

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

ANÁLISE DE DESEMPENHO DE FILTRAGEM BIOMECÂNICA
DERIVADA DE BIOMATERIAL LÁTEX APLICADA EM
SISTEMA DE AQUISIÇÃO, EXIBIÇÃO E ANÁLISE DE SINAIS
ELETROMIOGRÁFICOS

KENNYA RESENDE MENDONÇA

ORIENTADORA: Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

COORIENTADOR: Dr. Cristiano Jacques Miosso Rodrigues Mendes

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

PUBLICAÇÃO: 049A/2016

BRASÍLIA/DF: JULHO – 2016

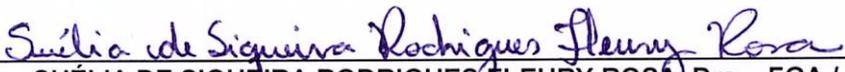
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE UNB GAMA
ENGENHARIA BIOMÉDICA

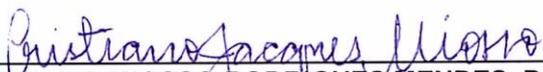
ANÁLISE DE DESEMPENHO DE FILTRAGEM BIOMECÂNICA
DERIVADA DE BIOMATERIAL LÁTEX APLICADA EM SISTEMA DE
AQUISIÇÃO, EXIBIÇÃO E ANÁLISE DE SINAIS
ELETROMIOGRÁFICOS

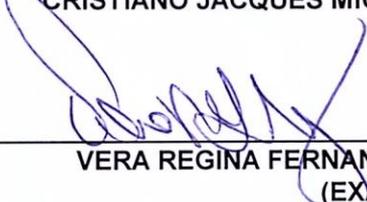
KENNYA RESENDE MENDONÇA

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

APROVADA POR:


SUÉLIA DE SIQUEIRA RODRIGUES FLEURY ROSA, Dra. - FGA / UNB
(ORIENTADORA)


CRISTIANO JACQUES MIOSSO RODRIGUES MENDES, Dr. - FGA / UNB
(COORIENTADOR)


VERA REGINA FERNANDES DA SILVA MARÃES, Dra. - FCE / UNB
(EXAMINADORA INTERNA)


CÍCILIA RAQUEL MAIA LEITE, Dra. – UERN
(EXAMINADORA EXTERNA)

BRASÍLIA, 04 DE JULHO DE 2016

FICHA CATALOGRÁFICA

KENNYA RESENDE MENDONÇA

ANÁLISE DE DESEMPENHO DE FILTRAGEM BIOMECÂNICA DERIVADA DE BIOMATERIAL LÁTEX APLICADA EM SISTEMA DE AQUISIÇÃO, EXIBIÇÃO E ANÁLISE DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS, [Distrito Federal] 2016.

170.p., 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestre, Engenharia Biomédica, 2016).
Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade Gama. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

- | | |
|-------------------------|---------------------|
| 1. ELETROMIOGRAFIA | 2. SINAIS DE RUÍDO |
| 3. BIOMATERIAL LÁTEX | 4. FILTRAGEM FÍSICA |
| 5. TECNOLOGIA ASSISTIVA | |

I. FGA UnB Gama/ UnB. II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

MENDONÇA, K. R. (2016). ANÁLISE DE DESEMPENHO DE FILTRAGEM BIOMECÂNICA DERIVADA DE BIOMATERIAL LÁTEX APLICADA EM SISTEMA DE AQUISIÇÃO, EXIBIÇÃO E ANÁLISE DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação 049A/2016, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 170.p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: KENNYA RESENDE MENDONÇA.

TÍTULO: ANÁLISE DE DESEMPENHO DE FILTRAGEM BIOMECÂNICA DERIVADA DE BIOMATERIAL LÁTEX APLICADA EM SISTEMA DE AQUISIÇÃO, EXIBIÇÃO E ANÁLISE DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS.

GRAU: Mestre

ANO: 2016

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

2016

RUA MIRANDA DE CARVALHO, Nº 1281, CENTRO.

CEP: 75.800-036 Jataí, GO – Brasil.

DEDICATÓRIA

Para meus pais, irmãos e noivo, com amor.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente à Deus, pelo dom da vida, por todas as bênçãos e graças recebidas e por tudo que conquistei até aqui.

Agradeço aos meus amados pais Delimar Pereira Mendonça e Elda Mara de Resende Mendonça, e aos meus queridos irmãos Nayara e Henrique, que sempre estiveram ao meu lado e me deram força para vencer todos os obstáculos de minha caminhada. Agradeço aos meus avós pela preocupação e incentivo. Agradeço à toda a minha família, que sempre foi o alicerce da minha vida.

Agradeço ao meu noivo e companheiro de vida, Tales Eduardo Carrijo Fraga, que sempre esteve ao meu lado, me apoiando e me incentivando nos momentos mais difíceis desta jornada e compartilhando minhas vitórias.

Meus sinceros agradecimentos à minha orientadora Prof^ª. Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa e ao meu coorientador Prof. Dr. Cristiano Jacques Miosso Rodrigues Mendes. Sou imensamente grata por todos os ensinamentos, pelas contribuições profissionais e pessoais, pela paciência, dedicação e pelo incentivo e respeito durante o desenvolvimento deste trabalho. Sou grata por não terem medido esforços para me apoiar. Foi uma oportunidade ímpar conviver e trabalhar com essas duas pessoas que admiro muito, e que são excelentes profissionais e servem de exemplo para mim.

A todos os professores do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade de Brasília por todo apoio e conhecimentos transferidos nas disciplinas ministradas ao longo do curso. Agradeço também aos demais servidores que se dedicam para manter a qualidade deste programa.

Aos membros convidados da banca, Prof^ª. Dra. Vera Regina Fernandes da Silva Marães e Prof^ª. Dra. Cicilia Raquel Maia Leite, por aceitarem o convite e por todas as contribuições apresentadas, fazendo enriquecer o trabalho desenvolvido.

Aos colegas do Laboratório de Engenharia e Biomaterial (BioEngLab) e Laboratório de Engenharia & Inovação (LEI) da UnB, em especial aos amigos Alexandre Ribas e Tiago Martins; e a todos os membros do Grupo de Pesquisa sobre a Saúde de Amputados Transfemorais (GPSAT) da UnB/FCE, em especial à Prof^ª. Vera Regina, à Camila Cadena e à amiga Thanyze Zoccoli, por todo o auxílio e apoio no desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço à comunidade acadêmica do Instituto Federal de Goiás (IFG), Câmpus Jataí, por todo o apoio e incentivo para a conclusão desta pós-graduação. De modo especial, agradeço aos docentes e alunos dos cursos de Bacharelado em Engenharia Elétrica e Técnico Intergrado em Eletrotécnica pela compreensão, incentivo e paciência.

Agradeço a todos os meus amigos e amigas, de modo especial aos primos/irmãos Waisten e Juliana, por sempre estarem presentes em minha vida, e aos BBF's e à amiga Aline Souza Rocha por todos os momentos compartilhados.

Enfim, agradeço a todos aqueles que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho, e agradeço a todos os meus familiares, amigos e colegas; sem vocês, a vida não teria nenhuma graça.

“Feliz aquele que transfere o que sabe e aprende o que ensina”.

Cora Coralina.

RESUMO

ANÁLISE DE DESEMPENHO DE FILTRAGEM BIOMECÂNICA DERIVADA DE BIOMATERIAL LÁTEX APLICADA EM SISTEMA DE AQUISIÇÃO, EXIBIÇÃO E ANÁLISE DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS

Autor: KENNYA RESENDE MENDONÇA

Orientadora: Prof^a. Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Coorientador: Prof. Dr. Cristiano Jacques Miosso Rodrigues Mendes

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Brasília, Julho de 2016.

A eletromiografia (EMG) é uma técnica utilizada para registrar e avaliar o sinal bioelétrico coletado no músculo esquelético humano. Tem sido largamente utilizada no estudo do movimento humano, sendo aplicada na medicina esportiva e ocupacional, em rotinas fisioterapêuticas, em pesquisas relacionadas ao sistema neuromuscular e para gerar comandos de controle em equipamentos para a reabilitação, como em próteses robóticas e em interfaces homem-máquina. No entanto, sinais de EMG ruidosos são os principais obstáculos a serem superados a fim de se conseguir um melhor desempenho nestas aplicações. O sinal de eletromiografia de superfície (EMGS) pode ser contaminado por vários sinais de ruído ou artefatos que se originam na interface pele-eletrodo, na eletrônica que amplifica os sinais, e em fontes externas. Estes componentes de ruído contaminam o sinal de EMGS e podem gerar interpretações errôneas do mesmo. Vários métodos de eliminação de ruídos têm sido propostos, no entanto, ainda há muitas dificuldades para que o ruído seja mitigado. O presente trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema de aquisição, exibição e análise de sinais eletromiográficos de superfície, caracterizado pela utilização de um filtro biomecânico derivado de biomaterial látex no processo de aquisição do sinal de EMGS, visando a diminuição de ruídos de artefato de movimento e de ruídos eletroquímicos que podem afetar a qualidade do sinal captado. O biomaterial látex, extraído da seringueira (*Hervea brasiliensis*) é uma secreção de aspecto esbranquiçado utilizado como biomaterial em dispositivos médicos e que se destaca por seu baixo custo e biocompatibilidade, além de ser natural e ter procedência nacional. O sistema desenvolvido é composto por três módulos principais: o módulo de aquisição, caracterizado pela utilização de eletrodos de superfície envoltos por uma malha de biomaterial látex (filtro físico); o módulo de *hardware*, responsável pelo condicionamento, digitalização e armazenamento do sinal captado; e o módulo de *software*, responsável pela exibição gráfica do sinal na tela do computador, bem como seu processamento e análise. Durante o desenvolvimento do sistema, a frequência de amostragem, foi um importante fator observado, estando relacionada com a qualidade do sinal coletado. Foram realizados testes e coletas de sinais de EMGS em voluntários para verificação do funcionamento e da eficiência do sistema desenvolvido e do desempenho da filtragem física.

Palavras-chaves: Eletromiografia, sinais de ruído, biomaterial látex, filtragem física e tecnologia assistiva.

ABSTRACT

PERFORMANCE ANALYSIS OF LATEX BIOMATERIAL-DERIVED BIOMECHANICAL FILTRATION APPLIED IN A SYSTEM FOR ACQUISITION, EXHIBITION AND ANALYSIS OF ELECTROMYOGRAPHY SIGNALS

Author: KENNYA RESENDE MENDONÇA

Supervisor: Prof^ª. Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Co-supervisor: Prof. Dr. Cristiano Jacques Miosso Rodrigues Mendes

Post-Graduation Program in Biomedical Engineering

Brasília, July 2016.

Electromyography (EMG) is a technique used for recording and evaluating the bioelectric signal produced by human skeletal muscles. It has been widely used in the study of human movement, being applied in sports and occupational medicine, as well as in physical therapy routines, in researches related to the neuromuscular system and to generate control commands for rehabilitation equipments, such as robotic prostheses and man-machine interfaces. However, noisy electromyography signals are the main obstacles to be overcome in order to achieve improved performance in the above mentioned applications. Surface EMG signals can be contaminated by various artifacts or noise signals that originate from skin-electrode interface, from electronics that amplify the signals, and from external sources. Such noise components contaminate the surface EMG signal and can generate its wrongful interpretation. Numerous noise elimination methods have been proposed, however, many difficulties still exist for noises to be mitigated. This paper presents the development of a system for acquisition, exhibition and analysis of surface electromyography signals characterized by the use of a biomechanical filter, derived from latex biomaterial, in the process of surface EMG signal acquisition. This method has the objective of reducing noises of movement artifacts and electrochemical noises that can affect the quality of the captured signal. Latex, extracted from rubber trees (*Hevea brasiliensis*), is a secretion of milky aspect that is used as a biomaterial in medical devices and that stands out for its low costs and biocompatibility, in addition to being natural and found on Brazilian territory. The system that was developed is composed by three main modules: the acquisition module, which consists in the use of surface electrodes wrapped in a mesh of biomaterial latex (physical filter); the hardware module, responsible for the conditioning, digitization and storage of the captured signal; and the software module, responsible for the graphic exhibition of the signal on the computer screen, as well as its processing and analysis. During the development of the system, the frequency of sampling was an important factor that was observed, as it is related to the quality of the captured signal. Tests and gathering of surface EMG signals were carried out on volunteers, so that the running and efficiency of the developed system and the performance of the physical filtering could be verified.

Key-words: Electromyography, noise signals, biomaterial latex, physical filtration and assistive technology.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	22
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA.....	22
1.2 OBJETIVOS	26
1.2.1 Objetivo geral.....	26
1.2.2 Objetivos específicos	26
1.3 REVISÃO DA LITERATURA.....	27
1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	29
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	30
2.1 A ELETROMIOGRAFIA.....	30
2.1.1 Aspectos Históricos.....	30
2.1.2 Aplicações	35
2.2 ELEMENTOS DA ANATOMIA E FISIOLOGIA PARA A EMG	36
2.3 O SINAL ELETROMIOGRÁFICO	45
2.4 AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DO SINAL DE EMG.....	48
2.4.1 Eletrodos.....	44
2.4.2 Amplificação do Sinal.....	53
2.4.3 Filtragem	56
2.4.4 Frequência de Amostragem.....	59
2.4.5 Conversão Analógico/Digital.....	60
2.4.6 Análise de sinais de EMG	61
2.4.6.1 Parâmetros no domínio do tempo	61
2.4.6.2 Parâmetros no domínio da frequência.....	62
2.5 SINAL DE EMGS E RUÍDOS	64
2.5.1 Ruído interno.....	66
2.5.2 Instabilidade inerente do sinal.....	67
2.5.3 Crosstalk.....	67
2.5.4 Artefatos de eletrocardiograma (ECG)	67
2.5.5 Ruído inerente aos componentes eletrônicos	67
2.5.6 Ruído ambiente (ruído eletromagnético).....	68
2.5.7 Ruído eletroquímico.....	68
2.5.8 Artefatos de movimento	70

2.6 BIOMATERIAIS	71
2.7 BIOMATERIAL LÁTEX	75
3 METODOLOGIA	79
3.1 SISTEMA DE AQUISIÇÃO, EXIBIÇÃO E ANÁLISE DE SINAIS DE EMGS COM FILTRAGEM FÍSICA	79
3.1.1 Módulo 1: Aquisição	81
3.1.1.1 Eletrodos	81
3.1.1.2 Malha derivada de biomaterial látex	82
3.1.2 Módulo 2: Hardware	85
3.1.2.1 Circuito eletrônico.....	86
3.1.2.2 Circuito microcontrolado	91
3.1.3 Módulo 3: Software	93
3.2 COLETA DE SINAIS DE EMGS	95
3.3 ANÁLISE DE DESEMPENHO DA FILTRAGEM BIOMECÂNICA DERIVADA DE BIOMATERIAL LÁTEX.....	101
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	103
4.1 SISTEMA DE AQUISIÇÃO, EXIBIÇÃO E ANÁLISE DE SINAIS DE EMGS COM FILTRAGEM FÍSICA	104
4.1.1 Módulo de Hardware	104
4.1.1.1 Módulo de circuito eletrônico	108
4.1.1.2 Módulo de circuito microcontrolado.....	111
4.1.2 Módulo de Software.....	118
4.1.3 Malha de Biomaterial Látex	123
4.2 TESTES E COLETA DE SINAIS	124
4.2.1 Grupo de voluntários com amputação	125
4.2.2 Grupo de voluntários sem amputação.....	128
4.3 FILTRAGEM FÍSICA: ANÁLISE DE DESEMPENHO	131
5 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS.....	139
5.1 TRABALHOS FUTUROS	141
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	143
ANEXOS	150
ANEXO A – SISTEMA MUSCULAR	151
ANEXO B – ESQUEMA ELÉTRICO DO CIRCUITO ELETRÔNICO	153
ANEXO C – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA.....	154

ANEXO D – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	155
ANEXO E – PUBLICAÇÕES.....	159
APÊNDICES	167
APÊNDICE A – ESQUEMA ELÉTRICO DO CIRCUITO MICROCONTROLADO	168
APÊNDICE B – CÓDIGO PARA MICROCONTROLADOR	169

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1: Requisitos mínimos para amplificador de EMG de superfície.....	56
Tabela 2.2: Aplicações clínicas dos biomateriais.....	74

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1: (A) Eletromiógrafo analógico modelo DISA 13A67; (B) Eletromiógrafo digital modelo Medelec MS6.....	33
Figura 2.2: Sistema de EMG Delsys, modelo <i>Trigno™ Wireless</i>	34
Figura 2.3: Áreas de aplicação da EMG.....	35
Figura 2.4: Os três tipos de músculos do corpo humano: (a) músculo esquelético, (b) músculo cardíaco, e (c) músculo liso.....	37
Figura 2.5: Organização da unidade motora do músculo esquelético. Cada neurônio motor inerva um número variável de fibras musculares.....	39
Figura 2.6: Esquema de uma junção neuromuscular, ou placa motora.....	40
Figura 2.7: Alterações que ocorrem na membrana durante o potencial de ação: processos de despolarização e repolarização de membrana.....	42
Figura 2.8: Gráfico do potencial de ação caracterizado pelas suas três fases distintas: repouso, despolarização e repolarização.....	42
Figura 2.9: Geração do potencial de ação de uma unidade motora (MUAP) composta por n fibras musculares.....	43
Figura 2.10: Representação esquemática da geração do sinal eletromiográfico de um músculo, a partir do somatório dos trens de MUAPs das n unidades motoras ativas desse músculo.....	46
Figura 2.11: Exemplos de sinais de EMG.....	47
Figura 2.12: Eletrodos de EMG – (A) de agulha, (B) de fio fino e (C) de superfície.....	50
Figura 2.13: Amplificador diferencial.....	53
Figura 2.14: Amplificador de instrumentação (INA).....	55
Figura 2.15: Filtro passa baixa de primeira ordem.....	59
Figura 2.16: Filtro passa alta de primeira ordem.....	59
Figura 2.17: Gráfico representativo do PSD de um sinal eletromiográfico de superfície...	64
Figura 2.18: Alguns elementos que influenciam o sinal de EMGS: (1) o diâmetro da fibra muscular, (2) o número de fibras musculares, (3) a interface pele-eletrodo, (4) o condicionamento do sinal, (5) o número de unidades motoras ativas, (6) o tecido, (7) a distância entre a superfície da pele e as fibras musculares, (8) a velocidade de condução, (9) o fluxo sanguíneo no músculo, (10) a distância intereletrodos, (11) a relação tipo de fibra e sua localização, (12) taxa de disparo das unidades motoras.....	65
Figura 2.19: Diagrama esquemático de eletrodos colocados sobre a pele.....	69

Figura 2.20: Processo de extração do látex natural da seringueira.....	76
Figura 3.1: Esquema geral do sistema desenvolvido neste trabalho	80
Figura 3.2: Eletrodo passivo do tipo Beckman (Ag/AgCl) utilizado para a captação do sinal mioelétrico neste trabalho. (A) Parte externa do eletrodo, em que o cabo do circuito eletrônico é conectado à parte metálica do eletrodo; (B) Parte interna do eletrodo, que fica em contato com a superfície da pele, caracterizada por uma superfície adesiva, pelo eletrólito (gel) e pelo metal do eletrodo. Caracteriza a interface metal-eletrólito-pele.....	81
Figura 3.3: Materiais utilizados para confecção da malha de látex, observando-se a placa de vidro (7) utilizada como molde para a malha	83
Figura 3.4: Exemplo de malha confeccionada a partir de biomaterial látex, com papel filme para proteção.....	84
Figura 3.5: Malha de látex envolvendo os eletrodos de superfície posicionados no bíceps braquial de voluntária, com o intuito de garantir que não haja movimentação na conexão entre os cabos e os eletrodos e na interface pele-eletrólito, auxiliando na redução de interferência causada por artefatos de movimento e por ruídos eletroquímicos	85
Figura 3.6: Diagrama do amplificador de instrumentação INA128P. Entre os pinos 1 e 8, ajusta-se o ganho pelo valor do resistor RG. A alimentação simétrica se dá pelos pinos 4 e 7, e a referência pelo pino 5. Os pinos 2 e 3 são as entradas inversora e não inversora respectivamente, nas quais o par de eletrodos do módulo de aquisição são ligados. No pino 6 tem-se o sinal de saída do circuito integrado.....	87
Figura 3.7: Conexões dos eletrodos (E1 e E2) em relação ao amplificador de instrumentação (INA128P). O resistor R1 conectado aos pinos 1 e 8 define o ganho da saída A do amplificador.....	88
Figura 3.8: Esquemático do filtro passa alta com frequência de corte de 17 Hz e do filtro passa baixa com frequência de corte de 483 Hz.....	89
Figura 3.9: Circuito amplificador com ganho e saída invertida, proporcionando em sua saída um sinal com as características necessárias para a conversão A/D.....	90
Figura 3.10: Circuito para ajuste da tensão de offset	91
Figura 3.11: Visão geral das telas que compõem a interface gráfica do <i>software</i> do sistema	93
Figura 3.12: Fluxograma que descreve as principais instruções a serem seguidas para preparo do voluntário, recomendadas pelo protocolo SENIAM	99

Figura 3.13: Utilização da malha de biomaterial látex em: a) envolvendo os eletrodos posicionados sob o coto do voluntário (membro inferior direito); b) envolvendo os eletrodos posicionados sob a perna (esquerda) do voluntário	100
Figura 3.14: Exemplo de teste de aquisição de sinais de EMGS seguindo o protocolo descrito. No primeiro momento (A) a aquisição do sinal de EMGS é realizada no bíceps do voluntário sem o uso da malha de látex; e, no segundo momento (B) a aquisição do sinal de EMGS é realizada no mesmo músculo do voluntário com o uso da malha de látex.....	102
Figura 4.1: Módulo de <i>hardware</i> do sistema desenvolvido. O módulo inferior é pelo circuito eletrônico, responsável pela amplificação, filtragem e condicionamento do sinal bioelétrico captado pelos eletrodos; e o módulo superior é caracterizado pelo circuito microcontrolado, sendo responsável pela conversão A/D e pelo armazenamento dos dados em um cartão de memória	105
Figura 4.2: 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 circuito eletrônico e módulo de circuito microcontrolado.....	106
Figura 4.3: Sinal de EMGS captado no bíceps do braço direito de um voluntário em repouso com iluminação do ambiente ligada (lado esquerdo) e desligada (lado direito)..	108
Figura 4.4: Processo de desenvolvimento do módulo de circuito eletrônico para amplificação, filtragem e condicionamento dos sinais. a) Posicionamento das oito PCI's (uma para cada canal) dentro do gabinete; b) Realização das ligações internas; c) Teste do módulo em osciloscópio; d) Módulos de circuito eletrônico de oito canais cada finalizado	109
Figura 4.5: No sinal em amarelo foi utilizada filtragem com AMP-OP indicado para filtros de sinais eletromiográficos, o OPA2604 fabricado pela <i>Texas Instruments</i> ; e o sinal em azul é do circuito implementado com o TL074.....	110
Figura 4.6: Fluxograma que representa a lógica de controle utilizada na primeira versão de programa.....	113
Figura 4.7: Fluxograma que representa a lógica de controle utilizada na segunda versão de programa.....	114
Figura 4.8: Fluxograma que representa a lógica de controle utilizada na terceira versão de programa.....	115
Figura 4.9: Sinal de EMGS coletado utilizando-se a lógica de controle da primeira versão. A frequência de amostragem (F_s) foi de 56 Hz.....	116

Figura 4.10: Sinal de EMGS coletado utilizando-se a lógica de controle da segunda versão. A frequência de amostragem (Fs) foi de 772 Hz.....	117
Figura 4.11: Sinal de EMGS coletado utilizando-se a lógica de controle da terceira versão. A frequência de amostragem (Fs) foi de 1,7 kHz.....	117
Figura 4.12: Sinal de EMGS do canal 4 coletado utilizando-se a lógica de controle da segunda versão e quatro canais. A frequência de amostragem (Fs) foi de 300 Hz	118
Figura 4.13: Sinal de EMGS do canal 1 coletado utilizando-se a lógica de controle da segunda versão e apenas um canal. A frequência de amostragem (Fs) foi de 772 Hz.....	118
Figura 4.14: Tela inicial do Software de Exibição e Análise de Sinais Eletromiográficos desenvolvido neste trabalho.....	119
Figura 4.15: Tela inicial do modo de Exibição de Sinal EMG.....	120
Figura 4.16: Tela inicial de seleção do sinal do modo de Exibição de Sinal EMG	120
Figura 4.17: Exibição de um sinal de EMGS de quatro canais	121
Figura 4.18: Exibição de um sinal de EMGS de somente um canal	122
Figura 4.19: Zoom aplicado no intervalo de 84s a 98s do sinal exibido na Figura 4.18... ..	122
Figura 4.20: Tela de seleção de parâmetros a serem analisados pelo <i>software</i> desenvolvido	123
Figura 4.21: Malha confeccionada em biomaterial látex, com dimensão de 75 x 18 cm..	123
Figura 4.22: Voluntário amputado durante coleta de dados.....	126
Figura 4.23: Exibição de sinais captados no teste com voluntário amputado da Figura 4.22	126
Figura 4.24: (A) Voluntário amputado durante coleta de dados; e (B) detalhe da prótese do voluntário durante a realização da pedalada.....	127
Figura 4.25: (A) Posicionamento dos eletrodos no músculo VL da perna direita; e (B) malha de látex que revestiu o coto do voluntário após a coleta de dados	127
Figura 4.26: Exibição de sinais captados no teste com voluntário amputado da Figura 4.24	128
Figura 4.27: Exibição do sinal de EMGS coletado no bíceps direito de voluntária sem amputação.....	129
Figura 4.28-A: <i>Zoom</i> aplicado no intervalo de 10s a 35s do sinal exibido na Figura 4.27, para melhor visualizadas das contrações leves.....	130
Figura 4.28-B: <i>Zoom</i> aplicado no intervalo de 37s a 50s do sinal exibido na Figura 4.27, para melhor visualizadas das contrações de força média	130

Figura 4.29: Teste de desempenho de malha de látex como filtragem física. Momento I – sinal captado sem o uso da malha de látex	132
Figura 4.30: Teste de desempenho de malha de látex como filtragem física. Momento II – sinal captado com o uso da malha de látex.....	132
Figura 4.31: Período do músculo em repouso – sinal captado sem o uso da malha de látex	133
Figura 4.32: Período do músculo em repouso – sinal captado com o uso da malha de látex	133
Figura 4.33: Período de contrações fracas – sinal captado sem o uso da malha de látex..	134
Figura 4.34: Período de contrações fracas – sinal captado com o uso da malha de látex .	134
Figura 4.35: Período de contrações fortes – sinal captado sem o uso da malha de látex ..	135
Figura 4.36: Período de contrações fortes – sinal captado com o uso da malha de látex..	135
Figura 4.37: Período de geração de artefatos – sinal captado sem o uso da malha de látex	136
Figura 4.38: Período de geração de artefatos – sinal captado com o uso da malha de látex	136
Figura 4.39: Sinal captado sem o uso da malha de látex – Voluntária 2.....	137
Figura 4.40: Contração forte – sinal captado com o uso da malha de látex	137
Figura A-1: Principais músculos do corpo humano, vista anterior	151
Figura A-2: Principais músculos do corpo humano, vista posterior.....	152

LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES

a.C. – antes de Cristo

ACh – Acetilcolina

A/D – Analógico/Digital

Ag/AgCl – prata/cloreto de prata

AMP-OP – Amplificador Operacional

ARV – *Average Rectified Value* (Valor Médio Retificado)

BBFs – *Big Best Friends* (Grandes Melhores Amigos)

BCE – Biblioteca Central

BF – Bíceps Femoral

BioEngLab – Laboratório de Engenharia e Biomaterial

BIREME – Centro Latino-Americano e do Caribe de Informação em Ciências da Saúde

CA – Corrente Alternada

CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior

CBEB – Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica

CC – Corrente Contínua

CMRR – *Common Mode Rejection Ratio* (Razão de Rejeição de Modo Comum)

CNPq – Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico

CS – referente a *SS (Slave Select)*

ECG – Eletrocardiograma

EMG – Eletromiografia

EMGS – Eletromiografia de Superfície

FAPESP – Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo

FCE – Faculdade de Ceilândia

FFT – *Fast Fourier Transform* (Transformada Rápida de Fourier)

FGA – Faculdade do Gama

FPM – Frequência de Potência Média

FPMd – Frequência de Potência Mediana

Fs – Frequência de amostragem

GPSAT – Grupo de Pesquisa sobre a Saúde de Amputados Transfemorais

GUI – *Graphical User Interface* (Interface Gráfica com o Usuário)

GUIDE – *Graphical User Interface Development Environment* (Ambiente de Desenvolvimento de Interfaces Gráficas com o Usuário)

IDE – *Integrated Development Environment* (Ambiente Integrado de Desenvolvimento)

IEEE – *Institute of Electrical and Electronics Engineers* (Instituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos)

IFG – Instituto Federal de Goiás

INA – *Instrumentation Amplifier* (Amplificador de Instrumentação)

LEI – Laboratório de Engenharia & Inovação

MATLAB – *Matrix Laboratory* (Laboratório de Matrizes)

MISO – *Master In Slave Out*

MOSI – *Master Out Slave In*

MU – *Motor Unit* (Unidade Motora)

MUAP – *Motor Unit Action Potential* (Potencial de Ação da Unidade Motora)

MUAPT – *Motor Unit Action Potential Train* (Trem de Potencial de Ação da Unidade Motora)

NCBI – *National Center for Biotechnology Information* (Centro Nacional de Informação Biotecnológica)

NLM – *National Library of Medicine* (Biblioteca Nacional de Medicina)

PA – Potencial de Ação

PCI – Placa de Circuito Impresso

PMMA – Polimetilmetacrilato

PSD – *Power Spectral Density* (Densidade Espectral de Energia)

PTFE – Politetrafluoretileno

RGB – *Red-Green-Blue* (Vermelho-Verde-Azul)

RMS – Root Mean Square (Valor Médio Quadrático)

RPM – Rotações Por Minuto

SciELO – *Scientific Electronic Library Online* (Biblioteca Científica Eletrônica em Linha)

SCK – *System Clock*

SD – *Secure Digital*

SENIAM – *Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscle* (Eletromiografia de Superfície para Avaliação Não invasiva de Músculos)

SNC – Sistema Nervoso Central

SPI – *Serial Peripheral Interface*

TA – Tecnologia Assistiva

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

UnB – Universidade de Brasília

USB – *Universal Serial Bus* (Porta Serial Universal)

VCC – Tensão Corrente Contínua

VL – Vasto Lateral

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

A eletromiografia (EMG) é uma ferramenta utilizada para registrar e avaliar a atividade elétrica produzida pelos músculos do corpo humano (JAMAL, 2012). Essa atividade elétrica, gerada pela despolarização das células musculares durante uma contração muscular (NAJARIAN; SPLINTER, 2012), se manifesta como um potencial de ação da unidade motora (MUAP, da sigla em inglês, *Motor Unit Action Potential*) que é registrado e exibido graficamente como um sinal eletromiográfico (PORTNEY; ROY; ECHTERNACH, 2010).

O sinal eletromiográfico pode, portanto, ser definido como o sinal elétrico dos músculos, sendo controlado pelo sistema nervoso e produzido durante o processo de contração muscular, representando a atividade elétrica das unidades motoras e as propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos (CHOWDHURY *et al.*, 2013).

A EMG tem sido aplicada em diferentes áreas, sendo utilizada por diversos profissionais da área da saúde, como médicos, educadores físicos, fisioterapeutas, dentistas e fonoaudiólogos, além de ser uma ferramenta importante no estudo do movimento humano e em pesquisas relacionadas ao sistema neuromuscular. Essa técnica permite ainda a realização de análises clínicas e biomédicas, de estudos e análises da fadiga muscular, de distúrbios do movimento, além de ser aplicada em rotinas terapêuticas e em diagnósticos, em treinamentos esportivos, no controle de próteses e dispositivos para reabilitação, em interações homem/máquina, e entre outras.

A aquisição do sinal eletromiográfico é feita a partir do uso de eletrodos, que convertem o sinal bioelétrico, gerado pela despolarização das fibras musculares, em um potencial elétrico capaz de ser amplificado e processado (PORTNEY; ROY; ECHTERNACH, 2010). Um sinal de EMG típico geralmente apresenta amplitudes na ordem de microvolts ou milivolts, sendo, portanto, necessário a utilização de um circuito de amplificação para que o sinal possa ser melhor visualizado e analisado.

Assim, para se realizar um registro eletromiográfico, é necessário um sistema que englobe três fases: uma fase de entrada, que inclui os eletrodos para a captação dos potenciais elétricos do músculo em contração; uma fase de processamento, durante a qual o pequeno sinal elétrico é amplificado; e uma fase de saída, na qual o sinal elétrico é

convertido em sinais visuais e/ou auditivos, de modo que possam ser visualizados e analisados no *software* de exibição e/ou análise do sinal eletromiográfico (FEODRIPPE *et al.*, 2012).

Na fase de aquisição, para a captura dos potenciais mioelétricos, utilizam-se eletrodos de superfície (não invasivos) ou eletrodos de agulha (invasivos). A utilização de eletrodos invasivos caracteriza a chamada eletromiografia intramuscular, enquanto a utilização de eletrodos não invasivos caracteriza a denominada eletromiografia de superfície (EMGS), sendo ambas complementares e integradas uma à outra. A eletromiografia intramuscular é mais aceita para aplicações clínicas, porém causa dor e desconforto ao paciente. Já a EMGS, empregada neste trabalho, tem maior aplicação em ramos como *biofeedback*, controle de próteses, ergonomia, medicina ocupacional e do esporte e análise de movimento. Essa versatilidade se deve ao fato de que a EMGS permite o acesso frequente e indolor às funções neuromusculares (COSTA, 2008).

No entanto, o sinal de EMGS pode ser contaminado por sinais de ruído ou artefatos, que se originam na interface pele-eletrodo, na eletrônica que amplifica os sinais, em fontes externas, em artefatos de movimento, na radiação eletromagnética (rádio, televisão, celular, lâmpadas fluorescentes), na rede elétrica (60 Hz e harmônicas), no movimento dos cabos e eletrodos, e entre outros (DE LUCA *et al.*, 2010; FORTI, 2005).

O sinal de EMGS, portanto, contém o sinal que se origina no músculo (sinal mioelétrico) e componentes de ruídos que contaminam o sinal e podem gerar interpretações errôneas do mesmo, principalmente quando o sinal é obtido durante contrações dinâmicas e quando ele é destinado a fornecer informações sobre a fisiologia e anatomia dos músculos (DE LUCA *et al.*, 2010).

