



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

Amputados Transfemorais: Sistema de Captura de Sinais Eletromiográficos com Interface de Biomaterial Látex.

Autor: Alexandre Seiji Fukuda Ribas

Orientadora: Profa. Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Brasília, DF

2015



Alexandre Seiji Fukuda Ribas

Amputados Transfemorais: Sistema de Captura de Sinais Eletromiográficos com Interface de Biomaterial Látex.

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: Profa. Dra. Suélio de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Brasília, DF

2015

Alexandre Seiji Fukuda Ribas

Amputados Transfemorais: Sistema de Captura de Sinais Eletromiográficos com Interface de Biomaterial Látex./ Alexandre Seiji Fukuda Ribas. – Brasília, DF, 2015-

87 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Profa. Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

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

1. Eletromiografia. 2. Biomaterial Látex. I. Profa. Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Amputados Transfemorais: Sistema de Captura de Sinais Eletromiográficos com Interface de Biomaterial Látex.

CDU

CESSÃO DE DIREITOS

NOME DO AUTOR: Alexandre Seiji Fukuda Ribas

TÍTULO: Amputados Transfemorais: Sistema de Captura de Sinais Eletromiográficos com Interface de Biomaterial Látex

GRAU / ANO: Bacharel / 2015

À Universidade de Brasília é permitida a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que sem finalidade comercial. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte deste trabalho de conclusão de curso pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.



Alexandre Seiji Fukuda Ribas

Amputados Transfemorais: Sistema de Captura de Sinais Eletromiográficos com Interface de Biomaterial Látex.

Monografia submetida como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica da Faculdade UnB Gama - FGA, da Universidade de Brasília, em 19/11/2015 apresentada e aprovada pela banca examinadora abaixo assinada:

**Profa. Dra. Suélia de Siqueira
Rodrigues Fleury Rosa**
Orientador

**Profa. Dra. Vera Regina Fernandes da
Silva Marães**
Membro Convidado

Ma. Camila Cadena de Almeida
Membro Convidado

Brasília, DF
2015

*Dedico esse trabalho à minha família, aos meus amigos
à minha orientadora, aos docentes e todos que de alguma
forma contribuíram durante essa caminhada.*

Agradecimentos

Primeiramente, agradeço a toda minha família, à minha mãe Célia, ao meu pai Renato e ao meu irmão Vitor, que sempre acreditaram no meu potencial e me deram todo suporte necessário para tornar esse curso uma possibilidade real.

Meus sinceros agradecimentos à minha orientadora Profa. Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa. Minha gratidão é imensurável por todos os ensinamentos profissionais e pessoais, por acreditar no meu trabalho, pelas conversas e por abrir caminhos para meu crescimento. Uma pessoa que vejo não somente como orientadora, mas que foi uma segunda mãe, sempre disposta a ajudar e que sempre respeitou e ajudou a superar todas as dificuldades durante essa etapa.

Aos meus amigos, que me ajudaram em todos os aspectos, durante momentos difíceis durante esse curso e que, quando mais precisei, me apoiaram e incentivaram a nunca desistir desse objetivo maior. Meus agradecimentos: Daniel Pierobon, Davi, Micael, Luiz Cláudio, Victor Hugo, Daniela Lima, Clara Justa, Tiago Martins e Danilo Oliveira.

A dois colegas em especial, Thiago Amaral e Diogo Motoca que, juntos, formamos uma equipe durante toda essa jornada. Por me “aguentarem” durante os momentos mais difíceis na vida pessoal e profissional, mas que sempre me incentivaram a nunca desistir desse objetivo e ajudaram a tornar possível esse acontecimento.

Aos membros convidados da banca, Profa. Dra. Vera e Ma. Camila, que sempre acreditaram e contribuíram no desenvolvimento desse trabalho. E a Profa. Kenya pelo auxílio e apoio no desenvolvimento deste trabalho.

Aos colegas do Laboratório de Engenharia e Biomaterial (BioEngLab), a todos os membros da EasyMedical e aos colegas do Grupo de Pesquisa sobre a Saúde de Amputados Transfemorais (GPSAT) da UnB/FCe, em especial Thanyze Zoccoli.

Agradeço a todos os colegas, professores e técnicos por toda ajuda prestada dentro da UnB. Aos demais amigos e colegas que não foram citados, mas não menos importantes.

*"Poucas vezes
pessoas normais
marcaram a história."
(Slash)*

Resumo

A amputação transfemoral, perda de um membro entre a altura do quadril e do joelho, pode ocorrer devido a doenças vasculares, neoplasias ou traumas. A rotina dos indivíduos com essa deficiência é fortemente alterada, pois geralmente há alguma dificuldade em realizar movimentos rotineiros como caminhar e subir escadas, forçando esses indivíduos a desenvolverem alguns movimentos para compensar essa adversidade. A eletromiografia de superfície (EMGs), ferramenta utilizada para captura da atividade elétrica muscular, tem sido amplamente utilizada no estudo do movimento do corpo humano. Os sinais de EMGs estão se tornando cada vez mais importantes em diversas aplicações na medicina esportiva e ocupacional. Esse sinal vem sendo utilizado para gerar comandos de controle para equipamentos de reabilitação, tais como: próteses robóticas e em interfaces homem-máquina. Também é muito utilizado em rotinas fisioterapêuticas, além de desempenhar um papel importante em pesquisas relacionadas ao sistema neuromuscular. Atualmente, é crescente o número de pesquisas que buscam melhorias na reabilitação e no controle de próteses ativas por meio de sinais de EMGs. No entanto, esses sinais são altamente contaminados por ruídos do ambiente e de artefatos mecânicos. Entretanto, a utilização de uma interface confeccionada a partir do biomaterial látex pode ajudar na redução da contaminação do sinal pelos ruídos. Nesse contexto, o desenvolvimento de um sistema de aquisição de EMG com baixo custo para captura de sinal no coto de amputados transfemorais por meio de uma interface de biomaterial látex são o foco desse trabalho onde, produzindo um sistema acessível, torna-se viável uma solução que poderia até ser implantada no Sistema Único de Saúde (SUS). Em conjunto com o Grupo de Pesquisa sobre a Saúde de Amputados Transfemorais GPSAT da UnB/FCe, foi desenvolvido esse sistema com uma interface de biomaterial látex e foram realizados testes *in vivo* em amputados transfemorais.

Palavras-chave: Amputação Transfemoral, Eletromiografia de Superfície, Biomaterial Látex.

Abstract

Transfemoral amputation, the loss of a limb between the hip and knee, can occur due to vascular diseases, neoplasms, or traumas. The routine of individuals with this handicap is severely altered, because usually there is some difficulty in performing routine movements such as walking and climbing stairs, which forces these individuals to develop some movements to compensate for this adversity. Surface electromyography (EMG), a tool used to capture electrical muscle activity, has been widely used in the study of movements of the human body. EMG is becoming increasingly important with different uses in sports and occupational medicine. EMG is being used to generate control commands for rehabilitation equipment, such as robotic prostheses and man/machine interfaces. It is also used in physical therapy routines, and also plays an important role in research related to the neuromuscular system. Currently, there is an increasing number of studies that seek improvements in rehabilitation and control of active prostheses through SEMG signals. However, these signals are severely contaminated by noises from the environment and mechanical artifacts. However, the use of an interface developed with latex biomaterial can help reduce the noise that contaminates the signal. Thus, the goal of this study was to develop a low-cost EMG acquisition system for capturing the signal from the stumps of transfemoral amputees using a latex biomaterial interface. We sought to develop an accessible system that would be a feasible solution and could even be used in the Unified Health System (SUS). Together with the Research Group on Health of Transfemoral Amputees from the GPSAT of UNB/FCe, we developed this system with a latex biomaterial interface. Tests were performed in vivo in transfemoral amputees.

Key-words: Transfemoral Amputation, Surface Electromyography, Látex Biomaterial.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Ilustração de amputação transfemoral, ou seja, amputação que ocorre na altura entre o quadril e o joelho. Disponível em: < http://media.ottobock.com >, Acesso em: 02 Nov. 2015.	20
Figura 2 – Voluntário com amputação transfemoral fazendo o uso de uma prótese passiva. As pequenas esferas posicionadas nos ombros e na cabeça são marcadores para análise cinemática (ALVES, 2013).	21
Figura 3 – Localização do músculo vasto lateral entre os pontos em azul, local indicado para fixação dos eletrodos marcado por um “x” (SENIAM, 2015).	23
Figura 4 – Localização do músculo bíceps femoral entre os pontos em azul, local indicado para fixação dos eletrodos marcado por um “x” (SENIAM, 2015).	24
Figura 5 – Eletrodos de Ag/AgCl posicionados no coto de um amputado transfemoral.	25
Figura 6 – Processos de despolarização e repolarização de membrana. (MENDONÇA, 2013)	26
Figura 7 – Processo de extração do látex natural da seringueira. Disponível em: < http://www.painelflorestal.com.br > Acesso em: 02 Out. 2015	28
Figura 8 – Diagrama do amplificador de instrumentação INA128P. Entre os pinos 1 e 8, ajusta-se o ganho pelo valor do resistor R_G . A alimentação simétrica se dá pelos pinos 4 e 7, a referência está em 5. Os pinos 2 e 3 são as entradas inversora e não inversora respectivamente, onde entram os sinais do par de eletrodos sobre o músculo, observando-se que no interior do circuito integrado CI há conexão de dois <i>by-pass</i> . No pino 6 encontra-se o sinal de saída do circuito integrado.(INSTRUMENTS, 2015)	29
Figura 9 – Topologia de um filtro passa-baixas de primeira ordem, inversor e com ganho de tensão. Em “vi” há o sinal de entrada e em “vo” é a saída do sinal. Os pinos 4 e 11 são responsáveis pela alimentação.	30
Figura 10 – Topologia de um filtro passa-altas de primeira ordem, inversor e com ganho de tensão. Em “vi” há o sinal de entrada e em “vo” é a saída do sinal. Os pinos 4 e 11 são responsáveis pela alimentação.	31

Figura 11 – Placa do Microcontrolador Arduino MEGA2560 R3. Disponível em: < https://www.arduino.cc/ > Acesso em: 02 Out. 2015	32
Figura 12 – Esquema geral do sistema proposto neste trabalho.	33
Figura 13 – Diagrama de blocos do esquema elétrico desenvolvido, onde: a) amplifi- cação diferencial; b) estágio de filtros; c) estágio de ganho; d) ajuste de <i>offset</i> . Adaptado de: < http://www.elsevier.es >. Acesso em 02 Nov. 2015	34
Figura 14 – Conexões dos eletrodos em relação ao amplificador de instrumentação. O resistor R_1 conectado entre os pinos 1 e 8 define o ganho da saída do amplificador.	35
Figura 15 – Filtros passa-altas e passa-baixas presentes no circuito projetado. Li- mitando a frequência passante do sinal entre 17 Hz e 483 Hz.	36
Figura 16 – Circuito amplificador com ganho de 3,4 V/V e saída invertida, pro- porcionando em sua saída um sinal com as características necessárias para a conversão A/D.	36
Figura 17 – Circuito de soma com saída inversora para ajuste da tensão de offset.	37
Figura 18 – Exemplo de malha confeccionada a partir do biomaterial látex.	38
Figura 19 – Direção das fibras musculares da fisiologia de interesse abordada nesse trabalho: a) vasto lateral (VL) e b) bíceps femoral (BF). Disponível em: < http://auladeanatomia.com > Acesso em 02 Nov. 2015	40
Figura 20 – Utilização da malha de biomaterial látex em: a) envolvendo os eletro- dos posicionados sob o coto do voluntário; b) envolvendo os eletrodos posicionados sob a perna não amputada.	40
Figura 21 – Voluntário posicionado sobre a bicicleta, com cabos de conexão entre o sistema de aquisição e os eletrodos devidamente dispostos de modo correto.	41
Figura 22 – a) Desenvolvimento do esquema elétrico em protoboard; b) Leitura da PCI desenvolvido em <i>software</i> ; c) Modelagem 3D da PCI.	42
Figura 23 – a) Modelos de PCI desenvolvidas durante o processo de definição do circuito; b) Reprodução das PCI's para implementação do <i>hardware</i>	43
Figura 24 – Processo de desenvolvimento do módulo de aquisição e amplificação dos sinais. a) Posicionamento das PCI's no interior do gabinete; b) Realização das ligações internas; c) Teste do módulo em osciloscópio; d) Módulos finalizados	43
Figura 25 – Conexões dos módulos de aquisição de sinais (abaixo) e de caracteri- zação dos sinais em cartão de memória (acima).	44

Figura 26 – a) Cabos para quatro canais e referência com conector DB-9; b) Detalhe da enumeração dos canais nos cabos; c) Encaixe entre os cabos e os eletrodos, utilizando colchetes de pressão para roupas; d) Cabos para conexão entre módulo de aquisição do sinal e do microcontrolador.	45
Figura 27 – No sinal em amarelo foi utilizada filtragem com amp-op indicado para filtros de sinais eletromiográficos OPA2604 fabricado pela <i>Texas Instruments</i> ® e o sinal em azul é do circuito implementado. Em a, b e c estão ilustrados os mesmos sinais passando pelas duas filtrações diferentes e em d estão os sinais sobrepostos.	46
Figura 28 – Sinal eletromiográfico do bíceps do braço direito em repouso com iluminação do ambiente ligada (lado esquerdo) e desligada (lado direito).	47
Figura 29 – Tela inicial do <i>software</i> de Exibição de Sinal EMG desenvolvido.	48
Figura 30 – Exibição de Sinais eletromiográficos captados em quatro músculos de indivíduo.	49
Figura 31 – Malha confeccionada em biomaterial látex, com dimensão de 75 x 18 mm.	50
Figura 32 – a) Voluntário realizando exercício de pedalada durante a coleta dos sinais eletromiográficos; b) Malha de biomaterial látex envolvendo os eletrodos que estão sob os músculos VL e BF.	51
Figura 33 – Sinais de EMG do voluntário não-amputado	52
Figura 34 – Voluntário durante a coleta de dados. Importante ressaltar que os cabos estão suspensos, sem contato com o chão, a fim de evitar ruídos.	53
Figura 35 – Exibição de Sinais EMG captados em quatro músculos do paciente.	53
Figura 36 – a) Posicionamento dos eletrodos no músculo VL da perna direita; b) Voluntário durante a pedalada; c) Como ficou o látex que revestiu o coto após a coleta de dados.	54
Figura 37 – Detalhe da prótese do voluntário durante a realização da pedalada.	54
Figura 38 – Sinal eletromiográfico de um paciente com amputação transfemoral utilizando a malha de biomaterial látex na perna e no coto.	55

Lista de abreviaturas e siglas

Ag/AgCl	Prata/Cloreto de Prata
AMP-OP	Amplificador Operacional
A/D	Analógico-Digital
BF	Bíceps Femoral
BioEngLab®	Laboratório de Engenharia e Biomaterial
CA	Corrente Alternada
CC	Corrente Contínua
CI	Circuito integrado
CMRR	<i>Common Mode Rejection-Ratio</i>
ETAS	Espinha Ilíaca Antero-Superior
EMG	Eletromiografia
EMGs	Eletromiografia de Superfície
GPSAT	Grupo de Pesquisa sobre a Saúde de Amputados Transfemorais
INA	<i>Instrumentation Amplifier</i>
PCI	Placa de Circuito Impresso
SENIAM	<i>Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i>
SUS	Sistema Único de Saúde
TA	Tecnologia Assistiva
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
UnB/FCe	Universidade de Brasília - Faculdade de Ceilândia
UnB/FGA	Universidade de Brasília - Faculdade do Gama
VL	Vasto Lateral

Lista de símbolos

Ω	Ohms
V	Volts
$^{\circ}\text{C}$	Grau Celsius
Hz	Hertz
A	Ampere

Sumário

1	Introdução	16
1.1	Contextualização e Problematização	16
1.2	Objetivos	18
1.2.1	Objetivo Geral	18
1.2.2	Objetivos Específicos	18
1.3	Justificativa	18
1.4	Estrutura	19
2	Fundamentação Teórica	20
2.1	Amputados Transfemorais	20
2.2	Fisiologia de Interesse	22
2.3	Eletromiografia de Superfície (EMGs)	24
2.4	Biomaterial Látex	27
2.5	Sistema de Aquisição de Sinais	29
2.5.1	Amplificador de Instrumentação	29
2.5.2	Filtros Ativos	30
2.5.2.1	Passa-Baixas	30
2.5.2.2	Passa-Altas	31
2.5.3	Microcontrolador Arduino Mega 2560	31
2.5.4	MATLAB®	32
3	Materiais e Métodos	33
3.1	Sistema de Aquisição de Sinais	33
3.1.1	Esquema Elétrico	34
3.1.1.1	Amplificação Diferencial	34
3.1.1.2	Estágio de Filtros	35
3.1.1.3	Estágio de Ganho	36
3.1.1.4	Ajuste de <i>offset</i>	36
3.1.2	Conversão A/D e Plotagem de Sinais	37
3.1.3	Malha de Biomaterial Látex	37
3.2	Coleta de Dados	39
4	Resultados e Discussão	42
4.1	Hardware	42
4.1.1	Construção do Protótipo	42

4.1.2	Aspectos Teóricos	45
4.2	Caracterização de Sinais em Cartão de Memória	47
4.3	<i>Software</i> para Vizualização e Análise do Sinal	48
4.4	Malha de Biomaterial Látex	49
4.5	Teste <i>in vivo</i>	51
4.5.1	Voluntário Não-Amputado	51
4.5.2	Voluntário Amputado 1	52
4.5.3	Voluntário Amputado 2	53
5	Conclusão	56
	Referências	57
	APÊNDICE A Glossário	61
A.1	Engenharia	61
A.2	Saúde	62
	APÊNDICE B Esquema Elétrico	64
	APÊNDICE C Código para Microcontrolador	65
	APÊNDICE D Código para MATLAB®	69
	APÊNDICE E Manual de Utilização	76
	Anexos	85
ANEXO A	Processo de Análise de Projeto de Pesquisa	86
ANEXO B	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	87

1 Introdução

1.1 Contextualização e Problematização

A amputação transfemoral, fenômeno resultante da retirada de um membro inferior entre a articulação do joelho e do quadril (MARÃES et al., 2014), leva os portadores dessa deficiência a utilizarem próteses para minimizar as consequências da ausência do membro e manter sua funcionalidade. Porém, esses usuários podem vir a enfrentar várias dificuldades para realizar atividades como: caminhar, abaixar, carregar objetos e realizar suas atividades diárias. Essas limitações estão relacionadas à má adaptação da prótese, que muitas vezes não é ideal para a pessoa, muita resistência na flexão do joelho protético, ao medo de cair durante uma caminhada (DREVELLE et al., 2014) e ao desconforto ao utilizá-la. Em consequência, pode haver alteração dos padrões de postura e de marcha para compensar a perda do membro (MARÃES et al., 2014).

A eletromiografia (EMG) é uma técnica utilizada para medir, monitorar e avaliar a atividade elétrica muscular (GHAPANCHIZADEH; AHMAD; ISHAK, 2014) devido às informações valiosas sobre a ação muscular, pois registra o potencial de ação das unidades motoras (LUCAS et al., 2008) durante as contrações na musculatura (WANG; TANG; BRONLUND, 2013; BANSOD; RAURALE, 2014). A correta execução desse método é fundamental para que haja medições confiáveis acerca das contrações musculares, sendo esses sinais eletromiográficos de suprema importância para o controle de próteses, a medicina esportiva, a interação homem-máquina e a reabilitação médica (HASHEMI et al., 2015).

A captura de EMG pode ser realizada por método invasivo, havendo inserção de um eletrodo em formato de agulha diretamente no músculo (GHAPANCHIZADEH; AHMAD; ISHAK, 2014), ou de maneira não invasiva, por meio de eletrodos posicionados sob a superfície da pele, chamada de eletromiografia de superfície (EMGs). A técnica mais usual é a EMGs (RIILLO et al., 2014; BANSOD; RAURALE, 2014), que tem como vantagem a praticidade na execução e o conforto proporcionado ao paciente, porém implica em sinais mais atenuados e imprecisos. Todavia, continua sendo a alternativa mais apropriada para obtenção de dados sobre a atividade muscular no uso clínico, visto que, embora o método invasivo de EMG tenha alta precisão, só é possível avaliar um músculo por vez, diferentemente da monitorização por EMGs, que torna possível

a captura do sinal de vários músculos simultaneamente, inclusive em ambiente *outdoor* (HASHEMI et al., 2015). Neste trabalho, o método abordado será da EMGs.

A partir da captura de sinais pela EMGs, é possível reconhecer padrões de movimentos específicos, que são utilizados para auxiliar o controle de próteses ativas (RIILLO et al., 2014). Essa técnica de aquisição dos sinais eletromiográficos tem se mostrado promissora; apesar das imperfeições na musculatura devido à amputação, foi possível realizar a captura de sinal com qualidade comparável à de sujeitos saudáveis. Esse estudo havia sido discutido anteriormente (ALVES, 2013; HUANG; FERRIS, 2012), quando se afirmou que há melhor funcionalidade de membros artificiais inferiores que sejam do tipo ativo, ou seja, que tenham controle alimentado por sinais elétricos do sistema nervoso do próprio usuário. Em uma pesquisa recente, destaca-se o avanço dos resultados sobre o uso da EMGs como fonte de controle neural, pois precedem ao início dos movimentos (ZOCCOLI et al., 2014).

