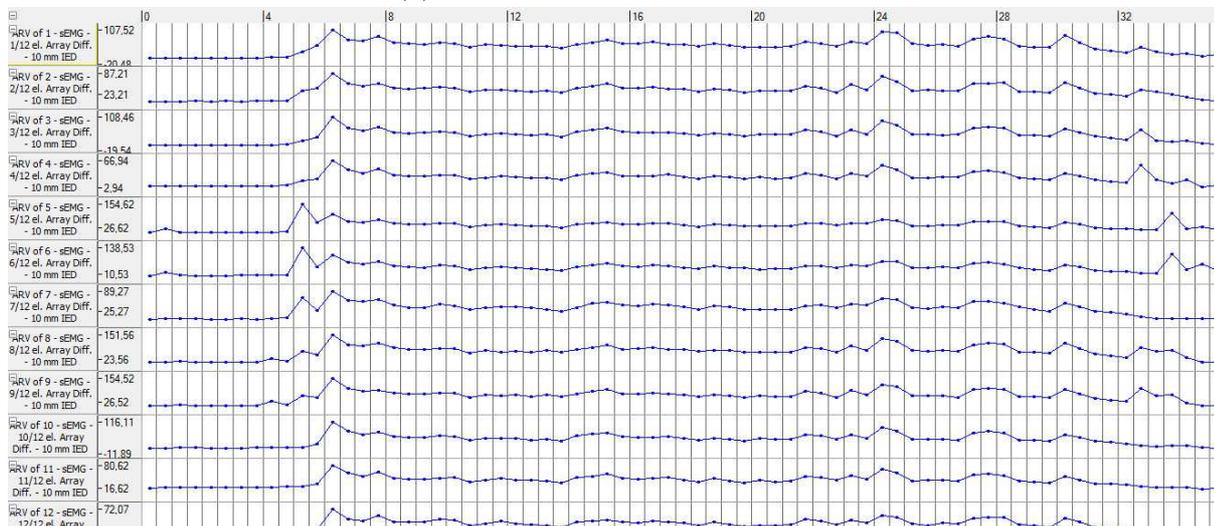


(b) Sinal no domínio da frequência no software da OT

Figura 30 – Gráficos do mesmo sinal no domínio da frequência na ferramenta em Matlab e no software da OT