Assim, a identidade real de um sinal eletromiográfico que origina de um músculo é perdida devido a uma mistura de diferentes sinais de ruídos e artefatos. As propriedades do sinal de EMGS dependem da estrutura interna do indivíduo, incluindo a formação da pele, a velocidade do fluxo sanguíneo, a temperatura da pele no local da medição, a estrutura dos tecidos (músculo, gordura, etc.), o local da medição, entre outros. Estes atributos produzem diferentes tipos de sinais de ruídos que podem ser encontrados dentro do sinal de EMGS. Isto pode ter um efeito no resultado de extração de características e, conseqüentemente, afetar o diagnóstico do sinal (CHOWDHURY *et al.*, 2013).

O sinal eletromiográfico registrado através de um sistema de aquisição apropriado é processado posteriormente para a extração de variáveis a serem analisadas no domínio do tempo (raiz quadrada da média e valor retificado proporcional, por exemplo) ou no domínio da frequência (frequência média e frequência mediana, por exemplo) (ALVES, 2013; ALVIM, 2012). Sendo assim, um sinal de EMG muito ruidoso pode alterar os valores destas variáveis, influenciando no diagnóstico e na interpretação do sinal de EMG.

Existem diversas fontes, intrínsecas e extrínsecas, de ruídos de baixa frequência que podem contaminar o sinal de EMGS. São exemplos de fontes de ruído extrínsecas, o ruído da fonte de alimentação e os artefatos de movimento dos cabos; e são exemplos de fontes de ruído intrínsecas a eletrônica do sistema de amplificação (ruído térmico) e a interface pele-eletrodo (ruído eletroquímico). Em conjunto, estas fontes de ruído formam o ruído de linha de base que é detectado sempre que um sensor é ligado à pele. Outra fonte de ruído são os artefatos de movimento, que também tem origem na interface pele-eletrodo, e são gerados quando ocorre movimento muscular sob a pele e quando ocorre movimentação na interface pele-eletrodo (DE LUCA *et al.*, 2010).

Vários métodos de eliminação de ruídos têm sido propostos, no entanto, ainda há muitas dificuldades para que o ruído seja mitigado. Muitos pesquisadores têm utilizado diferentes tipos de metodologias avançadas para a análise do sinal de EMG, incluindo o desenvolvimento de filtros eletrônicos e diferentes tipos de técnicas de processamento para cancelar esses ruídos. A utilização adequada destas técnicas pode aumentar a qualidade do sinal de EMG coletado (CHOWDHURY *et al.*, 2013).

Diante do exposto, o presente trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema de aquisição, exibição e análise de sinais eletromiográficos de superfície, caracterizado pela utilização de um filtro biomecânico derivado de biomaterial látex no processo de aquisição do sinal de EMGS, visando a diminuição de ruídos de artefato de movimento e de ruídos eletroquímicos que podem afetar a qualidade do sinal captado, podendo causar interpretações errôneas do mesmo.

Um biomaterial pode ser definido como qualquer material utilizado para produzir dispositivos para substituir uma parte ou uma função do corpo de uma maneira segura, confiável, econômica e fisiologicamente aceitável. É caracterizado por ser um material sintético utilizado para substituir parte de um sistema vivo ou para funcionar em contato íntimo com tecido vivo (PARK; LAKES, 2007).

Os biomateriais têm sido utilizados para várias aplicações, tais como substituição de articulações, placas ósseas, cimento ósseo, ligamentos e tendões artificiais, implantes dentários, prótese de vasos sanguíneos, válvulas cardíacas, tecido artificial, lentes de contato, implantes mamários, entre outras (NASSAR *et al.*, 2011).

As principais características dos biomateriais são biocompatibilidade, não ser tóxico nem carcinogênico, apresentar bioestabilidade, propriedades mecânicas adequadas, peso e densidade adequados, ter custo relativamente baixo, ser reproduzível e de fácil fabricação (AGOSTINI, 2009).

Dentre as características, a biocompatibilidade é uma das mais importantes, pois a biofuncionalidade do material só poderá se manifestar caso haja biocompatibilidade (REIS, 2013). Um biomaterial é biocompatível quando não causa dano algum; quando não faz mal ao paciente. No contexto de um biomaterial implantado em um paciente, significa que o material implantado não deve causar uma reação inflamatória crônica nem uma reação imunológica. Assim, a biocompatibilidade pode ser definida como a capacidade de um material ser compatível com um tecido vivo e ter uma reação apropriada do hospedeiro em uma aplicação específica (HOLLINGER, 2012).

O biomaterial látex, utilizado neste trabalho, é uma secreção de aspecto esbranquiçado utilizado como biomaterial em dispositivos médicos. É produzido a partir do látex natural da seringueira *Hevea brasiliensis*, e destaca-se, principalmente, por seu baixo custo, durabilidade, biocompatibilidade, hipoalergenicidade (baixo potencial para causar alergias), elasticidade, fácil aquisição e manipulação e por não apresentar risco na transmissão de patógenos (REIS, 2013; ROSA *et al.*, 2015). Por ser natural, ter procedência nacional e ser de fácil obtenção e manipulação, o biomaterial látex pode ser produzido com baixo custo e ser aplicado em diferentes situações.

O biomaterial látex vem sendo testado no homem como material indutor da neoformação tecidual, tendo sido aplicado em pacientes com úlceras crônicas dos membros inferiores e meringoplastias, além de ter sido aplicado em palmilhas, para tratamento do pé diabético com ou sem úlceras (RIBAS, 2015).

Neste trabalho, tem-se a utilização do biomaterial látex como um filtro físico biomecânico, sendo aplicado na fase de aquisição do sinal de EMGS, envolvendo os eletrodos de superfície e garantindo, assim, uma melhor fixação dos mesmos no músculo a fim de se reduzir ruídos de artefatos de movimento e ruídos eletroquímicos, diminuindo

assim, a carga computacional (técnicas de processamento) e de *hardware* (filtros eletrônicos) que seriam utilizadas para a eliminação destes ruídos e, conseqüentemente, diminuindo os custos do sistema desenvolvido.

O sistema de aquisição, exibição e análise de sinais de EMGS desenvolvido neste trabalho, tem o intuito de popularizar a coleta de sinais de EMGS, facilitando seu uso em diferentes pesquisas, possibilitando, portanto, que a eletromiografia possa ser utilizada em mais aplicações e que se torne mais acessível a pesquisadores e profissionais da área de saúde. Essa característica de baixo custo é importante, pois alguns pesquisadores ainda enfrentam dificuldades para ter acesso a um eletromiógrafo comercial, devido aos altos custos desses equipamentos no mercado.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

Este trabalho tem por objetivo principal o desenvolvimento de um sistema de aquisição, exibição e análise de sinais eletromiográficos de superfície, caracterizado pela utilização de um filtro biomecânico, derivado de biomaterial látex, que seja utilizado na fase de aquisição do sinal de EMGS com o intuito de realizar uma filtragem física no sinal e diminuir, assim, a presença de ruídos, principalmente de artefatos de movimento e eletroquímicos, que podem afetar a qualidade do sinal captado.

1.2.2 Objetivos específicos

- Desenvolver um sistema de aquisição, exibição e análise de sinais de EMGS abordando o conceito de baixo custo;
- Desenvolver uma malha derivada de biomaterial látex para ser utilizada como filtro físico biomecânico na etapa de aquisição do sinal de EMGS;
- Possibilitar uma diminuição das influências de artefatos de movimento e de ruídos eletroquímicos que podem afetar o sinal captado;
- Permitir uma redução da carga computacional (técnicas de processamento) e de *hardware* (filtros eletrônicos) que seriam empregados para eliminação de ruídos, reduzindo os custos de processamento e de placas;
- Permitir que o sistema desenvolvido possa ser utilizado em diferentes pesquisas.

1.3 REVISÃO DA LITERATURA

A pesquisa da base bibliográfica utilizada neste trabalho considerou a busca por livros, teses, monografias e artigos nas seguintes fontes especializadas: PubMed, Portal de Periódicos CAPES e SciELO.

O PubMed é uma base de dados que permite a pesquisa bibliográfica de artigos publicados em revistas de grande circulação da área médica. Ele foi desenvolvido pelo NCBI (*National Center for Biotechnology Information*), sendo mantido pela NLM (*National Library of Medicine*). Foram realizadas pesquisas nesta base de dados com as palavras-chave “*electromyographic signal*” (sinal eletromiográfico) e “*emg noise signal*” (sinal de ruído EMG), que retornaram, respectivamente, 255 e 112 artigos. Em ambas as buscas foram utilizados dois filtros: *5 years* (5 anos) para *Publication dates* (datas de publicação) e *Humans* (Humanos) para *Species* (Espécies). Os artigos que apresentaram interesse para este trabalho foram selecionados observando-se os títulos e os resumos dos artigos resultantes das buscas.

O Portal de Periódicos CAPES é um portal de pesquisas científicas que abrange todas as áreas do conhecimento onde professores, pesquisadores, alunos e funcionários de instituições de ensino superior e de pesquisa em todo o País têm acesso imediato à produção científica mundial atualizada. Nesta base de dados foi realizada uma busca com as palavras-chave “*electromyographic signal*” (sinal eletromiográfico), “*surface electromyography*” (eletromiografia de superfície), “*emg noise signal*” (sinal de ruído EMG) e “*biomaterial látex*”, e que resultou em vários artigos, que foram ordenados por ordem de relevância. Os artigos que apresentaram interesse para este trabalho foram selecionados observando-se os títulos e os resumos dos artigos resultantes da busca.

A *Scientific Electronic Library Online* - SciELO é uma biblioteca eletrônica que abrange uma coleção selecionada de periódicos científicos brasileiros. A SciELO é o resultado de um projeto de pesquisa da FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo), em parceria com a BIREME (Centro Latino-Americano e do Caribe de Informação em Ciências da Saúde), sendo que desde 2002, o Projeto conta com o apoio do CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico). Nesta base de dados foram realizadas buscas utilizando-se as palavras-chave “*eletromiografia*”, “*eletromiografia de superfície*” e “*biomaterial látex*”, o que retornou diversos artigos, que foram selecionados de acordo com o título e com o resumo.

Também foram realizadas buscas por meio eletrônico, que retornaram resultados interessantes relacionados a este trabalho. Essas buscas foram feitas utilizando-se o *Google Scholar* e consultando artigos de revistas, periódicos e *journals* da área biomédica, como os da *Elsevier* e do *IEEE*.

Além das pesquisas em bases de dados relevantes, foram realizadas pesquisas diretamente nas bibliotecas da Universidade de Brasília (UnB), tanto na biblioteca central (BCE) quanto nas bibliotecas das Faculdades de Gama (FGA) e de Ceilândia (FCE). Em seus acervos foram encontrados vários livros e dissertações que foram utilizados no levantamento bibliográfico deste trabalho.

Existem muitos livros sobre a eletromiografia e os sinais de EMG, podendo-se citar os livros *Muscles Alive: Their Function Revealed by Electromyography* de John V. Basmajian e Carlo J. De Luca e *ELECTROMYOGRAPHY: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications* de Roberto Merletti e Philip Parker; além dos livros de Jeffrey R. Cram e Glenn S. Kasman. Para o estudo dos biomateriais, utilizou-se principalmente, os livros *An Introduction to Biomaterials*, editado por Jeffrey Hollinger, *Biomaterials: An Introduction*, de Joon Park e R.S. Lakes, *Biomaterials Science and Engineering*, editado por Rosario Pignatello, e *Biomaterials Science*, editado por Buddy Ratner *et al.*

O resultado de todas estas buscas foi bastante promissor, resultando no estudo de diversos trabalhos, o que permitiu um bom embasamento teórico acerca dos conceitos abordados nesta dissertação.

Foram realizados estudos em trabalhos considerados clássicos na área da eletromiografia, como os trabalhos de Basmajian e De Luca (1985), Merletti e Parker (2004), e Cram e Kasman (2011), além dos diversos trabalhos e artigos publicados por esses autores.

Para o estudo das propriedades fisiológicas dos músculos e das contrações musculares, foram utilizados, principalmente, os clássicos de Guyton e Hall (2006) e de Silverthorn (2010). No estudo dos conceitos acerca da eletromiografia, da eletromiografia de superfície e dos ruídos do sinal de EMG, foram estudados diversos trabalhos, podendo-se citar os trabalhos de Chowdhury *et al.* (2013), Jamal (2012), De Luca *et al.* (2010), Portney, Roy e Echternach (2010), Konrad (2005), entre vários outros. Para o embasamento acerca das recomendações para colocação de eletrodos na EMGS, foram realizados estudos abordando o projeto SENIAM. Para o estudo do biomaterial látex, foram estudados

diversos trabalhos, podendo-se citar os de Rosa *et al.* (2015), Reis (2013), Herculano (2009) e Agostini (2009). Vários outros trabalhos foram estudados, sendo de fundamental importância para o desenvolvimento desta dissertação.

1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Este trabalho está organizado em cinco capítulos, incluindo este primeiro.

No capítulo dois, é apresentada uma visão geral do referencial teórico, objetivando a compreensão dos principais conceitos relacionados à eletromiografia, aos sinais eletromiográficos de superfície, à fisiologia dos músculos e do processo de contração muscular, aos parâmetros do sinal de EMGS e aos ruídos que afetam este sinal, além de trazer uma abordagem dos conceitos e características dos biomateriais, com enfoque no biomaterial látex.

O capítulo três detalha a metodologia utilizada no trabalho. São apresentados os materiais e métodos utilizados para o desenvolvimento do sistema (filtro biomecânico, *hardware* e *software*), bem como a metodologia aplicada na coleta de dados.

O capítulo quatro descreve os resultados obtidos, apresentando o filtro biomecânico produzido, o sistema de aquisição, exibição e análise de sinais de EMGS desenvolvido e os dados obtidos, além de discutir os pontos de maior importância envolvendo o tema desta dissertação.

O capítulo cinco apresenta as conclusões finais do trabalho e apresenta os trabalhos futuros que podem ser desenvolvidos a partir das ideias apresentadas neste documento.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 A ELETROMIOGRAFIA

A eletromiografia (EMG) é uma técnica experimental que envolve a detecção, o registro, a análise e o uso do sinal elétrico que emana dos músculos que se contraem, podendo este sinal ser denominado sinal mioelétrico (DE LUCA, 2006; KONRAD, 2005).

Essa técnica possibilita o registro dos sinais elétricos gerados pelas células musculares, sendo uma representação gráfica da atividade elétrica dos músculos. A atividade elétrica muscular, captada por eletrodos, é registrada pelo eletromiógrafo, onde o seu traçado é denominado eletromiograma (CORREA; COSTA; PINTO, 2012; LIMA; FREITAS; SILVA, 2013).

A EMG tem sido largamente utilizada em diferentes aplicações, sendo uma ferramenta importante no diagnóstico de disfunções neuromusculares e em pesquisas na área clínica e biomédica. Historicamente, a eletromiografia tem sido constantemente influenciada pelo avanço tecnológico e vários pesquisadores têm contribuído para o seu aperfeiçoamento.

2.1.1 Aspectos Históricos

Desde a Antiguidade estudos sobre a musculatura humana já eram realizados. Na Grécia antiga, Aristóteles, baseado em observação e análise geométrica já deduziu o potencial de ação de vários músculos (BLANC; DIMANICO, 2010).

Registros datados do Renascimento demonstravam o interesse técnico pelo estudo dos músculos (MOURA, 2013). Leonardo da Vinci, por exemplo, dedicou-se à análise dos músculos e de suas funções, realizando dissecações e confeccionado atlas da musculatura humana (COSTA, 2008).

A primeira dedução de que um músculo gera potenciais elétricos foi documentada pelo italiano Francesco Redi, em 1666. Ele suspeitou que o choque de um peixe elétrico fosse de origem muscular. Já as primeiras investigações a respeito da relação entre a eletricidade e a contração muscular foram realizadas por Luigi Galvani, que despolarizava pernas de sapo com o toque de varas metálicas, causando contração muscular (ANDRADE, 2007).

Em 1791, Luigi Galvani apresentou seu primeiro relato acerca das propriedades elétricas dos músculos e nervos, afirmando que o músculo esquelético é dotado da

capacidade de contrair e de produzir corrente elétrica. Este fenômeno ocorre tanto quando o músculo é estimulado voluntariamente, produzindo a contração muscular mediante o desenvolvimento de uma corrente elétrica, quanto ao sofrer estimulação elétrica, desenvolvendo uma contração de forma involuntária. Desta maneira, houve o surgimento da chamada “eletricidade animal” como demonstração da existência de potenciais neuromusculares. Esta descoberta é reconhecida hoje como o nascimento da Neurofisiologia (MORAES *et al.*, 2013).

Entretanto, Alessandro Volta, em 1793, questionou tais experimentos, após ter provado que diferentes metais em contato com um eletrólito (como os encontrados nos tecidos musculares) são capazes de gerar corrente elétrica. Os resultados de Volta foram tão contundentes que o conceito de eletricidade animal não foi cogitado por quatro décadas (COSTA, 2008).

Somente no século XIX que o uso de eletricidade para estímulo muscular ganhou maior notoriedade (SOUZA; LOUZADA, 2006). Em 1838, Carlos Matteucci deu início a experimentos que envolviam a eletricidade animal questionada por Galvani. Com o auxílio de um galvanômetro, inventado por Leopoldo Nobili em 1828, Carlos observou que tecidos musculares quando excitados, geravam fluxo contínuo de corrente elétrica, e demonstrou a existência da atividade elétrica durante a contração muscular (ANDRADE, 2007; MOURA, 2013).

O trabalho de Matteucci atraiu o interesse do francês Du Bois-Reymond, que, em 1849, foi pioneiro em relatar a detecção de sinais elétricos emanados de músculos humanos (COSTA, 2008). Du Bois-Reymond forneceu a primeira evidência de atividade elétrica em músculos humanos durante uma contração voluntária. Em seu experimento clássico, ele detectou o sinal elétrico com um tipo de eletrodo de superfície, em que os dedos de um indivíduo eram inseridos em uma solução salina. Ele observou desvios muito pequenos na agulha de um galvanômetro, mas muito consistentes e previsíveis, sempre que o sujeito flexionava a mão ou o braço. Deduziu que a magnitude da corrente era reduzida pela impedância da pele. Após a remoção de uma porção de pele do indivíduo, ele reposicionou os eletrodos e notou um considerável aumento na magnitude do sinal durante a flexão do punho (ANDRADE, 2007; CRAM; KASMAN, 2011).

Na década de 1860, o francês Duchenne conduziu o primeiro estudo sistemático das funções de músculos intactos, usando estimulação elétrica para estudar a função muscular

(CRAM; KASMAN, 2011; VENEZIANO, 2006). H. Piper é considerado o primeiro cientista a estudar os sinais eletromiográficos. Em 1912, na Alemanha, usando um galvanômetro, ele aplicou eletrodos metálicos de superfície e obteve medidas para a musculatura humana (COSTA, 2008; MERLETTI; PARKER, 2004).

Mas os sinais dos músculos só puderam ser visualizados a partir da década de 1920, por meio de osciloscópio de raios catódicos (VENEZIANO, 2006). Com a invenção do tubo de raios catódicos, tornou-se possível estudar a morfologia do sinal de EMG. Hebert S. Gasser e Joseph Erlanger foram os primeiros a estudar as características do sinal de EMG, usando o osciloscópio de raios catódicos recém-inventado para mostrar os sinais dos músculos. Com essa façanha, eles ganharam o Prêmio Nobel em 1944 (ANDRADE, 2007; CRAM; KASMAN, 2011).

Em 1928, Proebster observou os sinais gerados por músculos sem inervação e inaugurou o campo da eletromiografia clínica. O eletrodo concêntrico de agulha, desenvolvido por Adrian e Bronk em 1929, proporcionou uma poderosa ferramenta, ainda hoje utilizada, para o estudo da EMG (MERLETTI; PARKER, 2004).

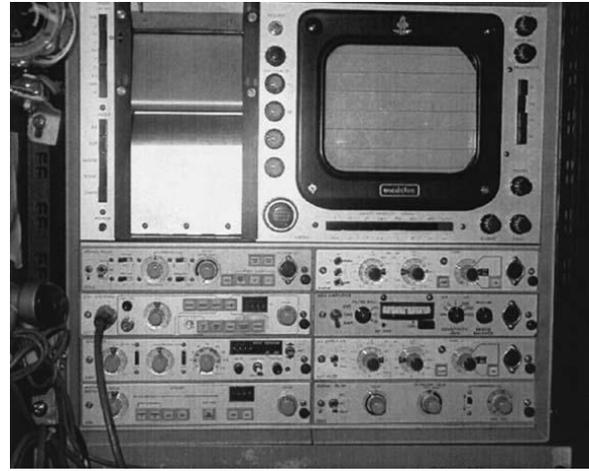
Nas décadas de 1930, 1940 e 1950, o desenvolvimento da instrumentação para eletromiografia de superfície propiciou estudos variados envolvendo a musculatura humana (VENEZIANO, 2006). A partir de então, a eletromiografia começou a utilizar dispositivos para detecção, amplificação e apresentação do sinal de EMG em forma gráfica (ANDRADE, 2007).

A partir do começo da segunda guerra mundial, foram desenvolvidos eletromiógrafos mais eficientes, principalmente em virtude das necessidades clínicas. No final da guerra os eletromiógrafos passaram a ser produzidos comercialmente (ANDRADE, 2007). Em 1950, houve a introdução do primeiro sistema de EMG comercialmente disponível. De 1950 a 1973 foi a era dos sistemas de EMG analógicos. De 1973 a 1982, os primeiros sistemas digitais modulares de EMG foram introduzidos e em 1982, o primeiro sistema controlado por um microprocessador foi comercializado (LADEGAARD, 2002).

Na Figura 2.1 são apresentados dois modelos de eletromiógrafos comercializados nestes períodos: um analógico e um digital. Na Figura 2.1-A é apresentado o eletromiógrafo modelo DISA 13A67, sendo um sistema analógico de três canais para registros de EMG. Na Figura 2.1-B é apresentado o sistema digital Medelec MS6, um eletromiógrafo digital para registros de EMG (LADEGAARD, 2002).



(A)



(B)

Figura 2.1: (A) Eletromiógrafo analógico modelo DISA 13A67; (B) Eletromiógrafo digital modelo Medelec MS6 (LADEGAARD, 2002).

No final dos anos 60, iniciou-se o uso de computadores para processamento do sinal de EMG e, desde então, pôde-se obter informações mais consistentes sobre esse sinal (ANDRADE, 2007). Nas décadas mais recentes, com a disponibilidade de computadores com poderosa capacidade de processamento, tornou-se possível realizar a decomposição de sinais de EMG em seus constituintes básicos. O uso de computadores também permitiu o desenvolvimento de modelos e simulações no estudo do sinal de EMG, além de ter possibilitado a análise espectral e outras técnicas de processamento de sinais de EMG, o que melhorou o entendimento da fisiologia do músculo, dos parâmetros da fadiga e das disfunções e dores musculares (COSTA, 2008).

Atualmente, os eletromiógrafos comerciais são, em geral, sistemas modernos, compactos, digitais, multicanais e que integram *hardwares* e *softwares* complexos, e que permitem um estudo mais detalhado do sinal de EMG. Na Figura 2.2 é apresentado um modelo comercial de um sistema de EMG da empresa *Delsys*. O sistema de EMG *Trigno™ Wireless* é um dispositivo de alto desempenho projetado para tornar a detecção do sinal de EMG fácil e confiável. Por ser um sistema sem fio, permite o uso em qualquer lugar e dá mais liberdade de movimento ao indivíduo.



Figura 2.2: Sistema de EMG *Delsys*, modelo *Trigno™ Wireless* (DELSYS, 2016).

Vários pesquisadores se dedicaram no estudo do sinal de EMG e no aperfeiçoamento das técnicas empregadas na eletromiografia. Dentre estes vários importantes pesquisadores, tiveram grande destaque John V. Basmajian e Carlo J. De Luca. Durante o início da década de 1960, Basmajian, considerado o pai da eletromiografia de superfície (EMGS), concebeu um fórum internacional para compartilhar informações sobre a EMGS, e em 1965 a Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia (*International Society of Electrophysiological Kinesiology*) foi formada. Essa organização ainda existe até hoje, com a publicação de um dos únicos jornais que aborda especificamente questões relativas à EMGS (*The Journal of Electromyography and Kinesiology*). As comunidades acadêmicas americanas e europeias forneceram princípios fundamentais para a compreensão da EMG em geral e da EMGS em particular (CRAM; KASMAN, 2011), podendo-se citar as contribuições do pesquisador De Luca, em seu artigo clássico publicado em 1979 e em suas várias outras publicações (MERLETTI; PARKER, 2004).

Atualmente, a EMG tem se mostrado uma ferramenta de grande aplicabilidade na compreensão da atividade muscular sendo largamente usada para melhorar a compreensão do envolvimento neuromuscular em resposta ao exercício e sendo compreendida como a quantificação dos sinais elétricos da musculatura esquelética (CORREA, COSTA E PINTO, 2012). Além das análises clínicas, o sinal de EMG pode ser utilizado para outros fins, como, por exemplo, no controle de equipamentos utilizados em engenharia de reabilitação, em aplicações de fisioterapia, e em técnicas de treinamento desportivo e biomecânica (ANDRADE, 2007; VENEZIANO, 2006).

2.1.2 Aplicações

A eletromiografia teve início com finalidade estritamente clínica, e se desenvolveu fortemente como ferramenta diagnóstica durante a segunda guerra mundial. Até recentemente, eletromiogramas eram registrados principalmente para fins exploratórios ou de diagnóstico; no entanto, com o avanço da tecnologia bioelétrica, a eletromiografia se tornou uma ferramenta fundamental no controle artificial do movimento de membros, na estimulação elétrica funcional e na reabilitação. Atualmente, o sinal de EMG tem sido usado por diferentes profissionais nas áreas de anatomia, reabilitação, esportes, medicina clínica, odontologia, fonoaudiologia, entre outras (ANDRADE, 2007; HENNEBERG, 2000). A Figura 2.3 ilustra algumas das várias áreas de aplicação da EMG.

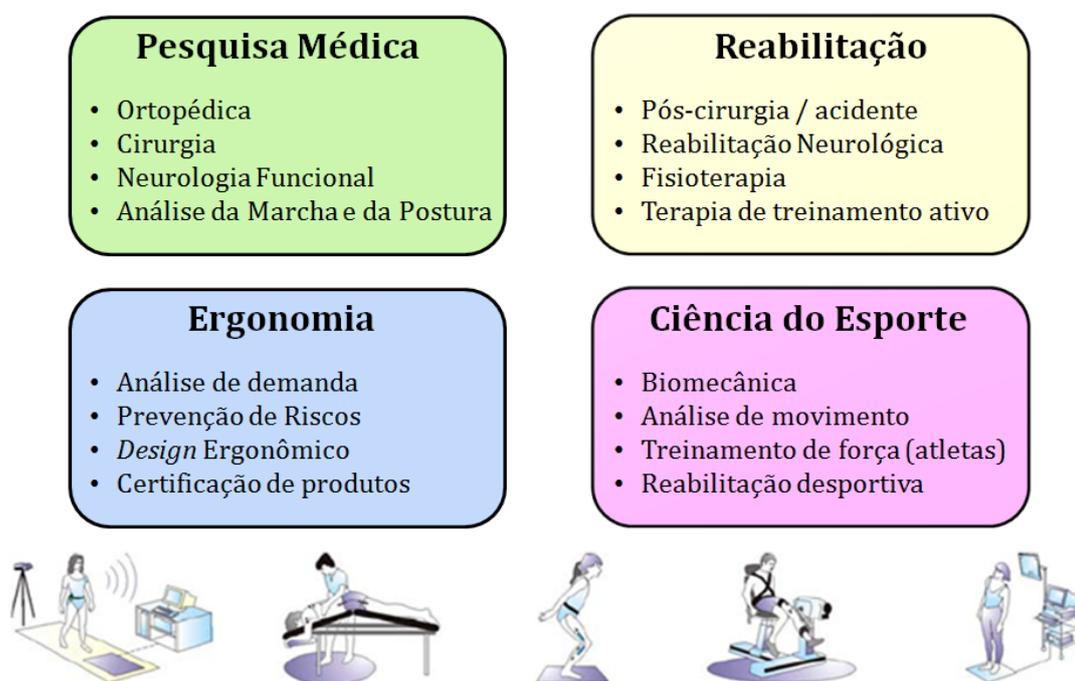


Figura 2.3: Áreas de aplicação da EMG (modificado de KONRAD, 2005).

A EMG tem, ao longo dos anos, desenvolvido uma vasta gama de aplicações. Clinicamente, está sendo utilizada como ferramenta para diagnóstico de doenças neuromusculares. 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 EMG tem sido desenvolvida como uma ferramenta de avaliação em pesquisas aplicadas, em fisioterapia, reabilitação, medicina esportiva e treinamento, *biofeedback* e pesquisas ergonômicas (JAMAL, 2012).

A eletromiografia também tem encontrado seu uso na reabilitação de pacientes com amputações na forma de próteses robóticas, revelando-se uma ferramenta valiosa na área de tecnologias assistivas (JAMAL, 2012; LONGO, 2015).

Tecnologia Assistiva (TA) é o termo utilizado para designar uma grande variedade de equipamentos que visam aumentar a habilidade funcional de pessoas com deficiências e idosos e, conseqüentemente, ampliar a independência e inclusão social do indivíduo (ALBRECHT, 2010). As TAs tem um papel importante no tratamento e/ou na melhoria da qualidade de vida de pessoas com mobilidade reduzida temporária ou permanente, ou que precisem de algum dispositivo para auxiliar em suas atividades diárias devido a alguma disfunção (LONGO, 2015).

Um exemplo importante que envolve TAs é o desenvolvimento de próteses para amputados. Esses dispositivos oferecem ao usuário um aumento da independência em suas atividades diárias para melhorar a qualidade de vida, fazendo com que esses indivíduos se sintam capazes de levar uma vida produtiva. As próteses podem ser simples ou até mesmo dispositivos sofisticados com vários graus de liberdade acionados eletricamente por interfaces que utilizam sinais biológicos, como o sinal de EMG (LONGO, 2015).

Nos últimos anos muitas pesquisas focaram no desenvolvimento de próteses controladas por EMGS, sendo um dos campos mais desenvolvidos da área de reabilitação robótica. Muitos desses trabalhos visam o desenvolvimento de técnicas para melhorar o controle, proporcionando maior funcionalidade às próteses. Uma prótese ideal deve ser reconhecida pelo amputado como uma parte natural de seu corpo, fornecendo habilidades motora e sensorial. O *feedback* na reabilitação e adaptação às próteses pode prover aos pacientes a oportunidade de melhorar suas habilidades através da resposta da atividade muscular e o aprendizado do controle de seus movimentos (LONGO, 2015).

2.2 ELEMENTOS DA ANATOMIA E FISIOLOGIA PARA A EMG

Compreender os sinais eletromiográficos implica no entendimento dos músculos e na forma como eles geram sinais bioelétricos (MERLETTI; PARKER, 2004). Os músculos são constituídos por tecidos musculares que através da contração e extensão das fibras musculares realizam as atividades para que são destinados (SILVA, 2014).

No corpo humano, existem três tipos de músculos (Figura 2.4): músculo cardíaco (que é o tecido especializado do coração); músculo esquelético (também chamado de músculo

voluntário, por sua capacidade de ser conscientemente controlado) e músculo liso (conhecido por músculo involuntário, pois não se encontra sob controle consciente) (COSTA, 2008). Os músculos esquelético e cardíaco são classificados como músculos estriados; e os músculos lisos e o cardíaco são descritos como involuntários, enquanto os músculos esqueléticos são descritos como músculos voluntários (SILVERTHORN, 2010).

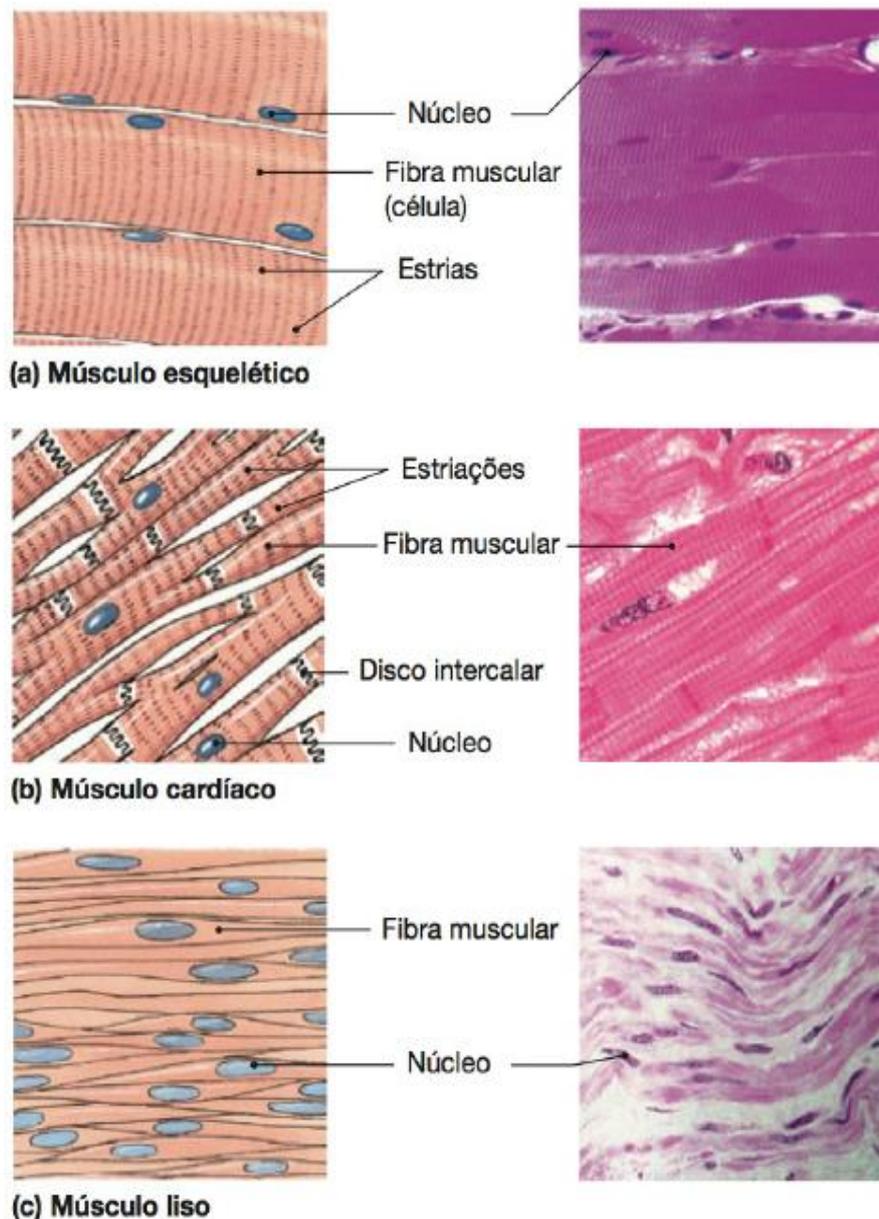


Figura 2.4: Os três tipos de músculos do corpo humano: (a) músculo esquelético, (b) músculo cardíaco, e (c) músculo liso (SILVERTHORN, 2010).