A utilização da EMGs, entretanto, é afetada por fatores fisiológicos e não fisiológicos, influenciando diretamente na precisão e acurácia dos sinais captados (HASHEMI et al., 2015). Dentre os fatores que interferem na qualidade do sinal eletromiográfico destacam-se: ruídos do ambiente, deslocação dos eletrodos, perda de contato entre o eletrodo e a superfície da pele e fadiga do usuário por conta das atividades realizadas. Dessa forma, o grande desafio encontrado na utilização desse método de captura de sinal é garantir um sinal de baixo ruído e que prejudique o mínimo nos padrões de reconhecimento (ZHANG; HUANG, 2015). Entretanto, a utilização de um filtro para reduzir artefatos mecânicos pode ajudar na redução dos ruídos desse sinal. Uma maneira seria envolver os eletrodos com uma malha para garantir melhor fixação e redução do movimento no contato entre os cabos e os eletrodos.

O látex é um produto de origem natural e brasileira, tem aspecto leitoso e pode ser moldado com facilidade (PAULA et al., 2010). De acordo com (REIS, 2013) e (ROSA et al., 2015), esse produto ganhou destaque no âmbito biomédico nos últimos anos devido aos resultados positivos na sua utilização como biomembrana e por ele ajudar no processo de cicatrização. Sua biocompatibilidade tem se mostrado bastante eficiente.

Dessa forma, o presente trabalho visa a investigar o uso de uma malha de biomaterial de látex para coletar dados eletromiográficos por meio de um sistema de baixa complexidade em pacientes com amputação transfemoral. O sistema para coletar os dados será também produzido nesse trabalho.

A demanda do sistema desenvolvido nesse trabalho foi trazida pela Prof. Dra.

Vera Marães, líder da equipe do Grupo de Pesquisa sobre a Saúde de Amputados Transfemorais (GPSAT) da Universidade de Brasília – Faculdade de Ceilândia (UnB/FCe), que possui em seu laboratório a necessidade de um aparelho para realização de EMGs em voluntários com amputação transfemoral. Nesse sentido, houve uma parceria entre o Laboratório de Engenharia e Biomaterial (BioEngLab®) da Universidade de Brasília – Faculdade do Gama (UnB/FGA) e o GPSAT. Alguns requisitos do produto final foram realizados em virtude do requerimento por parte da equipe do GPSAT.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo Geral

Este projeto visa a implementar um sistema de aquisição e análise de sinais eletromiográficos em indivíduos com amputação transfemoral fazendo o uso da interface de biomaterial látex.

1.2.2 Objetivos Específicos

1. Propor um *hardware* de baixa complexidade de captura de sinais eletromiográficos contendo 16 canais;
2. Caracterizar os sinais de EMGs em cartão de memória;
3. Desenvolver um *software* para plotar e analisar os sinais de EMGs;
4. Desenvolver uma de malha de látex para conexão eletrodo-pele;
5. Realizar teste *in vivo* da conexão eletrodo-amputado-malha;

1.3 Justificativa

A captura de sinais por meio de EMGs com baixo índice de ruído em amputados transfemorais é de complexidade elevada, em virtude da existência de inúmeros fatores fisiológicos, como o *crossalking*, e mecânicos, como: artefatos de movimento, perda de contato do eletrodo com a pele e movimentação dos cabos. A existência de sistemas de captura de sinais de EMGs para essas circunstâncias é de difícil acesso.

O desenvolvimento do projeto foi proposto utilizando o conceito de baixo custo, de modo a reduzir o número de componentes no *hardware* e fazendo o uso também de

micro controladores de código aberto. Para isso, propôs-se uma filtragem física na fase de aquisição do sinal de EMGs utilizando malha confeccionada de biomaterial látex, de modo a obter melhorias no sinal captado, com menos interferências de artefatos de movimento. Assim, a carga computacional e de hardware que seriam utilizadas para a eliminação destes ruídos foi diminuída; conseqüentemente, os custos do sistema proposto também diminuíram, possibilitando que o sistema possa ser utilizado em mais aplicações e que se torne mais acessível aos diversos centros de saúde, como o Sistema Único de Saúde (SUS).

Também é de interesse que, ao final deste trabalho, seja entregue para a equipe do GPSAT da UnB/FCE o sistema de aquisição de EMGs que foi desenvolvido.

1.4 Estrutura

Este trabalho é composto por cinco capítulos. Neste primeiro capítulo introdutório estão dispostas algumas das dificuldades encontradas na captura de sinais musculares no coto de amputados e é explicado como o projeto visa a atender essa necessidade, destacando-se a utilização do biomaterial látex neste processo.

No segundo capítulo, é apresentado o embasamento teórico para a realização deste trabalho. Encontra-se descrição sobre a fisiologia do público alvo do produto desenvolvido; descrição sobre o sinal a ser coletado, bem como as dificuldades na sua aquisição; detalhes técnicos sobre os principais componentes eletrônicos utilizados para a confecção do produto e desenvolvimento de filtros analógicos; embasamento teórico sobre o biomaterial utilizado, destacando as principais características desse material; breve descrição da placa microcontrolada utilizada para o registro do sinal.

O terceiro capítulo abrange os materiais e métodos aplicados para o desenvolvimento do equipamento e para o registro e análise do sinal; também fala sobre a utilização do biomaterial como filtro de artefatos de movimento, além de trazer os métodos adotados durante o procedimento da coleta de dados.

O quarto capítulo conta com os resultados obtidos. Inicialmente, destaca-se o equipamento desenvolvido de modo geral e, em seguida, sua utilização para captura de sinais em amputados transfemorais em conjunto com a malha de biomaterial látex.

O quinto capítulo apresenta a conclusão a partir dos resultados obtidos em função dos resultados esperados. Aponta – também – limitações e melhorias encontradas.

2 Fundamentação Teórica

2.1 Amputados Transfemorais

A ocorrência da retirada total ou parcial de um membro é conhecida como amputação, geralmente realizada por meio de um procedimento cirúrgico. Quando ocorre uma amputação transfemoral (Fig. 1), refere-se à retirada do membro inferior entre a articulação do joelho e a articulação do quadril (MARÃES et al., 2014). Esse tipo de amputação possui grande incidência na população idosa, sendo em sua maioria decorrente de doenças vasculares (MATSUMURA; RESENDE; CHAMLIAN, 2013), neoplasias, tabagismo, *diabetes mellitus*, seguido por amputações de origem traumática (ALMEIDA, 2015). A maior limitação do paciente com amputação de membro inferior que faz o uso de prótese é a dificuldade em realizar caminhadas, o que interfere no cotidiano da pessoa e causa alterações nos padrões de postura para compensar as alterações na biomecânica corporal (KAGEYAMA et al., 2008).



Figura 1 – Ilustração de amputação transfemoral, ou seja, amputação que ocorre na altura entre o quadril e o joelho. Disponível em: <<http://media.ottobock.com>>, Acesso em: 02 Nov. 2015.

Após a incidência da amputação transfemoral, existem grandes alterações na fisiologia da perna do indivíduo, como a redução na capacidade de gerar força por parte dos músculos envolvidos, devido a alterações biomecânicas e neurológicas. As alterações musculares incluem: redução da área transversal, diminuição dos receptores e enervação

do tendão muscular das fibras musculares. Também é comum a ocorrência de deformações no coto¹ do amputado (BRANEMARK et al., 2014), que podem ser provenientes da amputação ou até mesmo ocorrer pós-amputação devido à sobrecarga sobre o coto (ALVES, 2013). Outro fenômeno é conhecido como *crossalking* e consiste na múltipla ativação da musculatura vizinha, que é bastante comum nos cotos, dificultando o estudo dessa musculatura (ARANTES et al., 2014).



Figura 2 – Voluntário com amputação transfemoral fazendo o uso de uma prótese passiva. As pequenas esferas posicionadas nos ombros e na cabeça são marcadores para análise cinemática (ALVES, 2013).

A utilização de próteses por parte de amputados transfemorais (Fig. 2) resulta no registro de várias reclamações, geralmente por conta de desconforto no encaixe do soquete da prótese com o coto, medo de quedas, fricção entre o coto e a prótese, dificuldades em realizar uma marcha normal, caminhar em terrenos acidentados e subir e descer escadas (BRANEMARK et al., 2014; PANTALL; DURHAM; EWINS, 2011; DREVELLE et al., 2014). É necessária atenção especial para o movimento de flexão do pé e do joelho existentes na prótese, já que ele é o grande responsável pela maioria das quedas sofridas pelos usuários. A utilização de próteses com comprimento incorreto também pode vir a causar desconforto. Todos esses fatores contribuem para que seja desenvolvida uma

¹ Coto: De acordo com (CARVALHO, 2003) o membro residual após a cirurgia para amputação denomina-se coto.

nova técnica para a marcha com o intuito de compensar as adversidades da utilização da prótese, acarretando em problemas de postura do indivíduo.

O conjunto formado entre as próteses utilizadas por amputados transfemorais e a EMGs pode ser visto como uma tecnologia assistiva (TA), pois a EMGs, além de monitorar a musculatura do coto do amputado, também pode ser utilizada para auxiliar no controle de prótese ativa (ALVES, 2013). Nesse caso, a EMGs possibilita o estudo da função muscular por meio da captação do sinal elétrico que emana do músculo, e tem demonstrado sucesso na avaliação da atividade muscular durante a marcha de amputados transfemorais. Além disso, a EMGs oferece informações importantes sobre o comportamento de um músculo ou grupo muscular quando submetido a angulações, sobrecargas e velocidades de execução (OLIVEIRA, D.C.S., 2012).

Porém, existe grande dificuldade em capturar sinais por meio da EMGs no coto de amputados transfemorais quando utilizando próteses, pela existência de adversidades devido a imperfeições no coto e aos artefatos de movimento causados pelo contato entre o soquete da prótese e os eletrodos (HEFFERMAN et al., 2015).

Entretanto, a rotina e as adaptações que pessoas com amputações transfemorais enfrentam estão muito além da necessidade do uso de prótese para suprir a ausência do membro. Por conta disso, destaca-se a importância de um estudo mais aprofundado com a finalidade de incluir uma TA na vida desses indivíduos, buscando melhorias na qualidade de vida.

2.2 Fisiologia de Interesse

Em estudos realizados para avaliação da função muscular por meio do EMGs, geralmente são escolhidos os músculos glúteo máximo, glúteo médio, reto femoral, vasto medial, vasto lateral e bíceps femoral (ZOCCOLI et al., 2014). No entanto, apesar dos músculos da região glútea (glúteo médio e máximo) fornecerem informações sensoriais valiosas, apresentam uma limitação importante: são recobertos por uma densa camada de tecido adiposo, o que torna difícil a captação de seus sinais eletromiográficos (ALVES, 2013). Além disso, a avaliação de amputados utilizando suas próteses convencionais, fixadas ao coto por um socket com sistema de sucção quadrilateral modelado, dificulta a avaliação concomitante de vários músculos residuais. Assim, foram selecionados para captura do sinal de EMGs os músculos vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF), tanto do membro residual, quanto do membro sem amputação.

O músculo VL (Fig. 3) é o maior componente do quadríceps femoral e situa-se na região ântero-lateral da coxa. Quando em ação conjunta aos outros músculos do quadríceps², realizam o movimento de extensão da articulação do joelho. O músculo BF (Fig. 4), um músculo fusiforme localizado posteriormente na coxa, é responsável pelo movimento de flexão e rotação lateral de joelho. Eles são músculos fundamentais para a realização de atividades da vida diária, como caminhar, sentar e levantar, subir e descer escadas, além de importantes para o controle da prótese (CARVALHO, 2003; MOORE; DALLEY, 2001; KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995).

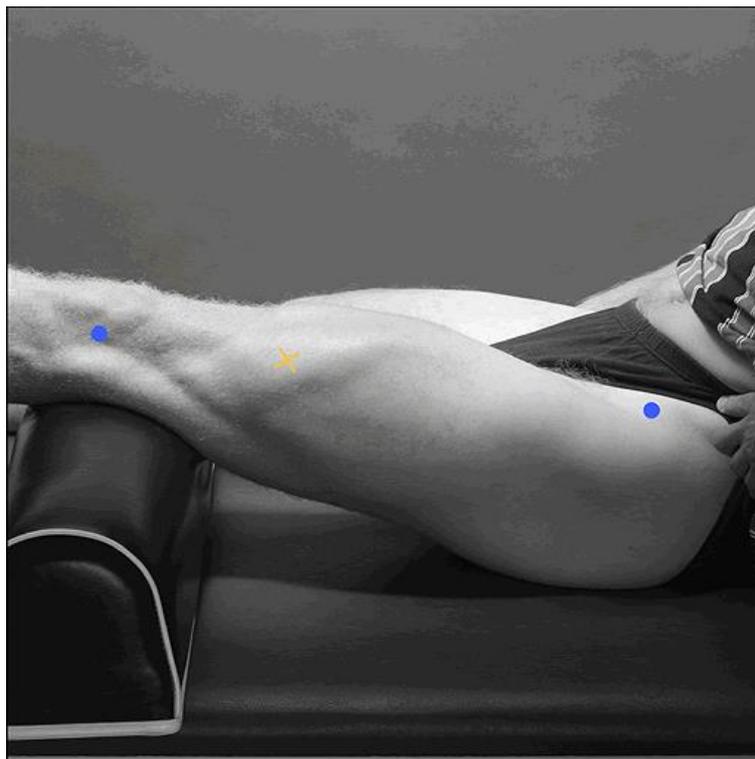


Figura 3 – Localização do músculo vasto lateral entre os pontos em azul, local indicado para fixação dos eletrodos marcado por um “x” (SENIAM, 2015).

É de grande importância o conhecimento específico sobre cada músculo utilizado para realizar a captura de sinais, visto que há grandes diferenças no que diz respeito ao tamanho e à direção das fibras, entre outros. Poderiam ser capturados sinais de outros músculos também, como o vasto medial, vasto intermédio e reto femoral, mas a dificuldade da localização dos mesmos atrapalha esse processo. Dessa forma, faz-se necessária uma avaliação prévia acerca dos músculos de interesse para o correto posicionamento

² Quadríceps Femoral: Conjunto composto pelos músculos reto femoral (RF), vasto medial (VM), vasto intermédio (VI) e vasto lateral (VL).

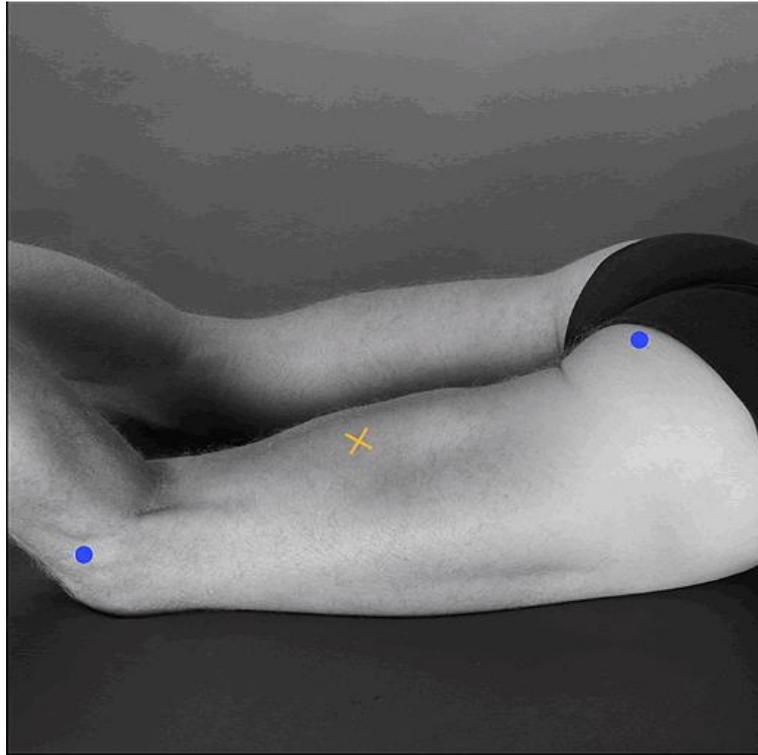


Figura 4 – Localização do músculo bíceps femoral entre os pontos em azul, local indicado para fixação dos eletrodos marcado por um “x” (SENIAM, 2015).

dos eletrodos; também é importante obter informações sobre os potenciais do músculo em questão e demais características específicas.

2.3 Eletromiografia de Superfície (EMGs)

A captura de sinais musculares por meio da EMGs tem se tornado bastante usual nas pesquisas de engenharia e medicina para reabilitação (WANG; TANG; BRONLUND, 2013). Clinicamente, tem sido frequentemente usada para avaliação de pacientes com doenças neuromusculares, dores lombares e distúrbios de controle motor. Além de ser empregada em pesquisas fisiológicas e biomecânicas, a EMGs tem sido desenvolvida como uma ferramenta de avaliação em pesquisas aplicadas nas áreas de fisioterapia, reabilitação, medicina esportiva e treinamento, *biofeedback* e pesquisas ergonômicas. A EMG também tem encontrado seu uso na reabilitação de pacientes com amputações, na forma de próteses robóticas. Esse método, portanto, revela-se uma ferramenta valiosa, pois proporciona uma forma natural de detectar e classificar diferentes movimentos do corpo humano (JAMAL, 2012).

Até recentemente, eletromiogramas eram registrados principalmente para fins exploratórios ou de diagnóstico; no entanto, com o avanço da tecnologia bioelétrica, a EMGs se tornou uma ferramenta fundamental no controle artificial do movimento de membros, na estimulação elétrica funcional e na reabilitação (HENNEBERG, 2000).

Na Figura 5 está representada a aquisição do sinal eletromiográfico a partir do uso de eletrodos descartáveis de prata/cloreto de prata (Ag/AgCl), sendo esses conhecidos como eletrodos do tipo *Beckman*, que são, essencialmente, transdutores, que convertem uma forma de energia em outra. Os eletrodos de EMG convertem o sinal bioelétrico gerado pela despolarização das fibras musculares, em um sinal elétrico capaz de ser amplificado e processado (MENDONÇA, 2013). Essa ferramenta é importante na análise clínica da atividade elétrica muscular que é gerada a partir da despolarização das células durante as contrações musculares, ilustrada na Fig. (6); ela possibilita o avanço na interação entre o ser humano e o mundo digital (NAJARIAN; SPLINTER, 2006; RIILLO et al., 2014; CHEN; WANG; WANG, 2015).



Figura 5 – Eletrodos de Ag/AgCl posicionados no coto de um amputado transfemoral.

O sinal eletromiográfico é a manifestação elétrica da ativação neuromuscular associada à contração muscular. É um sinal complexo que é afetado pelas propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos, pelo esquema de controle do sistema nervoso, bem como pelas características da instrumentação que é utilizada para detectá-lo e

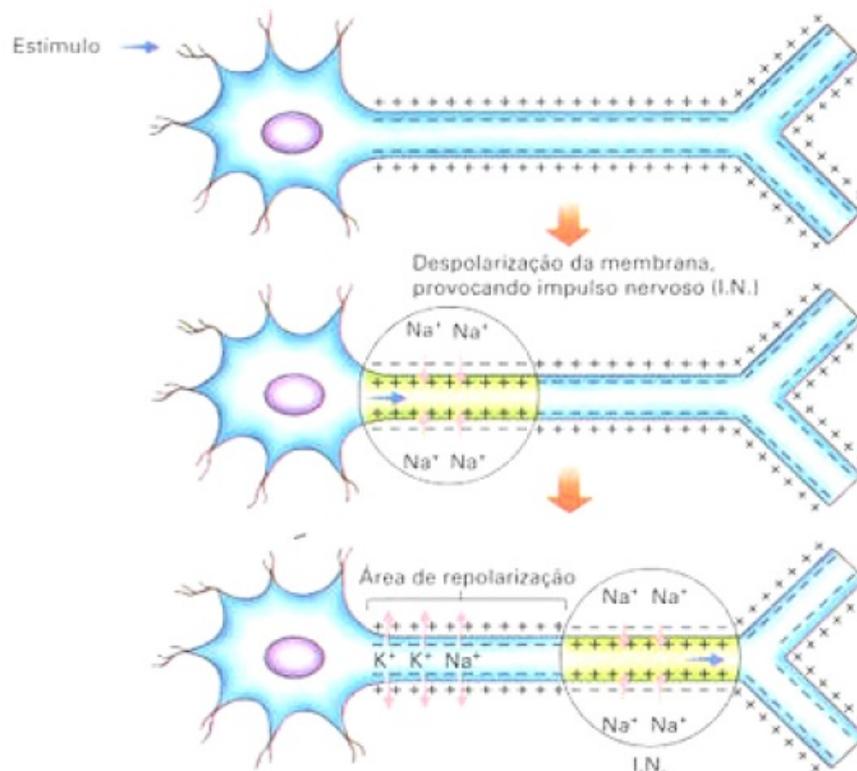


Figura 6 – Processos de despolarização e repolarização de membrana. (MENDONÇA, 2013)

observá-lo (LUCA, 2006). Variações em qualquer um destes processos podem alterar as características do sinal e as análises e as conclusões retiradas a partir dos dados (Motion Lab Systems, 2009)

O sinal eletromiográfico caracteriza-se por estar numa faixa de frequência entre 0 e 1000 Hz, porém os dados de fundamental importância para análise da musculatura estão concentrados na faixa entre 20 e 500 Hz. A largura de banda do espectro de frequência predominante é entre 50 e 150 Hz e a amplitude de pico a pico varia entre os diversos músculos, porém se enquadram na ordem de cerca de 100 microvolts até 5 milivolts (GHAPANCHIZADEH; AHMAD; ISHAK, 2014). Embora para amostragem de sinais seja, geralmente, empregado o Teorema de Nyquist, o qual diz que para um sinal ser reconstruído com mínima perda de informação a frequência de amostragem de um sinal analógico deve ser igual ao dobro da largura de banda desse sinal, grande parte da literatura e de experimentos demonstra que para amostragem dos sinais de EMGs o recomendado é o dobro da frequência de Nyquist, ou seja, 2 kHz.