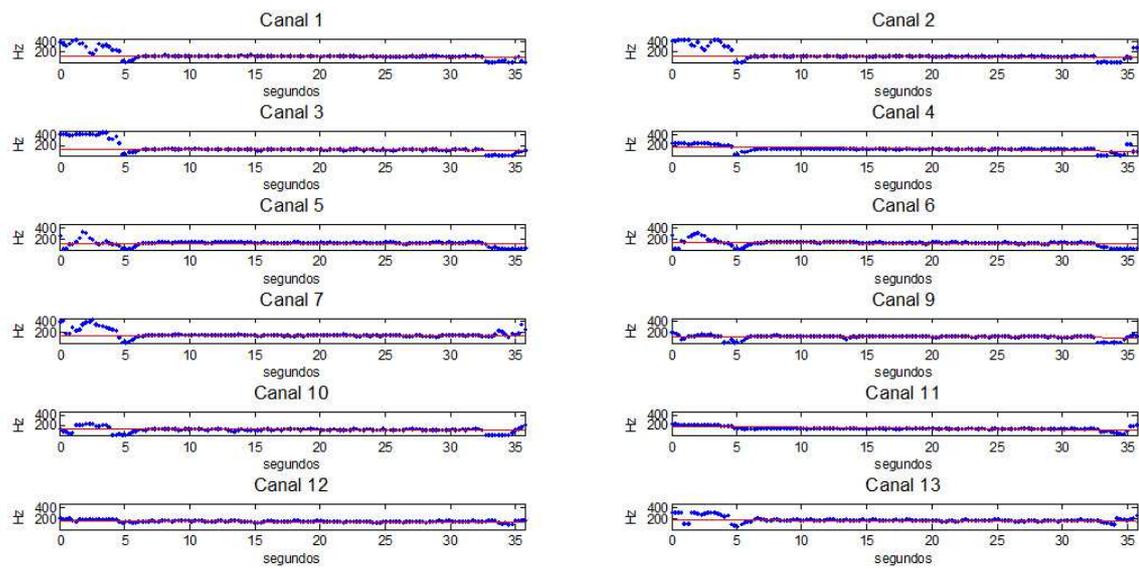


(a) Estimador ARV na ferramenta

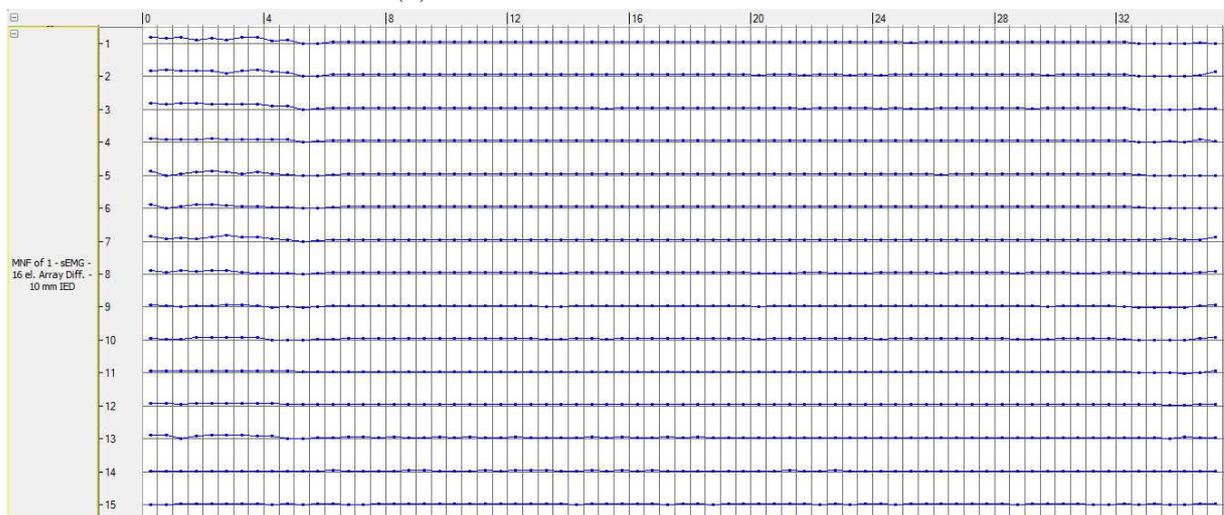


(b) Estimador ARV no software da OT.

Figura 31 – Gráficos do estimador ARV na ferramenta em Matlab e no software da OT.



(a) Estimador MNF na ferramenta



(b) Estimador MNF no software da OT

Figura 32 – Gráficos do estimador MNF na ferramenta em Matlab e no software da OT.

5 Conclusão

Os objetivos desse trabalho foram a confecção de uma matriz de eletrodos para mapeamento da coxa de amputados para estudo da viabilidade do controle de uma prótese ativa e a produção de uma ferramenta simples e acessível que pudesse ser utilizada por usuários que não possuem conhecimentos em linguagem de programação, mas que necessitam avaliar estimadores como educadores físicos e fisioterapeutas.

O trabalho demonstrou que é possível produzir eletrodos com um custo muito menor do que os que são comprados no exterior e com uma qualidade igual ou superior a esses eletrodos. Foram inseridos novos materiais para o estudo da eletromiografia, como os ilhoses com banho de liga de estanho/chumbo, material esse que é utilizado também em bijuterias. A utilização da impressora 3D se mostrou viável, pois melhorou a qualidade e a durabilidade do eletrodo. A flexibilidade do eletrodo pode ser alterada de acordo com o local onde se deseja coletar o sinal alterando apenas as propriedades da impressão.

Com os eletrodos aqui produzidos, será possível realizar o mapeamento de amputados em trabalhos futuros, já que os mesmos foram desenvolvidos especialmente para a coleta de sinais nos membros inferiores. O trabalho deixa espaço para a produção de eletrodos com diversos formatos diferentes, como seguir o formato da coxa, já que a impressora 3D permite essa personalização.