A maioria dos músculos esqueléticos está unida aos ossos do esqueleto, o que capacita esses músculos a controlarem os movimentos do corpo. Os músculos esqueléticos constituem a maior parte da musculatura do corpo e equivalem a cerca de 40% do peso

corporal total. São responsáveis pelo posicionamento e movimento do esqueleto, como seu próprio nome sugere (SILVERTHORN, 2010). Os seres humanos possuem centenas de músculos esqueléticos, estando alguns destes representados nas figuras (A-1 e A-2) do Anexo A. Esses músculos se diferem em forma e tamanho, de acordo com a tarefa que desempenham (COSTA, 2008).

Os músculos esqueléticos, objeto de estudo da eletromiografia, são os únicos que se contraem somente em resposta a um sinal de um neurônio motor somático. Eles não podem iniciar sua própria contração. Um músculo esquelético é um conjunto de células musculares (as chamadas fibras musculares), assim como um nervo é um conjunto de neurônios (COSTA, 2008; SILVERTHORN, 2010).

Neste trabalho, foram realizados testes e coletas de sinais de EMG nos músculos esqueléticos vasto lateral direito e esquerdo, bíceps femoral direito e esquerdo e bíceps braquial direito/esquerdo, que podem ser observados no Anexo A.

O movimento do corpo humano é uma integração perfeita entre o cérebro, o sistema nervoso e os músculos. Sempre que os músculos do corpo são recrutados para realizarem certa atividade, o cérebro envia sinais de excitação através do Sistema Nervoso Central (SNC) (JAMAL, 2012). O SNC envia informações aos músculos através de pulsos elétricos por meio de motoneurônios-alfa. O corpo celular desses neurônios é localizado na medula espinhal e suas terminações axônicas inervam as fibras musculares (ALMEIDA; FERRI; QUEVEDO, 2012; JAMAL, 2012).

A contração dos músculos esqueléticos é comandada pelos nervos, um conjunto de neurônios que, saindo da medula espinhal, estabelecem um contato fisiológico com a membrana da célula muscular. Por esta razão, estes neurônios são denominados neurônios motores, pois sua atividade produz a contração muscular. Um único neurônio motor é capaz de suprir, com as suas inúmeras ramificações, um número variável de fibras musculares. O conjunto formado por um neurônio motor e as fibras musculares inervadas por ele é chamado unidade motora, sendo esta a unidade fisiológica do músculo esquelético (SALLES *et al.*, 2009).

A unidade motora (MU, do inglês *motor unit*), representada na Figura 2.5, é o termo utilizado para descrever a menor unidade muscular controlável. Uma unidade motora é constituída por um único neurônio motor, suas junções neuromusculares e as fibras musculares inervadas por esse neurônio (ANDRADE, 2007).

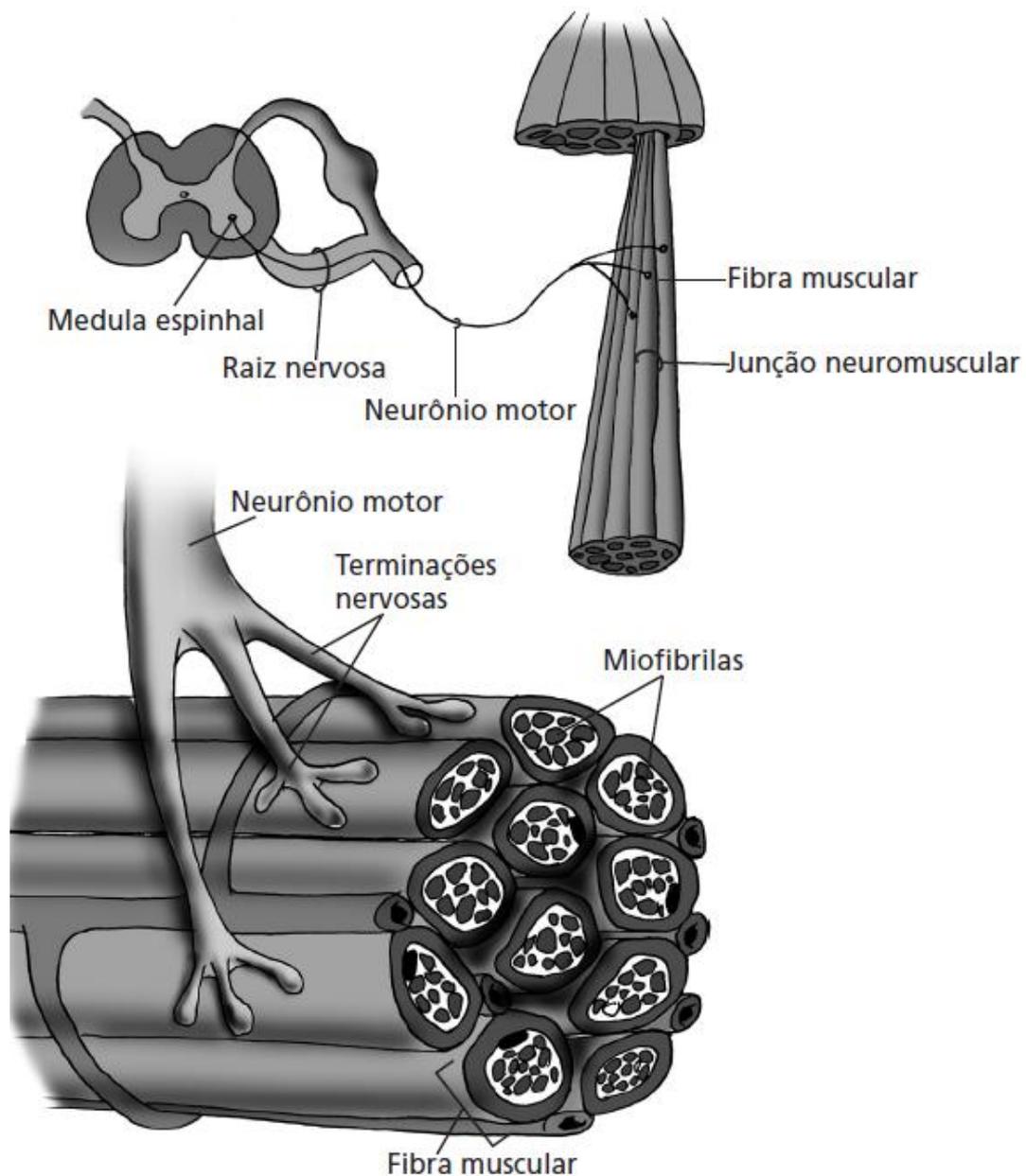


Figura 2.5: Organização da unidade motora do músculo esquelético. Cada neurônio motor inerva um número variável de fibras musculares. (SALLES *et al.*, 2009).

A ativação da unidade motora é um processo sequencial, iniciando no interior da medula espinhal, onde o neurônio motor recebe influências sinápticas de neurônios de regiões do cérebro, da medula e da sua periferia. Os impulsos nervosos, gerados na região de disparo, são então conduzidos pelo axônio do neurônio motor até a junção neuromuscular. A junção neuromuscular, ou placa motora, esquematizada na Figura 2.6, é a região onde as fibras musculares são inervadas pelas terminações nervosas do axônio (ANDRADE, 2007; AVELINO, 1992).

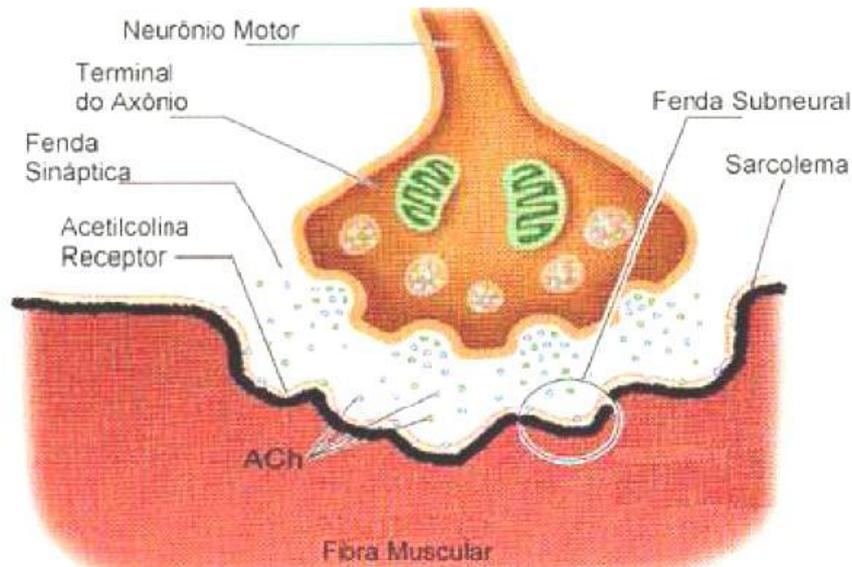


Figura 2.6: Esquema de uma junção neuromuscular, ou placa motora (ANDRADE, 2007).

Nas regiões das placas motoras as terminações sinápticas do axônio ativam as várias fibras musculares. Quando um potencial de ação (impulso elétrico que se propaga ao longo da membrana celular de fibras excitáveis, como células nervosas e musculares) chega ao terminal do axônio, ocorre a liberação do neurotransmissor acetilcolina (ACh) na fenda sináptica. Este neurotransmissor entra em contato com a membrana da fibra muscular (sarcolema) e estimula a sua contração. A interação do neurotransmissor com a membrana de uma fibra muscular causa a despolarização desta, disparando um potencial de ação. Finalmente, a ação do potencial de ação ao longo da fibra muscular causa a sua contração (ANDRADE, 2007; AVELINO, 1992; SALLES *et al.*, 2009).

Com a liberação de ACh na fenda sináptica, os receptores de ACh, nas pregas subneurais, tornam a membrana muscular mais permeável aos íons de sódio (Na^+). O influxo abrupto desses íons no músculo gera um potencial de ação muscular, que se propaga na membrana da fibra muscular. O potencial de ação despolariza a membrana da fibra muscular e também penetra profundamente no interior dessa. Depois de aproximadamente 0,2 ms que a ACh é liberada pelas vesículas sinápticas, ela é transformada em ácido acético e colina, pela enzima acetilcolinesterase presente na fenda sináptica. Essa reação ocorre para que a membrana muscular, localizada na fenda sináptica, diminua a permeabilidade ao potássio de maneira que a placa motora fique preparada para um novo estímulo (ANDRADE, 2007).

Os Potenciais de Ação (PA) são rápidas alterações do potencial de membrana que se propagam com grande velocidade por toda a membrana da fibra nervosa. Cada potencial de

ação começa por uma alteração súbita do potencial de membrana normal negativo para um potencial positivo, terminando, então com retorno quase tão rápido para o potencial negativo. Para conduzir um sinal nervoso, o potencial de ação se desloca ao longo da fibra nervosa até sua extremidade final (GUYTON; HALL, 2006). Os estágios sucessivos do potencial de ação são descritos a seguir.

- Estágio de repouso: é o potencial de repouso da membrana, antes do início do potencial de ação. Diz-se que a membrana está “polarizada” durante esse estágio, em razão do potencial de membrana de -90 mV negativo existente.
- Estágio de despolarização: algum estímulo de qualquer natureza (químico, elétrico, térmico ou mecânico) pode aumentar subitamente a permeabilidade da membrana aos íons sódio iniciando o potencial de ação (ANDRADE, 2007). A esse tempo, a membrana fica subitamente muito permeável aos íons sódio, permitindo que grande número destes íons, positivamente carregados, se difunda para o interior do axônio. O estado normal de polarização de -90 mV é, de imediato, neutralizado pelo influxo de íons sódio com carga positiva, com o potencial aumentando, rapidamente, para um valor positivo. Isso é referido como despolarização da membrana. Nas fibras nervosas de maior calibre, o grande excesso dos íons sódio positivos que se deslocam para o interior da fibra faz com que o potencial de membrana “ultrapasse” (*overshoot*) rapidamente o nível zero e torne-se positivo.
- Estágio de repolarização: em alguns décimos de milésimos de segundo após a membrana ter ficado muito permeável aos íons sódio, os canais de sódio começam a se fechar e os canais de potássio se abrem mais que o normal. Então, a rápida difusão dos íons potássio para o exterior restabelece o potencial de repouso negativo da membrana. Isso é referido como repolarização da membrana (GUYTON; HALL, 2006).

A Figura 2.7 apresenta as alterações que ocorrem na membrana durante o potencial de ação, com a transferência de cargas positivas para o interior da fibra, no seu início, e o retorno das cargas positivas para o exterior, a seu término, ilustrando, assim os processos de despolarização e de repolarização da membrana, bem como a geração do impulso nervoso. A Figura 2.8 mostra, graficamente, as sucessivas alterações do potencial de membrana, por poucos décimos de milésimos de segundo, ilustrando o início explosivo do potencial de ação e sua quase idêntica recuperação.

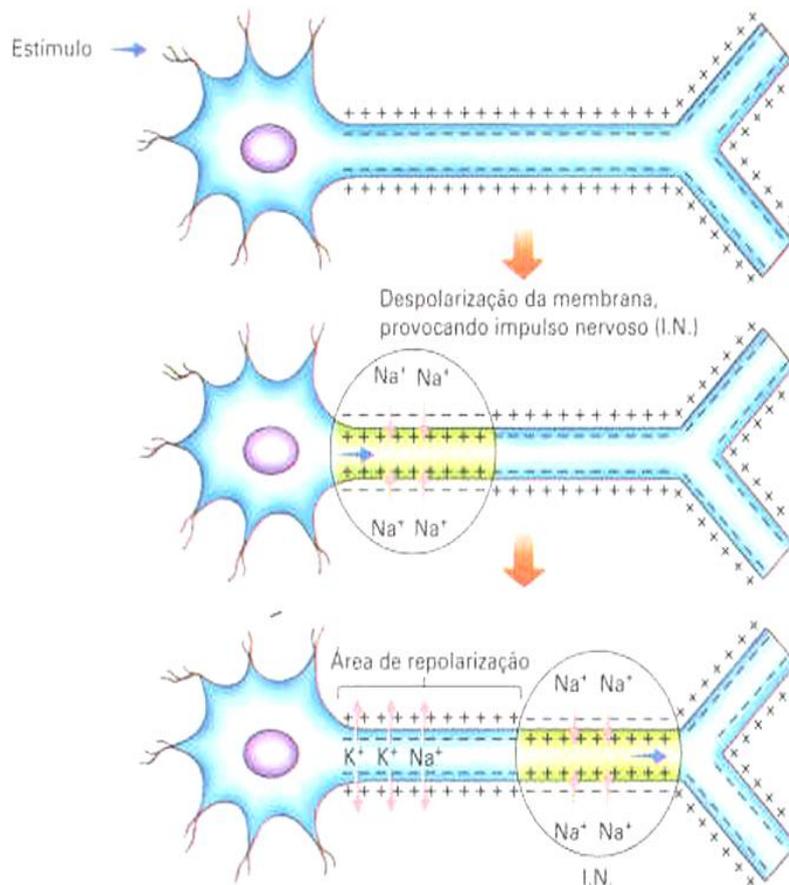


Figura 2.7: Alterações que ocorrem na membrana durante o potencial de ação: processos de despolarização e repolarização de membrana (SÓ BIOLOGIA, 2008).

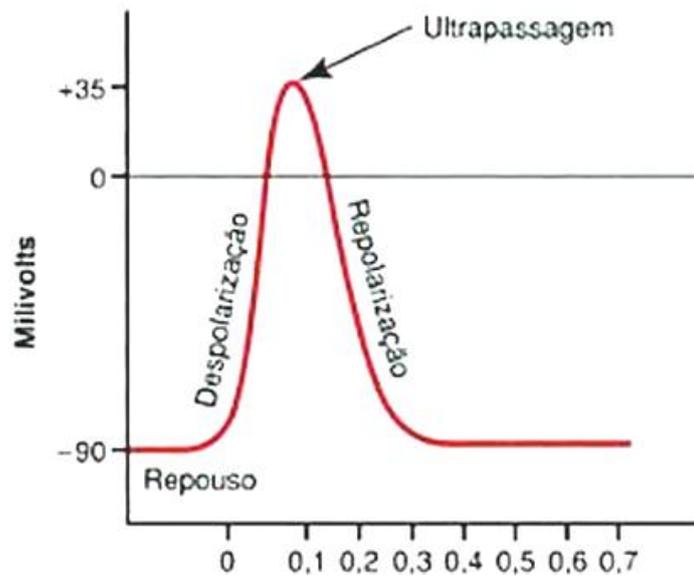


Figura 2.8: Gráfico do potencial de ação caracterizado pelas suas três fases distintas: repouso, despolarização e repolarização (GUYTON; HALL, 2006).

Ao impulso que tem origem no neurônio motor e se propaga ao longo do axônio do nervo espinhal, chegando até a fibra muscular, chamamos potencial de ação motor, que é o responsável por iniciar o processo de contração muscular. Este impulso, ao chegar às fibras musculares, acaba gerando o potencial de ação muscular (COSTA, 2008).

Quando um neurônio envia um potencial de ação, todas as fibras musculares da sua unidade motora são estimuladas. O resultado da soma algébrica dos potenciais de ação nas n fibras de uma unidade motora é chamado potencial de ação da unidade motora (MUAP, do inglês *motor unit action potential*). Os MUAPs, ao percorrerem as fibras musculares, geram um campo eletromagnético nas redondezas das fibras. Um eletrodo, localizado dentro desse campo, é capaz de detectar o potencial elétrico referente a uma contração muscular, caracterizando o chamado sinal eletromiográfico (ANDRADE, 2007).

Dessa forma, os potenciais de ação associados a cada fibra muscular correspondem à contribuição individual que cada fibra ativa fornece ao sinal detectado na região do eletrodo. Na Figura 2.9 tem-se uma representação esquemática de um conjunto de fibras musculares de uma única unidade motora que estão próximas de um eletrodo para permitir a captação de seus potenciais de ação através deste (AVELINO, 1992).

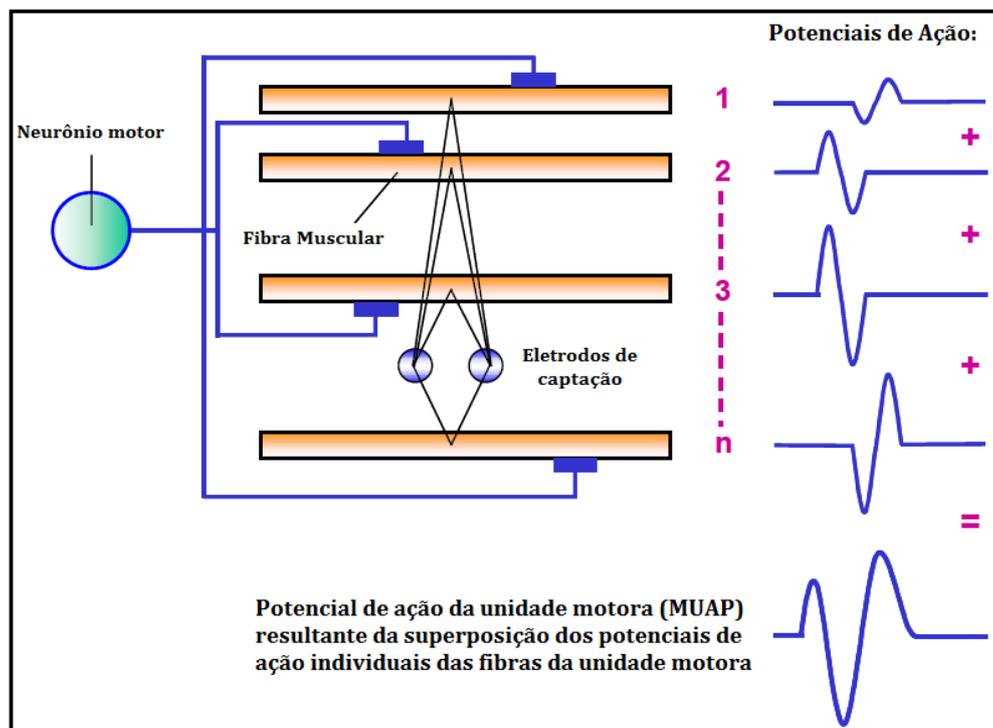


Figura 2.9: Geração do potencial de ação de uma unidade motora (MUAP) composta por n fibras musculares. Modificado de (KONRAD, 2005).

No esquema da Figura 2.9, o sinal coletado pelo eletrodo tem contribuição de todas as n fibras musculares da unidade motora, através de seus potenciais de ação individuais. Assim, o sinal resultante, captado pelo eletrodo, será constituído pela superposição espaço-temporal das contribuições dos potenciais de ação individuais, sendo este sinal resultante chamado de potencial de ação da unidade motora (NAKASHIMA, 2003). O potencial de ação desta unidade motora (MUAP) é, portanto, o somatório espacial e temporal dos potenciais de ação individuais das n fibras musculares que constituem esta unidade.

A forma e a amplitude de um MUAP dependem do arranjo geométrico formado pelas fibras musculares ativas e pelo local do eletrodo, bem como de todos os fatores que afetam os potenciais de ação individuais (NAKASHIMA, 2003). Existem diversos fatores que podem influenciar o sinal gerado pela unidade motora, como a relação geométrica entre a superfície de detecção do eletrodo e a fibra muscular da unidade motora, a posição relativa entre a superfície de detecção do eletrodo e a zona de inervação, o diâmetro da fibra, o número de fibras musculares de uma unidade motora na região de detecção do eletrodo e a interface pele/eletrodo (BARROS, 2005).

Pelo fato do MUAP ter um período relativamente pequeno (2 a 10 ms), as unidades motoras devem ser ativadas repetitivamente para que se possa sustentar uma contração muscular por períodos maiores, ou seja, a ativação do sistema nervoso central deve ser repetida continuamente durante o tempo em que o músculo necessita para gerar força. Essa ativação contínua (sequência de MUAPs) produz os denominados trens de potenciais de ação da unidade motora (MUAPT, do inglês *motor unit action potential train*) (ANDRADE, 2007; JAMAL, 2012).

Assim, o sinal eletromiográfico captado pelo eletrodo é a soma dos MUAPTs gerados na proximidade do local de detecção durante a contração muscular (NAKASHIMA, 2003). Dessa forma, o sinal eletromiográfico captado consiste na soma algébrica de todas as influências dos MUAPTs sobre os eletrodos (QUEVEDO, 1993).

Durante uma contração muscular, as descargas das unidades motoras em taxas de estímulos variáveis dependem do limiar de recrutamento das unidades e do nível de força a ser produzido. Assim, se as fibras musculares de outras unidades motoras são ativadas na vizinhança de captação do eletrodo, seus MUAPs também serão detectados. Quando duas ou mais unidades motoras descarregam ao mesmo tempo, o potencial detectado pelo

eletrodo é a soma algébrica dos potenciais individuais dessas unidades motoras e denomina-se onda sobreposta (BERNARDES *et al.*, 2007; NAKASHIMA, 2003).

O número de músculos recrutados depende da atividade em que o corpo está envolvido. Sempre que for necessário gerar mais força, a excitação do sistema nervoso central aumenta, mais unidades motoras são ativadas e a taxa de disparo de todas as unidades motoras aumenta, resultando em altas amplitudes de sinal eletromiográfico (JAMAL, 2012).

Durante uma contração voluntária do músculo esquelético, a atividade elétrica das unidades motoras ativas pode ser detectada com eletrodos de superfície ou de inserção. O sinal eletromiográfico resultante é o somatório dos potenciais de ação das unidades motoras descarregadas pelas fibras musculares nas proximidades dos eletrodos de registro. Assim, o sinal eletromiográfico contém ricas informações do recrutamento de unidades motoras e da intenção de movimento e estado geral fisiológico do sistema neuromuscular (XIE *et al.*, 2014).

2.3 O SINAL ELETROMIOGRÁFICO

O sinal eletromiográfico é a manifestação elétrica da ativação neuromuscular associada à contração muscular. Representa a corrente elétrica gerada pelo fluxo iônico através das membranas das fibras musculares que se propaga pelos tecidos até atingir a área de detecção de um eletrodo (DE LUCA, 2006).

Esse sinal, obtido através da eletromiografia, é proporcional à atividade elétrica muscular, que por sua vez é proporcional ao número de fibras musculares e, portanto, ao número de unidades motoras estimuladas no processo de contração (ROBERGS; ROBERTS, 2002). O eletrodo utilizado em EMG, geralmente, não capta apenas os potenciais de ação de uma única fibra muscular, mas sim o somatório de todos os potenciais gerados pela despolarização quase que simultânea das muitas fibras musculares de uma unidade motora ou de várias unidades motoras vizinhas, resultando na superposição de suas formas de onda (AVELINO, 1992).

O sinal eletromiográfico é composto pelos potenciais de ação dos grupos de fibras musculares organizadas nas unidades motoras. Quando apenas duas ou três MUs na vizinhança dos eletrodos são ativadas, é geralmente possível identificar visualmente a maioria dos potenciais de ação individuais das MUs porque a incidência de superposição

entre os potenciais de ação individuais das MUs é relativamente baixo. No entanto, quando o sinal eletromiográfico contém a ativação de quatro ou mais MUs, os potenciais de ação individuais de cada MU tornam-se, em grande parte, indistinguíveis a olho nu, pois a incidência de superposição entre dois ou mais potenciais de ação de MU torna-se numerosos e as formas dos potenciais de ação podem aproximar-se na similaridade (DE LUCA *et al.*, 2006).

Assim, o sinal eletromiográfico pode ser definido como o somatório linear de todos os MUAPTs das P unidades motoras ativadas pelo processo de contração muscular e que estão perto o suficiente da área de captação dos eletrodos (Figura 2.10). Pode ser representado por meio do somatório descrito pela equação 2.1 (MOURA, 2013):

$$EMG(t, F) = \sum_{i=1}^P MUAPT_i(t, F) \quad (2.1)$$

em que $EMG(t, F)$ representa o sinal de EMG e $MUAPT_i$ representa o i -ésimo MUAPT contribuinte.

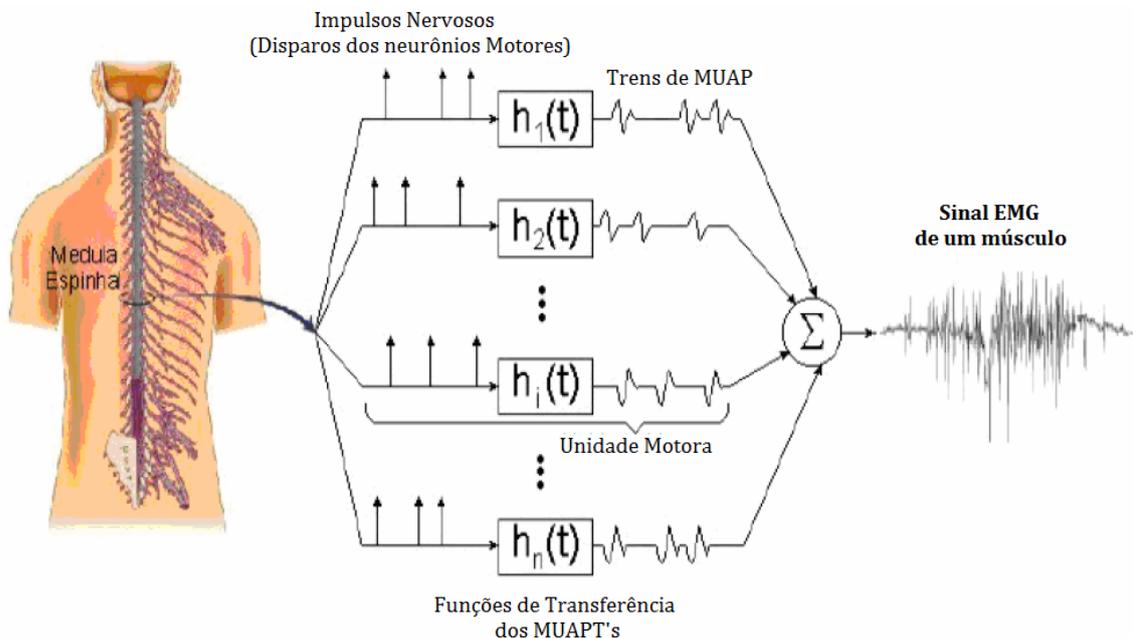
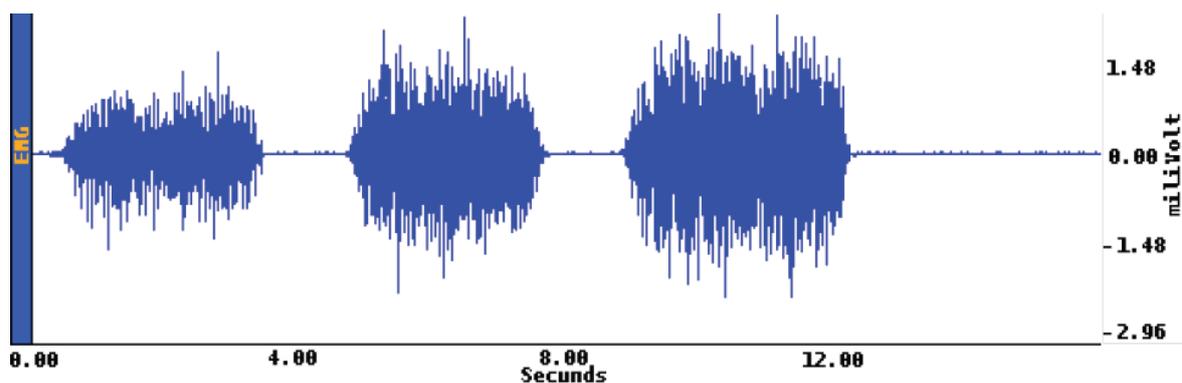


Figura 2.10: Representação esquemática da geração do sinal eletromiográfico de um músculo, a partir do somatório dos trens de MUAPs das n unidades motoras ativas desse músculo. Modificado de (ANDRADE, 2007).

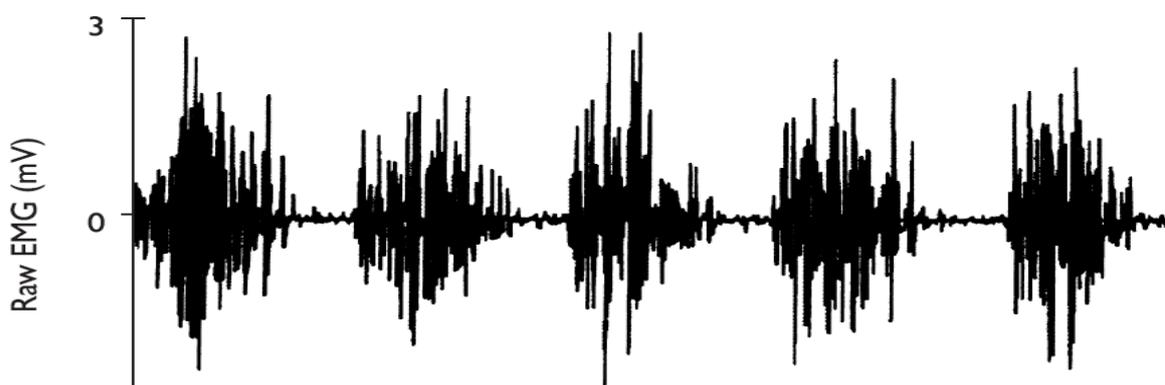
Como resultado, o sinal eletromiográfico é um sinal complexo, sendo uma composição de inúmeros potenciais de ação de todas as unidades motoras ativas sobrepostas umas às outras. É afetado pelas propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos, pelo esquema

de controle do sistema nervoso, bem como pelas características da instrumentação que é utilizada para detectá-lo e observá-lo (DE LUCA, 2006; HAMILL; KNUTZEN, 2008).

As Figuras 2.11-A e 2.11-B ilustram a complexidade deste sinal, sendo apresentados dois exemplos de sinais eletromiográficos captados em indivíduos diferentes. O indivíduo do sinal (A) realizou três contrações do músculo avaliado, enquanto que o indivíduo do sinal (B) realizou cinco contrações do músculo avaliado.



(A)



(B)

Figura 2.11: Exemplos de sinais de EMG (BARTLETT, 2007, p. 269; LOPES, 2014, p. 4).

A amplitude do sinal eletromiográfico é de natureza estocástica (aleatória) e pode ser razoavelmente representada por uma função de distribuição Gaussiana. A amplitude do sinal pode variar de 0 a 10 mV (pico-a-pico) ou de 0 a 1,5 mV (RMS). A energia utilizável do sinal é limitada à faixa de frequência de 0 a 500 Hz, sendo a energia dominante na faixa de 50 a 150 Hz (DE LUCA, 2002).

A amplitude do sinal eletromiográfico varia com diversos fatores, como o diâmetro da fibra muscular, a distância entre as fibras musculares ativas e o posicionamento e as propriedades dos eletrodos, por exemplo. No entanto, a amplitude aumenta quando a

intensidade da contração muscular aumenta, não significando que exista uma relação linear entre a amplitude de um sinal eletromiográfico e a força muscular (BERNARDES *et al.*, 2007; HAMILL; KNUTZEN, 2008).

No sinal (A) da Figura 2.11, é possível observar uma relação, não necessariamente linear, entre a força muscular e a amplitude do sinal registrado. De acordo com Lopes (2014, p.3), na primeira contração, o sujeito realiza uma força de 362 N, 575 N na segunda contração e uma força de 772 N na terceira contração. Assim é possível relacionar a amplitude do sinal com a força da contração.