Existem dispositivos controlados pela EMGs que se baseiam nos limiares da am-

plitude do sinal para obedecer a um comando; porém, a partir da análise dos sinais eletromiográficos é possível definir padrões de movimento específicos da ativação de cada músculo, de acordo com o movimento realizado, sendo esse um estudo muito mais complexo (RIILLO et al., 2014; LUCAS et al., 2008). A utilização dos padrões de reconhecimento torna possível aprimorar os instrumentos de TA, contribuindo para o controle de próteses ativas (WANG; TANG; BRONLUND, 2013).

Há uma enorme dificuldade em relação à captação por meio da EMGs devido aos inúmeros ruídos captados durante o processo. Esses fatores são divididos de acordo com sua origem, podendo ser fisiológicos ou não fisiológicos. Partindo dos fatores fisiológicos, citam-se: i) a quantidade de tecido adiposo entre a superfície da pele e o músculo; ii) *cross-talk*, fenômeno que ocorre quando há múltipla ativação de músculos na vizinhança da musculatura a ser avaliada, devido à amputação (ARANTES et al., 2014); iii) tempo e intensidade das contrações; iv) anatomia e fisiologia características do músculo a ser monitorado; v) impedância da pele (WANG; TANG; BRONLUND, 2013; GHAPAN-CHIZADEH; AHMAD; ISHAK, 2014). Dentre os fatores não fisiológicos, encontram-se os artefatos de movimento e contato, como: perda de contato do eletrodo com a pele; mau posicionamento do eletrodo sob o músculo; distância incorreta entre eletrodos para medições bipolares; ruídos do ambiente e da rede elétrica; movimentação dos cabos e das conexões dos eletrodos com os cabos (WANG; TANG; BRONLUND, 2013; ZHANG; HUANG, 2015; GHAPAN-CHIZADEH; AHMAD; ISHAK, 2014). A preparação do voluntário para a captura do sinal deve ser muito bem executada, seguindo à risca todos os passos do protocolo a ser seguido.

É presente a necessidade da realização de procedimentos específicos para que sejam evitadas interferências no sinal captado. Muitos artefatos de movimento estão envolvidos no momento da coleta de dados e isso tem ser tornado um grande desafio quando o registro de dados eletromiográficos é necessário.

2.4 Biomaterial Látex

O látex natural é um biomaterial de aspecto leitoso extraído da seringueira *Hevea brasiliensis*, processo ilustrado na Fig. (7). O látex é de fácil aquisição e manipulação, além de não apresentar risco na transmissão de patógenos (REIS, 2013). Esse produto de origem brasileira apresenta resultados positivos obtidos a partir de sua utilização como um biomaterial. Dentre as vantagens de sua utilização, podemos citar: melhoria no processo de cicatrização, biomembrana, fatores pró antiogênicos, reposição tecidual

e aceleração da formação óssea (REIS, 2013; ROSA et al., 2015).



Figura 7 – Processo de extração do látex natural da seringueira. Disponível em: <<http://www.painelflorestal.com.br>> Acesso em: 02 Out. 2015

Esse biomaterial também conta com características físicas favoráveis, como a possibilidade de modelar com facilidade no formato desejado, a alta resistência à tração, a alta aderência à superfície da pele, além de ter o custo reduzido (REIS, 2013; PAULA et al., 2010).

Vem sendo testado em seres humanos como material indutor da neoformação tecidual, tendo sido aplicado em pacientes com úlceras crônicas dos membros inferiores e meringoplastias. Outra aplicação do látex foi em palmilhas, para tratamento do pé diabético com ou sem úlceras (ROSA et al., 2015).

A possibilidade de moldar peças do tamanho e formato desejado e o fato de ser biocompatível e ainda ter baixo custo, tornaram o látex natural uma grade solução no que se diz respeito a biomateriais. Neste trabalho, existe a necessidade de envolver os eletrodos para realização da captura do sinal, de modo que ao mesmo tempo que fiquem bem ajustados, não seja desconfortável para o usuário; a confecção de malhas a partir desse biomaterial se tornou uma solução bastante plausível para essa necessidade.

2.5 Sistema de Aquisição de Sinais

2.5.1 Amplificador de Instrumentação

O amplificador de instrumentação, ou *instrumentation amplifier* (INA), é um tipo específico de amplificador operacional, cuja função é realizar a diferenciação entre um par de entradas que é direcionado a uma única saída que opera de acordo com a referência. Diferentemente de um amplificador operacional (AMP-OP) comum, que pode realizar diversas funções por meio da combinação de vários componentes, somente é possível ajustar o ganho com a utilização de um resistor, R_G ilustrado da Fig. (8), ou alguma ligação entre seus pinos. A determinação do ganho do amplificador em questão, o INA128P, produzido pela *Texas Instruments*®⁽¹⁾, é dado pela Eq. (2.1).

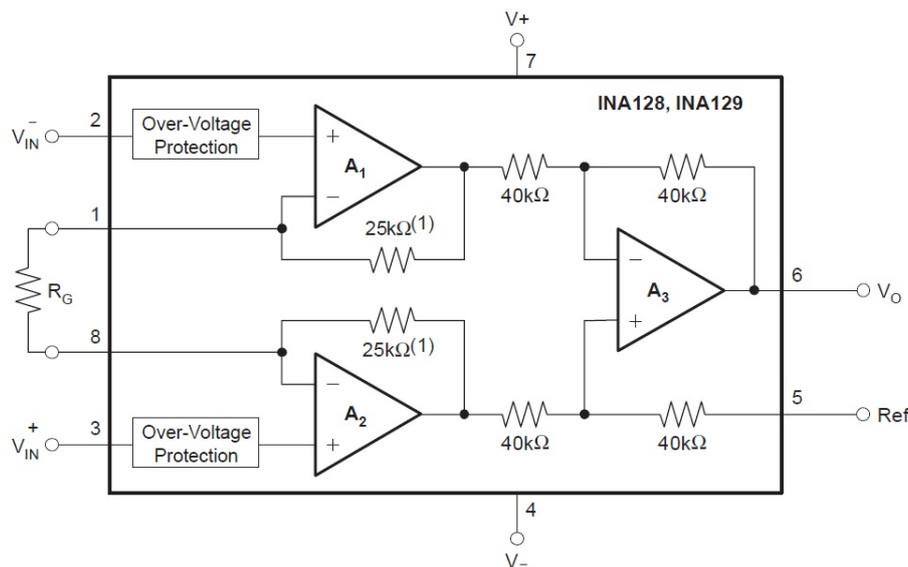


Figura 8 – Diagrama do amplificador de instrumentação INA128P. Entre os pinos 1 e 8, ajusta-se o ganho pelo valor do resistor R_G . A alimentação simétrica se dá pelos pinos 4 e 7, a referência está em 5. Os pinos 2 e 3 são as entradas inversora e não inversora respectivamente, onde entram os sinais do par de eletrodos sobre o músculo, observando-se que no interior do circuito integrado CI há conexão de dois *by-pass*. No pino 6 encontra-se o sinal de saída do circuito integrado.(INSTRUMENTS, 2015)

$$G = 1 + \frac{50k/\Omega}{R_G} \quad (2.1)$$

A grande diferença entra o INA e um amp-op simples está na alta precisão e no ganho em corrente contínua (CC) mesmo em ambientes ruidosos, geralmente causados

pela frequência de corrente (CA) alternada da rede elétrica. Essa característica do INA é decorrente do seu alto índice de rejeição em comum (CMRR), que muitas vezes é ajustado de maneira proporcional ao ganho, eliminando grande parte dos ruídos indesejáveis. Outra característica é referente à alta impedância de entrada, cerca de 10^9 ohms, o que o torna ideal para a medição de sinais de baixa tensão, como os sinais biológicos (JUNG, 2005).

2.5.2 Filtros Ativos

2.5.2.1 Passa-Baixas

O filtro, do tipo passa-baixas, tem a função de atenuar os sinais de alta frequência. Em uma de suas configurações mais simples, é possível projetá-lo utilizando um amp-op, dois resistores e um capacitor. A Figura (9) mostra um filtro passa-baixas ativo de primeira ordem, no qual é possível ajustar o ganho da saída pela Eq. (2.2), e a frequência de corte pela Eq. (2.3).

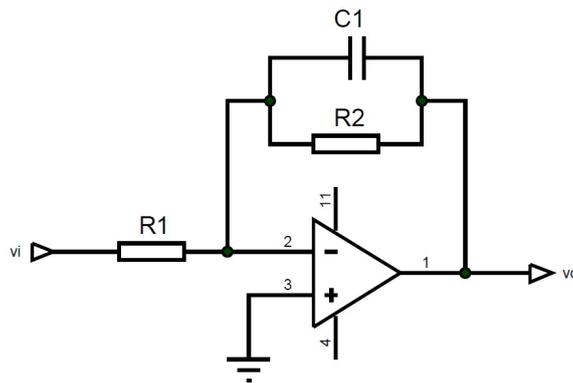


Figura 9 – Topologia de um filtro passa-baixas de primeira ordem, inversor e com ganho de tensão. Em “vi” há o sinal de entrada e em “vo” é a saída do sinal. Os pinos 4 e 11 são responsáveis pela alimentação.

$$A = -\frac{R_2}{R_1} \quad (2.2)$$

$$\omega_c = \frac{1}{2\pi R_2 C_1} \quad (2.3)$$

2.5.2.2 Passa-Altas

O filtro do tipo passa-altas atua de forma a atenuar as frequências mais baixas e também atenuando o acoplamento cc. A Fig. (10) representa um filtro passa-altas ativo, inversor de primeira ordem, onde assim como o passa-baixas, é construído apenas com um amp-op, dois resistores e um capacitor, porém com disposição diferente.

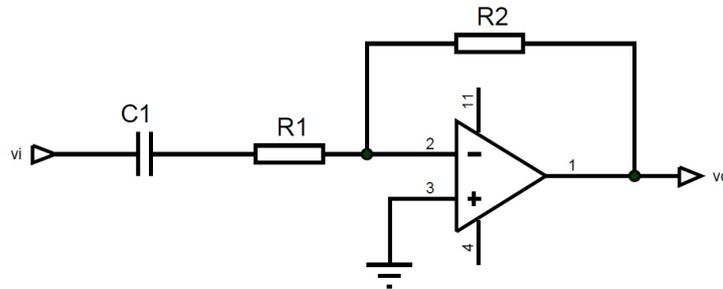


Figura 10 – Topologia de um filtro passa-altas de primeira ordem, inversor e com ganho de tensão. Em “vi” há o sinal de entrada e em “vo” é a saída do sinal. Os pinos 4 e 11 são responsáveis pela alimentação.

Para esse filtro, calcula-se o ganho pela Eq. (2.4) e a frequência de corte pela Eq. (2.5).

$$A = -\frac{R_2}{R_1} \quad (2.4)$$

$$\omega_c = \frac{1}{2\pi R_2 C_1} \quad (2.5)$$

Nas Equações (2.3) e (2.5), estão indicados os cálculos necessários para obtenção da frequência de corte de cada filtro. O valor dessa frequência define um limiar no qual, a partir desse ponto, a potência do sinal de saída é reduzida pela metade. A redução de ganho que ocorre é cerca de 3 dB, ou cerca de 70% da amplitude do sinal.

2.5.3 Microcontrolador Arduino Mega 2560

A placa de desenvolvimento Arduino MEGA 2560 (Fig. 11) é desenvolvida utilizando o processador ATmega2560. Essa plataforma possui 16 entradas analógicas, com resolução de 10 bits para conversão analógico-digital (A/D), ou seja, o valor analógico será convertido entre 0 e 1023. Assim, o sistema desenvolvido permite a aquisição de

até 16 canais de sinal eletromiográfico, permitindo assim, que sejam avaliados até 16 músculos de interesse.

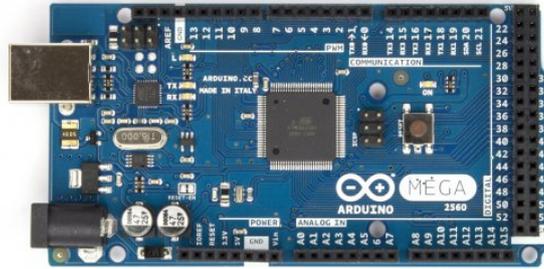


Figura 11 – Placa do Microcontrolador Arduino MEGA2560 R3. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/>> Acesso em: 02 Out. 2015

Para a realização deste trabalho existe a necessidade do conhecimento em diversas áreas, tornando todo esse processo um trabalho extremamente interdisciplinar. O conhecimento acerca da fisiologia humana, conhecimento das áreas de software e hardware dentro da eletrônica e conhecimento acerca de biomateriais, possibilitam unir uma porção de cada área para a realização de um sistema de TA.

2.5.4 MATLAB®

O MATLAB® é um ambiente de programação utilizado para cálculos científicos e de engenharia que apresenta inúmeras funções matemáticas. Esse programa computacional possui uma linguagem própria e várias bibliotecas, sendo mais fácil para operar e também mais eficiente.

Uma interface gráfica para visualização dos sinais eletromiográficos capturados foi desenvolvida utilizando um dos ambientes que esse programa proporciona. Nesse caso, a ferramenta utilizada para a criação do *software* desse trabalho se chama *guide*.

3 Materiais e Métodos

3.1 Sistema de Aquisição de Sinais

No sistema proposto, o sinal eletromiográfico é captado com a utilização de eletrodos de superfície envoltos por uma malha fabricada com biomaterial látex. O sinal proveniente do músculo passa, portanto, por uma filtragem física (biomaterial) e é, então, amplificado e normalizado por um circuito eletrônico de aquisição de sinal eletromiográfico. O sinal é enviado para um *hardware* microcontrolado, que realizará a digitalização do sinal, o armazenará em um cartão de memória e/ou o enviará para um computador. No computador, o *software* exibirá o sinal captado e analisará alguns parâmetros para a avaliação eletromiográfica do indivíduo. O esquema apresentado na Fig. (12) ilustra o sistema proposto.

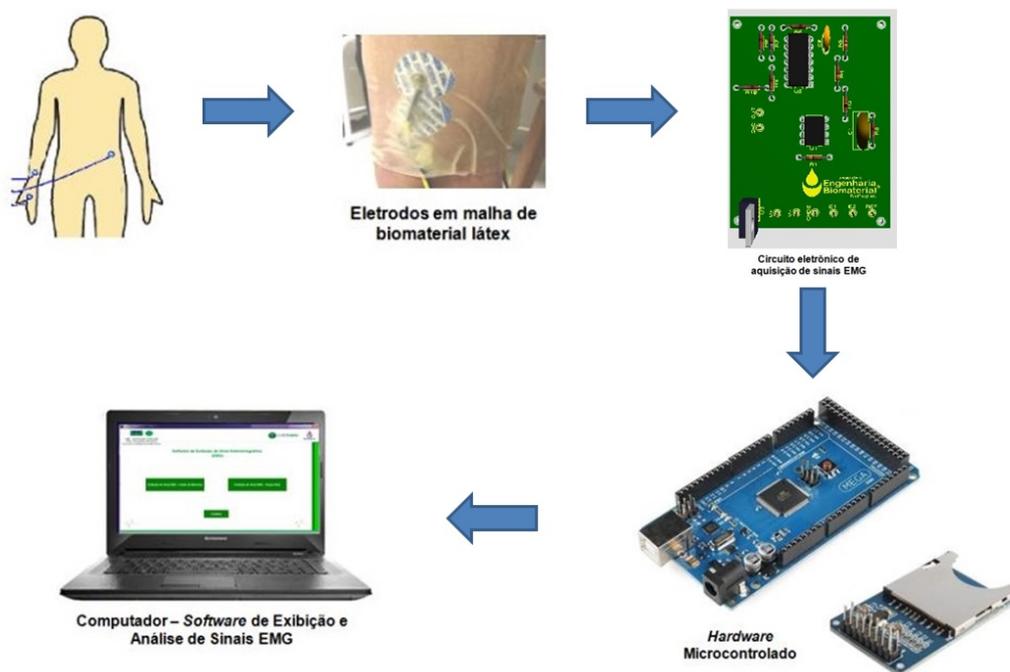


Figura 12 – Esquema geral do sistema proposto neste trabalho.

A instrumentação necessária para a captura de sinais musculares tem um referencial teórico que se encontra em grande parte dos circuitos e na literatura. Partindo do fato de que o sistema desenvolvido neste trabalho priorizou o conceito de baixo custo,

pode-se dizer que foi realizado o mínimo possível em questão de *hardware* e *software* para obter um sinal de qualidade suficiente para atender a demanda. O conceito de baixo custo reflete diretamente em cada bloco funcional desenvolvido, ou seja, buscou-se utilizar reduzido número de blocos funcionais e componentes, componentes de baixo custo, microcontrolador de fácil acesso e *software* de linguagem aberta.

3.1.1 Esquema Elétrico

O esquema elétrico que foi projetado obedece ao diagrama da Fig. (13).

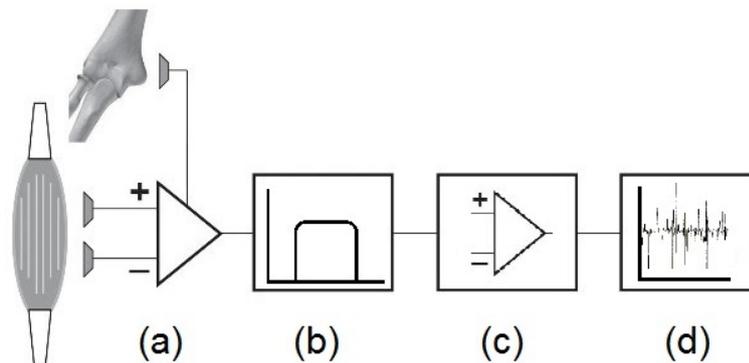


Figura 13 – Diagrama de blocos do esquema elétrico desenvolvido, onde: a) amplificação diferencial; b) estágio de filtros; c) estágio de ganho; d) ajuste de *offset*. Adaptado de: <<http://www.elsevier.es>>. Acesso em 02 Nov. 2015

A alimentação do circuito é do tipo simétrica, sendo alimentado por duas baterias de 9V. Desse modo, V+ corresponde a +9V, V- corresponde a -9V, além de conter a referência ou “terra”.

3.1.1.1 Amplificação Diferencial

O sinal eletromiográfico, inicialmente, passa por uma pré-amplificação, realizada pelo amplificador de instrumentação. Os dois eletrodos, E_1 e E_2 (Fig. 14), posicionados sobre a superfície do músculo de interesse estão conectados às duas entradas do amplificador, e um terceiro eletrodo (E_3) é conectado diretamente ao aterramento do circuito.

O amplificador de instrumentação utilizado foi o INA128P, componente fabricado pela *Texas Instruments*®. Essa opção foi feita de acordo com: a) a relação entre CMRR e ganho, que está em uma faixa esperada; b) a possibilidade de operação com baixo ruído,

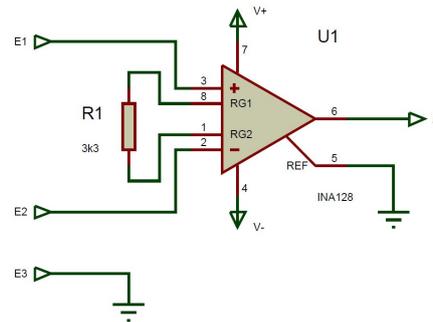


Figura 14 – Conexões dos eletrodos em relação ao amplificador de instrumentação. O resistor R_1 conectado entre os pinos 1 e 8 define o ganho da saída do amplificador.

utilizando alimentação simétrica de tensão de valor acessível; c) o custo intermediário em relação aos outros amplificadores compatíveis com o projeto.

De acordo com as especificações do fabricante do circuito integrado (CI), o resistor R_1 é responsável pelo ajuste do ganho proporcionado à amplificação diferencial. Nesse caso, o ganho foi ajustado para 16 V/V. Sobre o CMRR, pode-se afirmar que está acima de 106 dB, pois essa condição também é descrita no *datasheet*. A escolha do ganho foi feita de acordo com o valor de CMRR esperado, pois esse com esse ganho, o valor do CMRR está de acordo com a aplicação para EMGs. Em teoria, quanto maior o CMRR, maior será a rejeição de ruídos indesejáveis. Entretanto, quando muito elevado, por volta de 130 dB, torna o circuito muito instável e suscetível a oscilações por conta da alimentação. Por isso, foi escolhido um valor não muito alto, para evitar a instabilidade e, ainda assim, manter uma boa taxa de rejeição.

3.1.1.2 Estágio de Filtros

O segundo estágio do circuito diz respeito aos filtros passa-altas e passa-baixas. Os filtros com ganho de tensão foram projetados utilizando o amp-op TL074, que é um amplificador bastante comum e de baixo custo, facilmente encontrado no comércio local. Na Figura (15) estão ilustrados os dois filtros presentes nesse circuito. O primeiro filtro é o passa-altas, inversor com ganho de tensão, uma configuração bastante simples, com quantidade reduzida de componentes. Foi projetado um filtro com ganho igual a -5 V/V e frequência de corte de 17 Hz.

Em seguida, há um filtro do tipo passa-baixas, inversor com ganho de tensão, projetado com frequência de corte igual a 483 Hz e ganho de -10 V/V.