A utilização do couro sintético também é possível. A durabilidade do eletrodo fica comprometida devido a baixa resistência ao calor na hora da solda, porém a flexibilidade é um dos fatores a ser levado em consideração ao escolher esse material.

A ferramenta desenvolvida foi vista por fisioterapeutas e o feedback foi positivo. Ter uma ferramenta que possa se adaptar ao usuário devido a rápida prototipagem utilizando o Matlab é um dos pontos fortes desse software. A possibilidade de inserir eletrodos, módulos e estimadores diferentes também é um ponto positivo. A facilidade da seleção de canais, quando comparado ao software de referência da OT Biolab é outro ponto positivo.

Como trabalhos futuros é possível adicionar todos os módulos presentes no software da OT e deixar a ferramenta ainda mais completa. É possível também traduzir a ferramenta para alguma linguagem open source que não dependa de um software de apoio como o Matlab.

O preço e a acessibilidade dos eletrodos e da ferramenta permitem uma maior quantidade de aquisição de sinais por pesquisadores da UnB e outras universidades que possuem restrição orçamentária para pesquisa e com isso, um número maior de pesquisas e publicações. Produtos de baixo custo como esse devem ser melhor explorados pelas

universidades tendo em vista que proporcionam aos pesquisadores independência dos fornecedores internacionais e reduzem o custo dos projetos.

Referências

- [1] Brasil, *Diretrizes de atenção à pessoa amputada*. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Ações Programáticas Estratégicas., Brasília, 1 ed., 2013. Citado na página 13.
- [2] C. G. Alves, “Avaliação eletromiográfica de amputados transfemorais para ativação de membros artificiais,” Master’s thesis, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, 2013. Citado 3 vezes nas páginas 13, 24 e 31.
- [3] A. Pantall, S. Durham, and D. Ewins, “Surface electromyographic activity of five residual limb muscles recorded during isometric contraction in transfemoral amputees with osseointegrated prostheses,” *Clinical Biomechanics*, vol. 26, pp. 760–765, 2011. Citado na página 13.
- [4] R. Klotz, C. B., M. Botino, and I. Permentiers, “Influence of different types of sockets on the range of motion of the hip joint by the transfemoral amputee,” *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 54, pp. 399–410, 2011. Citado na página 13.
- [5] R. Merletti and P. Parker, *ELECTROMYOGRAPHY Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. John Wiley & Sons, 2004. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 16.
- [6] W. Einthoven, “The galvanometric registration of the human electrocardiogram, like-wise a review of the use of the capillary electrometer in physiology,” in *Willius FA, Keys TE, eds - Cardiac Classics*, The CV Mosby C, 1903. Citado na página 13.
- [7] D. A. Brasil, “Controle de orientação do pé de uma prótese robótica para amputados acima do joelho.” Monografia de graduação, 2008. Universidade de Brasília, Faculdade do Gama. Citado na página 13.
- [8] F. Soares, “Estudo do comportamento das variáveis eletromiográficas ao longo do ciclo menstrual,” Master’s thesis, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, 2007. Citado 4 vezes nas páginas 15, 25, 27 e 34.
- [9] S. Salomoni, “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, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 34.