Nos sinais (A) e (B) da Figura 2.11, a linha de base corresponde a um período de silêncio eletromiográfico, momento em que os músculos encontram-se em repouso. O repouso pode trazer informações importantes, desde a presença de ruídos e interferências no sinal eletromiográfico às contrações involuntárias realizadas pelos músculos em estudo (FEODRIPPE *et al.*, 2012). Em repouso, o músculo normal apresenta silêncio elétrico. Em músculos de indivíduos com disfunções neuromusculares, observa-se o aparecimento de atividade espontânea durante o repouso muscular. Essa atividade espontânea se manifesta por presença de potenciais de fibrilação, ondas agudas ou fasciculação (CHAVES; FINKELSZTEJN; STEFANI, 2008).

Para capturar e registrar os potenciais de ação que formam o sinal eletromiográfico, é necessário um sistema e toda uma instrumentação eletrônica. Em geral, os sistemas são compostos por dois módulos principais, o módulo de *hardware* responsável pela captura e tratamento do sinal eletromiográfico e o módulo de *software*, responsável pela apresentação gráfica do sinal bioelétrico na tela do computador, processamento do sinal e também do seu armazenamento para uma posterior análise (VIEIRA *et al.*, 2004). Esses sistemas são, geralmente, complexos, apresentando altos custos e tempo de desenvolvimento elevado (ALMEIDA; FERRI; QUEVEDO, 2012).

2.4 AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DO SINAL DE EMG

O sinal eletromiográfico, gerado pela ativação de múltiplas unidades motoras, pode ser obtido a partir de medição não invasiva, com o uso de eletrodos de superfície, ou medição invasiva, com o uso de eletrodos de agulha. O sinal medido pelos eletrodos é amplificado, condicionado e registrado para produzir o formato que for mais conveniente para responder às questões clínicas e científicas de interesse (MOTION LAB SYSTEMS, 2009).

Em geral, os sistemas de obtenção do sinal eletromiográfico são caracterizados por três fases: uma fase de entrada, que inclui os eletrodos para a captação dos potenciais elétricos do músculo em contração; uma fase de condicionamento, durante a qual o pequeno sinal elétrico é amplificado e/ou filtrado; e uma fase de saída, na qual o sinal elétrico é convertido em sinais que possam ser visualizados e analisados no *software* do sistema. (FEODRIPPE *et al.*, 2012).

A medição e gravação de um sinal analógico complexo como o sinal de EMG é uma questão complexa, uma vez que os sinais de interesse são invariavelmente muito pequenos (na ordem de micro e milivolts). Além disso, os sinais eletromiográficos normalmente podem ser afetados por vários sinais de ruídos, como artefatos de movimento, tensões induzidas de linhas de alimentação CA, luzes fluorescentes, telefones celulares e outros equipamentos elétricos, como computadores e monitores. Dessa forma, para se obter um sinal de EMG confiável, é essencial que o sistema de EMG seja de qualidade (MOTION LAB SYSTEMS, 2009).

Para tanto, certos parâmetros devem ser ajustados na aquisição do sinal eletromiográfico, dependendo da tarefa e objetivos para posterior análise. Os principais parâmetros a serem observados são: componentes como eletrodo, amplificadores, filtros e conversor analógico/digital; frequência de amostragem; além do equipamento de armazenagem dos dados (computador) (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

2.4.1 Eletrodos

A atividade bioelétrica do interior do músculo de um corpo humano (sinal mioelétrico) é detectada com a ajuda de eletrodos de EMG. Existem dois tipos principais de eletrodos de EMG: os eletrodos de superfície e os eletrodos de inserção, sendo que estes últimos podem ser de agulha ou de arame (fio) fino (JAMAL, 2012).

Os eletrodos de inserção são aplicados diretamente no músculo, sendo utilizados para músculos profundos ou pequenos. Já os eletrodos de superfície são aplicados sobre a pele, por cima de um músculo, de modo que são utilizados principalmente para músculos superficiais (HAMILL; KNUTZEN, 2008).

Os eletrodos de agulha (Figura 2.12-A) são amplamente utilizados em procedimentos clínicos em avaliações neuromusculares. A qualidade do sinal captado com o uso desses eletrodos é maior do que com o uso dos outros tipos, uma vez que sua área de captação é

relativamente pequena, o que permite a detecção de MUAPs individuais durante contrações fracas. No entanto, o uso de eletrodos de agulha causa dor e desconforto ao paciente. Os eletrodos de fio (Figura 2.12-B) são extremamente finos, sendo facilmente implantados e retirados dos músculos esqueléticos e são geralmente menos dolorosos do que os eletrodos de agulha. Já os eletrodos de superfície (Figura 2.12-C) fornecem uma técnica não invasiva, sendo de simples e fácil implementação. Aplicações de eletrodos de agulha e fio fino requerem observação médica rigorosa e certificação, enquanto que os eletrodos de superfície não precisam de tais formalidades. Os eletrodos de superfície têm sido utilizados em diversas aplicações, como em estudos de comportamento motor, registros neuromusculares, avaliações clínicas esportivas e para os indivíduos que se opõem às inserções de agulhas, como as crianças (JAMAL, 2012).

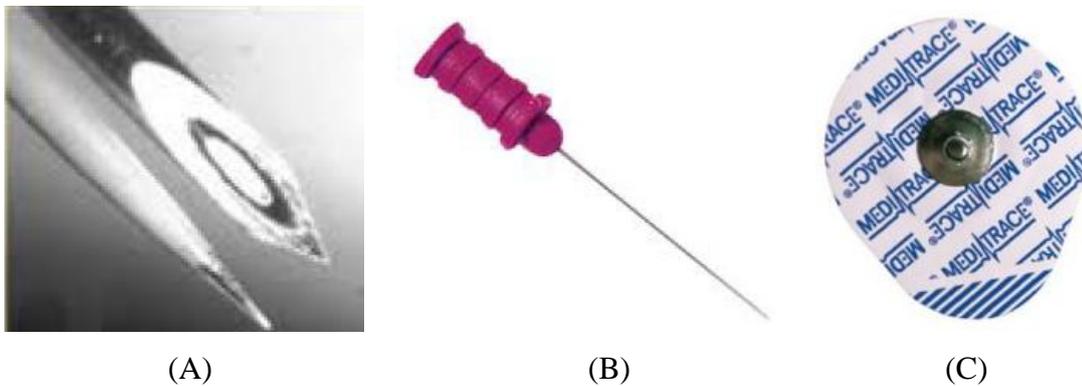


Figura 2.12: Eletrodos de EMG – (A) de agulha, (B) de fio fino e (C) de superfície. (JAMAL, 2012).

A utilização de eletrodos invasivos (de inserção) caracteriza a chamada eletromiografia intramuscular, enquanto a utilização de eletrodos não invasivos caracteriza a denominada eletromiografia de superfície (EMGS). A primeira, que se utiliza de agulhas ou microeletrodos colocados diretamente no interior do músculo, é mais adequada e largamente aceita para aplicações clínicas, porém causa dor e desconforto ao paciente. Já a EMGS tem maior aplicação em ramos como *biofeedback*, controle de próteses, ergonomia, medicina ocupacional e do esporte e análise de movimento. Essa versatilidade se deve ao fato de que a EMGS permite o acesso frequente e indolor às funções neuromusculares (COSTA, 2008).

Na EMGS, os eletrodos são colocados sobre a pele que recobre o músculo a ser avaliado, captando a soma da atividade elétrica de todas as fibras musculares ativas. Caracteriza-se por ser um método simples, não invasivo, com menos desconforto, e de fácil

execução, permitindo observar o comportamento eletrofisiológico de diversos músculos em diferentes condições fisiológicas e a investigação das variações dos potenciais elétricos da musculatura durante as contrações, bem como as condições musculares fisiológicas e patológicas (NASCIMENTO *et al.*, 2013).

Além dos eletrodos de registro (sejam superficiais ou intramusculares), deve ser aplicado um eletrodo de referência, para permitir um mecanismo de cancelamento do efeito de interferência do ruído elétrico externo, como os causados por luzes fluorescentes, instrumentos de radiodifusão, equipamentos de diatermia, e outros aparelhos elétricos. Este eletrodo é constituído por uma lâmina metálica aderida à pele nas proximidades dos eletrodos registradores, devendo ser colocado sobre um tecido eletricamente inativo, como por exemplo, uma proeminência óssea (FORTI, 2005).

Os eletrodos de superfície podem ser aplicados num arranjo monopolar ou bipolar. No modo monopolar, um eletrodo é aplicado diretamente sobre o músculo em questão e um segundo eletrodo fica sobre um local eletricamente neutro. No modo bipolar, dois eletrodos com um diâmetro de cerca de 8 mm são aplicados sobre o músculo com um afastamento de aproximadamente 1,5 a 2 cm, e um terceiro eletrodo é aplicado num local eletricamente neutro (HAMILL; KNUTZEN, 2008).

Os eletrodos de superfície podem, ainda, ser ativos ou passivos. Os eletrodos passivos consistem de um disco de Ag/AgCl, que deve ser posicionado acima da pele e caracterizam-se por não possuir amplificação no próprio eletrodo. Já os eletrodos ativos incluem um circuito de amplificação, sendo que normalmente estes eletrodos são bipolares, ou seja, o amplificador utilizado é o diferencial. Em geral, os eletrodos passivos são utilizados em conjunto com um gel ou pasta condutora contendo íons de cloro, a fim de diminuir a impedância de contato entre o eletrodo e a pele. Já os eletrodos ativos são chamados de eletrodos secos, pois normalmente não necessitam do uso de gel condutor (ANDRADE, 2007).

Uma das desvantagens de se utilizar o eletrodo passivo pode ser a grande área de detecção com possibilidade de *crosstalk* (detecção de sinais provenientes de outros músculos). No entanto, o fenômeno de *crosstalk* pode ser minimizado selecionando o tamanho e posicionamento adequado dos eletrodos e a separação ideal entre eles (BARROS, 2005).

O posicionamento correto dos eletrodos é crucial para que seja obtido um bom registro (HAMILL; KNUTZEN, 2008). Com a intenção de padronizar e otimizar a captura dos sinais de EMG de superfície, foi desenvolvido o Projeto *Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM – Eletromiografia de Superfície para Avaliação Não invasiva de Músculos) criado por Hermens *et al.* (1996).

O projeto SENIAM foi desenvolvido observando dois objetivos principais. O primeiro objetivo estava relacionado com o intercâmbio de conhecimentos e experiências sobre EMGS entre os diferentes países e áreas, a fim de se aumentar a transferência de conhecimentos entre pesquisas básicas e aplicadas. O segundo objetivo foi desenvolver recomendações sobre itens chaves que atualmente impedem uma útil troca de conhecimento e experiência, especialmente em relação aos dados experimentais e clínicos. Os elementos essenciais foram considerados como eletrodos, procedimentos de colocação dos eletrodos, processamento de sinais e modelagem (HERMENS *et al.*, 1996). Assim, as recomendações do projeto SENIAM são um referencial para o correto posicionamento dos eletrodos de superfície.

Em relação ao posicionamento dos eletrodos, os membros do SENIAM recomendam que alguns cuidados devam ser tomados para a diminuição da influência da impedância da pele, na preparação da pele. Antes da colocação dos eletrodos é preciso realizar a limpeza da pele (retirada da oleosidade e sujeira), e/ou remoção dos pelos (tricotomia) e leve abrasão para a remoção das células mortas da pele. O SENIAM sugere que o eletrodo deve ser alinhado no sentido das fibras musculares, já que a trajetória do potencial de ação segue o mesmo sentido, e que seja colocado entre o ponto motor e o tendão distal do músculo avaliado. O eletrodo é posicionado numa configuração bipolar, na região do ventre muscular do músculo escolhido, disposto longitudinalmente às fibras musculares. Para a localização da região em que o eletrodo é fixado, e correto posicionamento do mesmo, deve-se levar em consideração os pontos anatômicos do músculo e deve-se estimular 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 (RAPOSO; SILVA, 2013).

Além do posicionamento dos eletrodos, existem algumas considerações importantes a serem feitas com relação à qualidade do sinal, que são: tipo de fibras, diâmetro das fibras, distância entre as fibras, tipo de tecido entre as fibras, ponto de captação do sinal, distribuição espacial das unidades motoras, quantidade de unidades motoras recrutadas,

posicionamento e propriedades dos eletrodos utilizados para detecção do sinal, dentre outros. Outro ponto de grande importância seria a presença de ruídos que podem ser emanados de várias fontes, sendo grande responsável por deterioração nas características do sinal. A influência dos ruídos no sinal eletromiográfico e as fontes que o geram serão abordados na seção 2.5 deste capítulo.

2.4.2 Amplificação do Sinal

Em função da baixa amplitude do sinal eletromiográfico durante a aquisição, faz-se necessário amplificar o sinal mioelétrico coletado para posterior processamento. Vários fatores no amplificador são de grande importância, como o ganho (quantidade de amplificação aplicada ao sinal, relação V_{out}/V_{in}), a largura de banda (região de frequências de trabalho), a relação sinal-ruído e o índice de rejeição do modo comum (FORTI, 2005; MARCHETTI; DUARTE, 2006).

O ganho é definido como a razão entre a voltagem que entra e a que sai do amplificador; deve adequar-se à características da experiência, dos músculos estudados, do tipo de eletrodo e da utilização futura do sinal amplificado. Considerado que o sinal de EMG apresenta, na contração voluntária máxima, uma amplitude que não excede os 5 mV pico a pico, o ganho deve ser ajustável entre 10 e 1000 vezes. Deve-se tomar cuidado para que o ganho escolhido não exceda a voltagem esperada em nenhuma etapa do sistema, sob risco de perda de parte da informação ou de danos ao próprio sistema (AMORIM, 2009).

O tipo de amplificador habitual utilizado na amplificação do sinal de EMG é o amplificador diferencial (Figura 2.13), que pode amplificar linearmente o sinal de EMG sem amplificar o ruído ou erro no sinal (HAMILL; KNUTZEN, 2008).

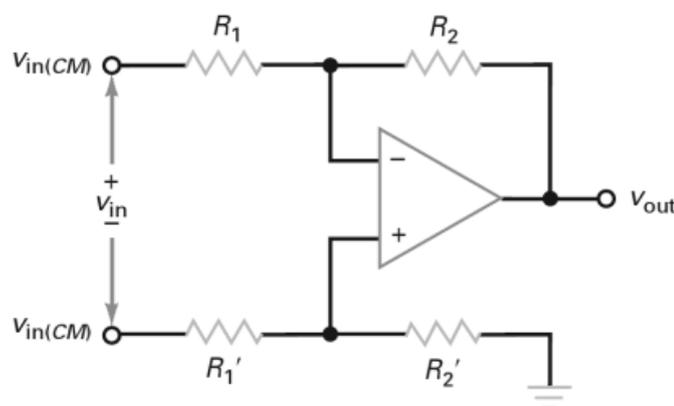


Figura 2.13: Amplificador diferencial (MALVINO; BATES, 2011).

Um amplificador diferencial é aquele que responde à diferença entre dois sinais aplicados em suas entradas e idealmente rejeita sinais que são comuns às suas duas entradas. A eficácia de um amplificador diferencial é medida pelo grau de sua rejeição a sinais de modo comum em detrimento a sinais diferenciais. Isso é normalmente quantificado por uma medida conhecida como razão de rejeição de modo comum (CMRR, do inglês, *common mode rejection ratio*) (SEDRA; SMITH, 2007).

O amplificador diferencial é frequentemente usado em aplicações nas quais o sinal de entrada diferencial é uma pequena tensão (milivolts) e o sinal de entrada em modo comum é uma tensão grande (volts). Como resultado, o CMRR do circuito torna-se um parâmetro crítico (MALVINO; BATES, 2011). O sinal de modo comum é aquele detectado em ambos os eletrodos, tais como interferências da rede elétrica, músculos distantes ou batimentos cardíacos, considerados ruídos. Quanto mais alta a CMRR, melhor o cancelamento do sinal de modo comum (MARCHETTI; DUARTE, 2006), ou seja, melhor será a capacidade do amplificador de rejeitar sinais de ruído.

No entanto, o amplificador diferencial básico apresenta algumas desvantagens, como por exemplo, sua baixa resistência de entrada, o que o limita em algumas aplicações. Para contornar essas dificuldades, alguns circuitos foram propostos, como é o caso do amplificador de instrumentação.

O amplificador de instrumentação ou *instrumentation amplifier* (INA), é um dos mais úteis, precisos e versáteis amplificadores disponíveis hoje, sendo utilizado para medição, instrumentação, controle e aquisição de dados (COUGHLIN; DRISCOLL, 2001). 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 (RIBAS, 2015).

É projetado com vários amplificadores operacionais e resistores de precisão, o que torna o circuito extremamente estável e útil em aplicações em que a precisão é importante. O INA é construído a partir de três amplificadores operacionais e sete resistores, caracterizado pela ligação de um amplificador *buffer* a um amplificador diferencial básico (COUGHLIN; DRISCOLL, 2001), conforme pode ser observado na Figura 2.13.

O primeiro estágio (o pré-amplificador) consiste em dois seguidores de tensão que isolam (função *buffer*) as entradas, o que causa um aumento da impedância de entrada. O ganho de tensão do primeiro estágio é unitário tanto para o sinal de entrada diferencial

quanto para o sinal em modo comum. Portanto, o segundo estágio (o amplificador diferencial) ainda tem de fornecer todo o CMRR do circuito (MALVINO; BATES, 2011).

Diferentemente de um amplificador operacional (AMP-OP) comum, que pode realizar diversas funções através da combinação de vários componentes, no INA somente é possível ajustar o ganho através de um resistor, R_g ilustrado na Figura 2.14, ou alguma ligação entre seus pinos (RIBAS, 2015).

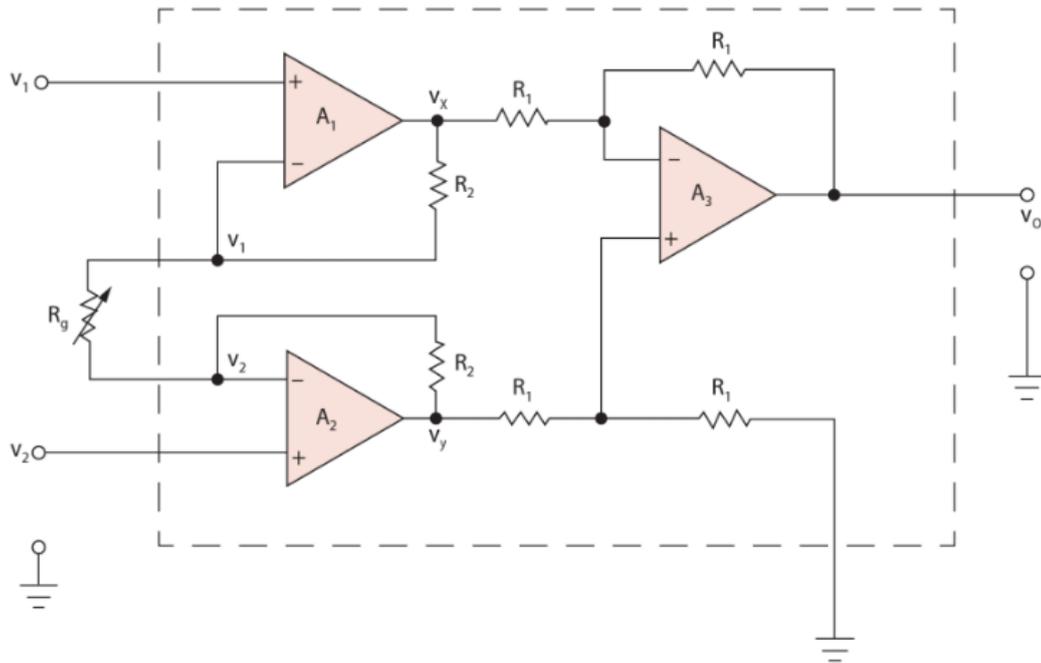


Figura 2.14: Amplificador de instrumentação (INA) (PERTENCE JR., 2015).

A grande diferença entre o INA e um AMP-OP simples está na alta precisão e ganho em corrente contínua (CC) mesmo em algum ambiente ruidoso, geralmente causados pela frequência de corrente alternada (CA) da rede elétrica. Essa característica do INA é decorrente do seu alto índice de rejeição em modo comum (CMRR), que muitas vezes é ajustado de maneira proporcional ao ganho, eliminando parte dos ruídos indesejáveis. Outra característica é referente à alta impedância de entrada, cerca de 10^9 ohms, tornando-se ideal para a medida de sinais de baixa tensão, como os sinais biológicos (RIBAS, 2015).

A impedância na junção da pele e superfície de detecção pode variar desde vários milhares de ohms para vários megaohms para a pele seca. A fim de evitar a atenuação e a distorção do sinal detectado, devido aos efeitos de carga de entrada, a impedância de entrada do amplificador diferencial deve ser tão grande quanto possível, sem causar complicações auxiliares para o funcionamento do amplificador diferencial. Além da

magnitude da impedância de entrada, o equilíbrio entre as impedâncias dos dois locais de detecção também é de grande importância (DE LUCA, 2002).

Lamontagne (2001, p. 34) traz algumas especificações mínimas recomendadas para amplificadores de EMGS. Essas informações são apresentadas na Tabela 2.1.

Tabela 2.1: Requisitos mínimos para amplificador de EMG de superfície.

Variáveis	Requisitos mínimos
Impedância de entrada	$> 10^{10}$ at DC ^{a,b}
	$> 10^8$ at 100 Hz
	$> 10^6$ ^c
	$> 10^{12}$ ^d
CMRR	> 80 dB ^{a,b}
	> 90 dB ^c
Ganho do amplificador	200 – 10.000 ^{a,b,c}
Reposta em frequência	1 – 3000 Hz ^a
	1 – 1000 Hz ^b
	1 – 500 Hz ^d
Ruído	$< 5\mu\text{V}$ RMS com resistência 100 k Ω ^a
^a Recomendado por ISEK	
^b Recomendado por Winter (1990)	
^c Recomendado por De Luca (1993)	
^d Recomendado por Lamontagne (1992)	

(Modificado de LAMONTAGNE, 2001).

2.4.3 Filtragem

Durante o processo de aquisição, o sinal eletromiográfico pode ser contaminado por ruídos, que afetam a qualidade do sinal captado. Por este motivo, o sinal deve ser devidamente filtrado, mesmo após a amplificação diferencial (JAMAL, 2012). A filtragem do sinal eletromiográfico pode reduzir certos sinais elétricos interferentes, restringindo a amplitude da frequência da EMG registrada (NEUMANN, 2011).

Um filtro, que é um dispositivo designado para atenuar variações específicas de frequências, permite a passagem de uma faixa de frequências enquanto rejeita outra. Os filtros podem separar os sinais desejados dos indesejados, bloquear sinais de interferência, além de melhorar e modificar certos sinais (MALVINO; BATES, 2011; MARCHETTI; DUARTE, 2006).

As frequências de ruído que contaminam o sinal eletromiográfico podem ser tanto altas quanto baixas. O ruído de baixa frequência, que pode ser provocado pelo *offset* do amplificador, pelo movimento do sensor sobre a pele e pelas flutuações de temperatura, por exemplo, pode ser removido utilizando-se um filtro passa alta. Já o ruído de alta frequência, que pode ser causado pela condução nervosa e pela interferência de altas frequências de sistemas de radiodifusão, computadores, telefones celulares, etc., pode ser removido utilizando-se filtro passa baixa (JAMAL, 2012).

Assim, há dois filtros básicos que podem ser aplicados em sinais eletromiográficos, o filtro passa alta, que deixa passar as frequências mais altas e atenua as frequências mais baixas, e o filtro passa baixa, que deixa passar as frequências mais baixas e atenua os sinais de frequência mais elevada (MOTION LAB SYSTEMS, 2009).

O sinal captado pode ser filtrado por *hardware* ou por *software*. A filtragem por *hardware* é feita na etapa de amplificação e a por *software*, durante seu processamento (AMORIM, 2009).

Dessa forma, os filtros podem, ainda, ser analógicos ou digitais. Os analógicos são baratos, rápidos, possuem grande variação dinâmica em amplitude e frequências, e são relacionados ao condicionamento do sinal. São caracterizados por circuitos eletrônicos e seus componentes fundamentais são os resistores, capacitores e indutores (filtros passivos). O uso adicional de amplificadores (filtros ativos) é utilizado comumente para aumentar o desempenho dos filtros. Entretanto, os filtros digitais são superiores em seu nível de desempenho e muito requisitados para a análise dos dados após sua digitalização. Na prática, frequentemente são utilizados diferentes tipos de filtros, alguns envolvidos com o próprio condicionamento do sinal (antes de qualquer digitalização), implicando o uso de filtros analógicos; e outros necessários para a análise dos dados já digitalizados, implicando o uso de filtros digitais (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Em relação à utilização de filtros analógicos para o condicionamento do sinal eletromiográfico, as recomendações do SENIAM relacionam o tipo de filtro a ser utilizado à frequência a ser atenuada. Para a EMGS, no filtro passa baixa, a frequência de corte é usualmente próxima de 500 Hz, sendo aplicado para promover uma atenuação dos componentes de frequências de ruído; já no filtro passa alta, a frequência de corte é de 10 a 20 Hz, para a análise do movimento. Estes componentes de baixa frequência podem ser causados por artefatos de movimento e instabilidade na interface pele-eletrodo, sendo que

estes sinais indesejados estão usualmente em frequências de 0 a 20 Hz (FORTI, 2005; MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Assim, o filtro para EMG deve ser projetado levando-se em consideração a maior energia do sinal, que está compreendida na faixa de 20 a 500 Hz. Além de limitar a faixa para análise, o filtro tem ainda o papel de eliminar ruídos e evitar o efeito *aliasing*, fenômeno que aparece quando a frequência de amostragem não é suficientemente grande (BARROS, 2005).

Alguns condicionadores utilizam filtros do tipo *notch*, que são capazes de rejeitar uma faixa de frequência. Esses são empregados para a retirada da frequência advinda da rede elétrica (50 ou 60 Hz). Contudo, há grandes perdas de sinal de EMG pela eliminação de frequências vizinhas da faixa de rejeição (TOMÉ, 2015).

Para o condicionamento dos sinais eletromiográficos, utilizam-se com maior frequência certos tipos de filtros, podendo-se citar os filtros de *Butterworth*, *Chebyshev* e *Bessel*. Geralmente são utilizados filtros de ordem superior. A ordem de um filtro exprime a complexidade do mesmo e se define pelo número de componentes reativos que ele possui em seu circuito tais como capacitores e indutores; e define o rigor do mesmo, que é caracterizado pela sua banda de transição. Os filtros de ordem superior possuem uma ação mais rígida em rejeitar ou deixar passar os sinais desejados. Um filtro de primeira ordem atenua bandas de transição com valores de sinal de entrada de 20 dB/década, enquanto que um filtro de segunda ordem atenua 40 dB/década (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Neste trabalho, no entanto, não foram utilizados filtros de ordem superior. Os filtros utilizados são de primeira ordem. Essa escolha é justificada pelo uso de um filtro físico, biomecânico, constituído por uma malha derivada de biomaterial látex, na fase de aquisição do sinal de EMGS. Assim, os filtros utilizados são os filtros ativos passa alta e passa baixa básicos, de primeira ordem.

O filtro ativo do tipo passa baixa, que tem a função de atenuar os sinais de alta frequência, em uma de suas configurações mais simples (primeira ordem), é possível de ser projetado utilizando um AMP-OP, dois resistores e um capacitor, conforme pode ser observado na Figura 2.15. O filtro ativo do tipo passa alta de primeira ordem (Figura 2.16), que atua de forma a atenuar as frequências mais baixas, assim como o passa baixa de primeira ordem, é construído apenas por um AMP-OP, dois resistores e um capacitor, porém com disposição diferente (RIBAS, 2015).

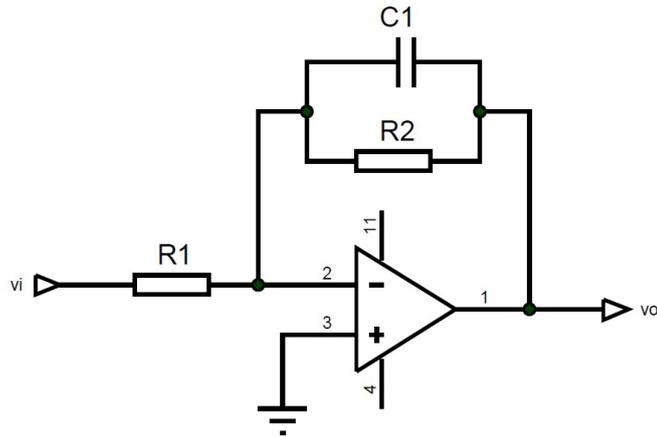


Figura 2.15: Filtro passa baixa de primeira ordem (RIBAS, 2015).

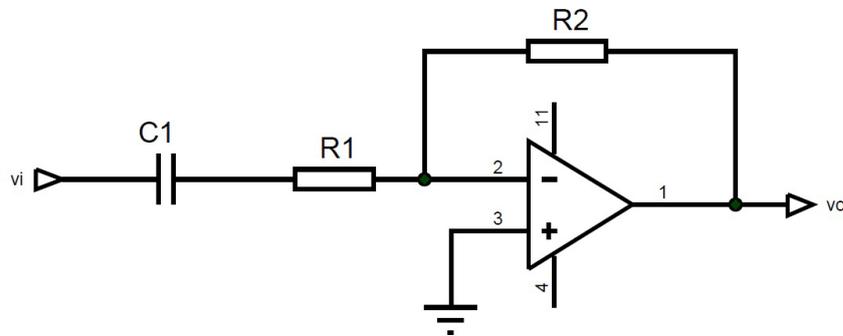


Figura 2.16: Filtro passa alta de primeira ordem (RIBAS, 2015).

Para esses filtros, calcula-se o ganho da saída pela equação 2.2 e a frequência de corte pela equação 2.3 (RIBAS, 2015):

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

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

onde A representa o ganho de saída, e ω_c a frequência de corte.

2.4.4 Frequência de Amostragem

A frequência de amostragem refere-se ao número de pontos registrados por segundo. Quanto maior for a frequência de amostragem, maior a quantidade de informação e melhor a representação do sinal (FORTI, 2005).

Sob certas condições, um sinal de tempo contínuo (analógico) pode ser completamente representado por seus valores ou amostras uniformemente espaçadas no tempo. Essa propriedade vem de um resultado básico que é conhecido como teorema da amostragem. O conceito de amostragem estabelece que um sinal de tempo contínuo pode ser representado por uma sequência de amostras uniformemente espaçadas. Se um sinal é subamostrado (ou seja, a frequência de amostragem é menor que aquela exigida pelo teorema de amostragem), então o sinal reconstruído estará relacionado ao sinal original por meio de uma forma de distorção conhecida como *aliasing* (OPPENHEIM; WILLSKY, 2010).

A definição da frequência de amostragem possui um papel crítico para a correta reprodução digital do sinal de EMG analógico. Um sinal analógico, reproduzido digitalmente com uma baixa frequência de amostragem, pode não conter todas as informações relevantes (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

O teorema de *Nyquist* propõe que para a correta reconstrução digital do sinal de EMG, sem *aliasing*, deve-se utilizar uma frequência de amostragem de, no mínimo, o dobro de sua maior frequência. Como o sinal de EMG pode ter frequências de até cerca de 400 a 500 Hz, portanto, considera-se como frequência de amostragem mínima para o sinal de EMG frequências da ordem de 1 kHz ou mais (MARCHETTI; DUARTE, 2006). No entanto, na prática, é recomendada uma frequência de pelo menos 4 vezes a frequência do sinal capturado (FORTI, 2005).

2.4.5 Conversão Analógico/Digital

O processo de digitalização de um sinal de EMG analógico é realizado por conversores analógico/digital (A/D). O conversor transforma um sinal analógico em dado digital, sendo que as grandezas analógicas são aquelas cujas medidas podem assumir uma infinidade de valores, e os dados digitais são caracterizados por assumir uma quantidade finita de valores discretos. Estes dispositivos são componentes comuns dos equipamentos eletrônicos e são utilizados para capturar sinais analógicos e expressar a informação em formato digital. Uma vez digitalizada, a informação pode ser processada por um *software*, por exemplo, para alcançar objetivos específicos (AMORIM, 2009; MARCHETTI; DUARTE, 2006).

O processo de conversão A/D implica a quantificação, em segmentos discretos, do sinal analógico (sinal contínuo). O número de níveis de quantificação é dado por 2^N em que

N é o número de *bits* da saída digital. Geralmente são usados conversores de 8, 12 e 16 *bits* (LOPES, 2014; MARCHETTI; DUARTE, 2006).

A resolução é o termo usado para descrever a tensão mínima que um conversor A/D consegue distinguir. Num conversor com N *bits* o incremento mínimo de tensão detectável à entrada é dado pela equação 2.4 (LOPES, 2014):

$$\text{resolução} = V_{ref}/2^N \quad (2.4)$$

onde:

V_{ref} = tensão de referência do conversor A/D;

N = número de *bits* do conversor.

A faixa de entrada é um parâmetro associado à resolução do sinal e informa a faixa de tensões que a placa conversora A/D consegue representar numericamente (AMORIM, 2009).

2.4.6 Análise de sinais de EMG

O sinal eletromiográfico registrado através de um sistema de aquisição apropriado é processado posteriormente para a extração das variáveis a serem analisadas no domínio do tempo ou no domínio da frequência (ALVIM, 2012).

2.4.6.1 Parâmetros no domínio do tempo

Algumas das primeiras técnicas para avaliação do sinal de EMGS envolviam a medição da amplitude pico a pico e a contagem manual do número de picos que ultrapassavam um determinado valor, a partir de um registro em papel. Com os avanços tecnológicos, outros métodos mais modernos puderam ser desenvolvidos. Atualmente, os parâmetros no domínio do tempo mais utilizados são o valor médio do sinal retificado (ARV, do inglês *Average Rectified Value*) e o valor da raiz média quadrática (valor RMS, do inglês *Root Mean Square*) (ALMEIDA, 2010).

Os avanços obtidos nos dispositivos eletrônicos durante as últimas décadas tem tornado possível calcular convenientemente e com precisão os valores RMS e ARV do sinal de EMG. O valor ARV é semelhante ao valor retificado integrado, se os cálculos

forem feitos corretamente e com precisão. Ambas estas variáveis proporcionam uma medição da área sob o sinal, mas não tem um significado físico específico. Por outro lado, o valor RMS é uma medida da potência do sinal, assim, ele tem um significado físico claro. Por esse motivo, o valor RMS é preferível para a maioria das aplicações (DE LUCA, 2002).