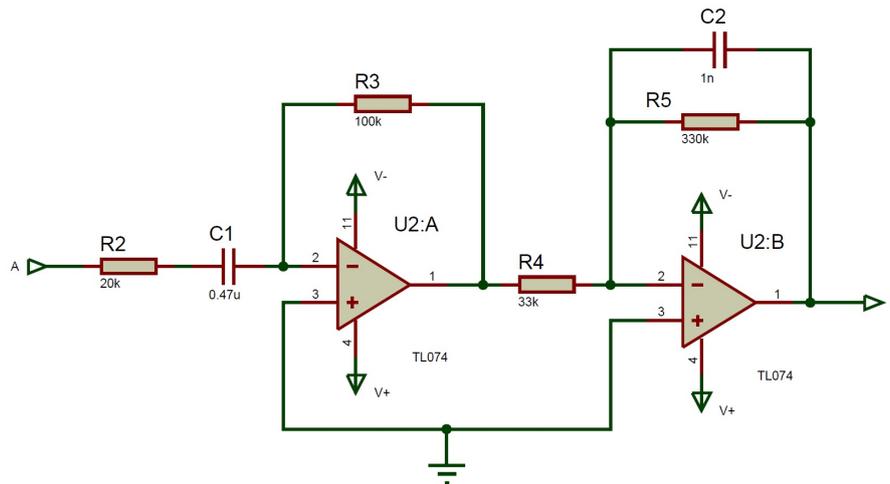


Figura 15 – Filtros passa-altas e passa-baixas presentes no circuito projetado. Limitando a frequência passante do sinal entre 17 Hz e 483 Hz.

3.1.1.3 Estágio de Ganho

Além da amplificação dos estágios anteriores, houve a necessidade da adição de mais ganho ao sinal, de modo a fazer com que o sinal varie com uma amplitude máxima de 5 V. Esse estágio é composto por um amplificador inversor, tendo seu ganho calculado pela razão entre as resistências R_7 e R_6 , representadas na Fig. (16), proporcionando ganho de $-3,4$ V/V ao circuito.

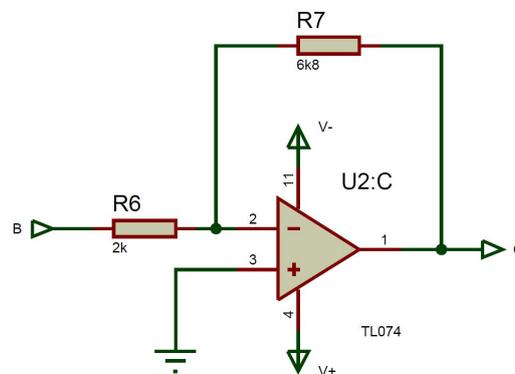


Figura 16 – Circuito amplificador com ganho de $3,4$ V/V e saída invertida, proporcionando em sua saída um sinal com as características necessárias para a conversão A/D.

3.1.1.4 Ajuste de *offset*

O sinal de entrada do microcontrolador deve estar entre 0 e 5V. Desse modo, foi necessário ajustar o *offset* do circuito. Para isso, foi somada uma tensão de 2,5 V à

saída (Fig. 17). Essa tensão foi obtida a partir do regulador de tensão 79L05, que fornece tensão de saída igual a -5 V . A utilização do regulador de tensão negativa se deu pelo fato do circuito de soma estar configurado para o modo inversor.

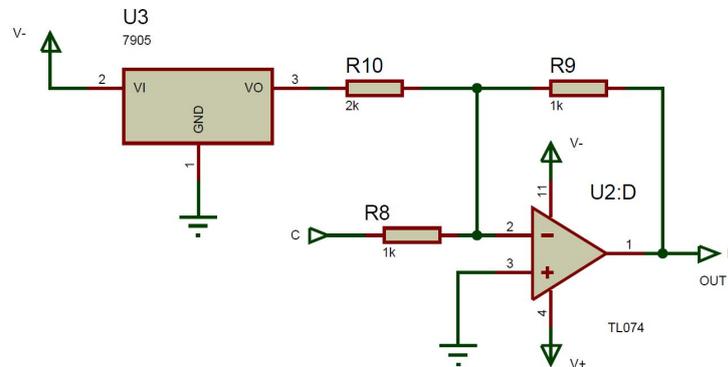


Figura 17 – Circuito de soma com saída inversora para ajuste da tensão de offset.

3.1.2 Conversão A/D e Plotagem de Sinais

A conversão A/D será realizada com resolução de 10 bits, logo, dentro de uma faixa que varia de zero a 5 V , obtém-se a sensibilidade de $0,0048\text{ V}$. Além da conversão A/D do sinal, a placa microcontrolada é responsável por armazenar os dados convertidos utilizando um módulo de cartão de memória compatível com a plataforma. O sinal é salvo no cartão de memória pelo microcontrolador e pode, posteriormente, ser exibido pelo *software* do sistema. A partir do *software* MATLAB®, foi desenvolvida uma interface gráfica para realizar o *plot* dos sinais previamente salvos em arquivo de texto. Essa interface conta com a utilização da ferramenta *guide*, dentro do MATLAB®, e é de fácil manipulação por parte do usuário.

3.1.3 Malha de Biomaterial Látex

O primeiro passo na utilização do látex natural foi o preparo de um composto que conferisse à malha características indispensáveis, como elasticidade, suavidade, impermeabilidade e ser hipoalergênica. O látex utilizado foi adquirido no mercado nacional e foi selecionado com base em algumas características-padrão que eram necessárias, tais como quantidade baixa de enxofre e alta viscosidade. Para conferir ao produto as características citadas, é importante que o preparo do composto passe por etapas de filtragem e diluição em água bidestilada. Todo o procedimento deve ser realizado em temperatura baixa (inferior a 20°C), de modo a impedir que haja pré-vulcanização do composto de-

vido à presença de calor. No manuseio do látex, foram utilizados: uma colher de plástico para mexer; recipiente de vidro para armazenar; papel filme para proteger do contato com o ar; papel toalha para limpeza; luva hospitalar para o contato com o látex; óculos e máscara hospitalar para proteção e devido ao mau cheiro do material. O látex é um composto que, em contato com a pele, vulcaniza-se, por causa do calor da pele, tornando-se colante. Para sua remoção, utiliza-se água pura.

A Figura (18) ilustra como é uma malha de látex. Para o molde, foi utilizada uma lente com as dimensões de (75 x 36 mm) e a espessura por volta de 0,2 mm. Contudo, na confecção de cada malha foram necessários três a quatro dias para sua total vulcanização, pois devido às dimensões, não foi possível vulcanizar na estufa, sendo necessária vulcanização no ambiente. Após a vulcanização, é necessário cobrir os dois lados da malha com plástico filme para evitar que alguma região da malha encoste em outra, pois colaria imediatamente.



Figura 18 – Exemplo de malha confeccionada a partir do biomaterial látex.

3.2 Coleta de Dados

As coletas de sinais eletromiográficos foram concomitantes aos testes de ergoespirometria e de variabilidade de frequência cardíaca, realizadas no Laboratório de Biofísica e Fisiologia do Exercício da UnB/FCe, em condições controladas de temperatura, pressão atmosférica e umidade. O teste foi realizado em uma bicicleta ergométrica sob supervisão da equipe do GPSAT. Os voluntários foram convidados pela equipe conjunta e havia voluntários sem amputação ou com amputação transfemoral unilateral.

O protocolo seguido durante a captura foi: os primeiros cinco minutos foram com o voluntário já posicionado na bicicleta em repouso; após esse período, iniciava-se a pedalada; ao atingir esforço máximo, o voluntário pedalava por mais um minuto sem carga; e após esse período, passava mais cinco minutos em repouso.

Uma vez que são utilizados eletrodos de superfície, a coleta dos sinais por EMGs segue as recomendações europeias para EMGs. Assim, o preparo do voluntário foi realizado de acordo com as normas do protocolo da *Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscle* (SENIAM), em que são seguidas instruções desde o preparo da pele do paciente até o local de posicionamento dos eletrodos. Vale ressaltar que os protocolos seguidos da SENIAM não são uma obrigatoriedade, mas uma grande referência no estudo da EMGs. Ele também não é específico para amputados, então algumas partes foram adaptadas para esse trabalho.

De acordo com este protocolo, antes de posicionar eletrodos é preciso realizar a limpeza da pele (retirada da oleosidade e sujeira) e remoção dos pelos (tricotomia) e leve abrasão para a remoção das células mortas da pele.

O local e o posicionamento dos eletrodos são fatores que também podem causar interferência na qualidade do sinal eletromiográfico (SENIAM, 2015). O protocolo SENIAM sugere que os eletrodos devem ser alinhados no sentido das fibras musculares, identificadas na Fig (19), já que a trajetória do potencial de ação segue o mesmo sentido, e que sejam colocados entre o ponto motor e o tendão distal do músculo avaliado. Os eletrodos são posicionados na configuração bipolar, na região do ventre muscular do músculo escolhido, dispostos longitudinalmente às fibras musculares. Para a localização da região em que o par de eletrodos deve ser fixado, é estimulada uma atividade deste músculo, para a palpação e visualização da sua região mais robusta, ou seja, a linha média do ventre muscular. Isso deve acontecer em todos os músculos a serem avaliados. A colocação dos eletrodos deve obedecer a uma padronização, iniciando pelo eletrodo de referência, ou “terra”, que é utilizado para minimizar interferências do ruído elétrico

externo. O eletrodo de referência foi posicionado sobre a espinha íliaca ântero-superior (EIAS). O mesmo é colocado em um ponto distante do local de registro dos músculos avaliados. Em seguida, são fixados os demais eletrodos (RAPOSO; SILVA, 2013).

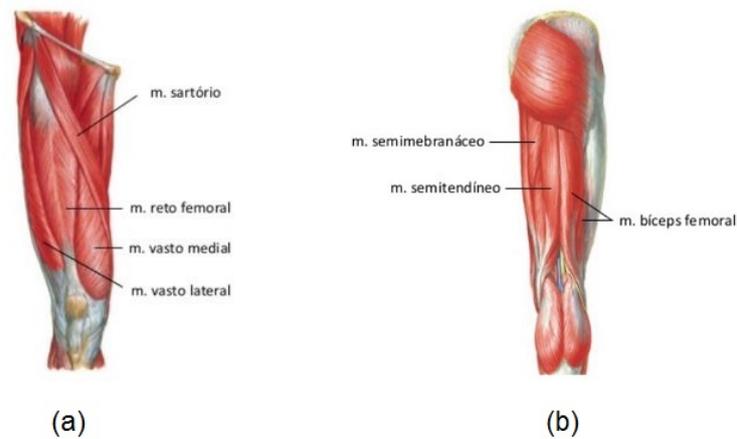


Figura 19 – Direção das fibras musculares da fisiologia de interesse abordada nesse trabalho: a) vasto lateral (VL) e b) bíceps femoral (BF). Disponível em: <<http://auladeanatomia.com>> Acesso em 02 Nov. 2015

A conexão dos eletrodos é feita utilizando os cabos do próprio equipamento, e cada par de eletrodos é conectado a um respectivo canal. O posicionamento das malhas fabricadas com biomaterial látex foi a última etapa no que diz respeito ao preparo do voluntário. As malhas foram utilizadas tanto para envolver os eletrodos posicionados sobre o coto, quanto na perna sem amputação. A Fig (20) demonstra a malha de látex devidamente aplicada sobre os eletrodos.

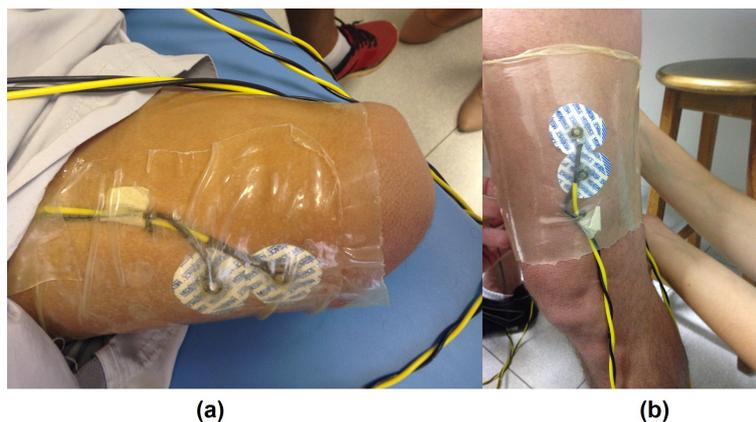


Figura 20 – Utilização da malha de biomaterial látex em: a) envolvendo os eletrodos posicionados sob o coto do voluntário; b) envolvendo os eletrodos posicionados sob a perna não amputada.

Após o preparo do voluntário, a próxima etapa é posicioná-lo sobre a bicicleta, medindo a altura correta para a pedalada. Deve-se então conectar o cabo no sistema de aquisição. Nesta fase, deve-se tomar muito cuidado para que os cabos não fiquem esticados demais, e também não muito soltos ou em contato com o solo. O ideal é que os cabos sejam fixados de modo a não atrapalhar o movimento das pernas do voluntário, e buscando o mínimo de movimentação possível. A Fig (21) ilustra uma maneira de organizar o cabeamento como descrito acima.

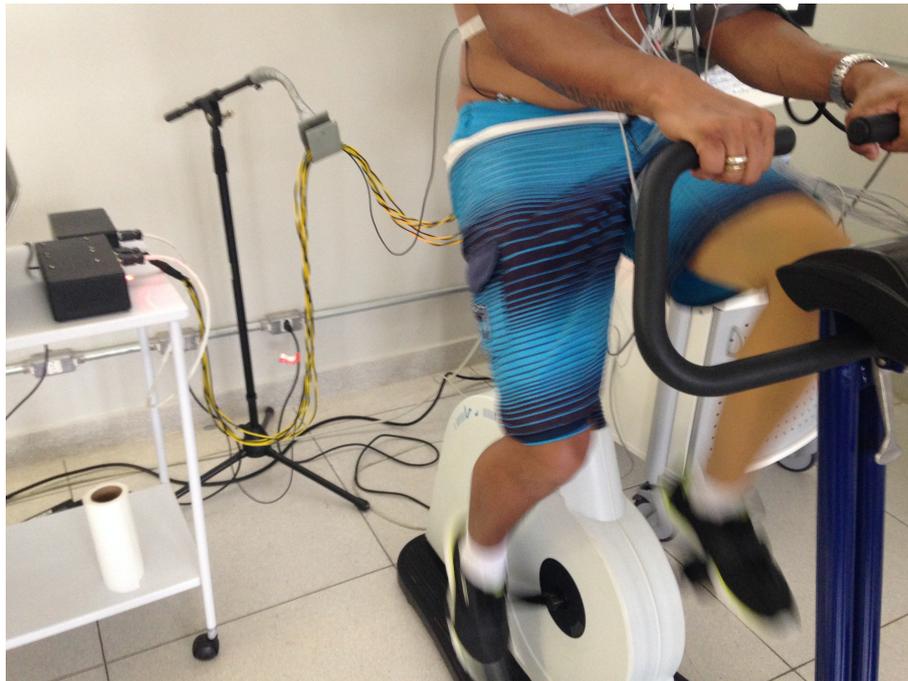


Figura 21 – Voluntário posicionado sobre a bicicleta, com cabos de conexão entre o sistema de aquisição e os eletrodos devidamente dispostos de modo correto.

Ao se encerrar o processo de coleta de dados, o voluntário é retirado da bicicleta, as malhas de biomaterial são retiradas, seguidas dos cabos e dos eletrodos. Tanto os eletrodos quanto as malhas de látex são descartados pós-coleta, e pode-se realizar novamente a limpeza do local onde eles estavam fixados apenas com álcool ou água e sabão.

O desenvolvimento de todo o sistema eletrônico e do biomaterial foi realizado utilizando materiais de baixo custo, de fácil aquisição e buscando a simplicidade. Existem muitos outros meios e conceitos que podem ser abordados para a realização desse sistema; porém, a execução aqui descrita foi realizada de modo a explorar várias áreas que, quando utilizadas em conjunto, tornam o sistema bastante eficiente.

4 Resultados e Discussão

4.1 Hardware

4.1.1 Construção do Protótipo

A implementação do esquema elétrico passou por diversas etapas até a fabricação da placa de circuito impresso (PCI). Na Fig (22) estão ilustradas algumas etapas desse processo. Após a definição do esquemático circuito, o primeiro passo para construção do *hardware* foi introduzir o esquema elétrico na ferramenta computacional, nesse caso, o *software* utilizado para o desenvolvimento do leiaute da PCI foi o Proteus 7.8 SP2. Com o intuito de tornar possível reproduzir outros sistemas com o número de canais de sinal eletromiográfico desejado, cada canal foi implementado em uma placa individual.

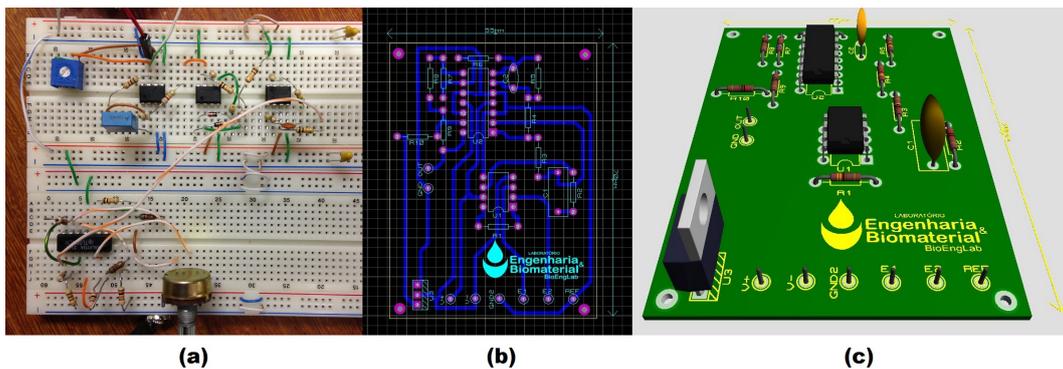


Figura 22 – a) Desenvolvimento do esquema elétrico em protoboard; b) Leiaute da PCI desenvolvido em *software*; c) Modelagem 3D da PCI.

Entretanto, durante o processo de desenvolvimento do *hardware* houve vários esquemáticos elétricos diferentes e, conseqüentemente, leiautes de PCI diferentes que chegaram a ser implementados, mas depois descartados. Somente após a definição do esquemático, foram fabricadas PCI's suficientes para a construção do hardware proposto (Fig. 23).

A Figura (24) apresenta o processo de construção do módulo do sistema de captura de sinais. Foram produzidos dois módulos iguais, cada um com oito canais, resultando em um sistema final com capacidade de registro de 16 canais. A divisão dos 16 canais em dois módulos se deu pelo fato de que, como geralmente não são utilizados mais

do que oito canais pelo grupo do GPSAT, a divisão em módulos diminui o consumo de energia pelos canais não utilizados e reduz o tamanho do equipamento.

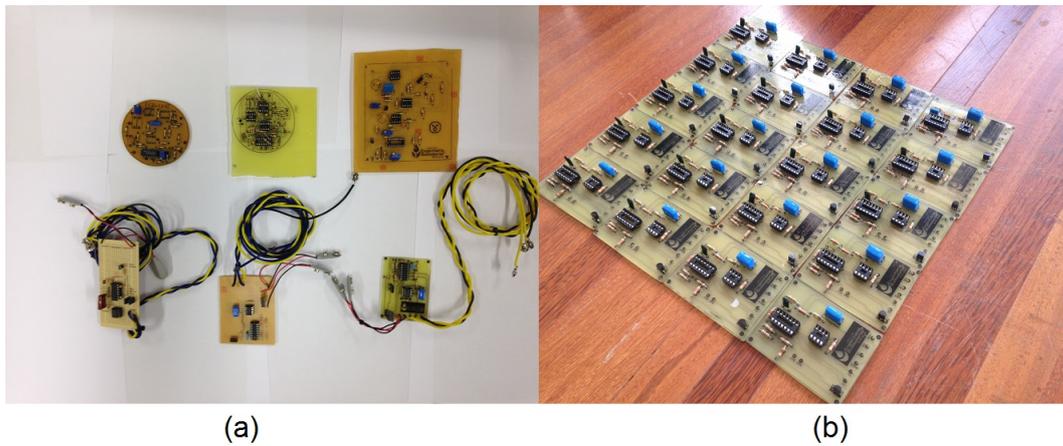


Figura 23 – a) Modelos de PCI desenvolvidas durante o processo de definição do circuito; b) Reprodução das PCI's para implementação do *hardware*

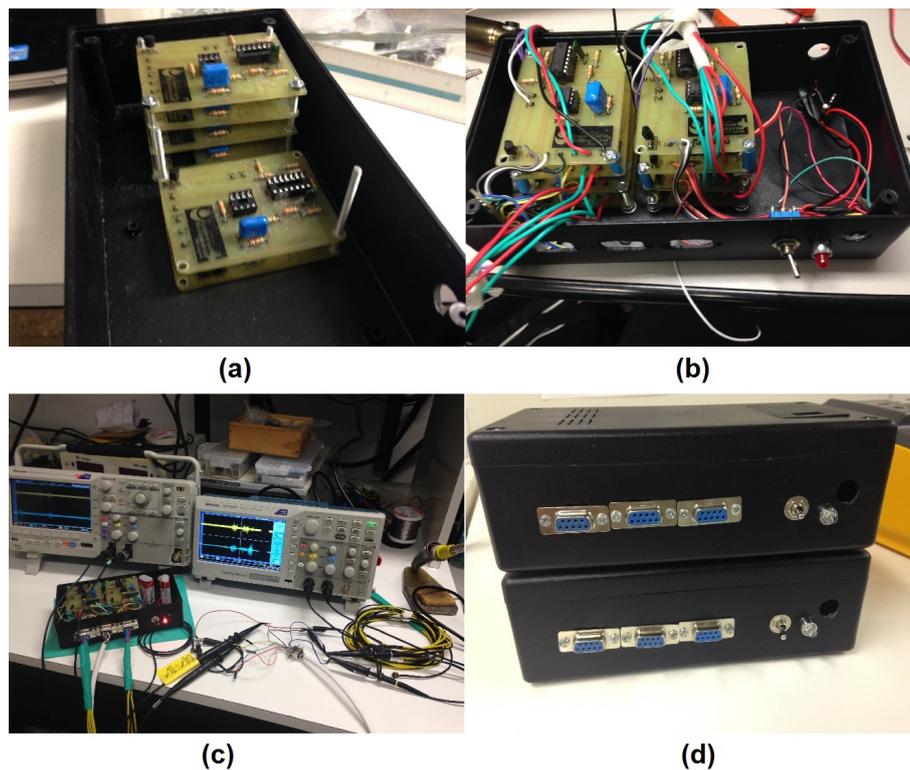


Figura 24 – Processo de desenvolvimento do módulo de aquisição e amplificação dos sinais. a) Posicionamento das PCI's no interior do gabinete; b) Realização das ligações internas; c) Teste do módulo em osciloscópio; d) Módulos finalizados

A Figura (25) demonstra os módulos finalizados, com as devidas conexões entre os módulos do *hardware*. Todo cabeamento, seja entre os módulos ou entre os eletrodos e os módulos, foi montado com conectores do tipo DB-9.