- [10] P. V. Komi, *Força e Potência no Esporte*. Artmed, 2006. Citado na página 16.
- [11] E. Henneman and L. M. Mendell, “Functional organization of the motoneuron pool and its inputs,” *Functional organization of the motoneuron pool and its inputs*,” in V. B. Brooks, ed., *Handbook of physiology: The nervous system*, American Physiological Society, 1981. Citado na página 16.
- [12] T. Moritani, D. Stegeman, and M. R., “Basic physiology and biophysics of emg signal generation,” in *ELECTROMYOGRAPHY Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*, John Wiley & Sons, 2004. Citado na página 17.
- [13] G. L. Pucci, “Estudo da evolução bidimensional da fadiga de pessoas treinadas e sedentária.” Monografia de graduação, 2013. Universidade de Brasília, Faculdade do Gama. Citado 3 vezes nas páginas 17, 31 e 36.
- [14] D. Farina, R. Merletti, and D. Stegeman, “Biophysics of the generation of emg signals,” in *Electromyography: Physiology, Engineering and Noninvasive Applications.*, pp. 81–105, John Wiley & Sons, 2004. Citado na página 17.
- [15] R. Merletti and H. J. Hermens, “Detection and conditioning of the surface emg signal,” in *ELECTROMYOGRAPHY Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*, John Wiley & Sons, 2004. Citado na página 18.
- [16] W. Platzer, *Color Atlas of Human Anatomy, Vol. 1: Locomotor System*. 2004. Citado na página 18.
- [17] H. J. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug, and G. Rau, “Development of recommendations for semg sensors and sensor placement procedures,” *Journal of electromyography and Kinesiology*, vol. 10, no. 5, pp. 361–374, 2000. Citado na página 19.
- [18] R. Merletti, M. Avenaggiato, A. Botter, A. Holobar, H. Marateb, and T. M. Vieira, “Advances in surface emg: recent progress in detection and processing techniques,” *Critical ReviewsTM in Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 4, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 21.
- [19] E. Huigen, A. Peper, and C. Grimbergen, “Investigation into the origin of the noise of surface electrodes,” *Medical and biological engineering and computing*, vol. 40, no. 3, pp. 332–338, 2002. Citado na página 20.
- [20] J. A. L. Lopes and L. C. Almeida, “Metodologia para concepção de prótese ativa de mão utilizando impressora 3d.” Monografia de graduação, 2013. Universidade de Brasília, Faculdade do Gama. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.
- [21] R. RAP, “Main page,” 2013. Citado na página 21.

- [22] F. Tome, I. Moura, F. Teles, J. V.R., F. Soares, and A. M.M., “Metodologia para concepção de eletrodos customizáveis de eletromiografia através de impressora 3d,” *Revista Brasileira de Ciências da Saúde*, pp. 95–97, 2014. Citado na página 21.
- [23] T. Chamlian and A. C. O. Melo, “Avaliação funcional em pacientes amputados de membros inferiores,” *Acta Fisiátr*, pp. 49–58, 2008. Citado na página 23.
- [24] W. F. Queiroz, “Desenvolvimento de métodos construtivos e de novos materiais empregados na confecção de cartuchos de próteses de membros inferiores.” Tese de Doutorado, 2008. Programa de pós graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, RN. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 24.
- [25] A. S. Ferreira, F. S. Guimarães, and J. G. Silva, “Aspectos metodológicos da eletromiografia de superfície: considerações sobre os sinais e processamentos para estudo da função neuromuscular,” *Rev. Bras. Cienc. Esporte, Campinas*, vol. 31, no. 2, pp. 11–30, 2010. Citado 3 vezes nas páginas 24, 26 e 27.
- [26] D. D. Farina and R. Merletti, “Methods for estimating muscle fibre conduction velocity from surface electromyographic signals,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 42, pp. 432–445, 2001. Citado na página 25.
- [27] P. Bonato, T. D’Alessio, and M. Knaflitz, “A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait,” *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 45, no. 3, pp. 287–299, 1998. Citado 2 vezes nas páginas 28 e 40.
- [28] V. A. Rocha, “Respostas neuromusculares do músculo vasto lateral ao método da pré-exaustão adaptado,” Master’s thesis, Universidade de Brasília, 2008. Citado na página 31.

ANEXO A – Tutorial para utilização da Ferramenta desenvolvida no MatLab

Primeiro é necessário abrir o arquivo que contém os dados a serem processados. Para isso basta clicar no botão que contém o símbolo de uma pasta na janela principal. Ao selecionar um arquivo válido uma janela com as informações contidas neste arquivo será mostrada como mostra na figura 33. Essa opção fornece ao usuário velocidade na avaliação do arquivo em que está sendo aberto, podendo ele saber ao certo quais informações no arquivo que está sendo aberto.