Para calcular o valor RMS, que resulta em um valor associado à potência do sinal no intervalo analisado, realiza-se a soma de todas as amostras do sinal da EMGS elevadas à segunda potência. Esse somatório é dividido pelo número total de amostras e extrai-se a raiz quadrada do quociente obtido. Já o ARV consiste no somatório do sinal retificado em um intervalo de tempo, dividido pelo tamanho do intervalo. As equações 2.5 e 2.6 mostram como encontrar essas estimações de amplitude do sinal de EMGS (ALMEIDA, 2010; TELES, 2015).

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (2.5)$$

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

onde x_i é o sinal de EMGS amostrado e N é o número de amostras do trecho considerado na análise (ALMEIDA, 2010).

Apesar de essas ferramentas matemáticas serem similares e permitirem inferências sobre o nível de ativação muscular e/ou associações entre a amplitude do sinal e valências físicas, o valor RMS é consagrado na literatura e consistente em demonstrar linearidade tanto para contrações dinâmicas quanto isométricas quanto a amplitude do sinal eletromiográfico (TELES, 2015).

2.4.6.2 Parâmetros no domínio da frequência

Na análise no domínio da frequência as informações são processadas por *softwares* para observar os conteúdos de frequências advindos do sinal de EMG (TOMÉ, 2015).

Os estimadores de frequência mais comumente utilizados para o sinal de EMGS são a frequência de potência média (FPM) e frequência de potência mediana (FPMd). Os

parâmetros de frequência do sinal de EMGS são utilizados para descrever fenômenos fisiológicos como fadiga e patologias neuromusculares. Normalmente, utiliza-se o estimador de FPMd por ser menos sensível à ruído e mais sensível à fadiga, o que é desejado em vários estudos (ALMEIDA, 2010; TELES, 2015). É apresentado o cálculo da FPM e da FPMd nas equações 2.7 e 2.8 respectivamente (TOMÉ, 2015):

$$FPM = \frac{\sum_{i=1}^{f_s/2} f_i P_i}{\sum_{i=1}^{f_s/2} P_i} \quad (2.7)$$

$$\sum_{i=1}^{f_{mediana}} P_i = \sum_{i=f_{mediana}}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i \quad (2.8)$$

onde f_s é a frequência de amostragem, P_i é a i -ésima linha de potência do espectro, f_i é a i -ésima frequência considerada, $f_{mediana}$ é a frequência de potência mediana (FPMd) e M é o maior harmônico considerado (TOMÉ, 2015).

Tem-se, assim, uma representação do sinal de EMGS em um espectro de frequências, onde o conteúdo do sinal é representado como um histograma e normalmente utilizando a transformada rápida de Fourier (FFT, do inglês *fast Fourier transform*) (TELES, 2015). Geralmente, a análise de frequência envolve a determinação do espectro de frequências via FFT, e então pode-se obter a análise de densidade espectral de energia (PSD, do inglês *power spectral density*). A PSD pode ser utilizada para calcular as frequências médias e medianas e o comprimento de banda do sinal eletromiográfico. Técnicas de análise espectral são frequentemente utilizadas para descrever as características das frequências do sinal eletromiográfico. Para sinais de EMGS, as frequências do espectro possuem uma média de aproximadamente 120 Hz, e um valor da mediana em torno de 100 Hz (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

A PSD tem como função descrever como a variância de um processo aleatório está distribuída em relação às suas frequências, onde a área sob a curva representa a energia ou potência do sinal (AMABILE, 2008). Na Figura 2.17 é apresentado um gráfico

representativo do PSD de um sinal de EMGS. Neste gráfico, observa-se que a maior parte da energia do sinal está entre 75 Hz e 150 Hz.

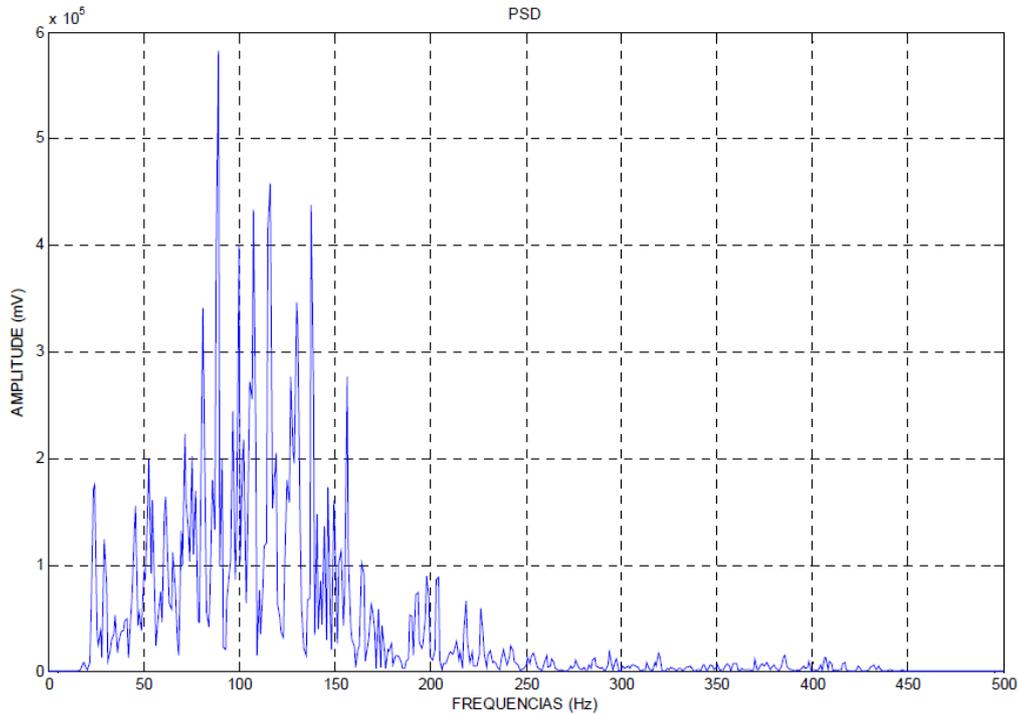


Figura 2.17: Gráfico representativo do PSD de um sinal eletromiográfico de superfície (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

2.5 SINAL DE EMGS E RUÍDOS

A eletromiografia de superfície (EMGS) é uma técnica não invasiva utilizada para medir e avaliar a atividade elétrica dos músculos esqueléticos (RIILLO *et al.*, 2014). Na EMGS, o sinal captado é o somatório dos potenciais de ação das fibras musculares localizadas sob os eletrodos fixados na superfície da pele do indivíduo (DE LUCA, 1979).

A EMGS é o método mais comum de registro da atividade elétrica dos músculos. Em comparação com eletrodos intramusculares, os eletrodos de superfície são mais convenientes e não invasivos; por conseguinte, a EMGS é a técnica de escolha para a grande maioria dos músculos superficiais (WINTER; FUGLEVAND; ARCHER, 1994). No entanto, a EMGS apresenta algumas limitações, pois os eletrodos não detectam sinais de músculos profundos e nem seletivamente de músculos pequenos, sendo que neste caso os sinais dos músculos adjacentes também são detectados (FREITAS, 2015).

Vários fatores podem afetar as características do sinal de EMGS. Dentre elas podemos citar o diâmetro e o número de fibras musculares, o tecido e a interface pele-eletrodo, o

condicionamento do sinal, o número de unidades motoras ativas, a distância entre a superfície da pele e as fibras musculares, a velocidade de condução, o fluxo sanguíneo no músculo, a distância intereletrodos, a relação tipo de fibra e sua localização e a taxa de disparo das unidades motoras. Estes fatores são apresentados de forma esquemática na Figura 2.18 (ALMEIDA, 2010).

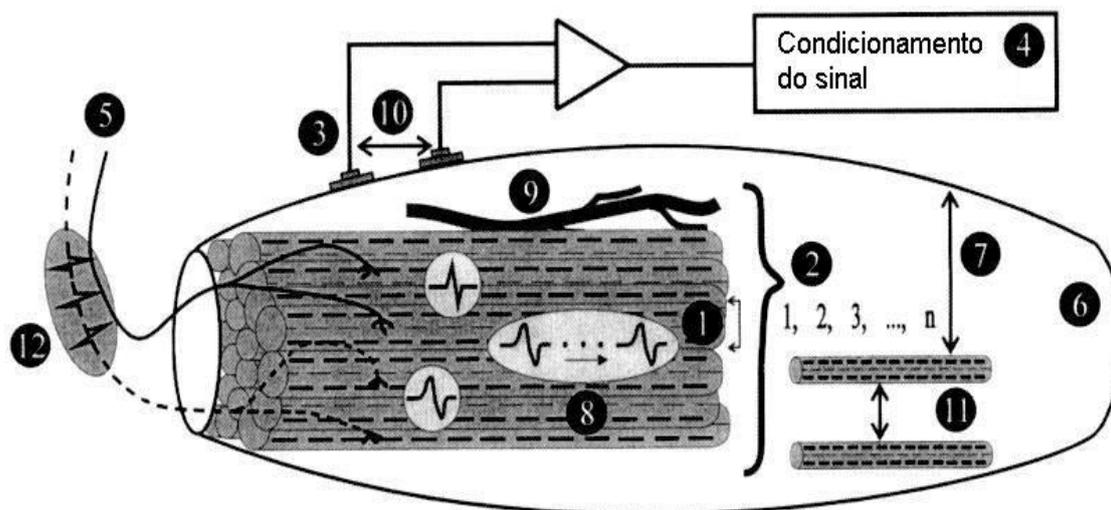


Figura 2.18: Alguns elementos que influenciam o sinal de EMGS: (1) o diâmetro da fibra muscular, (2) o número de fibras musculares, (3) a interface pele-eletrodo, (4) o condicionamento do sinal, (5) o número de unidades motoras ativas, (6) o tecido, (7) a distância entre a superfície da pele e as fibras musculares, (8) a velocidade de condução, (9) o fluxo sanguíneo no músculo, (10) a distância intereletrodos, (11) a relação tipo de fibra e sua localização, (12) taxa de disparo das unidades motoras (ALMEIDA, 2010).

A identidade de um sinal de EMGS que se origina no músculo pode ser perdida devido a uma mistura de diferentes sinais de ruído ou artefatos, que podem ser encontrados no sinal de EMGS, e podem ter um efeito sobre o resultado de extração de características e, conseqüentemente, afetar o diagnóstico dos sinais (CHOWDHURY *et al.*, 2013). Um certo número de fontes de ruído podem contaminar a gravação de sinais eletromiográficos e não são reconhecidos facilmente por inspeção visual. Estas fontes podem distorcer o sinal e podem levar a erros na interpretação do sinal eletromiográfico utilizado para investigação da atividade muscular (DELSYS, 2016).

Quando o sinal eletromiográfico é detectado e registrado, existem duas questões importantes referentes à sua fidelidade. A primeira é a relação sinal/ruído, ou seja, a relação entre a energia do sinal eletromiográfico e a energia do sinal de ruído. Ruído são sinais elétricos que não pertencem ao sinal eletromiográfico procurado. A segunda questão

é a distorção do sinal, o que significa que a contribuição relativa de qualquer componente de frequência no sinal eletromiográfico é alterada (AMORIM, 2009).

Muitos fatores podem afetar a qualidade do sinal eletromiográfico. Em geral, esses fatores podem ser divididos em fisiológicos, físicos e elétricos e em fatores intrínsecos e extrínsecos. Os fatores intrínsecos, em geral, são caracterizados por fatores fisiológicos, como a forma, o diâmetro e a geometria das fibras musculares, as características das unidades motoras, o número de unidades motoras ativas, a velocidade de condução, as características do tecido do indivíduo (gordura corporal, temperatura corporal, fluxo sanguíneo muscular) e entre outros. Já os fatores extrínsecos estão relacionados, em geral, com fatores físicos e elétricos, como a estrutura, localização e orientação dos eletrodos, distância intereletrodos, o ruído da fonte de alimentação, artefatos de movimento dos cabos, entre outros (CORREA; COSTA; PINTO, 2012; DE LUCA *et al.*, 2010; LAMONTAGNE, 2001).

O ruído pode, assim, emanar de várias fontes, como de componentes eletrônicos de detecção e equipamentos de registro; ruído ambiente; artefatos de movimento (interface entre a superfície de detecção do eletrodo e a pele, e movimento do cabo de conexão dos eletrodos com o amplificador); instabilidade referente ao sinal (a amplitude do sinal eletromiográfico é quase aleatória na natureza), entre outros (AMORIM, 2009). A seguir são descritas as principais fontes de ruído que afetam a qualidade do sinal de EMGS e que podem gerar interpretações errôneas do mesmo.

2.5.1 Ruído interno

Fatores anatômicos, bioquímicos e fisiológicos ocorrem devido ao número de fibras musculares por unidade, profundidade e localização de fibras ativas, e quantidade de tecido. Esses fatores são chamados de ruído interno e afetam diretamente a qualidade do sinal eletromiográfico. Os efeitos capacitivos também agem como um ruído interno para um sinal de EMG. A quantidade de tecido entre os músculos e os eletrodos, juntamente com a sua espessura, afeta a amplitude do sinal de EMG. Estudos mostraram que, se a espessura do tecido subcutâneo entre o eletrodo de superfície e os músculos ativos aumenta, então a atividade eletromiográfica diminui. A quantidade de excesso de gordura corporal é considerada um ruído interno para EMG, pois aumenta a separação entre as

fibras musculares ativas e os locais de detecção. Esses efeitos podem ser parcialmente reduzidos pelo uso de filtros espaciais passa alta (CHOWDHURY *et al.*, 2013).

2.5.2 Instabilidade inerente do sinal

A amplitude do sinal de EMG é quase aleatória na natureza. Os componentes de frequência entre 0 e 20 Hz são particularmente instáveis, porque são afetadas pela natureza quase aleatória da taxa de disparo das unidades motoras que, na maioria das condições, são ativadas nessa região de frequência. Por causa da natureza instável destes componentes é aconselhável considerá-los como ruído indesejado e removê-los do sinal (DE LUCA, 2002).

2.5.3 Crosstalk

Algumas parcelas do sinal eletromiográfico podem não ser provenientes do músculo de interesse. Músculos vizinhos podem produzir uma quantidade significativa de EMG que é detectado pela região de detecção dos eletrodos. Esse sinal de EMG indesejado, proveniente de músculos vizinhos é chamado de “*crosstalk*”. Esses sinais de *crosstalk* contaminam o sinal, sobrepondo-se ao sinal eletromiográfico do músculo de interesse, e sua presença distorce a amplitude e temporização dos dados de EMG, podendo causar uma interpretação incorreta da informação do sinal. *Crosstalk* depende de fatores fisiológicos e pode ser minimizado escolhendo o tamanho do eletrodo e as distâncias intereletrodos cuidadosamente (CHOWDHURY *et al.*, 2013; DELSYS, 2016; KONRAD, 2005).

2.5.4 Artefatos de eletrocardiograma (ECG)

A atividade cardíaca (artefato ECG) muitas vezes contamina os sinais de EMG, especialmente em registros eletromiográficos de músculos do tronco. Para a eliminação dos efeitos provocados por esse artefato, filtros passa alta podem ser utilizados (CHOWDHURY *et al.*, 2013).

2.5.5 Ruído inerente aos componentes eletrônicos

Todos os equipamentos eletrônicos geram ruído elétrico. O ruído gerado pela eletrônica do sistema de amplificação pode ser denominado ruído térmico. Este ruído tem

componentes de frequência que variam de 0 Hz a vários milhares de Hz. Este ruído pode ser reduzido pelo uso de componentes eletrônicos de alta qualidade, pelo projeto de circuitos inteligentes e técnicas de construção (DE LUCA, 2002; DE LUCA *et al.*, 2010).

2.5.6 Ruído ambiente (ruído eletromagnético)

Este ruído provém de fontes de radiação eletromagnética, como transmissão de rádio e televisão, fios de energia elétrica, lâmpadas fluorescentes, etc. O corpo humano comporta-se como uma antena – a superfície do corpo é continuamente inundada com radiação elétrica e magnética, que é a fonte do ruído eletromagnético. A preocupação dominante para o ruído ambiente surge a partir da radiação de 60 Hz (ou 50 Hz) a partir de fontes de energia. O sinal de ruído ambiente pode ter uma amplitude que é de um a três ordens de magnitude maior do que o sinal de EMG (CHOWDHURY *et al.*, 2013; DE LUCA, 2002). Filtros *notch* podem ser utilizados para a retirada da frequência advinda da rede elétrica (50 ou 60 Hz). Contudo, há grandes perdas de sinal de EMG pela eliminação de frequências vizinhas da faixa de rejeição (TOMÉ, 2015).

2.5.7 Ruído eletroquímico

O ruído eletroquímico é originado na interface pele-eletródo (DE LUCA *et al.*, 2010). No processo de gravação de sinais biomédicos, um componente significativo de ruído é introduzido pelo eletródo, e com isso, a resolução de um sistema de gravação de biopotencial é limitada pelo ruído dos eletrodos (HUIGEN, 2001; HUIGEN; PEPER; GRIMBERGEN, 2002).

O eletródo é um condutor, sendo aplicado sobre a pele com um eletrólito. É papel do eletródo reproduzir fielmente as diferenças de potencial na superfície do corpo. Dentro do corpo humano, correntes elétricas são transportadas por íons e o eletródo, sendo um transdutor, tem que conduzir este fluxo de íons em um fluxo de elétrons em seus fios metálicos. Devido à interação entre o eletrólito e a pele, a pele é, de fato, parte do transdutor, o que complica o estudo da produção de ruído do eletródo. Observou-se em alguns estudos que o ruído eletroquímico origina principalmente na interface pele-eletrólito e que é altamente dependente do gel de eletródo utilizado e das propriedades da pele do indivíduo (HUIGEN, 2001; HUIGEN; PEPER; GRIMBERGEN, 2002).

A Figura 2.19 mostra uma representação simplificada de dois eletrodos de superfície que são usados para medir a diferença de potencial na pele. O metal do eletrodo fica em contato com a pele através de um eletrólito. O eletrólito assegura um contato galvânico entre o metal e a pele e reduz a impedância das camadas superiores da pele. O eletrólito é normalmente referido como pasta de eletrodo ou gel (HUIGEN, 2001).

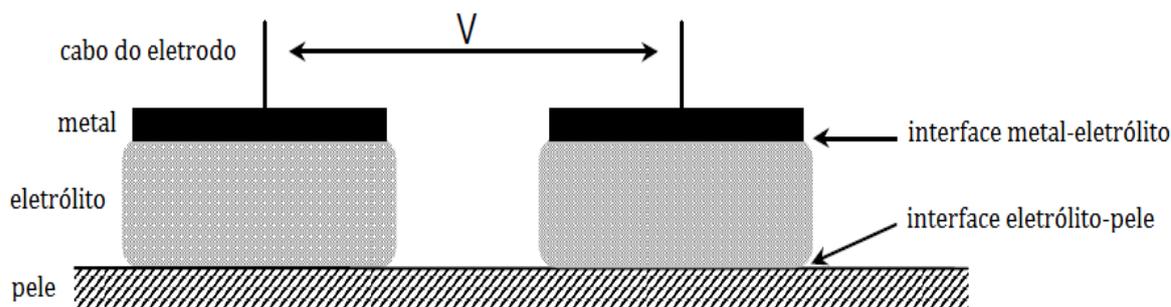


Figura 2.19: Diagrama esquemático de eletrodos colocados sobre a pele (modificado de HUIGEN, 2001).

Na interface metal-eletrólito, uma transferência de cargas entre íons e elétrons ocorre no eletrodo, por meio do contato galvânico entre o metal e o eletrólito. Para a medição de uma diferença de potencial são necessários dois eletrodos. Em princípio, os potenciais de contato de ambas as interfaces de metal-eletrólito anulam-se mutuamente. No entanto, instabilidades nos potenciais de contato dos eletrodos, faz surgir ruído na medição. Algumas pesquisas afirmam que o ruído dos eletrodos depende do metal utilizado, e indicam que a interface pele-eletrólito contribui para o ruído de eletrodos de superfície. A interface eletrólito-pele também pode contribuir para a geração deste ruído. Nesta interface, os íons a partir do corpo e do eletrólito são trocados. Para este fim, eles têm de ser transportados através da camada exterior da pele, chamada estrato córneo, que é uma camada seca de células mortas, sendo a principal responsável pela elevada impedância da pele. Algumas pesquisas verificaram que ferir a pele, por exemplo com lixa fina, e a utilização de gel, reduz o ruído de eletrodos de superfície, pois reduz a alta impedância da pele (HUIGEN, 2001).

Quando um eletrodo é colocado sobre a pele, as superfícies de detecção entram em contato com o eletrólito da pele. A reação química ocorre e requer um certo tempo para estabilizar, tipicamente na ordem de alguns segundos. No entanto, a reação química deve permanecer estável durante o período de gravação e não deve alterar significativamente se

as características elétricas da pele mudarem pela transpiração ou mudança de umidade (DE LUCA, 2002).

2.5.8 Artefatos de movimento

O ruído de artefatos de movimento também tem origem na interface pele-eletrodo. Ele é gerado quando: (a) os músculos se movimentam debaixo da pele, e (b) quando uma força de impulso viaja através do músculo e da pele subjacente ao sensor causando um movimento na interface pele-eletrodo (DE LUCA *et al.*, 2010).

Assim, tem-se que os artefatos de movimento são causados pelo movimento relativo do sensor em relação à pele subjacente sobre o músculo de interesse. Existem duas fontes principais de artefatos de movimento: uma relacionada à interface entre a superfície de detecção do eletrodo e a pele (interface pele-eletrodo), e outra relacionada ao movimento dos cabos de ligação do eletrodo para o amplificador. Quando o músculo é ativado, o comprimento do músculo diminui e o músculo, a pele e o eletrodo se deslocam um em relação ao outro. Os sinais elétricos dessas fontes de ruído têm maior parte da sua energia na gama de frequências de 0 a 20 Hz. Podem ser causados por um impacto direto com o sensor ou com o corpo, por um movimento rápido do segmento de corpo ao qual o sensor está ligado, e por alterações do equilíbrio químico da interface pele-eletrodo, devido a alterações volumétricas durante o encurtamento e alongamento do músculo durante o processo de contração muscular. Os artefatos de movimento são particularmente problemáticos durante contrações dinâmicas ou atividades vigorosas (CHOWDHURY *et al.*, 2013; DE LUCA, 2002; DELSYS, 2016).

Para reduzir esses artefatos, algumas técnicas podem ser utilizadas, como procedimentos de filtragem, utilizando-se filtros de ordens superiores (como *Chebyshev*, por exemplo), e algumas técnicas de processamento (CHOWDHURY *et al.*, 2013).

Neste trabalho, no entanto, é apresentada uma nova técnica para a diminuição destes ruídos por artefato de movimento: uma filtragem física, biomecânica, baseada em uma malha derivada de biomaterial látex. Com essa técnica de filtragem física, é possível diminuir o uso de filtros de ordem superior e de técnicas avançadas de processamento, o que permite uma diminuição da carga de *hardware* e de *software* e possibilita, assim, uma redução dos custos do sistema.

A malha derivada de biomaterial látex é aplicada envolvendo os eletrodos posicionados no músculo, possibilitando que os mesmos fiquem mais bem fixados e que não se movimentem em relação à pele caso haja algum impacto.

2.6 BIOMATERIAIS

Existem muitos tipos de materiais com diferentes aplicações. A busca por novos materiais sintéticos para o tratamento de alterações teciduais incentiva o estudo de uma técnica apoiada no desenvolvimento tecnológico, ainda pouco explorado, a do biomaterial. Os biomateriais destacam-se por causa da sua capacidade de se manter em contato com os tecidos do corpo humano (NASSAR *et al.*, 2011; REIS, 2013).

Um biomaterial pode ser definido como qualquer substância sintética ou natural que pode ser utilizada como tratamento para substituir parte de um sistema vivo ou para funcionar em íntimo contato com um tecido vivo (PARK; LAKES, 2007; REIS, 2013).

Os biomateriais têm sido utilizados para diversas aplicações, sendo aplicados como próteses ósseas, articulações artificiais, próteses de válvulas cardíacas, implantes dentários, tecido artificial, lentes intraoculares, implantes mamários, entre vários outros (NASSAR *et al.*, 2011; RATNER *et al.*, 1996).

Há mais de um século, guiados por estudos clínicos e experimentais, os pesquisadores procuram desenvolver materiais com características adequadas para substituição total ou parcial dos tecidos biológicos presentes no corpo humano por ocasião de alguma patologia ou traumatismos diversos, visando assim uma recomposição mais próxima possível da ideal para anatomia e a função da região comprometida. Os primeiros registros da utilização de biomateriais datam de 4.000 a.C.; entretanto, o uso desses materiais estavam fadados ao insucesso, uma vez que eram desconhecidos os conceitos relativos aos materiais, a infecção e as reações biológicas (SINHORETI; VITTI; SOBRINHO, 2013).

A ciência dos biomateriais tem apresentado grande evolução, graças ao desenvolvimento científico e tecnológico multidisciplinar de diversas áreas como Medicina, Odontologia, Biologia, Engenharia, Física e Química. No decorrer das últimas décadas observa-se um significativo aumento na utilização dos biomateriais, justificado pelo aumento da expectativa de vida da população e, conseqüentemente, ao elevado índice de traumas e doenças que demandam a necessidade de se realizar tratamentos cada vez mais eficazes. Isso tudo está aliado a grande concorrência entre as corporações industriais

de inovação tecnológica, principalmente no campo da nanotecnologia, a qual tem promovido rápido progresso na área de biomateriais, proporcionando o desenvolvimento de novos materiais e dispositivos para aplicações biomédicas, além de maior conhecimento sobre a interação entre biomateriais e tecidos biológicos (SINHORETI; VITTI; SOBRINHO, 2013).

No futuro, espera-se que os biomateriais sejam capazes de melhorar a regeneração de tecidos naturais, promovendo assim o restabelecimento do comportamento estrutural, funcional, metabólico e bioquímico, bem como o desempenho biomecânico. A concepção de materiais novos, de baixo custo, biocompatíveis, é crucial para a melhoria das condições de vida e bem estar da população, levando-se em consideração o número crescente de pessoas que precisam de implantes (NASSAR *et al.*, 2011).

Os biomateriais devem apresentar propriedades físicas e biológicas compatíveis com os tecidos biológicos do hospedeiro, de modo a estimular uma resposta adequada dos mesmos. Devem apresentar características como biocompatibilidade, não ser tóxico nem carcinogênico, apresentar bioestabilidade, propriedades mecânicas adequadas, peso e densidade adequados, ter custo relativamente baixo, ser reprodutível e de fácil fabricação. Sendo assim, para se utilizar um biomaterial com segurança, o mesmo deve apresentar três características básicas: (1) biocompatibilidade, não induzindo respostas biológicas adversas, como reações alérgicas e inflamatórias não toleráveis pelo organismo; (2) alta osteocondutividade, estimulando o crescimento de células ósseas; e (3) bioatividade, que é a capacidade do material em se unir com tecido biológico (AGOSTINI, 2009; SINHORETI; VITTI; SOBRINHO, 2013).

Dentre as características, a biocompatibilidade é uma das mais importantes, pois a biofuncionalidade do material só poderá se manifestar caso haja biocompatibilidade (REIS, 2013). A biocompatibilidade pode ser caracterizada pela aceitação de um implante artificial pelo tecido circundante e pelo corpo como um todo. O biomaterial não deve ser degradado pelo ambiente do organismo (exceto quando esta é sua finalidade), e a sua presença não deve prejudicar o tecido, os órgãos ou os sistemas. Se o biomaterial se destina a ser degradado, os produtos de sua degradação não devem prejudicar órgãos e tecidos (PARK; LAKES, 2007).

Quando um material estranho entra em contato com os fluídos biológicos, respostas de proteção são desencadeadas e se manifestam como processos inflamatórios ou

imunológicos, visando à eliminação do corpo estranho. Portanto, o bom desempenho de um biomaterial pós-implante está associado a um equilíbrio entre biocompatibilidade e biofuncionalidade (REIS, 2013).

Assim, a escolha de um material para ser usado como biomaterial depende da análise de uma série de requisitos que devem ser observados. Nesse sentido, a biocompatibilidade (efeito do ambiente orgânico no material e efeito do material no organismo), a biodegradabilidade (fenômeno em que o material é degradado ou solubilizado em fluidos tissulares, desaparecendo do sítio de implantação), bem como a velocidade de degradação do material são características desafiadoras para o desenvolvimento e fundamentais para a escolha de um biomaterial (OLIVEIRA *et al.*, 2010).

Essas propriedades conferem ao biomaterial uma interação benéfica com o organismo onde é implantado, desde que: (1) o material não desencadeie resposta inflamatória sustentada ou tóxica na sua implantação *in vivo*; (2) o tempo de degradação do material permita a ocorrência do processo de regeneração ou cura do sítio comprometido; (3) o material apresente propriedades mecânicas adequadas à aplicação para que foi indicado e que qualquer variação das propriedades mecânicas decorrente da sua degradação *in vivo* seja compatível com o processo de regeneração ou restabelecimento do sítio de implantação; e (4) sua degradação não gere produtos tóxicos e que sejam facilmente metabolizados e liberados do corpo (OLIVEIRA *et al.*, 2010).

Os biomateriais podem ser classificados de acordo com a sua origem e depende da sua natureza química, dividindo-se em (i) biomateriais naturais (ou biológicos) que se subdividem em homólogos (quando originados do próprio indivíduo, como é o caso das pontes de safena), autólogos (quando originados de outras pessoas) e heterólogos/xenógenos (quando originados de animais e aproveitados em implantes ou cirurgias) ou (ii) biomateriais sintéticos que incluem implantes cirúrgicos, e que se dividem em metálicos (ferrosos e não ferrosos), cerâmicos, polímeros e compósitos. A Tabela 2.2 relaciona algumas aplicações de biomateriais sintéticos. Os biomateriais também podem ser classificados através da resposta induzida ao meio biológico, podendo ser bioinertes, bioabsorvíveis e bioativos (AGOSTINI, 2009; SINHORETI; VITTI; SOBRINHO, 2013).

A Tabela 2.2 ilustra a diversidade de tipos e de aplicações dos biomateriais, reforçando o uso dos mesmos na medicina. Nas últimas décadas, os biomateriais têm recebido grande atenção, tanto da comunidade científica como tecnológica, os quais vêm

sendo empregados em diversos procedimentos relacionados ao tratamento de queimaduras, restauração de artéria, cicatrização óssea, recuperação de tímpanos, reparo de defeitos diafragmáticos, entre outras aplicações (RIBEIRO, 2014). Embora os biomateriais sejam utilizados principalmente na área médica, eles também são utilizados em outras aplicações, como em laboratórios clínicos, em aplicações biotecnológicas, em aplicações de matrizes genéticas, entre outros (RATNER *et al.*, 1996).

Tabela 2.2: Aplicações clínicas dos biomateriais.

Biomaterial	Vantagens	Desvantagens	Aplicações
Polímeros Polietileno PTFE Poliéster Poliuretano PMMA Silicona	Elasticidade, fácil fabricação, baixa densidade.	Baixa resistência mecânica, degradação dependente do tempo.	Suturas, artérias, veias; maxilofacial (nariz, orelha, maxilar, mandíbula, dente); cimento, tendão artificial; oftalmologia.
Metais e ligas Aço inoxidável Liga de titânio Liga de cobalto-cromo	Alta força de tensão, alta resistência a desgaste, energia de deformação alta.	Baixa biocompatibilidade, corrosão em meio fisiológico, perda das propriedades mecânicas com tecidos conectivos moles, alta densidade.	Fixação ortopédica (parafusos, pinos, placas, fios, hastes); implantes dentários.
Cerâmicas e vidros Alumina Zircônia Carbono Fosfatos de cálcio Porcelana Vidros bioativos	Boa biocompatibilidade, resistência à corrosão, inércia, alta resistência à compressão.	Baixa força de tensão, baixa resistência mecânica, baixa elasticidade, alta densidade.	Ossos, juntas, dentes, válvulas, tensões, vasos sanguíneos e traqueias artificiais.
Compósitos Fibra de carbono-resina termofixa Fibra de carbono-termoplástico Carbono-carbono Fosfato de cálcio-colágeno	Boa biocompatibilidade, inércia, resistência à corrosão, alta força de tensão.	Material de fabricação incompatível.	Válvula cardíaca artificial (carbono ou grafite pirolítico), implantes de juntas de joelho (fibra de carbono reforçada com polietileno de alta densidade).

(Modificado de KAWACHI *et al.*, 2000).

2.7 BIOMATERIAL LÁTEX

O látex de borracha natural é um líquido de aspecto leitoso extraído da seringueira (*Hevea brasiliensis*) (REIS, 2013). A borracha natural é um elastômero, ou seja, possui a habilidade de retornar a sua forma original após ser deformada por tensão, compressão ou cisalhamento. Devido a sua estrutura molecular única e alta massa molar, a borracha bruta possui propriedades valiosas de elasticidade, plasticidade, força, durabilidade, resistência à abrasão e ao impacto, dispersão eficiente de calor, não condutividade elétrica e resistência à água (SCHLEMMER; ANDREANI; VALADARES, 2014).

A borracha natural é uma matéria-prima agrícola importante, utilizada em indústrias como a pneumática, a de autopeças, e de produtos bélicos. É utilizada também em artefatos leves como luvas cirúrgicas, preservativos, chupetas, solados e couro vegetal e, recentemente, como biomaterial para aplicação médica (DALL'ANTONIA *et al.*, 2006).

O Brasil já foi o maior produtor e exportador do látex de borracha natural do mundo, uma vez que a seringueira é originária da floresta Amazônica. No final de século XIX várias sementes foram levadas ao sudeste da Ásia e plantadas para a produção de borracha. Atualmente, plantações de seringueira são encontradas em muitos países incluindo Tailândia, Indonésia, Malásia, Índia, China, Vietnã e algumas partes da África. O Brasil também é produtor de borracha natural, contudo, a produção nacional não é suficiente para abastecer o mercado interno, sendo o Brasil um importador de borracha desde 1951. Atualmente, a borracha natural é produzida no país por meio de cultivo de plantas de alta produtividade, selecionadas e adaptadas também às regiões Sudeste e Centro-Oeste do país (HERCULANO, 2009; SCHLEMMER; ANDREANI; VALADARES, 2014).