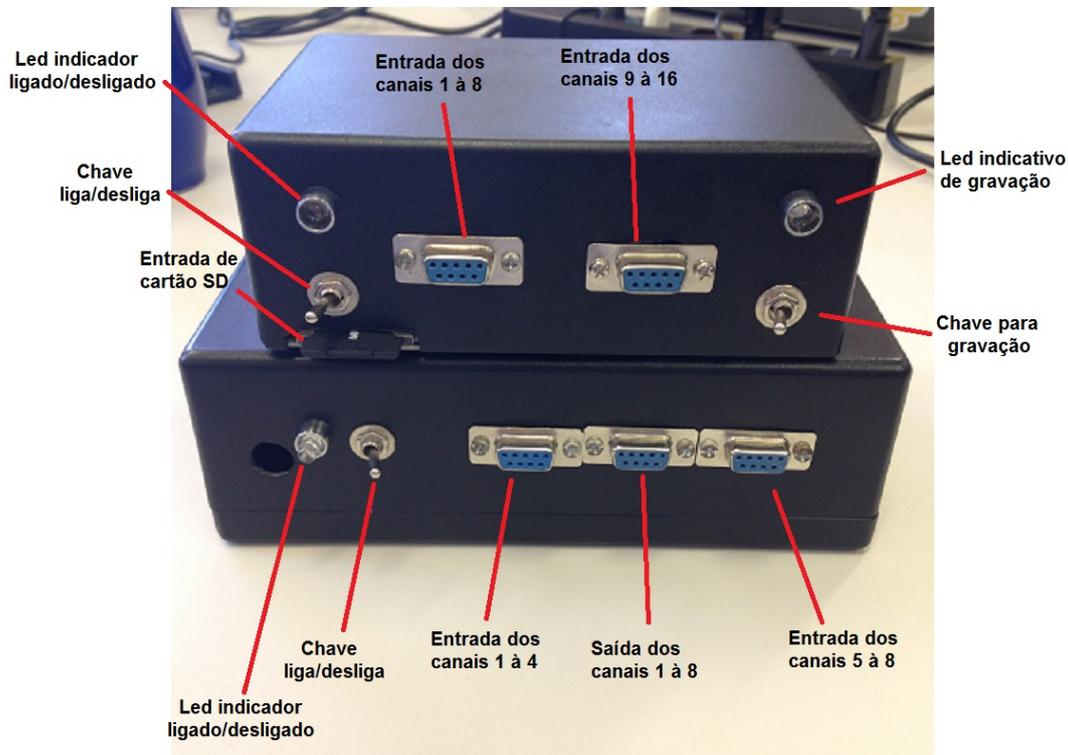


Figura 25 – Conexões dos módulos de aquisição de sinais (abaixo) e de caracterização dos sinais em cartão de memória (acima).

A Figura (26) demonstra o cabeamento para o hardware. Para a conexão entre o sistema e os eletrodos, foram montados cabos para quatro canais e mais a referência. Desse modo, é possível utilizar apenas uma das entradas do módulo de amplificação caso sejam coletados até quatro canais. Os cabos foram fabricados em dois tamanhos diferentes, 1,0 m e 2,20 m. Durante a coleta, é importante que os cabos não tenham nenhum contato com o solo e também tenham o mínimo de movimento possível, para evitar ruídos por artefatos de movimento. O fato de haver cabos de tamanhos diferentes possibilita que o usuário utilize o cabo de comprimento que melhor se adequa às necessidades de sua captura.

O protótipo foi desenvolvido dentro do Laboratório de Engenharia e Biomaterial - BioEngLab®, com apoio da equipe do GPSAT da UnB/FCe. Todo o processo ocorreu buscando peças e soluções de acordo com a disponibilidade e acessibilidade encontrada. Desse modo, pode-se dizer que o projeto teve saldo bastante positivo.

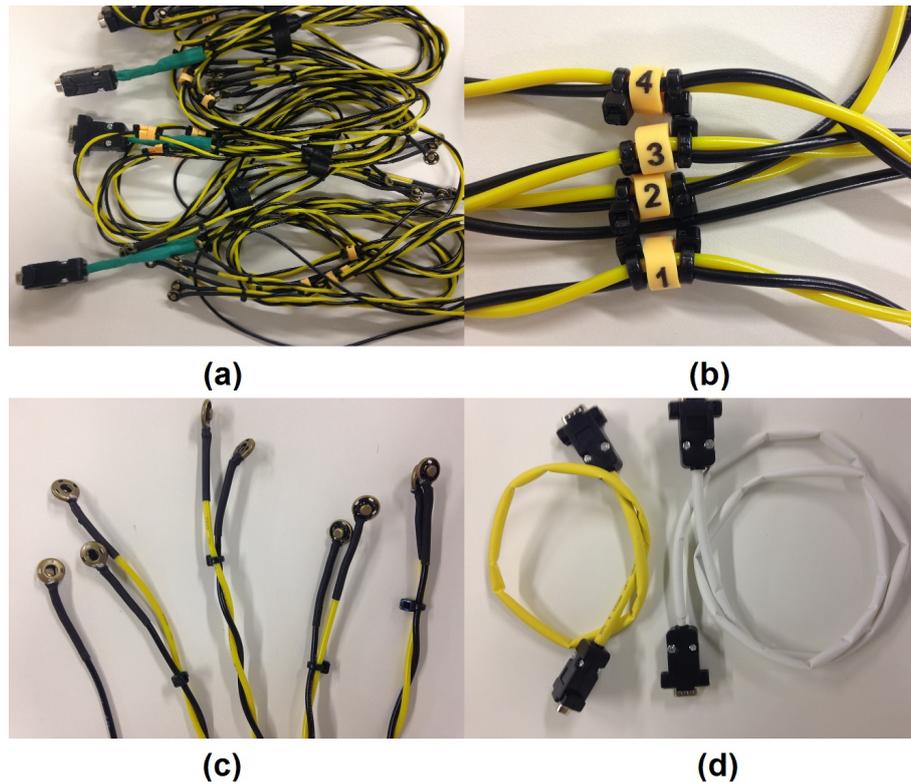


Figura 26 – a) Cabos para quatro canais e referência com conector DB-9; b) Detalhe da enumeração dos canais nos cabos; c) Encaixe entre os cabos e os eletrodos, utilizando colchetes de pressão para roupas; d) Cabos para conexão entre módulo de aquisição do sinal e do microcontrolador.

4.1.2 Aspectos Teóricos

Um fato de primordial importância nesse circuito é a utilização de filtros ativos de primeira ordem. É comum a utilização de filtros elétricos do tipo *Butterworth* e de ordens superior à quarta para o processo de filtragem de sinais eletromiográficos. Destaca-se a utilização do INA128P, que devido ao alto CMRR, foi suficiente para eliminar grande parte do sinal de modo comum, possibilitando a utilização de filtros considerados mais simples e menos eficazes sem haver perda na qualidade do sinal. A escolha dos filtros de primeira ordem proporcionou ao esquema elétrico dimensões reduzidas, menor quantidade de componentes, menor consumo elétrico e custo reduzido.

Os amp-ops utilizados nas etapas de filtragem, ganho e ajuste de *offset* foram todos TL074. Em grande parte dos circuitos para amplificação de sinais eletromiográficos encontrados na bibliografia deste trabalho, foram utilizados amp-ops considerados mais robustos e precisos e, conseqüentemente, mais caros e de aquisição mais difícil. Foram

testados alguns modelos e comparados com o TL074. A Fig (27) demonstra essa comparação. Constatou-se que, além de ter um custo muito menor em relação aos outros, o TL074 se mostrou não só equivalente, como também, em alguns casos, teve rendimento superior aos outros amp-ops testados. Os filtros elétricos que foram utilizados seguiram a topologia inversora, pois essa topologia garante melhor estabilidade ao circuito. O fato de sua configuração ter quatro amplificadores em apenas um encapsulamento é determinante na redução do espaço físico do circuito.

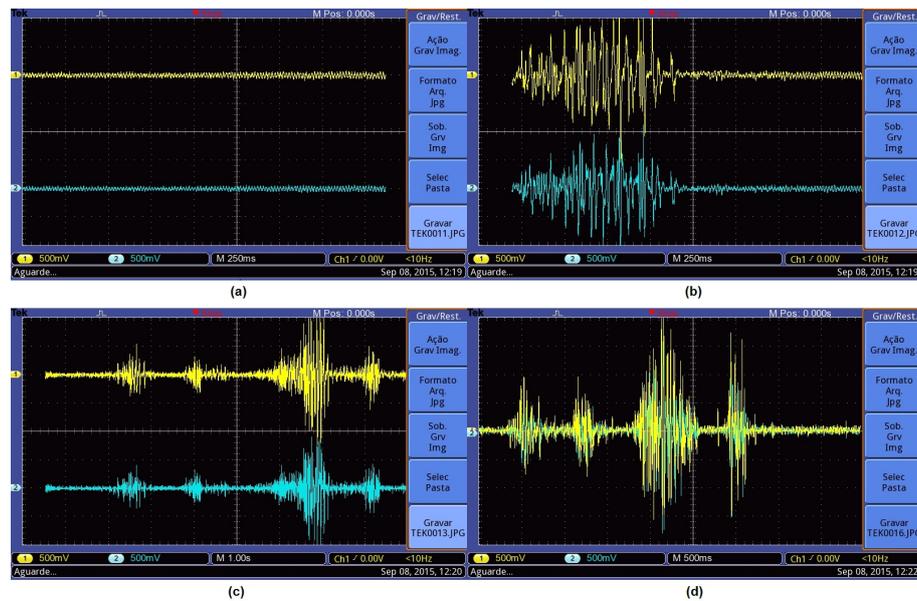


Figura 27 – No sinal em amarelo foi utilizada filtragem com amp-op indicado para filtros de sinais eletromiográficos OPA2604 fabricado pela *Texas Instruments*® e o sinal em azul é do circuito implementado. Em a, b e c estão ilustrados os mesmos sinais passando pelas duas filtragens diferentes e em d estão os sinais sobrepostos.

Durante os testes do esquema elétrico, constatou-se que o nível de ruído variava muito de um teste para outro. Sendo assim, grande parte dos ruídos eram provenientes de fontes externas. A Fig (28) apresenta um exemplo de como o ruído do ambiente interfere na captura do sinal eletromiográfico; claramente, percebe-se a interferência do ruído de 60 Hz da rede elétrica.

O consumo elétrico de cada canal corresponde a 20 mA, ou seja, o consumo total do módulo de aquisição de sinais é de 160 mA. A alimentação do módulo de captura do sinal foi por meio de baterias de 9 V, pois grande parte dos ruídos que interferem no sinal eletromiográfico são de 60 Hz, ou seja, provenientes da rede elétrica. Desse modo, a alimentação por meio de baterias possui vantagem em relação ao nível de

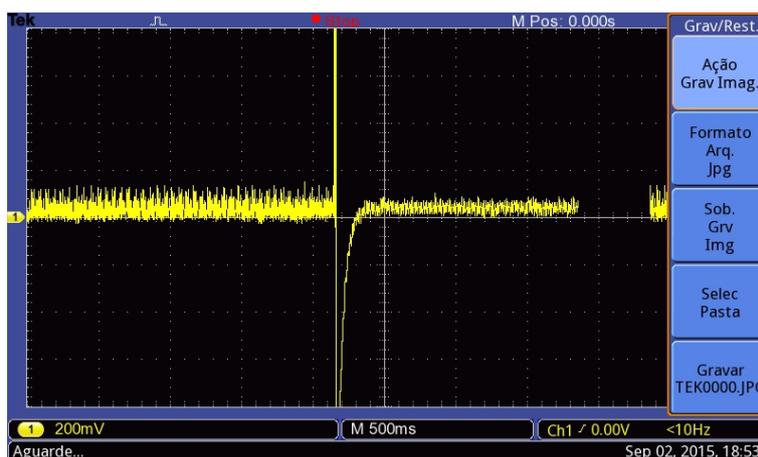


Figura 28 – Sinal eletromiográfico do bíceps do braço direito em repouso com iluminação do ambiente ligada (lado esquerdo) e desligada (lado direito).

ruídos e à portabilidade do equipamento; em contrapartida, há maior custo por conta da necessidade da reposição das baterias.

A realização de vários testes, principalmente a fim de reduzir os níveis de ruído presentes no sinal de EMGs, foi bastante válida, uma vez que eles demonstraram algumas variáveis que não são de domínio da equipe, como a rede elétrica do local em que se está utilizando o equipamento. Observa-se também que, apesar de todo embasamento teórico, muitas vezes a utilização de opções mais baratas e acessíveis pode se tornar uma maneira de reduzir o custo do projeto sem interferir no funcionamento do mesmo

4.2 Caracterização de Sinais em Cartão de Memória

Os dados de captura foram enviados para o microcontrolador para a realização da conversão A/D e, posteriormente, os dados digitais foram enviados ao módulo de cartão SD para armazenagem. Os arquivos contendo os dados são de extensão (.txt) e são referentes aos valores enviados à porta serial pelo microcontrolador, que estão divididos em colunas individuais, de modo a ser apropriado para leitura do software de visualização e análise do sinal.

Essa etapa foi montada separadamente do sistema de aquisição do sinal, na qual todos se integram por meio de dois cabos, cada um para oito canais. No interior desse módulo, estão presentes: um microcontrolador Arduino Mega 2560, *slot* para cartão SD, chaves de acionamento, *leds* de indicação e cabeamento para ligações internas.

A Figura (25), apresentada na seção 4.1.1, demonstra esse módulo, junto com

o outro anteriormente descrito. No painel frontal há uma chave liga/desliga e um *led* vermelho para indicação; entrada para cartão SD; duas entradas do tipo DB-9 para o sinal proveniente do módulo de aquisição do sinal; uma chave para acionamento do armazenamento de dados com led de três cores (RGB) para indicação. Nas laterais encontram-se o *jack* para alimentação do tipo P4 ou entrada para alimentação por cabo USB e botão *reset* do microcontrolador. Para o funcionamento com bateria de 9 V, deve-se retirar a tampa inferior para o acesso ao *clip* da bateria.

4.3 Software para Visualização e Análise do Sinal

O *software* desenvolvido apresenta uma interface gráfica que permite ao usuário visualizar o sinal captado e obter os principais parâmetros para a análise eletromiográfica. Foi utilizado o *software* MATLAB® e sua ferramenta *guide* para o desenvolvimento do *software* do sistema. O *software* desenvolvido apresenta dois modos principais, o modo Cartão de Memória e o modo Tempo Real, conforme ilustrado na Fig (29). Porém, neste trabalho, somente o modo Cartão de Memória será explorado. É possível que o usuário escolha quantos canais deseja exibir. Caso escolha exibir dois canais para tela de comparação, adicione legenda para cada canal e aplique zoom em determinado momento do sinal.

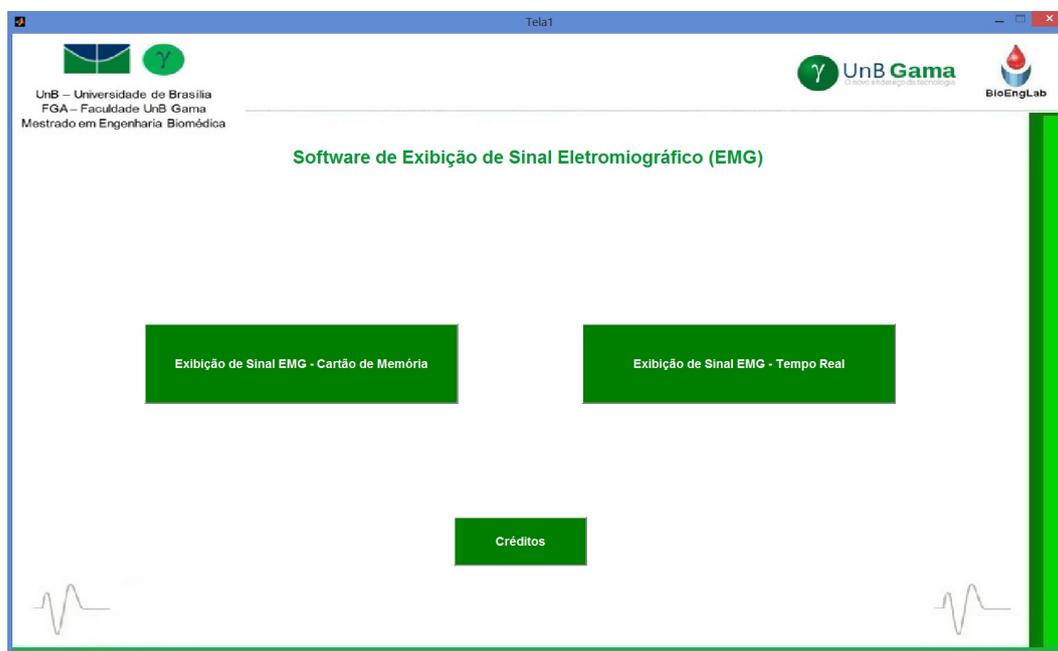


Figura 29 – Tela inicial do *software* de Exibição de Sinal EMG desenvolvido.

Após o desenvolvimento das etapas principais do sistema, foram realizados alguns testes para verificar o funcionamento do sistema desenvolvido. Os testes foram realizados considerando somente o modo Cartão de Memória do *software*, em que o sinal eletromiográfico captado é salvo em um cartão de memória do tipo SD e posteriormente, visualizado no *software*. A Figura (30) apresenta a exibição de uma aquisição de quatro canais de sinal eletromiográfico que foi realizada sem a utilização da malha de látex. Os eletrodos foram colocados nos músculos bíceps direito e bíceps esquerdo, bem como nos músculos do antebraço direito e do antebraço esquerdo. Este teste inicial foi realizado apenas para verificar o funcionamento do sistema, não seguindo os protocolos de aquisição. Mesmo assim, observou-se que o sinal exibido corresponde aos movimentos que foram realizados pelo indivíduo ao longo do teste.

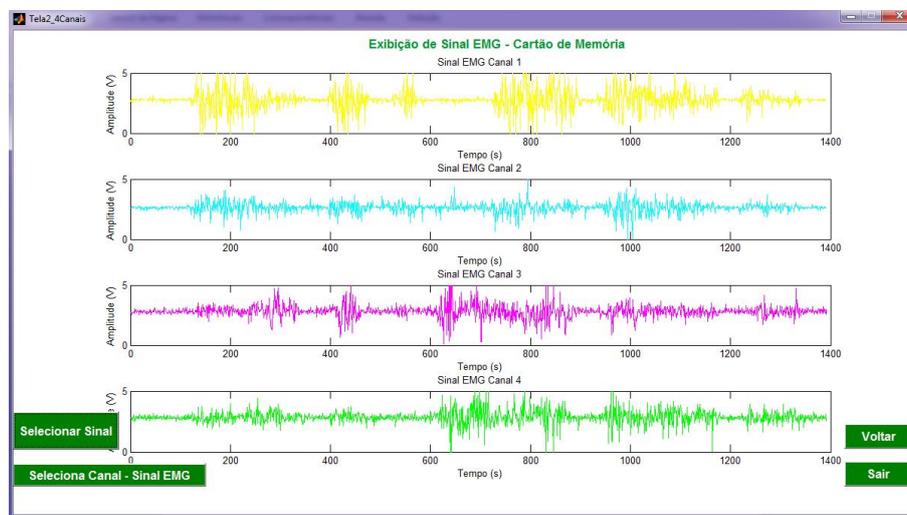


Figura 30 – Exibição de Sinais eletromiográficos captados em quatro músculos de indivíduo.

O desenvolvimento do *software* na plataforma MATLAB permite que, além de utilizar as ferramentas, o usuário possa desenvolver uma interface de modo a deixar a visualização dos sinais mais intuitiva. Isso facilita o acesso dessa informação para usuários que não têm muito contato com esse software e dá mais agilidade no momento de realizar o plot dos gráficos.

4.4 Malha de Biomaterial Látex

A Figura (31) demonstra uma malha de biomaterial látex idêntica às que foram utilizadas. Foi observado que, para melhor dimensionamento, a largura deveria ser redu-

zida pela metade. Foram então cortadas ao meio, pois desse modo não haveria acúmulo de látex na extremidade do coto do voluntário.

Durante os testes realizados, os voluntários não sentiram incômodo por causa da malha de látex envolvendo os eletrodos na perna. Para o coto, na maioria dos voluntários, a malha dificultou que a prótese fosse colocada de maneira adequada, havendo folgas e risco de que ela se soltasse durante os testes. Apenas em um caso a malha não interferiu nesse aspecto, dando segurança para o voluntário poder pedalar.