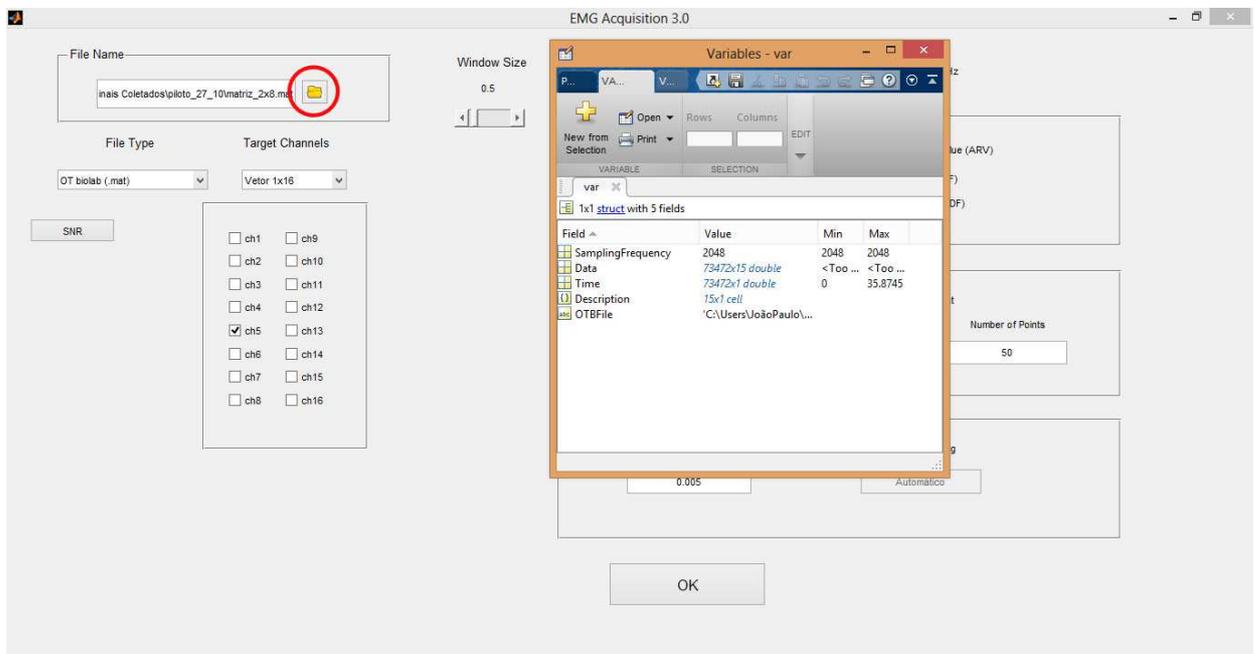
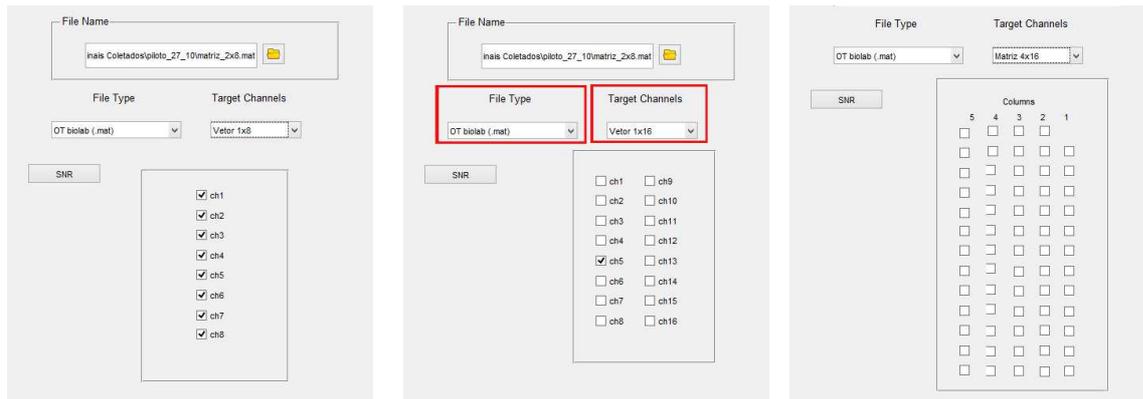


Figura 33 – O círculo em vermelho mostra o ícone para abrir o arquivo. A janela de variáveis mostra a frequência de amostragem, a matriz com os dados, os valores no domínio do tempo, a descrição de cada canal, e onde se encontra o arquivo original do tipo OT.