O látex é uma solução coloidal de polímero em meio aquoso, de aspecto leitoso. A composição química do látex natural fresco é bem complexa. Os principais componentes são água e hidrocarbonetos. As partículas de borracha (poli-isopreno) encontram-se dispersas em um meio aquoso. Nesse meio aquoso, a água representa 50 a 70% do peso/volume. Os hidrocarbonetos compõem aproximadamente 33% da massa do látex e se apresentam como o polímero cis-1,4-poli-isopreno. A dispersão de látex também pode conter solutos, tais como eletrólitos, surfactantes e polímeros hidrofílicos (RIBEIRO, 2014; SCHLEMMER; ANDREANI; VALADARES, 2014).

Látices de borracha natural ocorrem em cerca de 200 espécies de plantas, sendo que a *Hevea brasiliensis* fornece aproximadamente 99% da produção mundial de borracha

natural. O látex acha-se em minúsculos vasos no córtex interno da casca da árvore o qual fica abaixo do córtex externo. No processo de extração, após a remoção de fatias da casca, um corte é feito na árvore na camada de tecido do vegetal. O corte é feito da esquerda para a direita em um ângulo de 30° em meia circunferência ao redor do tronco e no ponto mais baixo é inserida uma cânula de metal por onde o látex escorre para dentro de pequenos potes (Figura 2.20). O corte deve ser feito em dias alternados e as incisões devem ser feitas logo abaixo do corte anterior (HERCULANO, 2009).



Figura 2.20: Processo de extração do látex natural da seringueira (RIBAS, 2015).

As plantações de seringueiras apresentam uma densidade de aproximadamente 450 árvores por hectare e começam a produzir após 7 a 8 anos de plantio. A obtenção de espécies de alta produtividade é conseguida através de processos de enxertia de borbulhas, de árvores reconhecidas como de alta produção, em mudas obtidas a partir de sementes; estas mudas, assim enxertadas, são denominadas clones. Todas as árvores de um mesmo clone, sob as mesmas condições ambientais, apresentam baixa variabilidade. Outro ponto importante a considerar no clone é a uniformidade das propriedades do látex. Para propósitos industriais específicos, ele é mais bem apreciado, considerando essa uniformidade essencial (AGOSTINI, 2009).

Para que a borracha natural possa ter uma aplicação industrial, é necessário que passe pelo processo de vulcanização. A vulcanização é uma reação química que ocorre na presença de calor, onde o aditivo químico reage com o elastômero para transformá-lo de um estado viscoso, pegajoso e com limitadas propriedades mecânicas, num material firme com resistência à ruptura, maior elasticidade e dureza. É um processo pelo qual um elastômero, constituído pelo emaranhado de polímeros lineares se transforma em uma rede tridimensional, mediante a formação de ligações cruzadas, entre agentes químicos e polímeros, dando, ao artefato acabado, propriedades físico-químicas melhoradas (RODRIGUES, 2010).

Contudo, a borracha vulcanizada representa um desafio no que diz respeito ao descarte, pois o seu tempo de degradação no meio ambiente é extremamente longo e sua queima ao ar livre não deve ser realizada devido à liberação de vapores sulfúricos, que estão associados à chuva ácida. A borracha natural encontra aplicações em diversos setores, como o setor de transportes, de consumo, médico e de higiene (SCHLEMMER; ANDREANI; VALADARES, 2014).

O látex de seringueira tem sido utilizado em diferentes aplicações na área médica. Ele apresenta importantes propriedades biológicas, tais como: atividade angiogênica, promoção de adesão celular e formação de matriz celular, atividade neovascular, entre outras. Essas propriedades aceleram a reparação de tecido e proporcionam sensível abreviação no tempo de tratamento com substancial vantagem econômica e de qualidade de vida. O uso do látex também possui a vantagem de menor risco de transmissão de doenças em relação aos materiais provenientes de tecidos animais (RIBEIRO, 2014).

O látex natural é um material biocompatível com alta resistência mecânica, apresenta elasticidade, baixo custo e acelera o processo de angiogênese. Uma importante descoberta para a área de biomateriais aplicados a medicina é que o látex de seringueira tem alta capacidade angiogênica, além de ser biocompatível a sistemas vivos. Angiogênese é o processo pelo qual novos vasos sanguíneos são desenvolvidos a partir de vasos pré-existentes. Na medicina moderna há inúmeros biomateriais com a capacidade de promover a angiogênese, entre eles podem-se citar cremes que estimulam a cicatrização de feridas, catéteres para implantes de coração, e malhas sintéticas ou biossintéticas para reparo de lesões na parede abdominal. Dentre os vários biomateriais com potencial angiogênico os quais vêm sendo utilizados na medicina hoje em dia, o látex de plantas vêm recebendo destaque (RIBEIRO, 2014).

Muitas pesquisas que utilizaram o látex como implante, em diferentes tecidos, têm demonstrado resultados satisfatórios, o que motiva a realização de novos trabalhos nesta área. Na literatura existem muitos estudos sobre o látex com resultados satisfatórios que permitem a avaliação do seu emprego experimental em diferentes tecidos (REIS, 2013).

Assim, o látex apresenta resultados positivos obtidos a partir de sua utilização como um biomaterial, apresentando características favoráveis como: a possibilidade de moldar peças do tamanho e formato desejado, a alta resistência à tração, a alta aderência à superfície da pele, ser biocompatível, ter o custo reduzido, ser de fácil aquisição e manipulação, além de não apresentar risco na transmissão de patógenos. Todas essas características tornaram o látex natural uma grande solução no que se diz respeito a biomateriais. Dentre as vantagens em sua utilização como biomaterial, podemos citar: melhoria no processo de cicatrização, indutor da regeneração/neoformação tecidual, biomembrana, fatores pró antiogênicos, reposição tecidual, aceleração da formação óssea, entre outros (RIBAS, 2015).

3 METODOLOGIA

Neste trabalho é apresentado o desenvolvimento de um sistema de aquisição, exibição e análise de sinais eletromiográficos de superfície, caracterizado pela utilização de um filtro biomecânico, derivado de biomaterial látex, aplicado na fase de aquisição do sinal de EMGS, com o intuito de realizar uma filtragem física no sinal e diminuir, assim, a presença de ruídos, principalmente de artefatos de movimento e de ruídos eletroquímicos, que podem afetar a qualidade do sinal captado.

Para esse desenvolvimento, a metodologia utilizada caracteriza-se por três etapas principais: (i) desenvolvimento do sistema de aquisição, exibição e análise de sinais de EMGS, caracterizado pela utilização da filtragem física; (ii) coleta de sinais de EMGS (coleta de dados), com a realização de testes para verificação do funcionamento do sistema e do desempenho do filtro; e (iii) análise de desempenho da filtragem biomecânica derivada de biomaterial látex. A seguir é apresentada a metodologia utilizada para o desenvolvimento de cada etapa.

3.1 SISTEMA DE AQUISIÇÃO, EXIBIÇÃO E ANÁLISE DE SINAIS DE EMGS COM FILTRAGEM FÍSICA

O sistema de EMGS desenvolvido neste trabalho é composto por três módulos principais:

- (1) Módulo de aquisição do sinal mioelétrico, caracterizado pela utilização de eletrodos de superfície envoltos em uma malha de biomaterial látex (filtro físico);
- (2) Módulo de *hardware*, responsável pela amplificação, tratamento e armazenamento do sinal captado; e
- (3) Módulo de *software*, responsável pela exibição gráfica do sinal bioelétrico na tela do computador, bem como seu processamento e análise.

Nesse sistema, o sinal de EMGS é captado com a utilização de eletrodos de superfície, sendo estes envolvidos por uma malha fabricada com biomaterial látex. O sinal captado pelos eletrodos passa, portanto, por uma filtragem física (biomaterial) e é então, enviado para uma placa eletrônica de aquisição de sinais de EMGS, que amplifica e normaliza o sinal captado. Em seguida, o sinal é enviado para um *hardware* microcontrolado, caracterizado pelo uso da plataforma Arduino Mega, que realiza a digitalização do sinal e o

armazena em um cartão de memória, podendo o sinal armazenado ser posteriormente visualizado em um computador. No computador, o *software* exibe o sinal de EMGS armazenado no cartão de memória e analisa alguns parâmetros para a avaliação eletromiográfica do indivíduo. O esquema apresentado na Figura 3.1 ilustra o sistema desenvolvido.

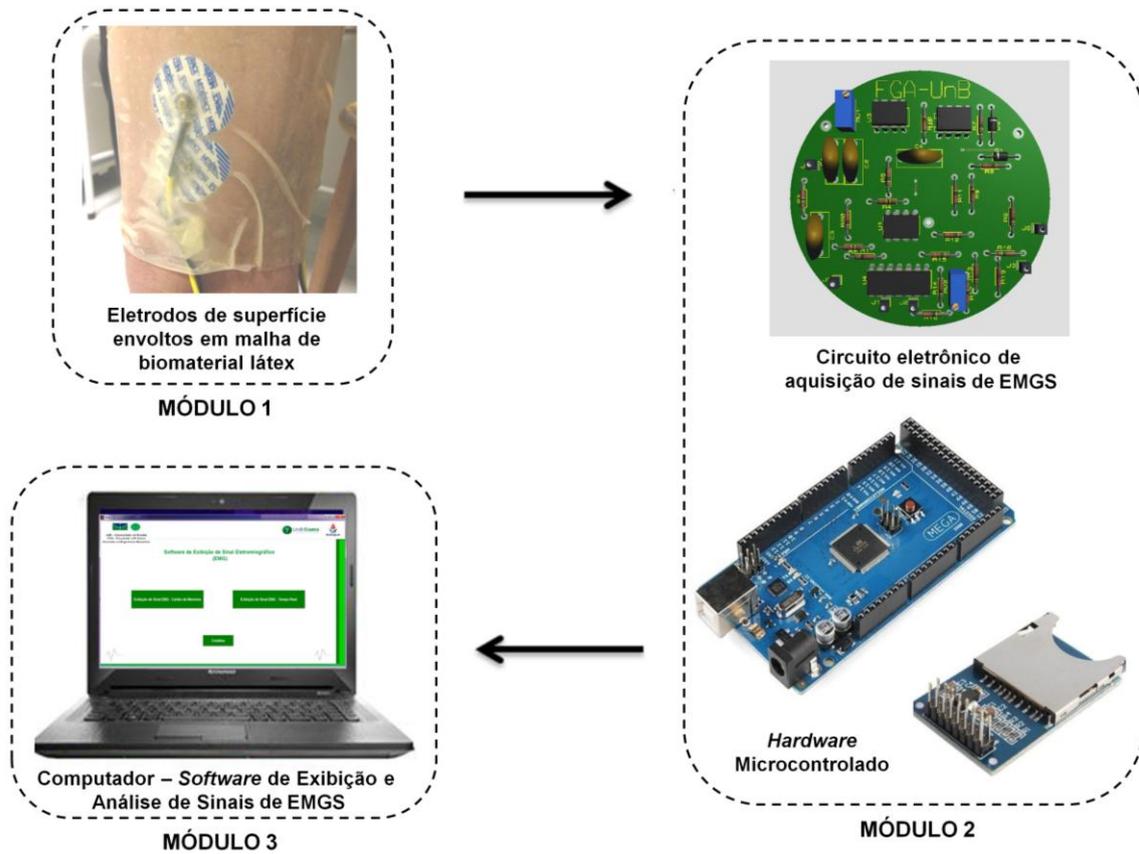


Figura 3.1: Esquema geral do sistema desenvolvido neste trabalho.

Esse sistema foi desenvolvido considerando o conceito de baixo custo, e, sendo assim, a escolha dos materiais utilizados para o desenvolvimento do mesmo seguiu o critério de redução de blocos funcionais e de componentes, optando-se por componentes acessíveis e que permitam uma simplificação de *hardware* e *software*, sem comprometer a obtenção de um sinal de qualidade suficiente para atender a demanda necessária.

Essa simplificação é justificada, principalmente, pelo uso da filtragem física na etapa de aquisição do sistema. A malha derivada de biomaterial látex tem a função de realizar uma filtragem no sinal captado a fim de diminuir as influências geradas pelos ruídos de artefatos de movimento e ruídos eletroquímicos, sendo possível diminuir a carga computacional e dos circuitos eletrônicos que seria utilizada para a redução destes ruídos.

O sistema foi desenvolvido por pesquisadores do Laboratório de Engenharia e Biomaterial (BioEngLab[®]) da Universidade de Brasília (UnB), com o intuito de disponibilizar um sistema de aquisição, exibição e análise de sinais de EMGS que possa ser utilizado por outros pesquisadores e ser aplicado em pesquisas na área biomédica.

3.1.1 Módulo 1: Aquisição

3.1.1.1 Eletrodos

Na etapa de aquisição, o sinal bioelétrico proveniente do músculo é captado com o uso de eletrodos de superfície passivos, do tipo *Beckman* (Ag/AgCl). Os eletrodos são de superfície condutora de Ag/AgCl, possuem superfície adesiva e uma camada de gel condutor para otimizar a condução elétrica. Os eletrodos são descartáveis e de uso único. Foram utilizados eletrodos passivos com arranjo no modo bipolar, sendo que dois eletrodos com um diâmetro de cerca de 8 mm (área interna) são aplicados sobre o músculo com um afastamento de aproximadamente 1,5 a 2 cm, e um terceiro eletrodo é aplicado num local eletricamente neutro. A Figura 3.2 ilustra o tipo de eletrodo utilizado neste trabalho.

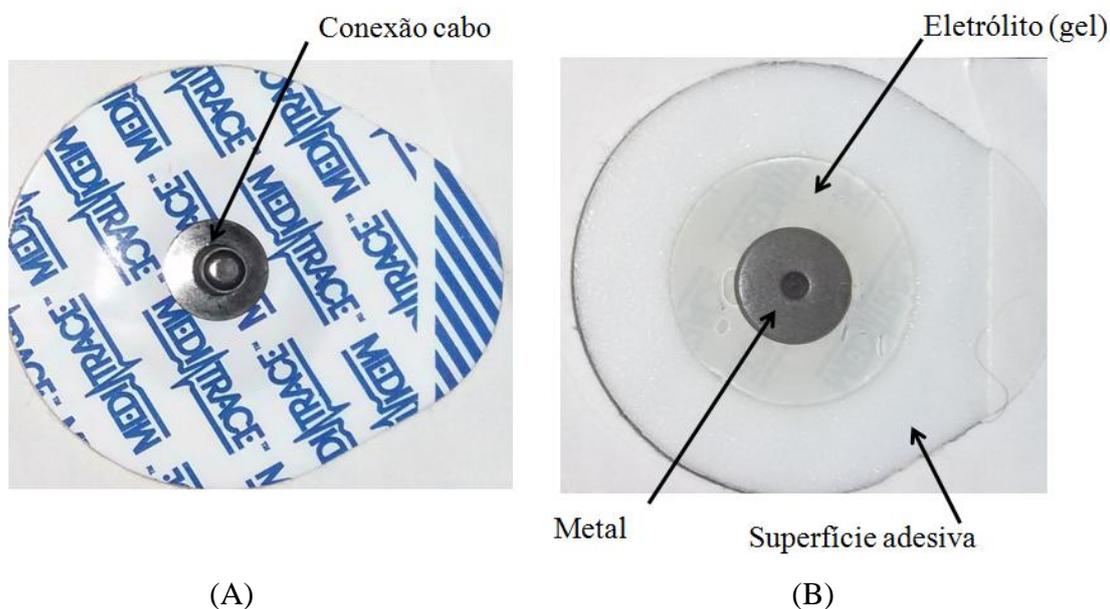


Figura 3.2: Eletrodo passivo do tipo *Beckman* (Ag/AgCl) utilizado para a captação do sinal mioelétrico neste trabalho. (A) Parte externa do eletrodo, em que o cabo do circuito eletrônico é conectado à parte metálica do eletrodo; (B) Parte interna do eletrodo, que fica em contato com a superfície da pele, caracterizada por uma superfície adesiva, pelo eletrólito (gel) e pelo metal do eletrodo. Caracteriza a interface metal-eletrólito-pele.

3.1.1.2 Malha derivada de biomaterial látex

Para garantir redução de interferências não fisiológicas e movimentação dos eletrodos por conta da transpiração do participante da pesquisa, são utilizadas, na etapa de aquisição do sistema apresentado neste trabalho, malhas fabricadas de biomaterial látex que são posicionadas de forma a envolver os eletrodos, esperando-se, assim, reduzir os ruídos por artefatos de movimento e ruídos eletroquímicos.

Conforme apresentado nas seções 2.6 e 2.7 deste trabalho, a utilização do látex natural requer o preparo de um composto que garanta à malha características indispensáveis, como elasticidade, suavidade, impermeabilidade e biocompatibilidade. Para conferir ao produto tais características, é importante que o látex natural, após ser extraído da seringueira, passe por alguns processos de preparo do composto, passando por algumas etapas, como filtragem, diluição, centrifugação e pré-vulcanização, com a adição de agentes vulcanizantes (como aceleradores à base de óxido de zinco e enxofre).

Neste trabalho, o composto de látex utilizado para a confecção das malhas foi adquirido no mercado nacional, com base em algumas características-padrão que são necessárias, tais como quantidade baixa de enxofre e alta viscosidade. O látex adquirido é da empresa Du Látex e é um composto bi centrifugado e pré-vulcanizado, o que torna o processo de preparo da malha de látex para este trabalho mais simplificado.

Para a confecção da malha de látex, foram utilizados os seguintes materiais: látex bi centrifugado e pré-vulcanizado (Du Látex); uma colher de plástico para espalhar o látex; recipiente de vidro para moldar a malha de látex no tamanho e formato desejados; papel filme para proteger a malha do contato com o ar; papel toalha e álcool em gel para limpeza do molde; um copo de 50 ml para medição; tesoura; luva hospitalar para o contato com o látex; e óculos e máscara hospitalar para proteção.

O recipiente que foi utilizado para moldar o formato da malha de látex é uma placa de vidro e possui dimensões de 73 cm de comprimento por 43 cm de largura. Essas dimensões foram definidas para o formato da malha de látex pensando-se na aplicação da mesma. Os sinais de EMGS coletados neste trabalho são de músculos das pernas e dos braços. Sendo assim, como a malha de látex deve envolver os eletrodos posicionados sobre a pele do voluntário, a mesma deve ter um tamanho que permita que o músculo do voluntário seja envolto pela malha.

Na Figura 3.3 é possível observar alguns dos materiais utilizados para a confecção da malha de látex, podendo-se observar a placa de vidro (7) utilizada como molde para a confecção da malha de látex.

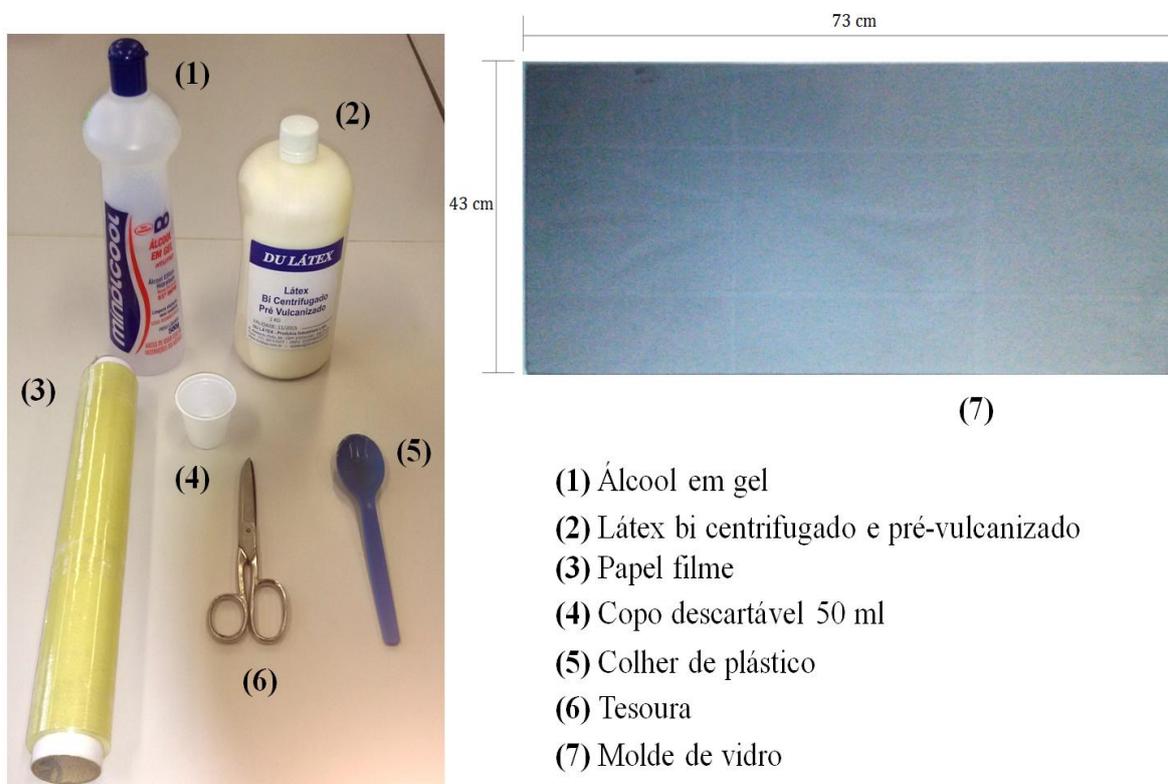


Figura 3.3: Materiais utilizados para confecção da malha de látex, observando-se a placa de vidro (7) utilizada como molde para a malha.

Para a confecção da malha, inicialmente deve-se agitar o tubo que contém o látex natural (2), e retirar uma quantidade de aproximadamente 50 ml de látex do tubo com o auxílio do copo (4). O látex no copo deve ficar em repouso até que as bolhas de ar que se formaram com a agitação do látex sejam desfeitas. Enquanto isso deve-se realizar a limpeza do recipiente (placa de vidro) utilizado para moldar a malha (7). A limpeza do molde deve ser feita utilizando-se álcool em gel (1), com o auxílio de papel toalha. Após a limpeza do molde e tendo as bolhas de ar sido desfeitas, deve-se colocar o látex no molde e, utilizando-se uma colher (5), deve espalhá-lo e deixá-lo uniforme. Dependendo da espessura desejada para a malha e do tamanho do molde, a quantidade de látex colocado no molde com o copo deve ser alterada. Neste trabalho, para a confecção de cada malha foram colocados no molde 5 copos de 50 ml com látex.

Após espalhar de forma uniforme o látex no molde, deve-se iniciar o processo de vulcanização. A vulcanização é uma reação química que ocorre na presença de calor e permite que o material fique firme, com resistência à ruptura, maior elasticidade e dureza. Geralmente, utiliza-se uma estufa para realizar este processo. No entanto, como o molde utilizado tem dimensões maiores que a estufa, utilizou-se o processo de vulcanização ao ambiente, com temperatura média de 20°C a 25°C, pelo processo ter sido realizado durante a noite. Utilizou-se um ventilador sobre o látex para acelerar o processo de vulcanização. Após a vulcanização, a malha fica firme e apresenta características elásticas e adesivas, sendo necessário, após removê-la do molde, cobrir os dois lados da malha com plástico filme (3) para evitar que alguma região da malha encoste-se a outra, colando imediatamente. Assim, a malha fica coberta por papel filme até o momento de uso, quando o papel filme deve ser removido e a malha aplicada na região de interesse. Caso seja necessário, a malha pode ser cortada para ser utilizada em membros menores. Na Figura 3.4 é ilustrada uma das malhas de látex confeccionadas neste trabalho utilizando-se o procedimento descrito.



Figura 3.4: Exemplo de malha confeccionada a partir de biomaterial látex, com papel filme para proteção.

Dadas às características do látex de fácil aquisição e manipulação, e por não apresentar risco na transmissão de patógenos, justifica-se o uso do látex como biomaterial na produção de uma malha para envolver os músculos do participante da pesquisa juntamente com os eletrodos, a fim de reduzir interferências de ruídos eletroquímicos e de artefatos de

movimento que poderiam afetar o sinal adquirido. A Figura 3.5 ilustra uma malha de látex desenvolvida neste trabalho devidamente aplicada sobre os eletrodos de superfície posicionados sobre o bíceps braquial de uma voluntária.



Figura 3.5: Malha de látex envolvendo os eletrodos de superfície posicionados no bíceps braquial de voluntária, com o intuito de garantir que não haja movimentação na conexão entre os cabos e os eletrodos e na interface pele-eletrodo, auxiliando na redução de interferência causada por artefatos de movimento e por ruídos eletroquímicos.

3.1.2 Módulo 2: *Hardware*

O módulo de *hardware* do sistema apresentado neste trabalho engloba dois circuitos: (a) um circuito eletrônico e (b) um circuito microcontrolado. O sinal de EMGS captado pelo módulo de aquisição, descrito anteriormente, é enviado para a placa eletrônica de aquisição de sinais de EMGS (a) e, posteriormente enviado para a placa microcontrolada (b), sendo que ambas compõem o módulo de *Hardware* do sistema (módulo 2).

A placa eletrônica de aquisição de sinais de EMGS (a), que integra o módulo de *hardware* do sistema, é composta por dois estágios principais: o estágio de amplificação, caracterizado pelo uso do amplificador de instrumentação INA, e o estágio de filtragem, caracterizado pelo uso de filtros ativos básicos de primeira ordem (passa alta e passa baixa), além de estágios de adequação do sinal para a conversão A/D feita na placa microcontrolada (b).

O sinal resultante do circuito eletrônico (a) é enviado para um canal do conversor analógico/digital (A/D) da placa microcontrolada (b) que compõem o módulo de *hardware*

do sistema. Esse circuito microcontrolado (b) é caracterizado pelo uso da plataforma Arduino Mega, que possui 16 canais de conversor A/D, de 10 *bits*. O sinal analógico (bioelétrico) que é enviado para o conversor A/D, é convertido em um sinal equivalente digital para que seja compreendido pelo computador. O sinal digital, resultante da conversão, é então armazenado em um módulo de cartão de memória compatível com a placa microcontrolada utilizada, para ser, posteriormente visualizado e/ou analisado no módulo de *software* do sistema.

3.1.2.1 Circuito eletrônico

O *hardware* eletrônico desenvolvido para aquisição do sinal de EMGS consiste em um circuito que amplifica, filtra e normaliza esse sinal de acordo com as especificações das entradas analógicas do microcontrolador.

Esse circuito eletrônico, que compõem o módulo de *hardware* do sistema apresentado neste trabalho, é apresentado no Anexo B, sendo composto por quatro estágios:

- (I) estágio de amplificação diferencial;
- (II) estágio de filtragem;
- (III) estágio de ganho e
- (IV) estágio de ajuste de *offset*.

A alimentação adotada em todo o circuito é do tipo simétrica, sendo que V_- corresponde a -9 V e V_+ corresponde a +9 V.

I. Estágio de amplificação diferencial:

O primeiro estágio desse circuito eletrônico é caracterizado pela amplificação diferencial do sinal bioelétrico captado pelos eletrodos no módulo de aquisição do sistema. A aquisição do sinal de EMGS inicia-se pela diferenciação dos sinais capturados pelos eletrodos posicionados sob a superfície da pele (E1 e E2), sendo E3 o eletrodo de referência. Para realizar essa diferenciação, utiliza-se um amplificador de instrumentação (INA, do inglês *instrumentation amplifier*), o qual produz uma saída com ganho ajustável.

Conforme foi apresentado na seção 2.4.2 desta dissertação, o INA é composto basicamente por três amplificadores operacionais e sete resistores, caracterizado pela ligação de um amplificador *buffer* a um amplificador diferencial básico. A grande

diferença entre o INA e um amplificador operacional (AMP-OP) simples está na alta precisão e no ganho em corrente contínua mesmo em ambientes ruidosos, geralmente causados pela frequência de corrente alternada da rede elétrica. Essa característica do INA é decorrente do seu alto índice de rejeição em modo comum (CMRR), que nesse caso é ajustado de maneira proporcional ao ganho, eliminando grande parte dos ruídos indesejáveis. Outra característica é referente à alta impedância de entrada, cerca de $10^9 \Omega$, o que o torna ideal para a medição de sinais de baixa tensão, como os sinais biológicos (RIBAS, 2015).

Nesse trabalho, foi utilizado o INA128P, produzido pela *Texas Instruments*®. Na Figura 3.6 é apresentado o esquema simplificado desse amplificador e na Figura 3.7 é apresentado como ele foi implementado nesse primeiro estágio do circuito eletrônico. O sinal de saída possui ganho que pode ser ajustado pelo usuário através de um resistor, representado por R_G na Figura 3.6 e $R1$ na Figura 3.7. A determinação do ganho do amplificador em questão é dada pela equação 3.1. Neste trabalho, foi utilizado um resistor de $3,3k\Omega$, o que resultou em um ganho de 16 V/V.

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (3.1)$$

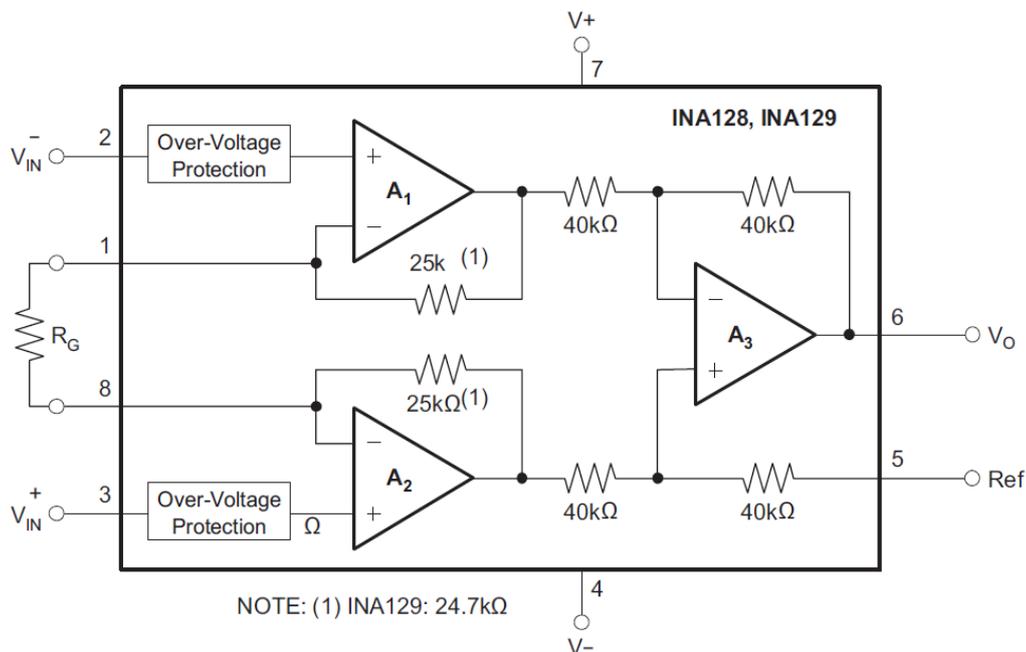


Figura 3.6: Diagrama do amplificador de instrumentação INA128P. Entre os pinos 1 e 8, ajusta-se o ganho pelo valor do resistor R_G . A alimentação simétrica se dá pelos pinos 4 e 7, e a referência pelo pino 5. Os pinos 2 e 3 são as entradas inversora e não inversora respectivamente, nas quais o par de eletrodos do módulo de aquisição são ligados. No pino 6 tem-se o sinal de saída do circuito integrado (TEXAS INSTRUMENTS, 2015).

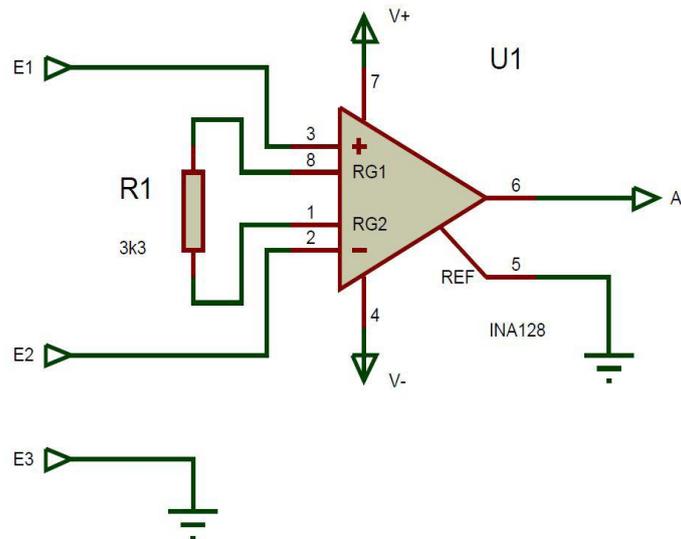


Figura 3.7: Conexões dos eletrodos (E1 e E2) em relação ao amplificador de instrumentação (INA128P). O resistor R1 conectado aos pinos 1 e 8 define o ganho da saída A do amplificador (RIBAS, 2015).

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 com esse ganho, o valor do CMRR está de acordo com a aplicação para EMG. 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 susceptível a oscilações por conta da alimentação, e nesse caso foi escolhido um valor não muito alto para evitar a instabilidade e ainda assim, manter uma boa taxa de rejeição (RIBAS, 2015).

II. Estágio de filtragem:

O sinal (A) resultante do estágio de amplificação do circuito eletrônico do *hardware* do sistema segue para o segundo estágio do circuito eletrônico, o estágio de filtragem, caracterizado pelo uso de filtros ativos de primeira ordem passa alta e passa baixa. Os filtros ativos com ganho de tensão foram projetados utilizando-se o AMP-OP TL074, que é um amplificador bastante comum e de baixo custo. Utilizaram-se filtros do tipo ativo devido ao isolamento em relação aos outros estágios que essa topologia de filtros permite.

Conforme apresentado na seção 2.4.3 deste trabalho, o filtro passa alta atua de forma a atenuar as frequências mais baixas, enquanto que o filtro passa baixa tem a função de atenuar os sinais de alta frequência. Esses filtros ativos, em uma de suas configurações

mais simples (primeira ordem), podem ser projetados utilizando um AMP-OP, dois resistores e um capacitor, diferenciando-se pelas diferentes disposições de seus componentes.

A Figura 3.8 apresenta o esquemático dos filtros implementados, os quais são ativos, inversores e de primeira ordem. O sinal amplificado (A) passa pelo filtro passa alta inversor com ganho de tensão (U2:A), seguido pelo filtro passa baixa inversor com ganho de tensão (U2:B). De acordo com as equações 2.2 e 2.3, o filtro passa alta foi projetado com ganho igual a -5 V/V e frequência de corte de 17 Hz, enquanto que o filtro passa baixa foi projetado com frequência de corte igual a 483 Hz e ganho de -10 V/V. Assim, nesse estágio de filtragem atenuam-se as frequências que estão abaixo e acima da faixa entre 17 Hz e 483 Hz (RIBAS, 2015).