Algumas das malhas fabricadas tiveram espessura maior do que a determinada, o que também prejudicou na aderência e atrapalhou na sucção entre o coto e o soquete na colocação da prótese, impedindo que o paciente pudesse utilizá-la.

Um aspecto que deve ser levado em consideração foi que as malhas, que foram produzidas cerca de três meses antes de sua utilização, perderam algumas características, como a alta aderência à pele humana ou ao próprio látex. Foi constatado que, devido às características do látex, que prossegue com sua vulcanização durante longo período, é importante que, para garantir maior aderência quando envolvendo os eletrodos, a malha seja confeccionada no máximo um mês antes de sua utilização.

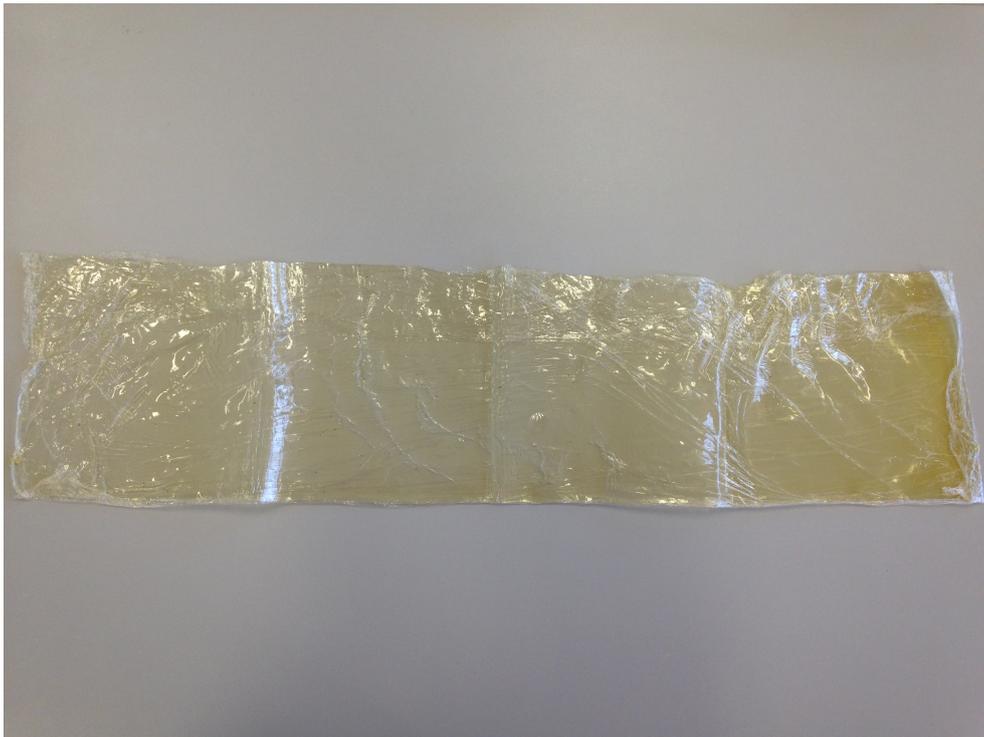


Figura 31 – Malha confeccionada em biomaterial látex, com dimensão de 75 x 18 mm.

4.5 Teste *in vivo*

A realização dos testes *in vivo* deste trabalho ocorreu após aprovação do Comitê de Ética da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília (119/11). Os testes aconteceram no Laboratório de Biofísica e Fisiologia do Exercício da UnB/FCe, em conjunto com a equipe do GPSAT e com supervisão médica. Os voluntários assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

4.5.1 Voluntário Não-Amputado

A captura de dados com voluntários não amputados ocorreu como uma forma de testar alguns requisitos do protocolo antes de realizar a coleta com amputados transfemorais. Todos os procedimentos foram realizados com base no protocolo para captura de dados em amputados transfemorais. Na Fig (32) pode-se observar o voluntário durante a coleta de dados, inclusive com detalhe da malha de biomaterial látex que foi utilizado em ambas pernas.

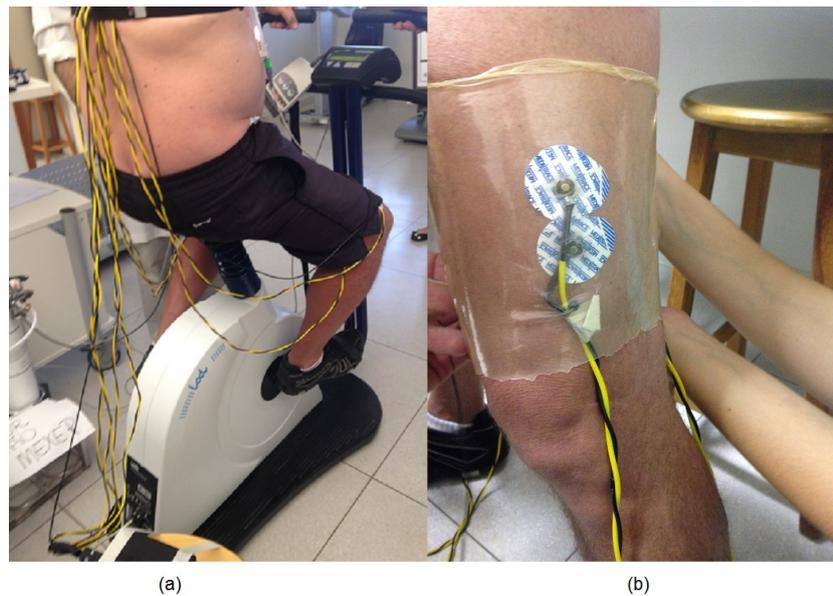


Figura 32 – a) Voluntário realizando exercício de pedalada durante a coleta dos sinais eletromiográficos; b) Malha de biomaterial látex envolvendo os eletrodos que estão sob os músculos VL e BF.

A Figura (33) apresenta os sinais eletromiográficos captados. A duração total dessa coleta foi de 18 minutos e 30 segundos.

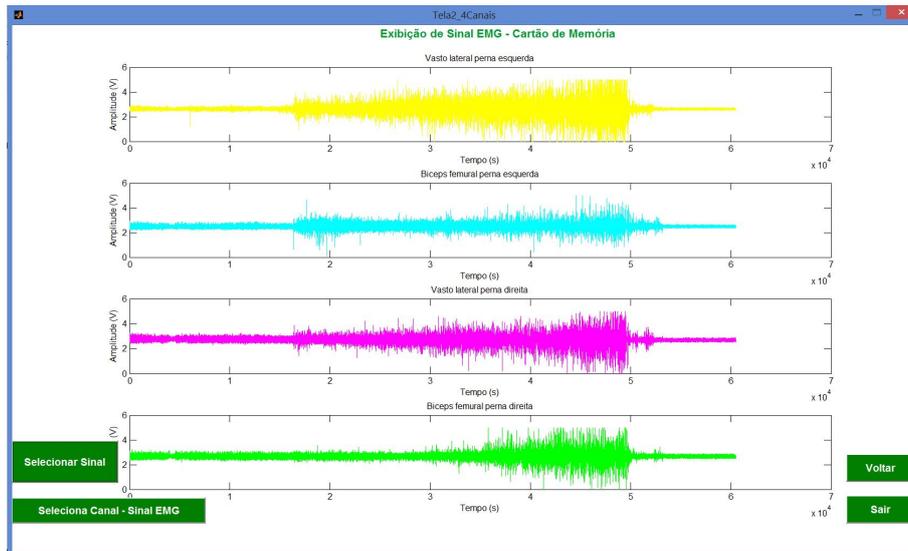


Figura 33 – Sinais de EMG do voluntário não-amputado .

4.5.2 Voluntário Amputado 1

Os sinais eletromiográficos com esse voluntário foram coletados sem a presença do biomaterial látex envolvendo o coto. Inicialmente, após o posicionamento dos eletrodos, revestiu-se o coto com a malha; porém, houve dificuldades para o voluntário conseguir um bom encaixe entre o coto e o soquete da prótese, o que poderia implicar na queda da prótese durante o teste. Dessa forma, após algumas pedaladas para efeitos de teste, foi decidido que não seria possível realizar a captura com a malha de biomaterial no coto. Na outra perna, utilizou-se a malha de biomaterial como o previsto (Fig. 34). A Fig (34) demonstra o voluntário durante a realização da captura de dados.

A Figura (35) apresenta a exibição de uma aquisição de quatro canais de sinal de EMG do voluntário com amputação transfemoral do lado direito. Na própria figura está indicado a qual músculo cada canal se refere.

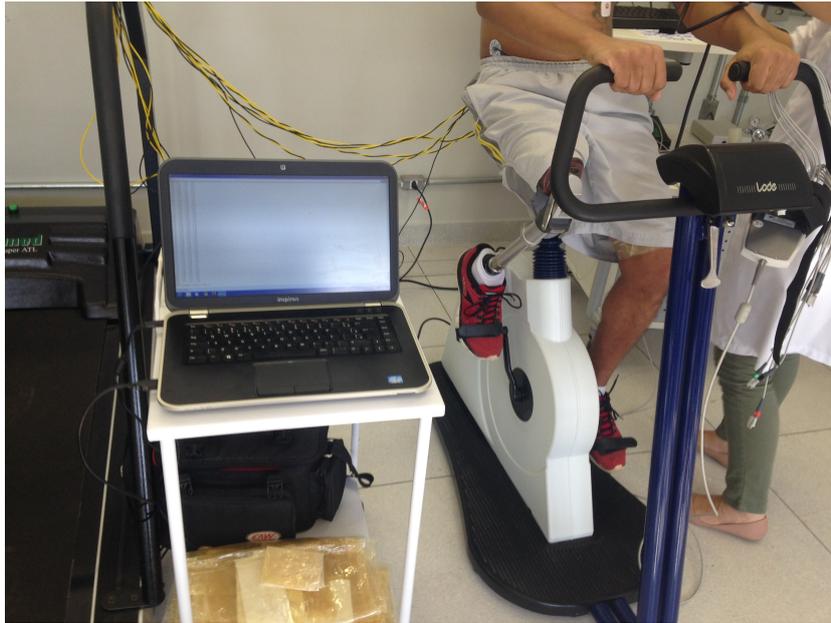


Figura 34 – Voluntário durante a coleta de dados. Importante ressaltar que os cabos estão suspensos, sem contato com o chão, a fim de evitar ruídos.

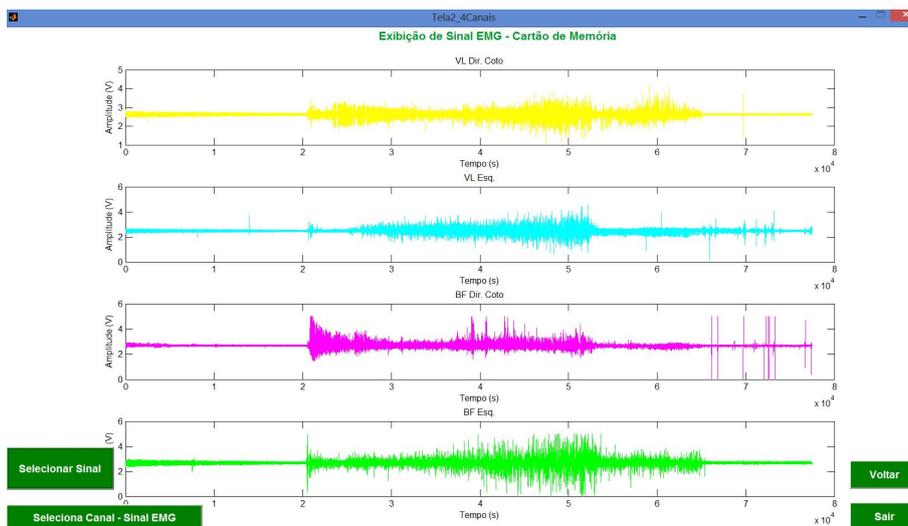


Figura 35 – Exibição de Sinais EMG captados em quatro músculos do paciente.

4.5.3 Voluntário Amputado 2

Os dados a seguir são referentes ao único paciente que não sentiu desconforto nem se queixou de não conseguir a sucção correta entre o coto e o soquete da prótese com o uso da malha de biomaterial. Dessa maneira, foi possível concluir o teste sem nenhuma adversidade.

As Figuras (36) e (37) demonstram o voluntário durante o teste. Sua amputação transfemoral é do lado esquerdo.

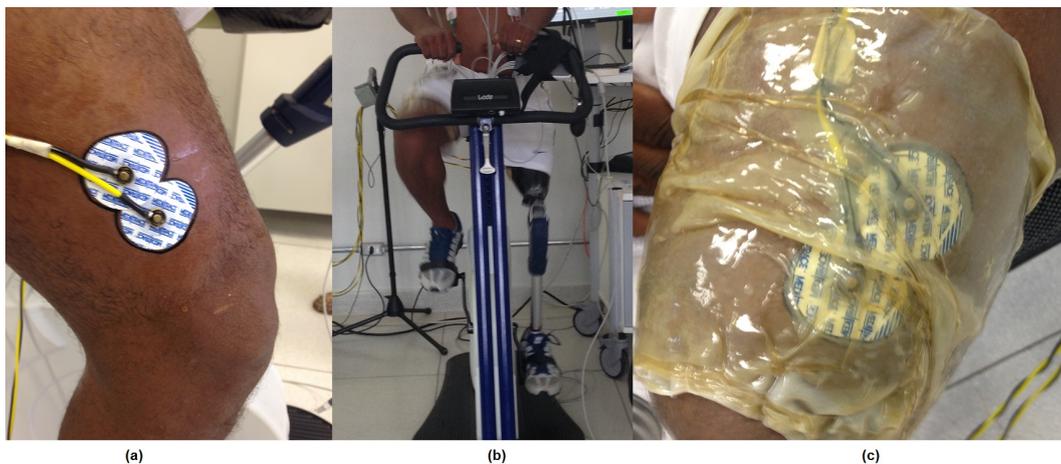


Figura 36 – a) Posicionamento dos eletrodos no músculo VL da perna direita; b) Voluntário durante a pedalada; c) Como ficou o látex que revestiu o coto após a coleta de dados.



Figura 37 – Detalhe da prótese do voluntário durante a realização da pedalada.

A captura de dados desse paciente durou um total de 28 minutos e 52 segundos. Pode-se observar na Fig (38) o sinal muscular que foi captado.

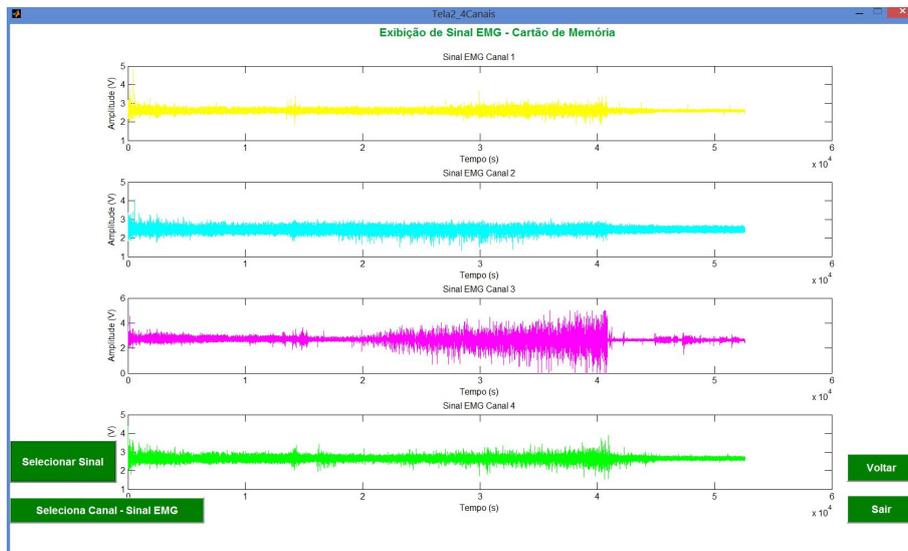


Figura 38 – Sinal eletromiográfico de um paciente com amputação transfemoral utilizando a malha de biomaterial látex na perna e no coto.

Após a realização dos testes com grupos de voluntários amputados e não amputados, é possível constatar que o sistema de captura de EMGs pode ser utilizado em ambas ocasiões. Foi observado que, geralmente, a captura de sinais em não-amputados apresentou melhor qualidade. Independente do fato de que o sinal muscular no coto possa ser diferente, nota-se que muitas vezes houve interferência por artefatos de movimento ou até mesmo pelo contato dos eletrodos com o soquete. Dessa forma, acredita-se que há a possibilidade de um novo estudo que investigue somente essa perspectiva.

5 Conclusão

O foco foi o desenvolvimento de um sistema de captura de sinais eletromiográficos. A partir deste ponto, o público alvo foi pessoas com amputação transfemoral. Foi utilizada uma interface confeccionada a partir de biomaterial látex.

A primeira etapa foi marcada por dificuldades, principalmente pelo alto nível de ruído desse tipo de sinal; porém, foram encontradas soluções por meio da utilização do INA128P no circuito eletrônico. Assim, apesar de ser um sinal bastante ruidoso, foi possível realizar filtragem eletrônica de baixa complexidade, utilizando componentes de baixo custo e obtendo sinal eletromiográfico com qualidade superior ao esperado.

A captura de sinais eletromiográficos no coto de amputados transfemorais pôde ser realizada; porém, cada amputação é um caso específico. Por isso, para é mais complicado captar sinais em cotos menores devido às dificuldades encontradas em conseguir a sucção correta entre o coto e o soquete da prótese junto com a utilização da malha.

A utilização da malha confeccionada com biomaterial látex pode contribuir na redução de artefatos de movimento; entretanto, observa-se que a realização dessa técnica pode ser aprimorada, de modo a aumentar ainda mais sua contribuição como filtro mecânico.

A caracterização do sinal eletromiográfico em cartão de memória foi implementada e o *software* para visualização dos sinais eletromiográficos foi concluído, e ainda podem ser aprimorados com ferramentas para análise dos parâmetros dos sinais.

Os objetivos propostos neste trabalho foram alcançados e foi possível entregar o sistema que foi prometido para a equipe do GPSAT da UnB/FCe.

Referências

- ALMEIDA, C. C. *Estudo da Variabilidade da Frequência Cardíaca e do Nível Funcional de Amputados Transfemorais*. Tese (Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica) — Universidade de Brasília, 2015. Citado na página 20.
- ALVES, C. G. *Avaliação Eletromiográfica de Amputados Transfemorais Para Ativação de Membros Artificiais*. 197 p. Tese (Dissertação de Mestrado) — Universidade de Brasília, 2013. Citado 4 vezes nas páginas 9, 17, 21 e 22.
- ARANTES, A. P. B. B. et al. Avaliação da Co-Contração Muscular de um Indivíduo com Amputação de Membro Superior Durante Contração Isométrica. In: *XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*. [S.l.: s.n.], 2014. p. 2216–2219. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 27.
- BANSOD, S. J.; RAURALE, S. A. Subject-Specific EMG Pattern Classification of active Hand movements for prosthesis applications. In: *IEEE International Conference on Advanced Communication Control and Computing Technologies (ICACCCT)*. [S.l.: s.n.], 2014. p. 1502–1506. ISBN 9781479939145. Citado na página 16.
- BRANEMARK, R. et al. A novel osseointegrated percutaneous prosthetic system for the treatment of patients with transfemoral amputation: A prospective study of 51 patients. *The Bone & Joint Journal*, v. 96-B, n. 1, p. 106–113, jan. 2014. ISSN 2049-4394. Disponível em: <<http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/cgi/doi/10.1302/0301-620X.96B1.31905>>. Citado na página 21.
- CARVALHO, J. A. *Amputações de membros inferiores: Em busca da plena reabilitação*. São Paulo: Manole, 2003. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 23.
- CHEN, B.; WANG, Q.; WANG, L. Adaptive Slope Walking With a Robotic Trans-tibial Prosthesis Based on Volitional EMG Control. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, v. 20, n. 5, p. 2146–2157, out. 2015. ISSN 1083-4435. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6960826>>. Citado na página 25.
- DREVELLE, X. et al. Vaulting quantification during level walking of transfemoral amputees. *Clinical Biomechanics*, Elsevier Ltd, v. 29, n. 6, p. 679–683, jun. 2014. ISSN 02680033. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003314000916>>. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 21.
- GHAPANCHIZADEH, H.; AHMAD, S. A.; ISHAK, A. J. Developing Multichannel Surface EMG Acquisition System by Using Instrument OpAmp INA2141. In: *IEEE Region 10 Symposium*. [S.l.: s.n.], 2014. p. 258–263. ISBN 9781479920273. Citado 3 vezes nas páginas 16, 26 e 27.