Logo em seguida deve ser selecionado em qual software foi coletado o sinal e o tipo do eletrodo utilizado, dessa forma serão abertos os canais para cada tipo de eletrodo, como demonstra na figura 34. Atualmente esse eletrodo pode ser de 1, 8, 16 e 64 canais. A facilidade em ter na ferramenta apenas os eletrodos utilizados na pesquisa, a possibilidade de escolher os canais desejados para o cálculo dos estimadores e visualização no domínio da frequência e do tempo, tornam essa ferramenta mais rápida de visualizar e descartar canais defeituosos.

Depois de selecionar os canais, é possível selecionar se deseja ver o sinal no domínio



(a) 8 canais

(b) 16 canais

(c) 64 canais

Figura 34 – Seleção da quantidade de canais utilizados na ferramenta.

do tempo, no domínio da frequência e quais estimadores devem ser plotados, RMS, ARV, MNF e MDF. Como pode ser observado na figura 35.

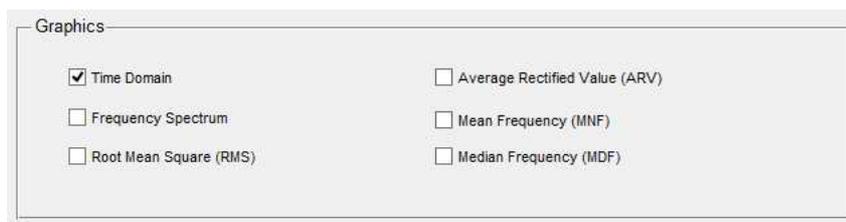


Figura 35 – Os 6 checkbox que podem ser selecionados para mostrar os gráficos dos estimadores, RMS, ARV, MNF, MDF. Além da possibilidade de plotar os gráficos no domínio do tempo e no domínio da frequência.



Figura 36 – Janela para seleção de filtro na ferramenta. O usuário não precisa saber da teoria de filtros, apenas é necessário conhecer o range que ele deseja retirar do sinal.

Caso o usuário note ruídos em frequências que não estejam dentro do esperado para sinais de eletromiografia, pode ser adicionado um filtro passa banda ao sinal original apenas selecionando um checkbox e digitando as frequências de corte, como mostra na figura 36. Essa opção permite ao usuário eliminar frequências que ele julgue como irrelevante para o sinal de EMG, deixando apenas o grosso da informação.

O cálculo da velocidade de condução também é simples. O usuário seleciona o checkbox CV, insere o canal inicial, o número de canais que serão analisados e o número de pontos que serão comparados. O Cálculo de CV leva em consideração a distância inter-reletródica que pode ser adicionada embaixo do campo de CV, como pode ser observado

na figura 37. Após a seleção de todos os estimadores e filtro, o usuário deve clicar no botão OK e todos os gráficos serão plotados.

The image shows a software dialog box titled "Conduction Velocity". It is divided into two main sections. The top section, "Conduction Velocity", contains two checkboxes: "Conduction Velocity (CV)" which is checked, and "Correlation Coefficient" which is unchecked. Below these are three input fields: "Initial Channel" with the value "1", "Number of Channels" with the value "3", and "Number of Points" with the value "50". The bottom section, "Signal Data", contains two input fields: "Inter-Electrode Distance" with the value "0.005" and "Sample Rating" with the value "Automático". At the very bottom of the dialog is a single "OK" button.