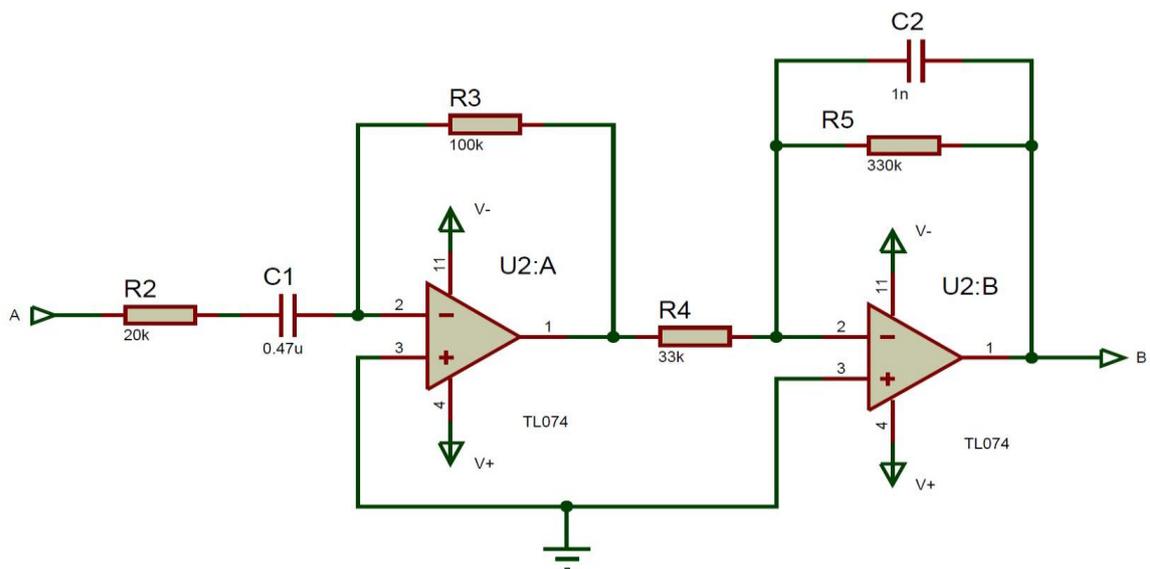


Figura 3.8: Esquemático do filtro passa alta com frequência de corte de 17 Hz e do filtro passa baixa com frequência de corte de 483 Hz. (RIBAS, 2015).

Um fato de primordial importância nesse circuito é a utilização de filtros ativos de primeira ordem. É comum a utilização de filtros do tipo *Butterworth* e de ordens superior à quarta para o processo de filtragem de sinais de EMG. Destaca-se que, com a utilização do INA128, tornou possível a utilização de filtros considerados mais simples e menos eficazes, sem haver perda na qualidade do sinal. A escolha dos filtros de primeira ordem possibilitou ao circuito dimensões menores e custo reduzido.

Essa escolha é justificada, além da utilização do INA128, pelo uso de um filtro físico, biomecânico, constituído por uma malha derivada de biomaterial látex, na fase de

aquisição do sinal de EMGS. Assim, os filtros utilizados são os filtros ativos passa alta e passa baixa básicos, de primeira ordem.

III. 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. Nesse caso, esse estágio é composto por um amplificador inversor, tendo seu ganho calculado pela razão entre as resistências R7 e R6 representadas na Figura 3.9, proporcionando ganho de $-3,4$ V/V ao circuito (RIBAS, 2015).

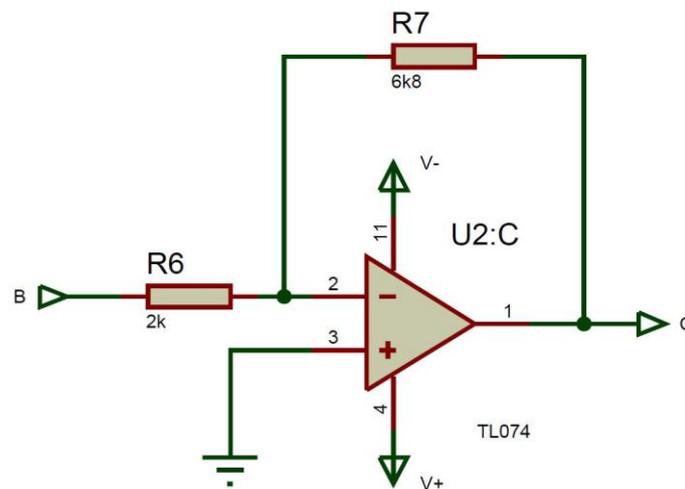


Figura 3.9: Circuito amplificador com ganho e saída invertida, proporcionando em sua saída um sinal com as características necessárias para a conversão A/D. (RIBAS, 2015).

IV. Estágio de ajuste de *offset*:

Para que o sinal esteja dentro dos limites das entradas analógicas do microcontrolador, que é entre 0 e 5 V, foi necessário estabelecer o *offset* do circuito em 2,5 V. Para isso, foi utilizado um somador, onde ao sinal de saída do bloco anterior (C), foi somado 2,5 V em um amplificador também configurado como inversor.

Para obter a tensão de 2,5 V utilizou-se um regulador de tensão 79L05, onde sua entrada foi proveniente da tensão de -9 V da alimentação do circuito. A saída desse regulador de tensão fornece tensão igual a -5 V e a partir de um divisor de tensão, foi possível obter a metade desse valor para o somador. A Figura 3.10 apresenta essa etapa do circuito eletrônico.

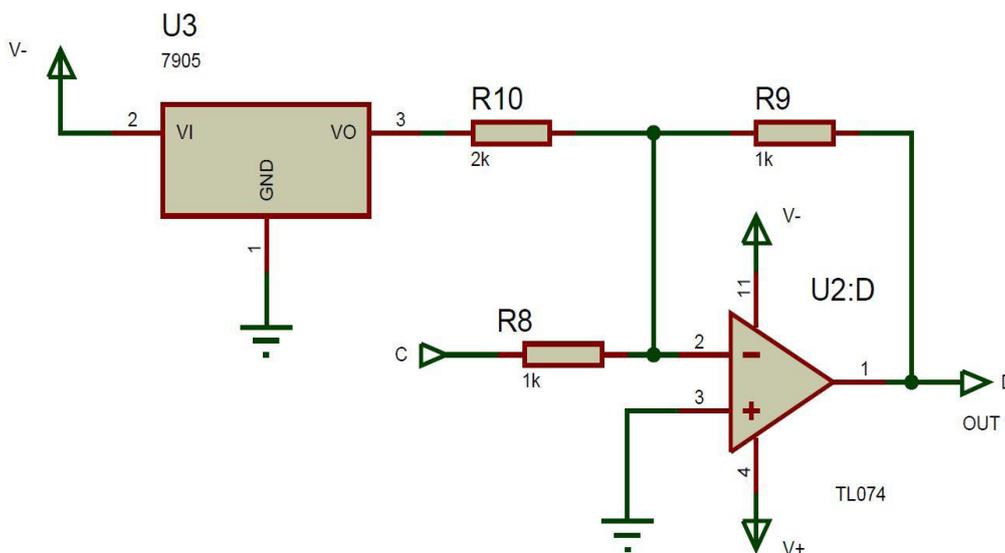


Figura 3.10: Circuito para ajuste da tensão de *offset*. (RIBAS, 2015).

3.1.2.2 Circuito microcontrolado

O *hardware* microcontrolado deste trabalho é responsável pela conversão do sinal analógico, proveniente da saída (D) do circuito eletrônico de aquisição do sinal de EMGS, em um sinal equivalente digital para que possa ser compreendido pelo computador. Além da conversão A/D do sinal, a placa microcontrolada é responsável também por armazenar os dados convertidos, utilizando um módulo de cartão de memória compatível com a plataforma microcontrolada.

A placa microcontrolada escolhida foi a plataforma Arduino Mega 2560 R3, observando-se sua relação custo/benefício e suas características de sistema *open-source*. O Arduino Mega 2560 é uma placa de prototipagem eletrônica baseada no microcontrolador ATmega2560, fabricado pela Atmel.

O microcontrolador ATmega2560 trabalha internamente com dados digitais, portanto é necessário traduzir o sinal analógico (sinal de EMGS proveniente da placa eletrônica) para um valor digital. Esse processo é feito pelo conversor analógico digital, ou conversor A/D, disponível no microcontrolador. O ATmega2560 possui 16 canais de conversor analógico digital, que quantificam o valor analógico conforme a quantidade de *bits* da sua resolução.

Conforme apresentado na seção 2.4.5, a resolução de um conversor A/D (equação 2.4) depende da tensão de referência e da quantidade de *bits* do conversor. O conversor A/D do microcontrolador ATmega2560 é de 10 *bits*, caracterizando assim 1024 níveis de

conversão ($2^{10} - 0$ a 1023), e a sua tensão de entrada pode variar de 0 V até o valor de VCC (+5V). Sendo assim, esse microcontrolador apresenta uma resolução de 4,88 mV, conforme a equação 3.2:

$$\text{resolução} = 5 \text{ V} / 1024 = 4,88 \text{ mV} \quad (3.2)$$

Além da conversão A/D do sinal, a placa microcontrolada que compõe o módulo de *hardware* do sistema é responsável por armazenar os dados convertidos utilizando um módulo de cartão de memória compatível com a plataforma.

O módulo SD utilizado, também conhecido como *shield* SD, aceita cartões FAT16 ou FAT32 (*File Allocation Table*) e utiliza comunicação via SPI (*Serial Peripheral Interface*), por meio dos pinos MOSI, SCK, MISO e CS. Para a gravação dos dados no cartão, um arquivo de texto (do tipo .txt), é criado sempre que uma aquisição é iniciada. Para o uso desse *shield* a biblioteca *SD.h* deve ser incluída no código de controle do microcontrolador.

O esquema de ligação do *shield* SD à plataforma Arduino Mega pode ser observado no Apêndice A. O módulo SD utilizado neste trabalho opera com níveis de sinal de 3,3 V e, por isso, faz-se necessário a utilização de um divisor de tensão nos pinos SCK, MOSI e CS, uma vez que o Arduino trabalha com 5 V de sinal.

Para se evitar problemas com a frequência de amostragem do sinal, foi necessário a implementação de um *buffer* durante o processo de aquisição/gravação do sinal. Com essa técnica, os dados coletados são armazenados no *buffer* e somente são gravados no cartão de memória após o fim da coleta. O sinal salvo no cartão de memória pode, posteriormente, ser exibido e analisado pelo *software* do sistema.

Como a placa microcontrolada possui um conversor A/D de 16 canais, o módulo de *hardware* do sistema permite que sejam armazenados até 16 sinais de EMGS diferentes. Para tanto, é necessário que em cada canal do conversor A/D da placa microcontrolada, esteja ligada uma placa eletrônica (descrita na seção 3.1.2.1). Assim, se houver o interesse em adquirir 16 sinais de EMGS simultaneamente, é necessário que sejam implementadas 16 placas eletrônicas, e cada uma deve estar ligada em um canal do conversor A/D da placa microcontrolada.

Dessa forma, o sinal digital salvo no cartão de memória depende da quantidade de canais selecionados durante a aquisição, e as informações salvas em formato .txt são

separadas em colunas, uma para cada canal. No entanto, deve-se observar a relação com a frequência de amostragem, que pode ser influenciada pela quantidade de canais.

3.1.3 Módulo 3: *Software*

O módulo de *software* do sistema apresentado neste trabalho apresenta duas funções principais: (i) a função de exibição do sinal de EMGS digitalizado que foi salvo no cartão de memória pela placa microcontrolada; e (ii) a função de análise do sinal de EMGS, fornecendo alguns parâmetros para a análise eletromiográfica do indivíduo.

O *software* apresenta-se como uma interface gráfica que permite ao usuário visualizar o sinal de EMGS captado e obter os principais parâmetros para a análise eletromiográfica. Essa interface é constituída por telas que são acessadas pelo usuário através da programação de botões. Na Figura 3.11 é apresentado um diagrama que representa a interação entre as telas que compõem a interface gráfica do *software* do sistema.

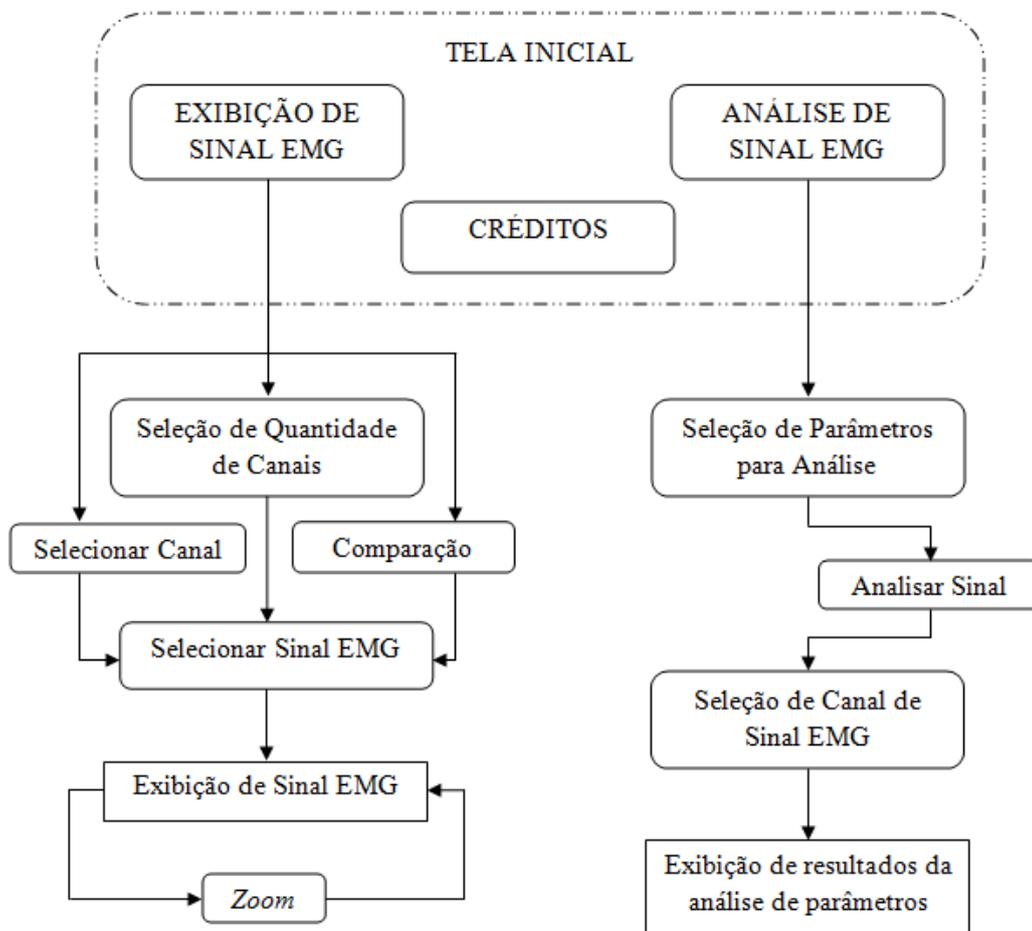


Figura 3.11: Visão geral das telas que compõem a interface gráfica do *software* do sistema.

Na tela inicial da interface o usuário pode escolher se deseja visualizar o sinal de EMGS salvo no cartão de memória ou se deseja obter alguns parâmetros do sinal. Nessa tela inicial o usuário também tem a opção de acessar informações relacionadas aos autores do *software*, acessando o botão “Créditos”.

Se o usuário pressionar o botão “Análise de Sinal EMG”, ele será direcionado para uma tela para a escolha de quais parâmetros ele deseja que sejam analisados a partir do sinal adquirido. Após a escolha dos parâmetros desejados, o usuário deve clicar no botão “Analisar Sinal” e, então, ele terá a opção de selecionar o arquivo e o canal que contém o sinal eletromiográfico que ele deseja que seja realizada a análise. Após essa seleção, o *software* realizará os cálculos dos parâmetros selecionados para o sinal escolhido. Os resultados da análise são exibidos para o usuário no formato de uma tabela.

Se o usuário escolher o botão “Exibição de Sinal EMG”, ele será direcionado para uma tela de seleção, em que ele pode escolher visualizar todos ou alguns dos sinais (1 a 16 canais) que estão salvos no arquivo do cartão ou pode escolher visualizar apenas um sinal (canal) que está salvo no arquivo. Nesta tela ele ainda tem a opção de escolher realizar uma comparação visual de dois sinais (canais) desejados. De acordo com a escolha do usuário, ele será direcionado para diferentes telas. No entanto, em todas estas telas, o usuário deve pressionar o botão “Selecionar Sinal EMG”, para selecionar o arquivo .txt que contenha o(s) sinal(is) desejado(s).

Tendo o usuário selecionado o arquivo desejado e o(s) sinal(is) a ser(em) exibido(s), o *software* realizará a plotagem do(s) sinal(is), exibindo graficamente o(s) sinal(is) captado(s) pelo sistema. O usuário tem, ainda, a opção de aplicar um *zoom* no sinal plotado, o que permite que seja exibido apenas uma parte desejada do sinal. Em todas as telas o usuário tem a opção de voltar para as telas de seleção, através dos botões “Voltar”.

Foi utilizado o *software* MATLAB® e sua ferramenta GUIDE para o desenvolvimento do *software* do sistema. O MATLAB (do inglês *Matrix Laboratory*) é um *software* de computação numérica de análise e visualização de dados. Ele nasceu como um programa para operações matemáticas sobre matrizes, o que justifica seu nome (Laboratório de Matrizes), mas ao longo dos anos transformou-se em um sistema computacional bastante útil e flexível (BECKER *et al.*, 2010).

O MATLAB caracteriza-se por uma linguagem de alto nível e um ambiente interativo para computação numérica, visualização e programação. Possibilita análise de dados,

desenvolvimento de algoritmos e criação de modelos e aplicações. A linguagem, as ferramentas, e as funções matemáticas internas permitem a exploração de múltiplas abordagens e obtenção de uma solução mais rápida do que com planilhas ou linguagens de programação tradicionais, como C/C++ ou Java. Pode-se usar o MATLAB para uma variedade de aplicações, incluindo processamento de sinais e comunicação, processamento de imagem e vídeo, sistemas de controle, entre outros. Mais de um milhão de engenheiros e cientistas na indústria e na academia usam MATLAB, a linguagem de computação técnica (MATHWORKS, 2016).

Em computação, uma GUI (*Graphical User Interface*) é uma interface gráfica que apresenta um mecanismo mais atraente e mais amigável ao usuário na utilização de um *software*. O MATLAB possui uma ferramenta chamada GUIDE que permite construir interfaces gráficas de interação com o usuário. Essa ferramenta auxilia o programador a implementar recursos gráficos de forma mais rápida e fácil. Para inicializar a ferramenta GUIDE é necessário digitar *guide* na *Command Window* do MATLAB, e posteriormente clicar em *Blank GUI (default)*. Em conjunto com a tela inicial é criado um arquivo .m com o código fonte da GUI criada. Todas as possíveis alterações no modo de operação devem ser feitas nesse arquivo (JUNIOR *et al.*, 2014).

3.2 COLETA DE SINAIS DE EMGS

Foram realizados testes e coletas de sinais de EMGS em voluntários para verificação do funcionamento e da eficiência do sistema apresentado neste trabalho e do desempenho da filtragem física.

A realização dos testes *in vivo* ocorreu após aprovação pelo Comitê de Ética da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília (1.446.986/03-2016), apresentado no Anexo C. Os testes aconteceram em conjunto com a equipe do Grupo de Pesquisa sobre a Saúde de Amputados Transfemorais (GPSAT) e com supervisão médica. Os voluntários assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), apresentado no Anexo D deste trabalho.

Os testes foram realizados em dois grupos de voluntários, que foram convidados pela equipe conjunta, sendo um grupo de oito voluntários com amputação transfemoral unilateral de membro inferior e outro grupo com oito voluntários sem amputação. Os voluntários com amputação são todos do sexo masculino e tem faixa etária entre 20 e 45

anos. Já os voluntários sem amputação são quatro do sexo feminino e quatro do sexo masculino e possuem faixa etária entre 18 e 47 anos.

Os testes realizados com os dois grupos de voluntários teve o intuito de verificar se o sistema apresentado neste trabalho é capaz de captar sinais de EMGS de qualidade e condizentes com os testes e movimentos realizados, bem como verificar o desempenho da malha de látex, observando se o seu uso oferece um sinal com menos interferências por ruídos eletroquímicos e de artefatos de movimento. Os testes realizados com o grupo de voluntários com amputação permitem verificar se a malha de látex influencia de forma positiva no sinal captado, uma vez que o uso de prótese gera vários artefatos de movimento durante o processo de aquisição.

Os testes e coletas de sinais de EMGS com o grupo de voluntários com amputação foram concomitantes aos testes de ergoespirometria e variabilidade de frequência cardíaca, e foram realizados em uma bicicleta ergométrica no Laboratório de Biofísica e Fisiologia do Exercício da UnB/FCE, sob supervisão da equipe do GPSAT e com supervisão médica. Nestes testes, foram captados os sinais dos músculos vasto lateral (VL) direito e esquerdo e bíceps femoral (BF) direito e esquerdo de cada voluntário.

O protocolo seguido para a captura dos sinais de EMGS deste grupo de voluntários foi baseado em um protocolo de rampa, em que o voluntário é submetido a um aumento gradativo de carga na bicicleta, até atingir o esforço máximo. O protocolo para os testes com o grupo de voluntários com amputação seguiu os seguintes passos:

1. Verificação do módulo de *hardware* do sistema, observando se a quantidade de canais selecionada condiz com o desejado, e se está funcionando conforme o previsto; além da realização da conexão dos cabos (que serão ligados nos eletrodos) às entradas do módulo;
2. Preparação do voluntário e posicionamento dos eletrodos de superfície nos músculos de interesse (segundo protocolo SENIAM), bem como o posicionamento da malha de látex sobre os eletrodos, de forma a envolvê-los;
3. Colocação da prótese no membro amputado e posicionamento do voluntário na bicicleta, bem como a realização da conexão dos cabos que estão ligados no módulo de *hardware* aos eletrodos;
4. Após todo esse preparo, inicia-se a coleta dos sinais, selecionando a chave de início de gravação no módulo de *hardware*;

5. Inicialmente o voluntário permanece cinco minutos em repouso posicionado na bicicleta;
6. Após o repouso, o voluntário começa a pedalar e a carga da bicicleta vai sendo aumentada gradativamente, até que o voluntário atinja o esforço máximo, sendo que a cada minuto a carga da bicicleta é aumentada em 15 W. Neste estágio, os voluntários são orientados a manter uma velocidade de 60 rpm (rotações por minuto) na bicicleta;
7. Após atingir esforço máximo, o voluntário pedala por mais um minuto sem carga na bicicleta;
8. Passado esse tempo, o voluntário permanece mais cinco minutos em repouso posicionado na bicicleta, e após, seleciona-se a chave de fim da coleta no módulo de *hardware*;
9. Por fim, o voluntário desce da bicicleta e são retirados os eletrodos e a malha de látex do mesmo.

Já nos testes realizados com o grupo de voluntários sem amputação, a coleta de sinais de EMGS foi realizada no músculo bíceps braquial (direito ou esquerdo) do(a) voluntário(a) e foram realizadas contrações leves e fortes do músculo em questão. Nesses testes, é seguido um protocolo que estabelece dois momentos, um momento inicial em que o voluntário realiza movimentos definidos sem a malha de látex envolvendo os eletrodos e um segundo momento em que o voluntário realiza os mesmos movimentos definidos tendo a malha de látex envolvendo os eletrodos.

Esses testes foram realizados no Laboratório de Engenharia e Biomaterial (BioEngLab[®]) / Laboratório de Engenharia & Inovação (LEI) da Universidade de Brasília (UnB), Campus Darcy Ribeiro. Os testes realizados com o grupo de voluntários sem amputação seguiram um protocolo com os seguintes passos:

- I. Verificação do módulo de *hardware* do sistema, observando se a quantidade de canais selecionada condiz com o desejado, e se está funcionando conforme o previsto; além da realização da conexão dos cabos (que serão ligados nos eletrodos) às entradas do módulo;
- II. Preparação do voluntário e posicionamento dos eletrodos de superfície no músculo de interesse (seguindo protocolo SENIAM);

- III. Conexão dos cabos que estão ligados no módulo de *hardware* aos eletrodos;
- IV. Início do primeiro momento do teste, em que o voluntário segue uma sequência de ações definidas sem a malha de látex estar envolvendo os eletrodos;
- V. Para iniciar a gravação dos sinais deste primeiro momento, deve-se selecionar a chave de início de gravação no módulo de *hardware*;
- VI. Inicialmente o voluntário deve permanecer com o braço avaliado em repouso, por um determinado período de tempo;
- VII. Após esse período em repouso, é solicitada ao voluntário a realização de contrações leves do músculo em questão com pequenos intervalos de tempo entre uma contração e outra;
- VIII. Após essas contrações leves, o voluntário deve permanecer alguns segundos com o músculo em repouso;
- IX. Passado esse tempo, o voluntário deve realizar contrações fortes do músculo avaliado, com intervalos de tempo entre uma contração e outra;
- X. Após essas contrações fortes, o voluntário deve permanecer mais alguns segundos com o músculo em repouso;
- XI. Passado esse tempo de repouso, é solicitado ao voluntário manter o músculo em repouso, enquanto o pesquisador que conduz o teste realiza uma simulação de geração de artefatos de movimento, promovendo uma movimentação na interface pele-eletrodo;
- XII. Após, deve-se selecionar a chave de fim da coleta no módulo de *hardware*, finalizando esse primeiro momento do teste;
- XIII. Para a realização do segundo momento do teste, é feito o posicionamento da malha de látex sobre os eletrodos já posicionados no músculo, de forma que a malha envolva os eletrodos;
- XIV. Para iniciar a gravação dos sinais deste segundo momento, deve-se selecionar a chave de início de gravação no módulo de *hardware*, e o voluntário deve repetir os passos de VI a XII, finalizando o segundo momento do teste.
- XV. Por fim, são retirados os eletrodos e a malha de látex do voluntário.

Uma vez que foram utilizados eletrodos de superfície em todas as coletas realizadas, a coleta dos sinais de EMGS dos voluntários segue as recomendações europeias para eletromiografia de superfície. Assim, o preparo do voluntário é 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 participante da pesquisa (voluntário) até o local de posicionamento dos eletrodos. Essas instruções podem ser observadas no fluxograma da Figura 3.12.

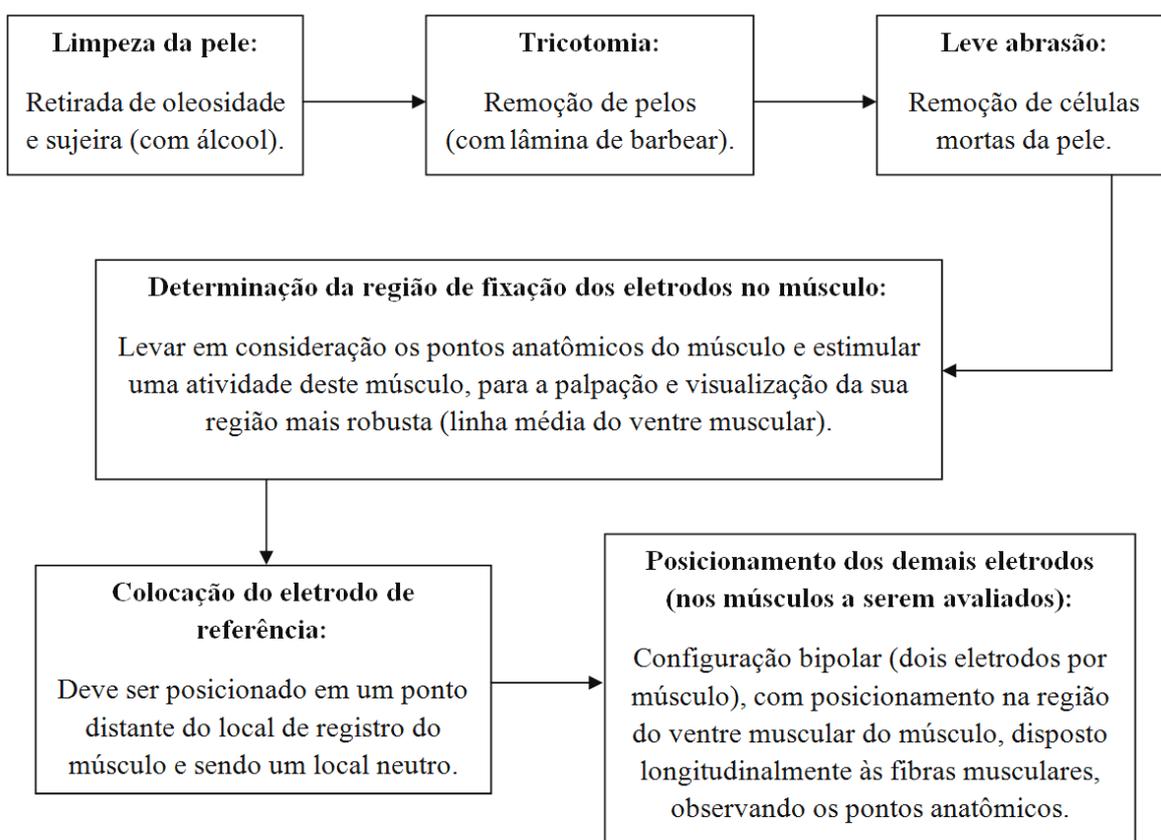


Figura 3.12: Fluxograma que descreve as principais instruções a serem seguidas para preparo do voluntário, recomendadas pelo protocolo SENIAM.

De acordo com o protocolo SENIAM, antes da colocação dos eletrodos é preciso realizar a limpeza da pele (retirada da oleosidade e sujeira), e/ou 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 de EMGS. O SENIAM sugere que o eletrodo deve ser alinhado no sentido das fibras musculares, já que a trajetória do potencial de ação segue o mesmo sentido, e que seja colocado entre o ponto motor e o tendão distal do músculo avaliado. O

eletrodo é posicionado numa configuração bipolar, na região do ventre muscular do músculo escolhido, disposto longitudinalmente às fibras musculares. Para a localização da região em que o eletrodo é fixado, devem-se observar os pontos anatômicos e estimular 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 mesmo é colocado em um ponto distante do local de registro dos músculos avaliados. Em seguida, são fixados os demais eletrodos (RAPOSO; SILVA, 2013).

O posicionamento das malhas fabricadas com biomaterial látex também está relacionado com o preparo do voluntário. As malhas foram utilizadas para envolver os eletrodos, de modo a evitar que os mesmos se movimentem. Nos voluntários com amputação, foram utilizadas malhas tanto para envolver os eletrodos posicionados sob o coto, quanto na outra perna. E nos voluntários sem amputação, a malha de látex foi utilizada no segundo momento do teste. A Figura 3.13 ilustra o uso de malhas de látex em um voluntário com amputação, estando as malhas devidamente aplicadas de forma a envolver os eletrodos.

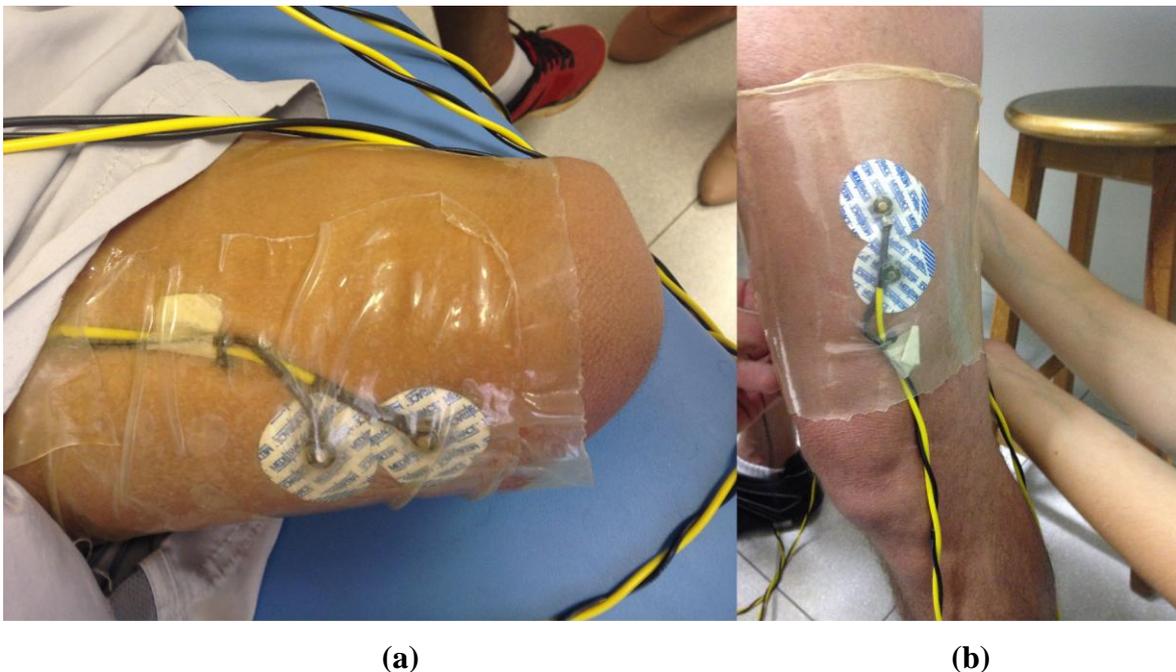


Figura 3.13: Utilização da malha de biomaterial látex em: a) envolvendo os eletrodos posicionados sob o coto do voluntário (membro inferior direito); b) envolvendo os eletrodos posicionados sob o membro inferior (esquerdo) do voluntário (RIBAS, 2015).

3.3 ANÁLISE DE DESEMPENHO DA FILTRAGEM BIOMECÂNICA DERIVADA DE BIOMATERIAL LÁTEX

Para a verificação do desempenho da malha de látex como filtro biomecânico, os testes realizados seguiram os protocolos descritos na seção 3.2. No grupo de voluntários com amputação, a malha de látex foi utilizada no membro amputado do voluntário, podendo ser utilizada no membro não amputado também. A utilização da malha de látex no membro amputado possibilita uma verificação do desempenho da malha de látex como filtro físico, uma vez que o uso de prótese causa vários artefatos de movimento durante o processo de aquisição.