- HASHEMI, J. et al. Enhanced Dynamic EMG-Force Estimation Through Calibration and PCI Modeling. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 23, n. 1, p. 41–50, jan. 2015. ISSN 1534-4320. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6819432>>. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 17.
- HEFFERMAN, G. M. et al. Integration of surface electromyographic sensors with the transfemoral amputee socket: A comparison of four differing configurations. *Prosthetics and Orthotics International*, v. 39, n. 2, p. 166–173, abr. 2015. ISSN 0309-3646. Disponível em: <<http://poi.sagepub.com/lookup/doi/10.1177/0309364613516484>>. Citado na página 22.
- HENNEBERG, K. *Principles of electromyography. The Biomedical Engineering Handbook*. [S.l.: s.n.], 2000. Citado na página 25.
- HUANG, S.; FERRIS, D. P. Muscle activation patterns during walking from transtibial amputees recorded within the residual limb-prosthetic interface. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, v. 9, n. 1, p. 55, 2012. ISSN 1743-0003. Disponível em: <[JournalofNeuroEngineeringandRehabilitationhttp://www.jneuroengrehab.com/content/9/1/55](http://www.jneuroengrehab.com/content/9/1/55)>. Citado na página 17.
- INSTRUMENTS, T. *Datasheet Ina128*. 2015. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>>. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 29.
- JAMAL, M. Z. Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis. *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, InTech, out. 2012. Citado na página 24.
- JUNG, W. *Op Amp Applications Handbook*. Elsevier, 2005. ISBN 0-7506-7844-5. Disponível em: <www.books.elsevier.com>. Citado na página 30.
- KAGEYAMA, E. R. O. et al. Validação da versão para a língua portuguesa do questionário de Medida Funcional para Amputados (Functional Measure for Amputees Questionnaire). *Fisioterapia e Pesquisa*, v. 15, n. 2, p. 164–171, 2008. Citado na página 20.
- KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. *Músculos provas e funções*. 4ª edição. ed. São Paulo: Manole, 1995. Citado na página 23.
- LUCA, C. J. de. *Electromyography*. [S.l.]: John Wiley, 2006. 98–109 p. Citado na página 26.
- LUCAS, M.-F. et al. Multi-channel surface EMG classification using support vector machines and signal-based wavelet optimization. *Biomedical Signal Processing and Control*, v. 3, n. 2, p. 169–174, abr. 2008. ISSN 17468094. Disponível em:

- <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1746809407000791>>. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 27.
- MARÃES, V. R. F. d. S. et al. Avaliação do quadril em amputados transfemoral durante a contração isométrica em dinamômetro isocinético. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 20, p. 336–339, 2014. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1590/1517-86922014200501806>>. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 20.
- MATSUMURA, A. D.; RESENDE, J. M. D.; CHAMLIAN, T. R. Pre-and post prosthetic transtibial stump circumference. *Acta Fisiátrica*, v. 20, n. 4, p. 194–199, 2013. ISSN 0104-7795. Disponível em: <<http://www.gnresearch.org/doi/10.5935/0104-7795.20130032>>. Citado na página 20.
- MENDONÇA, K. R. *Sistema microcontrolado de aquisição, detecção e classificação de sinais eletromiográficos*. Tese (Tese Doutorado) — IFG-Jataí, 2013. Citado 3 vezes nas páginas 9, 25 e 26.
- MOORE, K. L.; DALLEY, A. F. *Anatomia orientada para a clínica*. 4ª edição. ed. [S.l.]: Guanabara Koogan, 2001. Citado na página 23.
- Motion Lab Systems, I. *A software user guide for EMG Graphing and EMG Analysis*. 2009. Citado na página 26.
- NAJARIAN, K.; SPLINTER, R. *Biomedical Signal and Image Processing*. [S.l.]: Boca Raton: CRC Taylor & Francis, 2006. 417 p. Citado na página 25.
- OLIVEIRA, D.C.S. et al. Análise eletromiográfica de músculos do membro Inferior em exercícios proprioceptivos realizados com olhos abertos e fechados. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 18, n. Jul/Ago, 2012. Citado na página 22.
- PANTALL, A.; DURHAM, S.; EWINS, D. Surface electromyographic activity of five residual limb muscles recorded during isometric contraction in transfemoral amputees with osseointegrated prostheses. *Clinical Biomechanics*, Elsevier Ltd, v. 26, n. 7, p. 760–765, ago. 2011. ISSN 02680033. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.03.008><http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003311000726>>. Citado na página 21.
- PAULA, P. M. C. et al. Analysis of Biomaterial Latex-Derived Flow Mechanical Controller. In: *32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS*. Buenos Aires, Argentina: [s.n.], 2010. p. 263–267. ISBN 9781424441242. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 28.
- RAPOSO, R.; SILVA, J. Proposta de um protocolo de avaliação da atividade elétrica dos músculos masseter e supra-hióideos em recém-nascidos pré-termo durante a alimentação. *CEFAC*, v. 15, n. 08, p. 803–814, 2013. Citado na página 40.
- REIS, M. d. C. *Sistema Indutor de Neoformação Tecidual para Pé Diabético com Circuito Emissor de Luz de Leds e Utilização do Látex Natural*. 163 p. Tese (Tese de Doutorado) — Universidade de Brasília, DF, 2013. Citado 3 vezes nas páginas 17, 27 e 28.

- RIILLO, F. et al. Optimization of EMG-based hand gesture recognition: Supervised vs. unsupervised data preprocessing on healthy subjects and transradial amputees. *Biomedical Signal Processing and Control*, Elsevier Ltd, v. 14, p. 117–125, nov. 2014. ISSN 17468094. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.bspc.2014.07.007http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S174680941400113X>>. Citado 4 vezes nas páginas 16, 17, 25 e 27.
- ROSA, S. d. S. R. F. et al. Use of Natural Latex as a Biomaterial for the Treatment of Diabetic Foot — A New Approach to Treating Symptoms of Diabetes Mellitus. In: *Topics in Public Health*. InTech, 2015. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.5772/59135>>. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 28.
- SENIAM. 2015. Disponível em: <<http://www.seniam.org/>>. Citado 4 vezes nas páginas 9, 23, 24 e 39.
- WANG, J.; TANG, L.; BRONLUND, J. E. Surface EMG Signal Amplification and Filtering. *International Journal of Computer Applications*, v. 82, n. November, p. 15–22, 2013. Citado 3 vezes nas páginas 16, 24 e 27.
- ZHANG, X.; HUANG, H. A real-time, practical sensor fault-tolerant module for robust EMG pattern recognition. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 12, n. 1, p. 18, 2015. ISSN 1743-0003. Disponível em: <<http://www.jneuroengrehab.com/content/12/1/18>>. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 27.
- ZOCCOLI, T. A. V. et al. O uso da Eletromiografia de Superfície é Viável para a Retroalimentação de uma Prótese de Joelho Ativa? In: *XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*. [S.l.: s.n.], 2014. p. 201–205. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 22.

APÊNDICE A – Glossário

A.1 Engenharia

Amplificador de Instrumentação: Tipo de amplificador operacional muito utilizado na medição de sinais biológicos.

Amplificador Operacional: Componente eletrônico utilizado principalmente para: amplificar sinais, filtragem, regulação de sistemas, operações lineares e não lineares e controle de processos.

Biofeedback: é uma ferramenta terapêutica que fornece informações com a finalidade de permitir aos indivíduos, desenvolver a capacidade auto-regulação.

Circuito Integrado: Circuito eletrônico miniaturizado que incorpora diversos componentes sobre uma lâmina de silício.

Conversão A/D: Dispositivo eletrônico capaz de gerar uma representação digital a partir de um sinal analógico.

CMRR: *Commn Mode Rejection-Ratio* ou em português Relação de Rejeição em Modo Comum, índice de atenuação em dB entre dois sinais com mesma amplitude, frequência e fase aplicados na entrada inversora e não-inversora.

Datasheet: Documento técnico para especificação de um componente eletrônico.

DB-9: Tipo de conector com 9 vias.

Teorema de Nyquist: Esse teorema que define a frequência mínima com que um sinal deve ser amostrado de modo que posteriormente possa ser reconstituído com mínima perda de informação.

Hardware: Parte física de um sistema.

Jack: Refere-se aos conectores do tipo “fêmea”.

Led: Dispositivo semicondutor emissor de luz.

Led RGB: Led com as cores azul, verde e vermelha.

MATLAB®: Software interativo de alta performance voltado para o cálculo numérico.

Microcontrolador: São microprocessadores que podem ser programados para funções específicas.

Microprocessadores: É o circuito integrado específico conhecido como unidade central de processamento com função de controlar e coordenar todas as operações do sistema.

Offset: Tensão finita na saída de um AMP-OP mesmo sem nenhum estímulo na entrada.

Placa de Circuito Impresso: Placa de fenolite ou fibra de vidro para montagem de esquemas elétricos.

Plot: Ato efeito de traçar gráficos.

Software: Sequencia de instruções escritas a serem representadas por um computador.

A.2 Saúde

Amputação Transfemoral: Perda ou retirada de membro inferior entre a articulação do joelho e a articulação do quadril.

Coto: Membro residual pós-amputação.

Crosstalking: Múltipla ativação muscular.

Diabetes Mellitus: Doença metabólica caracterizada pelo aumento anormal da glicose no sangue.

Potencial de Ação: Alteração brusca do potencial elétrico durante a despolarização da membrana celular, provocando o impulso nervoso.

Quadríceps Femoral: do latim quadril + caput, músculo da coxa com quatro cabeças), composto pelos músculos reto femoral (RF), vasto medial (VM), vasto intermédio (VI) e vasto lateral (VL).

SENIAM: Projeto europeu de eletromiografia que descreve metodologias e recomendações para aplicação de sensores e processamento de sinais.

Sinal Bioelétrico: Sinais resultantes da atividade eletroquímica de células conhecidas como excitáveis.

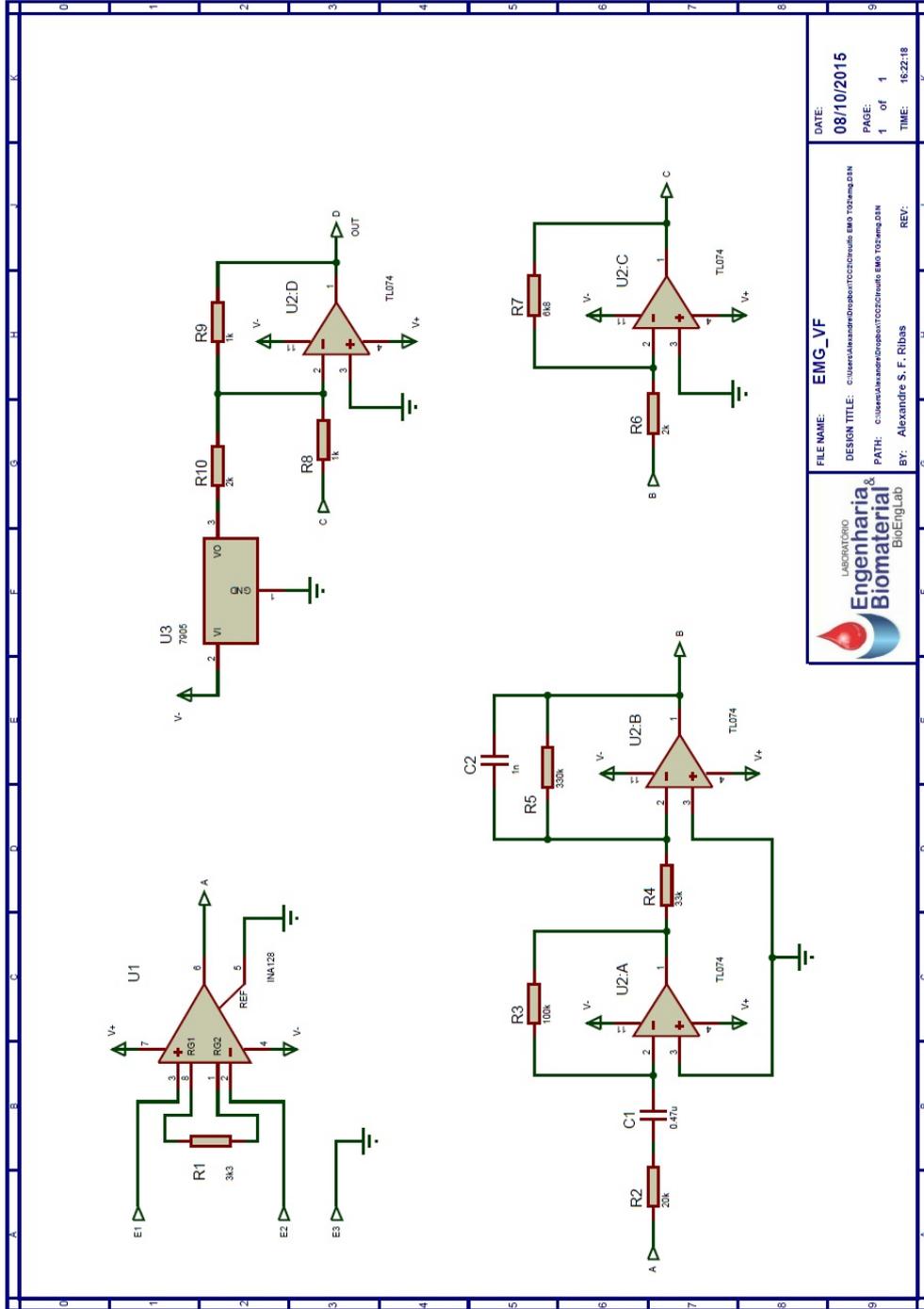
Soquete de Prótese: Peça que envolve o coto para fazer a interface entre a prótese e o coto.

SUS: Rede pública de centros de saúde brasileira.

Tecnologia Assistiva: Dispositivo auxiliar capaz de proporcionar melhorias na funcionalidade e na qualidade de vida do usuário.

Tricotomia: Ato efeito de retirar os pelos.

APÊNDICE B – Esquema Elétrico



	FILE NAME:	EMG_VF
	DESIGN TITLE:	c:\users\alexandre\documents\circuitos\emg\EMG_VF\emg.dsn
	PATH:	c:\users\alexandre\documents\circuitos\emg\EMG_VF\emg.dsn
	BY:	Alexandre S. F. Ribas
DATE:		08/10/2015
PAGE:		1 of 1
TIME:		18:22:18

APÊNDICE C – Código para Microcontrolador

```
1  /*
2  MODULO SD
3
4  Pino GND do módulo a um GND do Arduino;
5  Pino 5V do módulo ao pino 5V do Arduino;
6  Pino CS do módulo ao pino digital 53 do Arduino;  //4
7  Pino MOSI do módulo ao pino digital 51 do Arduino;
8  Pino SCK do módulo ao pino digital 52 do Arduino;
9  Pino MISO do módulo ao pino digital 50 do Arduino;
10 */
11
12 /* Bibliotecas */
13 // Carrega a biblioteca SD
14 #include <SD.h>
15 #include <SPI.h>
16
17 Sd2Card SDcard;
18 SdVolume volume;
19
20 // Pino do Arduino conectado ao pino CS do modulo
21 const int chipSelect = 53;
22 const int numeroCanais = 8; //Define o número de canais
    utilizados
23 const float conv2Volt = 5.0/1023.0 ; //Constante utilizada para
    converter o valor das tensões ao intervalo desejado
24 int flag=2;
25 int cont_loop=0;
26 String str;
27 char nome[15] = "1.txt";
28 int cont = 1;
29 bool teste=HIGH;
```

```
30
31 File myFile; //Objeto do tipo File da biblioteca SD.h
32
33 void setup()
34 {
35     Serial.begin(115200);           // Inicia a Serial
36
37     pinMode(5, INPUT);
38     digitalWrite(5,HIGH);
39     pinMode(3, INPUT);
40     digitalWrite(3,HIGH);
41
42     if (!SD.begin(chipSelect))
43     {
44         Serial.println("Falha!");
45         analogWrite(10,1023); //colocar um led vermelho para
46             avisar que não ta ok
47         analogWrite(8,1);
48         analogWrite(9,1);
49         return;
50     }
51     else
52     {
53         Serial.println("SD - OK");
54         nome_cont();
55         analogWrite(9,1023); //colocar um led verde para avisar
56             que ta ok
57         analogWrite(8,1);
58         analogWrite(10,1);
59     }
60 }
61 void loop()
62 {
63     //Envia o numero 1 caso o botao1 seja pressionado
64     if (digitalRead(5) == LOW)
65     {
66         myFile = SD.open(nome, FILE_WRITE); //Abrindo arquivo
```

```
66         if (myFile)
67         {
68
69             /*Escrevendo no arquivo SD*/
70
71             for (int j = 0; j < numeroCanais; j++)
72             {
73                 myFile.print(analogRead(j)*conv2Volt);
74                 myFile.print("\t");
75                 Serial.print(analogRead(j)*conv2Volt);
76                 Serial.print("\t");
77             }
78             myFile.println();
79             myFile.close();
80             Serial.println();
81
82             analogWrite(8,755);
83             analogWrite(9,1);
84             analogWrite(10,1);
85
86         }
87         else
88         {
89             Serial.println("Erro opening dados!");
90             analogWrite(8,1);
91             analogWrite(9,1);
92             analogWrite(10,1023); //colocar um led vermelho
93                                     para avisar que não ta ok
94
95         }
96         flag=1;
97     }
98     if (flag==1)
99     {
100         if (digitalRead(3) == LOW)
101         {
102             Serial.println(nome);
```

```
103     Serial.println("Fim da gravação de dados no cartão SD!")
        ;
104     flag=2;
105     myFile.close(); //Abrindo arquivo
106     cont++;
107     str=String(String(cont) + ".txt"); //converting integer
        into a string
108     str.toCharArray(nome,15);
109     analogWrite(8,1);
110     analogWrite(9,1023);
111     analogWrite(10,1);
112 }
113 }
114
115 }
116
117 void nome_cont()
118 {
119     while(flag == 2)
120     {
121         if(SD.exists(nome))
122         {
123             cont++;
124             str=String(String(cont) + ".txt"); //converting integer
                into a string
125             str.toCharArray(nome,15);
126         }
127         if(!SD.exists(nome))
128         {
129             flag=0;
130         }
131         else
132             flag=2;
133     }
134 }
```

APÊNDICE D – Código para MATLAB®

```

1 function varargout = Tela2_4Canais(varargin)
2 % TELA2_4CANAIIS MATLAB code for Tela2_4Canais.fig
3 %     TELA2_4CANAIIS, by itself, creates a new TELA2_4CANAIIS or
4 %     raises the existing
5 %     singleton*.
6 %     H = TELA2_4CANAIIS returns the handle to a new
7 %     TELA2_4CANAIIS or the handle to
8 %     the existing singleton*.
9 %     TELA2_4CANAIIS('CALLBACK', hObject, eventData, handles,...)
10 %    calls the local
11 %    function named CALLBACK in TELA2_4CANAIIS.M with the
12 %    given input arguments.
13 %
14 %     TELA2_4CANAIIS('Property','Value',...) creates a new
15 %     TELA2_4CANAIIS or raises the
16 %     existing singleton*. Starting from the left, property
17 %     value pairs are
18 %     applied to the GUI before Tela2_4Canais_OpeningFcn gets
19 %     called. An
20 %     unrecognized property name or invalid value makes
21 %     property application
22 %     stop. All inputs are passed to Tela2_4Canais_OpeningFcn
23 %     via varargin.
24 %
25 %     *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI
26 %     allows only one
27 %     instance to run (singleton)".
28 %
29 % See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

```

```
23 % Edit the above text to modify the response to help
    Tela2_4Canais
24
25 % Last Modified by GUIDE v2.5 28-May-2015 17:41:59
26
27 % Begin initialization code – DO NOT EDIT
28 gui_Singleton = 1;
29 gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
30                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
31                  'gui_OpeningFcn',  @Tela2_4Canais_OpeningFcn,
32                  ...
33                  'gui_OutputFcn',   @Tela2_4Canais_OutputFcn,
34                  ...
35                  'gui_LayoutFcn',   [] , ...
36                  'gui_Callback',    []);
37 end
38
39 if nargin
40     [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
41 else
42     gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
43 end
44 % End initialization code – DO NOT EDIT
45
46
47 % — Executes just before Tela2_4Canais is made visible.
48 function Tela2_4Canais_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles,
    varargin)
49 % This function has no output args, see OutputFcn.
50 % hObject    handle to figure
51 % eventdata  reserved – to be defined in a future version of
    MATLAB
```

```
52 % handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
53 % varargin     command line arguments to Tela2_4Canais (see
      VARARGIN)
54
55 % Choose default command line output for Tela2_4Canais
56 handles.output = hObject;
57
58 % Update handles structure
59 guidata(hObject, handles);
60
61 % UIWAIT makes Tela2_4Canais wait for user response (see
      UIRESUME)
62 % uiwait(handles.figure1);
63
64
65 % — Outputs from this function are returned to the command
      line.
66 function varargout = Tela2_4Canais_OutputFcn(hObject, eventdata
      , handles)
67 % varargout    cell array for returning output args (see
      VARARGOUT);
68 % hObject     handle to figure
69 % eventdata   reserved – to be defined in a future version of
      MATLAB
70 % handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)
71
72 % Get default command line output from handles structure
73 varargout{1} = handles.output;
74
75
76 % — Executes on button press in pushbutton1.
77 function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
78 % hObject     handle to pushbutton1 (see GCBO)
79 % eventdata   reserved – to be defined in a future version of
      MATLAB
```

```
80 % handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
81 close ;
82 open( 'Tela2.fig' );
83
84
85 % — Executes on button press in pushbutton2.
86 function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
87 % hObject      handle to pushbutton2 (see GCBO)
88 % eventdata    reserved – to be defined in a future version of
      MATLAB
89 % handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
90 close ;
91
92 % — Executes on button press in pushbutton3.
93 function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)
94 % hObject      handle to pushbutton3 (see GCBO)
95 % eventdata    reserved – to be defined in a future version of
      MATLAB
96 % handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
97 clear
98 clc
99
100 [nome direc]=uigetfile( '*.txt', 'Abrir' );
101 if nome == 0
102     return
103 end
104
105 emg_sig = load(nome);
106 [linhas ,colunas]=size(emg_sig);
107 A=[linhas ,colunas];
108
109 canal1=emg_sig(1:linhas ,1);
110 canal2=emg_sig(1:linhas ,2);
111 canal3=emg_sig(1:linhas ,3);
112 canal4=emg_sig(1:linhas ,4);
```

```
113
114 subplot(4,1,1),
115 plot(canal1, 'y');
116 title('Sinal EMG Canal 1');
117 xlabel('Tempo (s)');
118 ylabel('Amplitude (V)');
119
120 subplot(4,1,2),
121 plot(canal2, 'c');
122 title('Sinal EMG Canal 2');
123 xlabel('Tempo (s)');
124 ylabel('Amplitude (V)');
125
126 subplot(4,1,3),
127 plot(canal3, 'm');
128 title('Sinal EMG Canal 3');
129 xlabel('Tempo (s)');
130 ylabel('Amplitude (V)');
131
132 subplot(4,1,4),
133 plot(canal4, 'g');
134 title('Sinal EMG Canal 4');
135 xlabel('Tempo (s)');
136 ylabel('Amplitude (V)');
137
138 button = questdlg('Deseja adicionar um título para os sinais?',
139                 'Títulos dos sinais EMG', 'Yes', 'No', 'Yes');
139 switch button
140 case 'Yes',
141     answers = inputdlg({'Título Canal 1', 'Título Canal 2', 'Tí-
142                       tulo Canal 3', 'Título Canal 4'}, 'Identificação dos
143                       sinais EMG');
144     subplot(4,1,1),
145     plot(canal1, 'y');
146     title(answers(1));
```

```
145     xlabel( 'Tempo (s) ' );
146     ylabel( 'Amplitude (V) ' );
147
148     subplot( 4,1,2 ),
149     plot( canal2, 'c' );
150     title( answers(2) );
151     xlabel( 'Tempo (s) ' );
152     ylabel( 'Amplitude (V) ' );
153
154     subplot( 4,1,3 ),
155     plot( canal3, 'm' );
156     title( answers(3) );
157     xlabel( 'Tempo (s) ' );
158     ylabel( 'Amplitude (V) ' );
159
160     subplot( 4,1,4 ),
161     plot( canal4, 'g' );
162     title( answers(4) );
163     xlabel( 'Tempo (s) ' );
164     ylabel( 'Amplitude (V) ' );
165 case 'No',
166 return
167 end
168
169
170 % — Executes on button press in parametros.
171 function parametros_Callback(hObject, eventdata, handles)
172 % hObject    handle to parametros (see GCBO)
173 % eventdata  reserved – to be defined in a future version of
           MATLAB
174 % handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
175 close;
176 open( 'Tela4.fig' );
177
178
```

```
179 % — Executes on button press in pushbutton9.
180 function pushbutton9_Callback(hObject, eventdata, handles)
181 % hObject    handle to pushbutton9 (see GCBO)
182 % eventdata  reserved – to be defined in a future version of
    MATLAB
183 % handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
184 close ;
185 open( 'Tela2_Seleciona1Canal.fig' );
```