Figura 37 – Janela para seleção da velocidade de condução com todos os seus parâmetros: Canal Inicial, Número de canais, Número de pontos e distância intereletrótica. A frequência de amostragem é obtida direto do arquivo fornecido pela OT

O usuário pode também obter o SNR de um determinado canal, para isso, ele deve selecionar apenas um canal e clicar no botão SNR. Será aberta a janela da figura 38. O usuário deve arrastar as barras inferiores para selecionar o início do ruído, o fim do ruído e o início do sinal. O valor do SNR será mostrado no topo do gráfico que estará marcado com * vermelhos no ruído e * brancos no sinal. Para análise da qualidade dos eletrodos utilizados e do sinal coletado, esse estimador, da forma como foi implementado, se mostra bastante rápido e intuitivo.

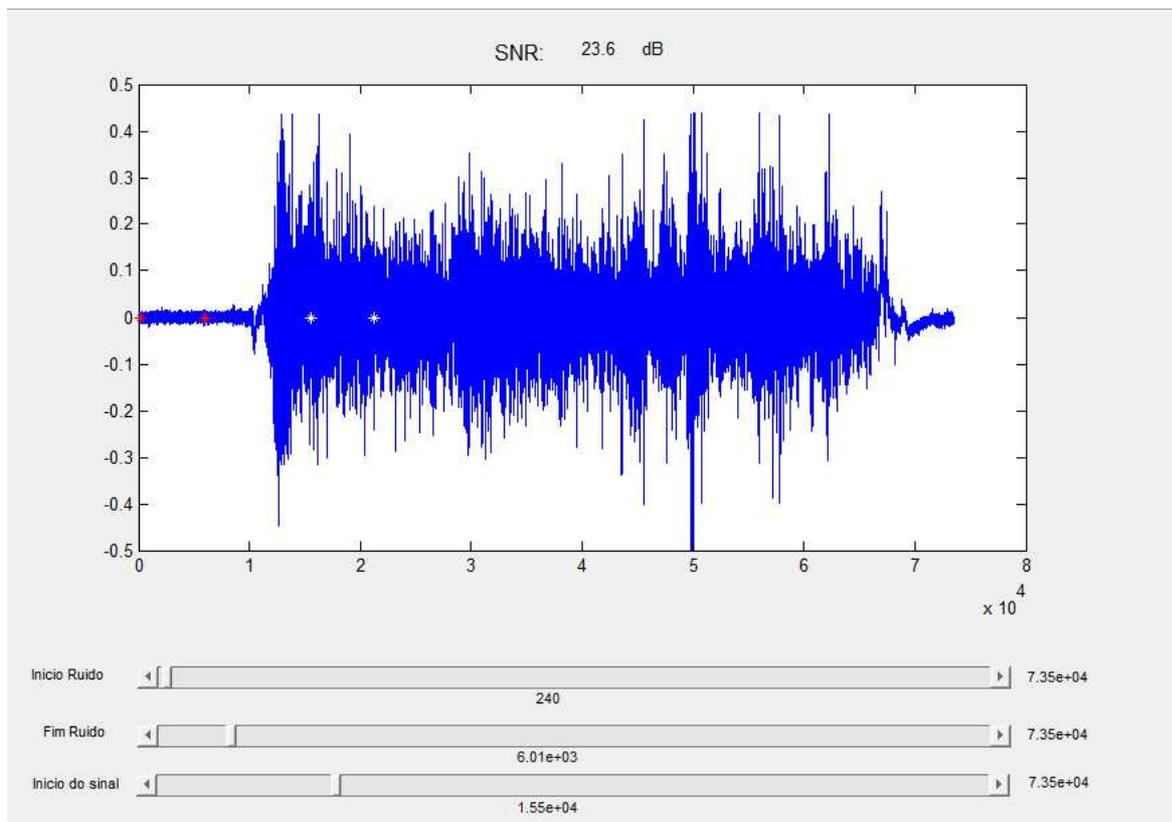


Figura 38 – Janela para cálculo do SNR, a região selecionada como ruído está marcada de vermelho e a região de sinal, marcada de branco. As barras para seleção de início de ruído, fim de ruído e início de sinal estão no canto inferior. O valor de 23.6 dB de SNR é mostrado no topo do gráfico.