APÊNDICE E – Manual de Utilização

Manual de Instruções

Eletromiógrafo

Fabricante:

Laboratorio de Engenharia e Biomaterial - BioEngLab®

Área Especial de Indústria Projeção A, UNB - DF-480 - Gama Leste, Brasília - DF, 72444-240

Fone (61) 3107-8901

ÍNDICE

1 INTRODUÇÃO	3
2 REQUISITOS MÍNIMOS DO SISTEMA	3
3 MANUAL DE HARDWARE DO EMG.....	3
3.1 Recebendo o Equipamento	3
3.2 Recomendações Importantes	3
3.2.1 Instalação	3
3.2.2 Classificação do Equipamento.....	4
3.2.3 Utilização	4
3.2.4 Limpeza	4
3.2.5 Segurança	4
3.2.6 Reparos.....	4
3.2.7 Transporte e Armazenamento	5
3.3 Características e Recursos.....	5
3.3.1 Principais Características e Recursos	5
3.4 Informações Gerais	5
3.4.1 Informação ao Usuário.....	5
3.5 Descrição do EMG	5
3.5.1 Descrição Geral	5
3.5.2 Indicador do Painel do EMG.....	6
3.6 Utilizando o EMG.....	6
3.6.1 Ligando o EMG	6
3.6.2 Conectando os Cabos	6
3.6.3 Conectando os Eletrodos	6
3.7 Identificação e Correção de Problemas	6
3.7.1 Excesso de Linhas de Interferência	6
3.7.2 Procedimentos para Diminuição do Ruído	7
3.8 Manutenção e Cuidados	7
3.8.1 Procedimentos Gerais	7
3.9 Especificações Técnicas.....	7
3.9.1 Sistema de Aquisição de Dados.....	7
3.9.2 Cabo de Eletrodos	7
3.9.3 Cabo de Dados	7
4 CERTIFICADO DE GARANTIA	8
4.1 Nota de Esclarecimento	8
4.2 Prazo de Garantia	8
4.3 Limite de Garantia.....	8

1 INTRODUÇÃO

O Eletromiógrafo (EMG) é um sistema que permite a aquisição de sinais de Eletromiografia de Superfície. O sistema funciona em conjunto com o software MATLAB® (Software interativo voltado para cálculo numérico). É viável a utilização do EMG em diversas áreas, tais como: Fisioterapia, Fonoaudiologia, Odontologia, Educação Física, Ergonomia e nas diversas áreas onde necessite realizar análises da musculatura superficial.

2 REQUISITOS MÍNIMOS DO SISTEMA

Para a perfeita utilização do sistema é necessário o uso de um Microcomputador / Laptop com as seguintes configurações:

- Windows XP/Vista/7/8;
- Memória RAM de 1G;
- Espaço em disco de 5G;
- Processador Intel ou AMD x86.

3 MANUAL DE HARDWARE DO EMG

3.1 Recebendo o Equipamento

Verifique se todos os seguintes itens foram entregues junto com o sistema

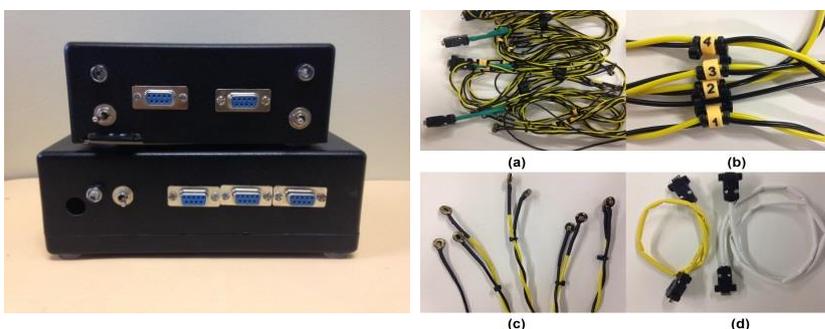


Figura 1. a) Cabos de eletrodos para quatro canais e referência com conector DB-9; b) Detalhe da enumeração dos canais nos cabos; c) Encaixe entre os cabos e os eletrodos, utilizando colchetes de pressão para roupas; d) Cabos de dados.

Atenção!

Antes de ligar o equipamento, leia atentamente este manual e siga as suas orientações.

3.2 Recomendações Importantes

3.2.1 Instalação

- Faça a instalação do Software MATLAB®;
- Instale o equipamento sobre uma superfície firme e horizontal, em local bem ventilado;
- Evite instalar o equipamento em locais sujeitos a vibrações, pois o mesmo poderá cair e sofrer danos;
- Não apoie o equipamento sobre tapetes, almofadas ou outras superfícies fofas que possam obstruir a ventilação do mesmo;

- Evite instalar o equipamento em locais úmidos, mal ventilados e empoeirados;
- Não exponha o equipamento ao calor ou frio intensos;
- Não exponha o equipamento diretamente à luz solar.

3.2.2 Classificação do Equipamento

- Equipamento tipo classe II;
- Entrada de água: Este dispositivo não tem nenhuma proteção contra a entrada de água;
- Desinfecção: Com exceção do circuito do paciente, este dispositivo pode ser desinfectado com álcool isopropílico 70% ou equivalente;
- Anestésicos inflamáveis: Este dispositivo não é adequado para utilização na presença de uma mistura de anestésico inflamável com ar ou de uma mistura de anestésico inflamável com oxigênio ou óxido nitroso.

3.2.3 Utilização

- Posicione o equipamento de modo que os cabos fiquem livres, fora de locais onde possam ser pisoteados ou prensados e sem contato com o chão para evitar ruído;
- Ao conectar o cabo de comunicação entre o PC e o equipamento, certifique-se de que o cabo não está obstruindo a passagem de pessoas;
- Não utilize o equipamento próximo de campos eletromagnéticos intensos (motores elétricos, auto-falantes, etc), pois os mesmos podem interferir no funcionamento deste equipamento;
- Nunca introduza objetos nos orifícios do equipamento, porque eles podem causar curtos circuitos e choques elétricos;
- Não utilize o equipamento próximo de recipientes contendo líquidos. Se cair qualquer tipo de líquido no equipamento, o mesmo deverá ser desligado imediatamente e levado à assistência técnica. Não abra o equipamento. A manutenção do mesmo deverá ser feita somente por pessoal habilitado;
- Equipamentos com comunicação por RF(radiofrequência) pode afetar o equipamento.

3.2.4 Limpeza

- Utilize um pano com Álcool para limpar o equipamento;
- Desconecte todo o equipamento (cabo de comunicação com o microcomputador e sensores de superfície) antes de limpá-lo.

3.2.5 Segurança

- Em caso de temporal com descargas elétricas, sugere-se que o equipamento seja desligado, desconectado do computador. Nesta situação, não se recomenda a utilização do equipamento para evitar riscos de choque elétrico e danos ao mesmo;
- Em caso de queda, o equipamento deverá ser desligado e levado à assistência técnica. Não abra o equipamento. A manutenção do mesmo deverá ser feita por pessoas habilitadas;
- Não coloque objetos pesados ou objetos metálicos sobre o equipamento;
- Não abra o equipamento, pois isto pode acarretar acidentes e perda da garantia;
- Não conectar o equipamento em conjunto com equipamentos de alta frequência;
- Operação a curta distância de um equipamento de terapia de ondas curtas ou microondas pode produzir interferência no sinal de EMG.

3.2.6 Reparos

- Não abra o equipamento;
- Não existem peças que possam ser reparadas pelo usuário;

- Todos os reparos deverão ser feitos pelo Laboratório de Engenharia e Biomaterial - BioEngLab®;
- Em caso de manutenção, entre em contato com o fabricante Laboratório de Engenharia e Biomaterial - BioEngLab®.

3.2.7 Transporte e Armazenamento

- Validade indeterminada;
- Temperatura ambiente de -40 °C a +70°C;
- Umidade relativa de 10% a 100% sem condensação;
- Pressão atmosférica de 500 hPa a 1060 hPa.

3.3 Características e Recursos

3.3.1 Principais Características e Recursos

- Alta precisão na aquisição dos sinais de EMGs (10 Bits);
- Alto nível de segurança para o paciente e o profissional;
- Sistema de Aquisição de Dados com até 16 canais;
- CMRR maior que 106db;
- Baixo nível de ruído, sendo menor que 2 LSB (Low Significant Bit);
- Dimensões reduzidas, com uma caixa compacta, possibilitando fácil manuseio e transporte. Além de evitar estrago no equipamento e possibilitar maior segurança aos usuários;
- Programa MATLAB® para coleta, tornando possível o processamento e a interpretação dos sinais adquiridos;
- Amplificador para sinais de eletromiografia de superfície com ganho de 2720x;
- Transmissão de dados via comunicação USB;

3.4 Informações Gerais

3.4.1 Informação ao Usuário

Este manual foi preparado para que o usuário possa fazer o manuseio do equipamento de forma simples e correta, como a conexão dos diversos cabos, a colocação adequada dos sensores no paciente e a instalação do programa de visualização e processamento dos dados MATLAB®.

3.5 Descrição do EMG

3.5.1 Descrição Geral

O EMG foi desenvolvido para realizar aquisições de sinais de Eletromiografia de Superfície através de sensores adequados. Após serem processados pelo Sistema de Aquisição de Dados, são transmitidos para um Computador pessoal do tipo PC. Através do programa MATLAB®, tornando possível analisar graficamente e catalogar os sinais adquiridos e, dessa forma, realizar diversos tratamentos sobre os mesmos. O equipamento é alimentado via bateria 9V.

3.5.2 Indicador do Painel do EMG

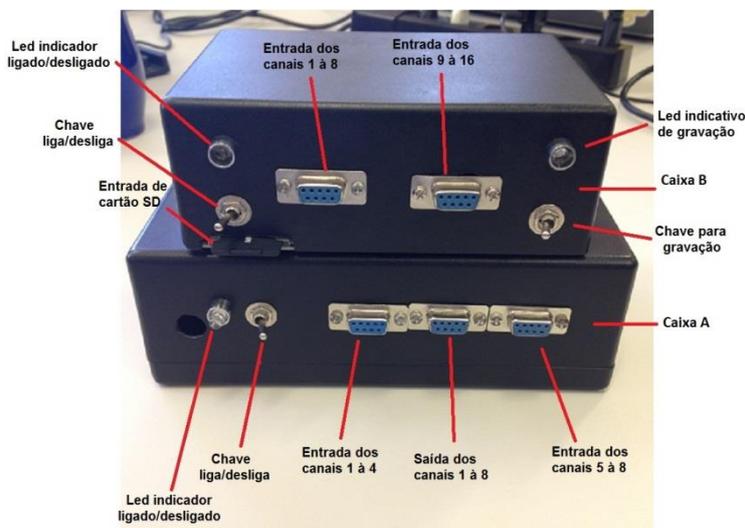


Figura 2. Indicação das funções e conexão do painel dos módulos do eletromiógrafo.

3.6 Utilizando o EMG

3.6.1 Ligando o EMG

O sistema possui duas chaves liga/desliga, sendo de fácil manuseio. Ao ligar a chave, é acionado logo em seguida o Led indicador para avisar que o aparelho está devidamente ligado (indicações na figura da sessão 3.5.2).

3.6.2 Conectando os Cabos

A saída da caixa A deve ser conectada na entrada da caixa B por meio do cabo de dados. Os cabos de eletrodos são conectados nas entradas da caixa A.

3.6.3 Conectando os Eletrodos

Recomenda-se colocar os eletrodos de acordo com o protocolo elaborado pela Surface ElectroMyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM). Podemos encontra-lo no site <http://www.seniam.org>.

3.7 Identificação e Correção de Problemas

3.7.1 Excesso de Linhas de Interferência

A interferência que surge quando o sinal de EMG é analisado deve-se principalmente à presença dos 60 Hz da rede elétrica, os quais, apesar do equipamento ser totalmente isolado, ainda sofre ação dos equipamentos que estão ao seu redor. O que ocorre nesse fato é que, quando o sinal diferencial é

amplificado, juntamente com ele vem a amplificação do ruído que causa dificuldade na interpretação do sinal EMG. Outras causas podem ser atribuídas para a existência da interferência:

- Os eletrodos não estarem colocados corretamente na pele;
- Os cabos estarem conectados inadequadamente.

3.7.2 Procedimentos para Diminuição do Ruído

- Desligar o equipamento e observar se não existem outros aparelhos eletro-eletrônicos ligados à rede elétrica nas proximidades e, no caso da existência, procurar utilizar o EMG o mais distante possível destes equipamentos;
- Checar o contato dos eletrodos com a pele;
- Limpar a pele utilizando algodão com álcool;
- Deixar a pele seca e com poucos pelos nas regiões onde serão fixados os eletrodos;
- Verificar se os eletrodos estão nos locais corretos e bem fixados.

3.8 Manutenção e Cuidados

3.8.1 Procedimentos Gerais

Ambas as unidades são feitas em plástico, portanto alguns fatores devem ser considerados em relação à manutenção do equipamento:

- O EMG pode facilmente ser limpo usando um pano com álcool;
- O equipamento não é à prova de choques, portanto deve-se ter cuidado ao submetê-lo a forças e movimentos bruscos;
- Os cabos não devem ser submetidos a excessivas tensões, portanto devem ser desconectados somente através dos conectores.

3.9 Especificações Técnicas

3.9.1 Sistema de Aquisição de Dados

- 10 bits de resolução;
- Ruído < 2 LSB;
- Modo de rejeição comum maior que 106 db;
- Tamanho aproximado da caixa A 19 cm X 11 cm X 7 cm e da caixa B 14,5cm X 9,5cm X 6 cm;
- Peso aproximado de 500g;
- Bateria alcalina de 9V;
- Tempo de duração da bateria, aproximadamente 2 horas.

3.9.2 Cabo de Eletrodos

- Comprimento: um com 2,2m e o outro com 1m;
- Conector DB-9.

3.9.3 Cabo de Dados

- Comprimento 0,5m;
- Conector DB-9.

4 CERTIFICADO DE GARANTIA

4.1 Nota de Esclarecimento

O Laboratorio de Engenharia e Biomaterial - BioEngLab®, dentro dos prazos e limites a seguir descritos, garante o equipamento EMG, obrigando-se a reparar ou substituir as peças que, em uso normal, apresentarem vícios de fabricação ou de material. O BioEngLab® não se responsabiliza por danos causados pelo uso incorreto do equipamento.

4.2 Prazo de Garantia

O Laboratorio de Engenharia e Biomaterial - BioEngLab®, garante o equipamento por 1 ANO, contra defeitos de fabricação e montagem, a partir da data de emissão da nota fiscal de compra. Esta garantia não cobre defeitos decorrentes de transporte indevido, falta de cuidados quanto à operação, instalação, armazenamento, quedas, manutenção e/ou alteração por pessoas não autorizadas, bem como faíscas elétricas, fogo, vendaval e outros fenômenos da natureza.

4.3 Limite de Garantia

A garantia do equipamento limita-se somente aos defeitos que ocorrerem em uso normal, não se aplicando às seguintes situações:

- Manutenção imprópria ou indevida;
- Rompimento do lacre;
- Modificações não autorizadas ou uso indevido - operação fora das especificações, incluindo ciclos de trabalho acima da capacidade do equipamento ou sobre tensão que venha a danificar o equipamento;
- Local de instalação impróprio ou inadequado;
- Danos devido a transporte ou a embalagens inadequadas utilizadas pelo usuário;
- Danos decorrentes de fatos de natureza como guerra ou conturbações civis.

Anexos

ANEXO A – Processo de Análise de Projeto de Pesquisa



Universidade de Brasília
Faculdade de Ciências da Saúde
Comitê de Ética em Pesquisa – CEP/FS

PROCESSO DE ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

Registro do Projeto no CEP: 119/11

Título do Projeto: “Tecnologias avançadas de próteses para amputados de membro inferior”.

Pesquisadora Responsável: Geovany Araujo Borges

Data de Entrada: 31/08/11

Com base na Resolução 196/96, do CNS/MS, que regulamenta a ética em pesquisa com seres humanos, o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, após análise dos aspectos éticos e do contexto técnico-científico, resolveu **APROVAR** o projeto 119/11 com o título: “Tecnologias avançadas de próteses para amputados de membro inferior”. Área Temática Especial – “Pesquisa Grupo 1 Novos Procedimentos, Novos Equipamentos” analisado na 3ª reunião ordinária realizada no dia 12 de março de 2013.

O pesquisador responsável fica, desde já, notificado da obrigatoriedade da apresentação de um relatório semestral e relatório final sucinto e objetivo sobre o desenvolvimento do Projeto, no prazo de 1 (um) ano a contar da presente data (item VII.13 da Resolução 196/96).

Brasília, 14 de março de 2013.


Natan Moraes de Sá
coordenador do CEP-FS/UnB

ANEXO B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

1 via.



Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE

O (a) Senhor(a) está sendo convidado(a) a participar do projeto:
Desenvolvimento tecnológico e adaptação de prótese ativa em amputados atletas

O objetivo desta pesquisa é: **avaliar a sua condição física e se o nosso equipamento é válido para analisar pacientes como você!**

O(a) senhor(a) receberá todos os esclarecimentos necessários antes e no decorrer da pesquisa e lhe asseguramos que seu nome não aparecerá sendo mantido o mais rigoroso sigilo através da omissão total de quaisquer informações que permitam identificá-lo(a).

A sua participação será através de uma série de avaliações que o(a) senhor(a) deverá participar no setor de fisioterapia da Faculdade de Ceilândia na data combinada com sem tempo estimado para sua realização. Será respeitado o tempo de cada um para respondê-lo. Informamos que o(a) Senhor(a) pode se recusar a responder qualquer questão que lhe traga constrangimento, podendo desistir de participar da pesquisa em qualquer momento sem nenhum prejuízo para o(a) senhor(a).

As etapas a que o senhor (a) se submeterá são:

1. Avaliação: coleta de dados pessoais, hábitos de vida e alimentar, antecedentes familiares, história atual e pregressa de doenças.
2. Captação da frequência cardíaca batimento a batimento na condição de repouso deitado e sentado por 10 min e caminhando durante 6 minutos.
3. Teste isocinético: Avaliação da força muscular
4. Teste Ergoespirométrico: Avaliação da condição física
5. Captação de sinais biológicos: Avaliação da ativação muscular

Os resultados da pesquisa serão divulgados na Instituição Universidade de Brasília - UnB podendo ser publicados posteriormente. Os dados e materiais utilizados na pesquisa ficarão sobre a guarda do pesquisador.

Se o(a) Senhor(a) tiver qualquer dúvida em relação à pesquisa, por favor telefone para: Dr(a). Vera Regina, na instituição Faculdade de Ceilândia telefone: 3377-0615, no período da tarde.

Este projeto foi Aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FS/DF. As dúvidas com relação à assinatura do TCLE ou os direitos do sujeito da pesquisa podem ser obtidos através do telefone: (61) 3107-1918.

Este documento foi elaborado em duas vias, uma ficará com o pesquisador responsável e a outra com o sujeito da pesquisa.

Nome / assinatura

Pesquisador Responsável
Nome e assinatura

Brasília, ____ de _____ de _____