No grupo de voluntários sem amputação, o protocolo estabelecido possibilita uma comparação entre dois sinais (sem e com a malha de látex), do mesmo músculo, do mesmo voluntário e seguindo os mesmos movimentos. Nestes testes, inicialmente os sinais de EMGS foram coletados no bíceps braquial do voluntário sem o uso da malha de látex, seguindo uma ordem de ações estabelecida (seção 3.2); e, posteriormente, foi realizada outra coleta no mesmo músculo do voluntário e seguindo a mesma ordem de ações estabelecida, só que neste segundo momento com o uso da malha de látex envolvendo os eletrodos.

A aquisição destes sinais, sem e com a malha de látex, possibilita, assim, uma comparação entre os dois sinais de EMGS, permitindo a realização de uma análise de desempenho da malha de látex como filtro físico, podendo-se verificar se o sinal captado com o uso da malha de látex possui aspectos positivos em comparação ao sinal captado sem o uso da malha de látex, observando principalmente as interferências por ruídos eletroquímicos e artefatos de movimento.

Uma característica importante a ser ressaltada é que os eletrodos utilizados nos momentos (1) e (2) de cada teste (sem e com a malha de látex, respectivamente) do grupo de voluntários sem amputação, são os mesmos, sendo posicionados no início do procedimento. Isso garante que os sinais de EMGS captados nos dois momentos do teste sejam referentes ao mesmo músculo e ao mesmo posicionamento dos eletrodos.

Um exemplo de um teste de aquisição de sinais de EMGS realizado em um voluntário sem amputação, seguindo o protocolo descrito anteriormente, pode ser observado na Figura 3.14. Neste teste, no primeiro momento (A), o sinal de EMGS é adquirido sem o

uso da malha de látex sobre os eletrodos; e no segundo momento (B), o sinal é adquirido com o uso da malha de látex envolvendo os eletrodos.

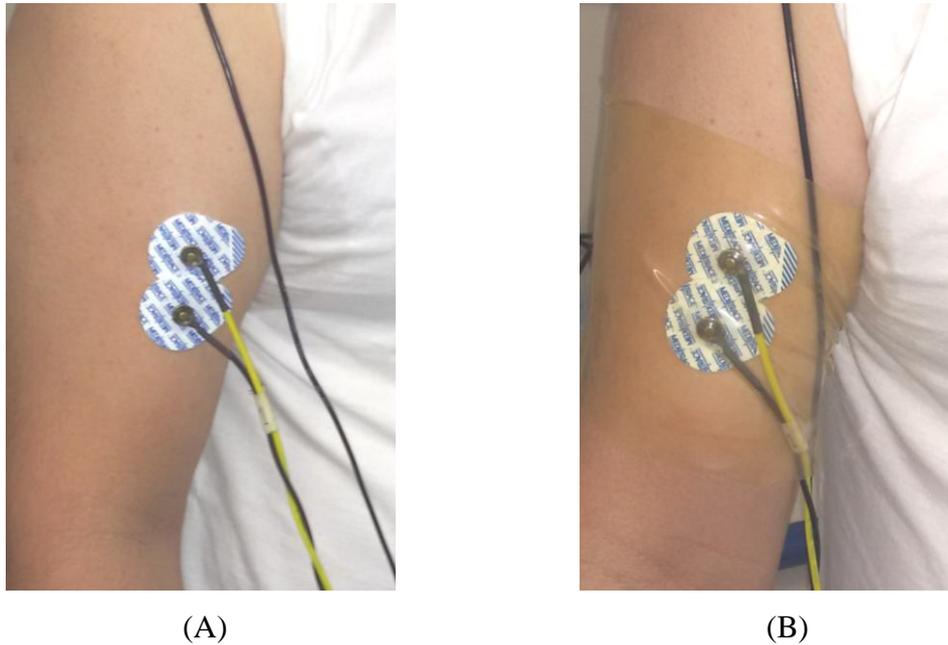


Figura 3.14: Exemplo de teste de aquisição de sinais de EMGS seguindo o protocolo descrito. No primeiro momento (A) a aquisição do sinal de EMGS é realizada no bíceps braquial do voluntário sem o uso da malha de látex; e, no segundo momento (B) a aquisição do sinal de EMGS é realizada no mesmo músculo do voluntário com o uso da malha de látex.

A partir da aquisição destes sinais, com e sem o uso da malha de látex, e seguindo o protocolo descrito, é possível a realização de comparações dos sinais de EMGS coletados. As comparações feitas são visuais e qualitativas, e foram realizadas utilizando-se o *software* desenvolvido neste trabalho. Foram comparados os momentos de repouso, de contrações leves, contrações fortes e simulação de artefatos de movimento, dos dois sinais de cada voluntário, podendo-se assim, realizar algumas afirmações acerca do uso e do desempenho da malha de látex como filtragem física durante a aquisição dos sinais.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

O estudo, objeto deste trabalho, foi realizado em um período de um ano e quatro meses, considerando os testes iniciais com o sistema desenvolvido e os testes realizados com os voluntários. As primeiras implementações do sistema de EMGS apresentado neste trabalho começaram a ser realizadas em janeiro de 2015 e a versão atual do sistema foi finalizada em abril de 2016. Essa etapa de desenvolvimento do sistema foi marcada por desafios e foi realizada pela equipe de EMG do laboratório BioEngLab/LEI da UnB.

Os testes e coletas de sinais de EMGS com os voluntários foram realizados em um período de onze meses (junho/2015 à abril/2016), através de uma parceria entre a equipe de EMG do BioEngLab e a equipe do GPSAT da UnB/FCE, e foram realizados com o sistema em desenvolvimento. Dessa forma, os sinais de EMGS adquiridos com os primeiros voluntários apresentam uma qualidade inferior aos sinais adquiridos com os testes mais recentes com voluntários. Assim, é possível observar a evolução no desenvolvimento do sistema e as melhorias que foram sendo realizadas.

A confecção das malhas de látex ocorreu à medida que foram sendo realizados os testes com os voluntários, conforme a demanda solicitada, e seguiu os aspectos abordados na seção 3.1.1.2 deste trabalho.

A divulgação dos resultados do presente estudo será feita a partir de submissões de artigos em congressos científicos e periódicos nacionais e internacionais nas áreas de Engenharia Biomédica e Eletromiografia. No Anexo E são apresentados dois artigos relacionados ao trabalho que foram submetidos ao XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB 2016). Ambos os artigos estão relacionados ao sistema desenvolvido neste trabalho, sem abordar os resultados relacionados à filtragem física (malha de látex). Os resultados relacionados à malha de látex como filtro biomecânico serão abordados em outros artigos que serão submetidos a periódicos científicos nacionais e internacionais.

A seguir são apresentados os resultados do estudo realizado, abordando os resultados do sistema de aquisição, exibição e análise de sinais de EMGS desenvolvido, os resultados da coleta de sinais de EMGS e da análise de desempenho do filtro físico derivado de biomaterial látex.

4.1 SISTEMA DE AQUISIÇÃO, EXIBIÇÃO E ANÁLISE DE SINAIS DE EMGS COM FILTRAGEM FÍSICA

Conforme apresentado na seção 3.1 deste trabalho, o sistema de EMGS desenvolvido contempla os módulos de aquisição, de *hardware* e de *software*.

O módulo de aquisição é caracterizado pelo uso de eletrodos de superfície para a captação do sinal mioelétrico, e pelo uso de uma malha de látex aplicada de modo a envolver os eletrodos, tendo o objetivo de realizar uma filtragem física na etapa de aquisição, esperando-se, assim, reduzir os ruídos por artefatos de movimento e ruídos eletroquímicos e, conseqüentemente, diminuir a carga computacional (técnicas de processamento) e de *hardware* (filtros eletrônicos de ordem superior) que seriam empregados para eliminação de ruídos. Os resultados relacionados ao desempenho da malha de látex como filtro físico são apresentados na seção 4.3 desta dissertação.

4.1.1 Módulo de *Hardware*

O módulo de *hardware* do sistema desenvolvido é composto por dois circuitos principais, sendo um circuito eletrônico de amplificação, filtragem e condicionamento do sinal bioelétrico captado pelos eletrodos e um circuito microcontrolado de digitalização e armazenamento do sinal de EMGS captado. Os esquemas de ligação de ambos os circuitos podem ser observados no Anexo B e no Apêndice A.

Para a implementação dos circuitos do módulo de *hardware* inicialmente os circuitos foram montados em *protoboard* (matriz de contatos) para verificação e ajustes de funcionamento e, após definição dos esquemáticos e dos *layouts* dos circuitos, foram fabricadas placas de circuito impresso (PCI), utilizando-se o *software* Proteus 7.8 para o desenvolvimento do *layout* das PCIs e, por fim, foi implementado o módulo de *hardware* do sistema.

A Figura 4.1 apresenta o módulo de *hardware* desenvolvido. Nesta é possível observar que o *hardware* foi separado em duas partes, sendo que o módulo inferior é caracterizado pelo circuito eletrônico, responsável pela amplificação, filtragem e condicionamento do sinal bioelétrico captado pelos eletrodos; e o módulo superior é caracterizado pelo circuito microcontrolado, sendo responsável pela conversão A/D e pelo armazenamento dos dados em um cartão de memória.

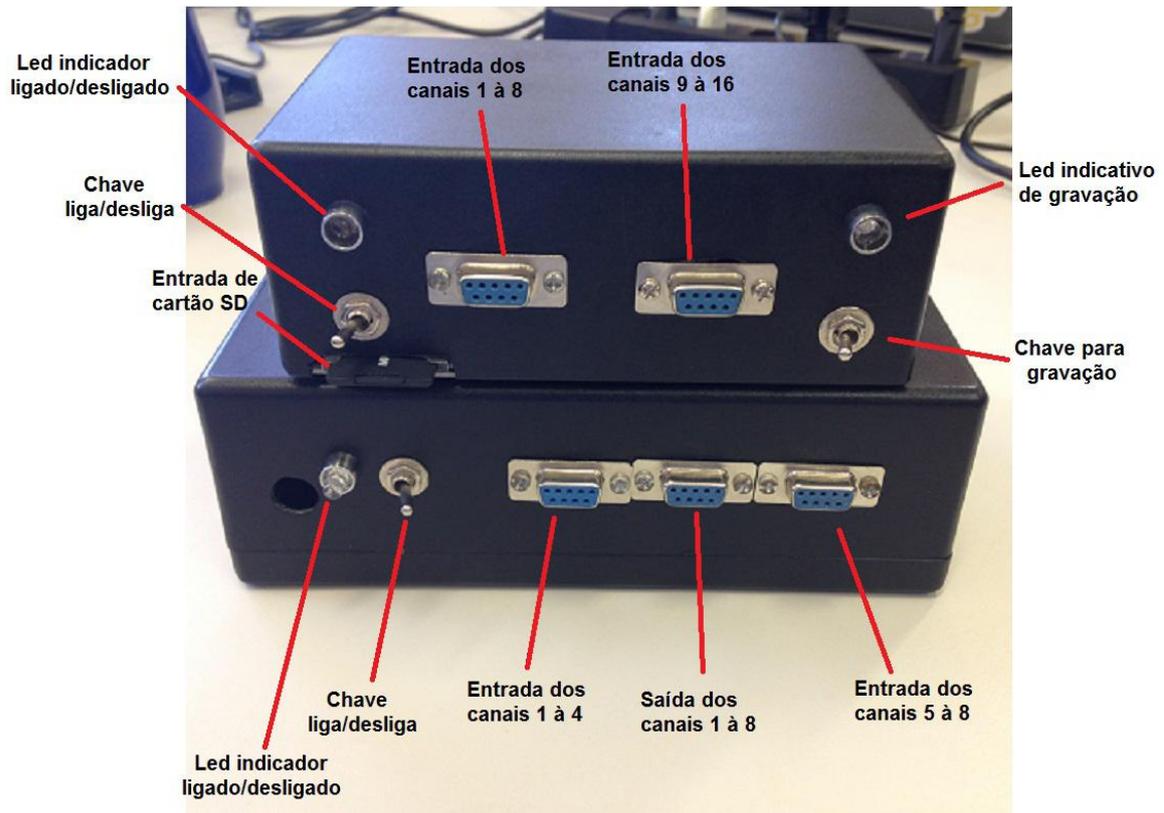


Figura 4.1: Módulo de *hardware* do sistema desenvolvido. O módulo inferior é pelo circuito eletrônico, responsável pela amplificação, filtragem e condicionamento do sinal bioelétrico captado pelos eletrodos; e o módulo superior é caracterizado pelo circuito microcontrolado, sendo responsável pela conversão A/D e pelo armazenamento dos dados em um cartão de memória (RIBAS, 2015).

Conforme pode ser observado na Figura 4.1, os eletrodos devem ser ligados no módulo inferior e o cartão de memória deve ser inserido no módulo superior. Ambos os módulos possuem chave de liga/desliga e led indicador de estado ligado/desligado. O módulo superior possui ainda uma chave para iniciar/encerrar a gravação de dados no cartão SD e um led RGB que indica os estados de gravação: sistema em falha (led vermelho), sistema pronto para uso (led verde) e sistema em gravação (led azul).

O *hardware* desenvolvido permite a aquisição de até 16 canais de sinal de EMGS, permitindo assim, que sejam avaliados até 16 músculos de interesse. Para a opção de 16 canais, no entanto, devem ser utilizados dois módulos de circuito eletrônico (módulo inferior da Figura 4.1), sendo que a saída de canais de cada módulo deve ser ligada às entradas de canais do módulo de circuito microcontrolado (módulo superior da Figura 4.1).

Para a ligação dos eletrodos ao módulo de circuito eletrônico (inferior) e deste módulo ao módulo de circuito microcontrolado (superior), foram implementados cabos de conexão.

Todo cabeamento, seja entre os módulos ou entre os eletrodos e os módulos, foram montados com conectores do tipo DB-9.

A Figura 4.2 demonstra o cabeamento implementado para o módulo de *hardware*. Para a conexão entre o módulo de circuito eletrônico e os eletrodos foram montados cabos para quatro canais (dois cabos por canal) e mais um cabo para o eletrodo de referencia, sendo desse modo, possível utilizar apenas uma das entradas do módulo inferior (Figura 4.1) caso sejam coletados até quatro canais. Para cada módulo de circuito eletrônico foram fabricados dois conjuntos de cabos de quatro canais, resultando num total de quatro conjuntos de cabos de quatro canais para conexão dos eletrodos aos módulos de circuito eletrônico. Para a conexão destes módulos ao módulo de circuito microcontrolado, foram implementados cabos menores com conectores DB-9 (Figura 4.2-d).

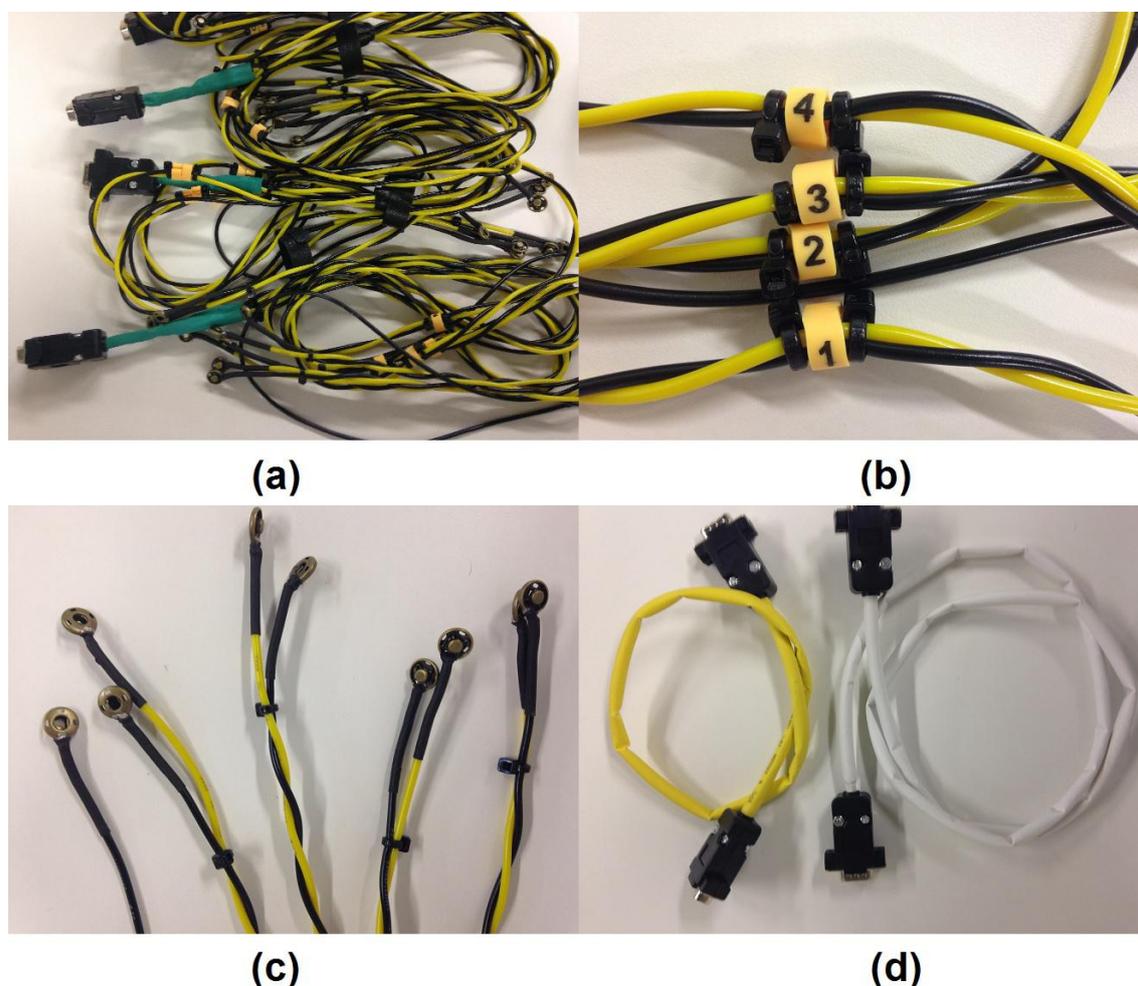


Figura 4.2: a) Cabos para quatro canais e referência com conector DB-9; b) Detalhe da enumeração dos canais nos cabos; c) Encaixe entre os cabos e os eletrodos, utilizando colchetes de pressão para roupas; d) Cabos para conexão entre módulo de circuito eletrônico e módulo de circuito microcontrolado (RIBAS, 2015).

Os cabos de conexão dos eletrodos aos módulos de circuito eletrônico foram fabricados em dois tamanhos diferentes, 1,0 m e 2,20 m, pois é importante que durante a coleta dos sinais, os cabos não tenham nenhum contato com o solo e também tenham o mínimo de movimento possível para evitar ruídos por artefatos de movimento. Essa opção de tamanhos diferentes possibilita ao usuário utilizar o cabo com comprimento que seja mais adequado à sua captura de sinais (RIBAS, 2015).

O módulo de circuito eletrônico (módulo inferior da Figura 4.1) é alimentado por baterias de 9 V. O consumo elétrico de cada canal corresponde a 20 mA, ou seja, o consumo total de cada módulo de circuito eletrônico é de 160 mA. A alimentação por meio de baterias foi estabelecida pois grande parte dos ruídos que interferem no sinal de EMGS são de 60 Hz, ou seja, provenientes da rede elétrica. Desse modo, a alimentação por meio de baterias possui a vantagem em relação ao nível de ruídos e a portabilidade do equipamento, em contrapartida, há um custo por conta da necessidade da reposição das baterias (RIBAS, 2015).

A alimentação do módulo de circuito microcontrolado (módulo superior da Figura 4.1) pode ser feita por baterias de 9 V, através de conexão USB a um computador ou por uma fonte de alimentação de 12 V. No entanto, durante a realização de alguns dos testes com voluntários, verificou-se que o uso da fonte de alimentação gerava ruído proveniente da rede elétrica no sinal captado. Outra observação foi que, caso o módulo seja alimentado pelo computador (conexão USB) e o computador esteja com seu carregador ligado à rede elétrica, o sinal também era contaminado por ruídos provenientes da rede elétrica. Sendo assim, estabeleceu-se que a alimentação do módulo de circuito microcontrolado poderia ser feita por baterias, ou através do cabo USB conectado a um computador (*notebook*), sendo que este não poderia estar ligado à rede elétrica.

Durante os testes iniciais do módulo de *hardware*, constatou-se que o nível de ruído no sinal captado variava muito de um teste para outro, observando-se que grande parte destes ruídos era proveniente de fontes externas (ruído ambiente, ruído eletromagnético – seção 2.5.6). Para verificar essa influência do ruído ambiente, foram realizados testes com o auxílio de um osciloscópio, utilizando-se o módulo de circuito eletrônico desenvolvido neste trabalho. A Figura 4.3 apresenta um exemplo de como o ruído ambiente (eletromagnético) interfere na captura do sinal de EMGS, onde se percebe a interferência do ruído de 60 Hz da rede elétrica no sinal.

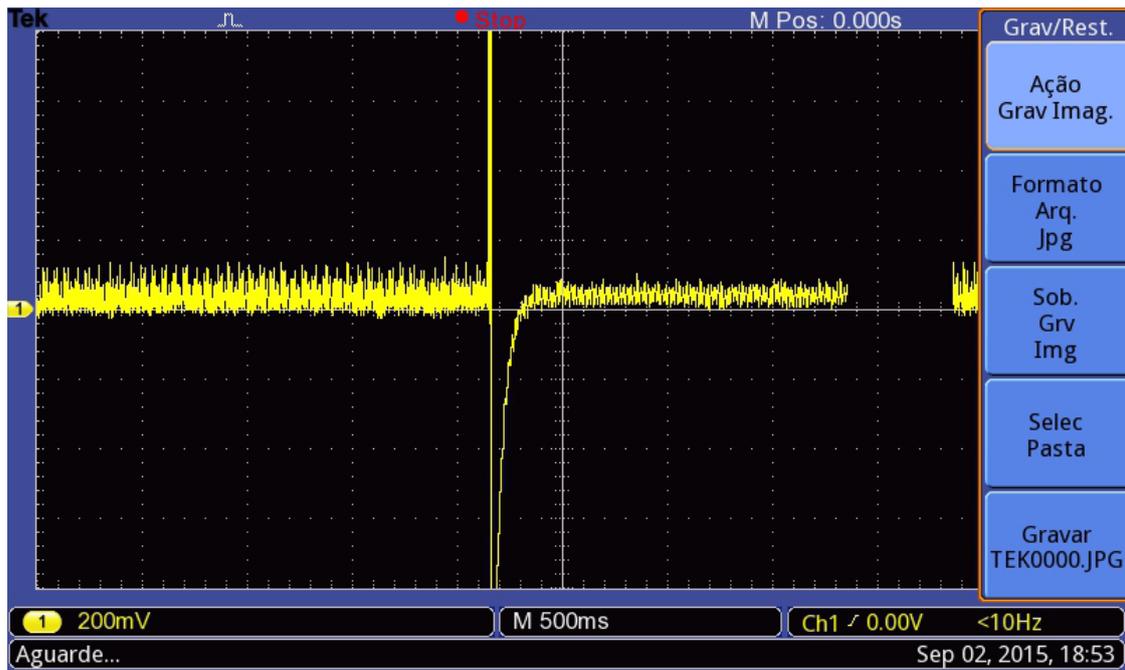


Figura 4.3: Sinal de EMGS captado no bíceps braquial direito de um voluntário em repouso com iluminação do ambiente ligada (lado esquerdo) e desligada (lado direito) (RIBAS, 2015).

Devido à essa interferência, durante a realização dos testes de coleta de sinais de EMGS, ficou estabelecido que as luzes do ambiente devem ser desligadas no momento de captura dos sinais e que os celulares devem ficar distantes do músculo e voluntário avaliado.

4.1.1.1 Módulo de circuito eletrônico

A Figura 4.4 apresenta o processo de construção do módulo inferior que compõe o *hardware* do sistema (Figura 4.1), sendo composto pelo circuito eletrônico desenvolvido para amplificação, filtragem e condicionamento do sinal captado pelos eletrodos. Foram produzidos dois módulos de circuito eletrônico iguais, cada um com oito canais, resultando em um sistema final com capacidade de registro de 16 canais.

Para cada canal, foi produzida uma placa do circuito eletrônico apresentado no Anexo B, e como o módulo de *hardware* permite a conexão de até 16 canais, foram produzidas 16 placas de circuito eletrônico, estando oito em cada módulo. A divisão dos 16 canais, e consequentemente das 16 placas, em dois módulos se deu pelo fato de que, nem sempre durante a realização dos testes foram feitas aquisições de 16 sinais de EMGS. Em alguns testes foram usados quatro canais, sendo utilizado apenas um dos módulos de circuito

eletrônico. A divisão em módulos diminui o consumo de energia pelos canais não utilizados e reduz o tamanho do equipamento, além de permitir o uso de acordo com a necessidade de cada aquisição.

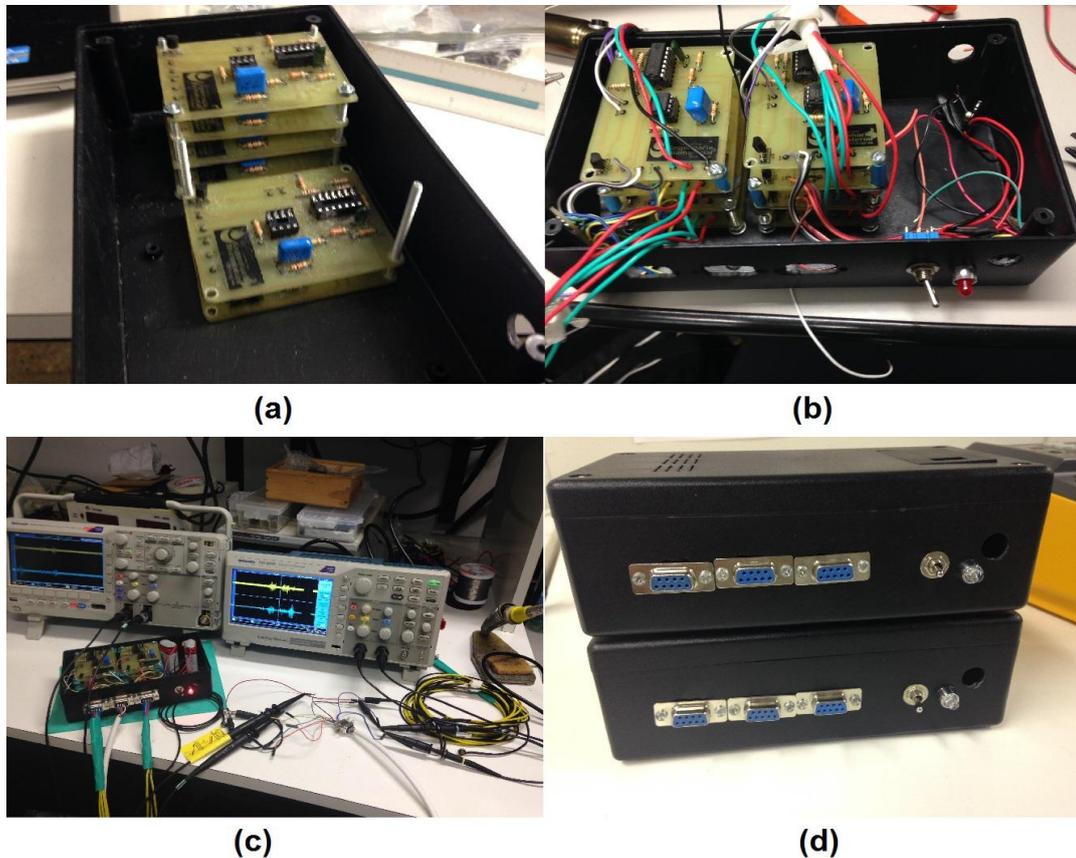


Figura 4.4: Processo de desenvolvimento do módulo de circuito eletrônico para amplificação, filtragem e condicionamento dos sinais. a) Posicionamento das oito PCI's (uma para cada canal) dentro do gabinete; b) Realização das ligações internas; c) Teste do módulo em osciloscópio; d) Módulos de circuito eletrônico de oito canais cada finalizados (RIBAS, 2015).

Os sinais de EMGS que saem dos módulos de circuito eletrônico correspondem aos sinais mioelétricos captados pelos eletrodos, e são sinais que passam por etapas de amplificação, filtragem e condicionamento (circuito eletrônico), e que devem ser enviados ao módulo de circuito microcontrolado, para ser digitalizado e armazenado.

Um fato de primordial importância nesse circuito eletrônico é a utilização de filtros ativos básicos de primeira ordem, conforme apresentado na seção 3.1.2.1. É comum a utilização de filtros elétricos do tipo *Butterworth* e de ordens superior à quarta para o processo de filtragem de sinais de EMGS. Neste trabalho, a utilização de filtros mais simples e menos eficazes no módulo de circuito eletrônico pode ser justificada pela

utilização do amplificador de instrumentação INA128P, que devido ao alto CMRR consegue eliminar grande parte o sinal de modo comum, e devido ao uso da malha de látex como filtragem física na etapa de aquisição 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 (RIBAS, 2015).

Outro aspecto importante está relacionado à escolha dos amplificadores operacionais do tipo TL074 utilizados nas etapas de filtragem, ganho e ajuste de *offset* que compõem o circuito eletrônico do módulo de *hardware* do sistema. Em grande parte dos circuitos para amplificação de sinais de EMG encontrados na bibliografia são utilizados outros modelos de amplificadores, considerados mais robustos e precisos e consequentemente mais caros e de aquisição mais difícil. Para verificar o desempenho do TL074 em relação a outros modelos de amplificadores, foi realizado um teste de comparação entre o TL074 e o amplificador OPA2604 fabricado pela *Texas Instruments*, que é indicado para filtros de sinais eletromiográficos. Essa comparação, feita em um osciloscópio, pode ser observada na Figura 4.5. Com essa comparação, constatou-se que além de ter um custo menor em relação ao outro amplificador, o TL074 se mostrou equivalente, o que valoriza e justifica seu uso neste trabalho (RIBAS, 2015).

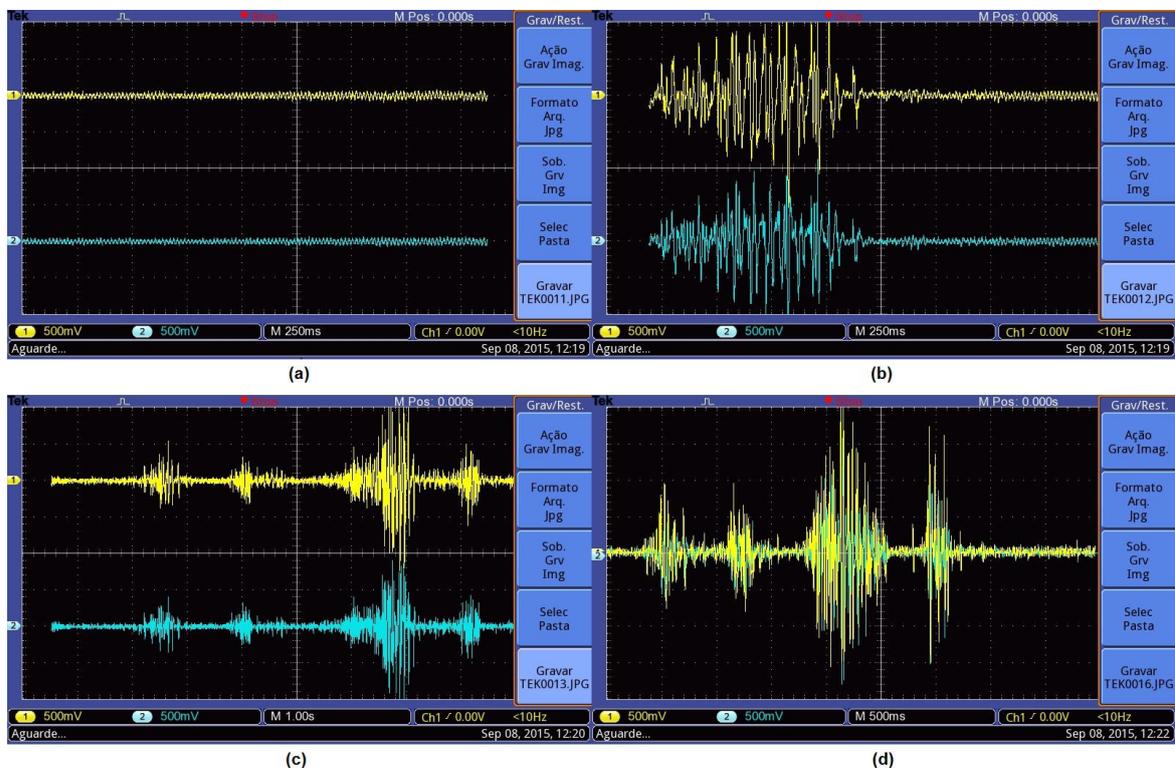


Figura 4.5: No sinal em amarelo foi utilizada filtragem com AMP-OP indicado para filtros de sinais eletromiográficos, o OPA2604 fabricado pela *Texas Instruments*; e o sinal em azul é do circuito implementado com o TL074. (RIBAS, 2015).

4.1.1.2 Módulo de circuito microcontrolado

O módulo de circuito microcontrolado utilizado no *hardware* do sistema (módulo superior da Figura 4.1) é caracterizado pelo uso da plataforma Arduino Mega, responsável pela digitalização do sinal proveniente do módulo de circuito eletrônico e pelo armazenamento do sinal digital em um cartão de memória.

Os arquivos salvos no cartão de memória são de extensão (.txt), e contém os sinais digitalizados, em que os valores armazenados estão divididos em colunas (uma para cada canal de aquisição), de modo a ser apropriado para posterior leitura no *software* de visualização e análise do sistema (módulo 3 deste trabalho).

No interior do módulo de circuito microcontrolado, foram instalados os seguintes componentes: um microcontrolador Arduino Mega 2560, *shield* de cartão SD, chaves de acionamento, leds de indicação e cabeamento para ligações internas. No painel frontal do módulo, conforme indicado na Figura 4.1, há uma chave liga/desliga e um led vermelho para indicação de estado ligado/desligado; entrada para cartão SD; duas entradas do tipo DB-9 para o sinal proveniente do módulo de circuito eletrônico; uma chave para início/fim da gravação de dados no cartão e um led RGB que indica os estados de gravação: sistema em falha (led vermelho), sistema pronto para uso (led verde) e sistema em gravação (led azul). Nas laterais do módulo 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.

Como foram implementadas 16 placas de circuito eletrônico, para fornecer um módulo de aquisição de 16 canais, faz-se necessário o uso de um microcontrolador que tenha 16 canais de conversor A/D, o que justificou a escolha da plataforma Arduino Mega. Sendo assim, o sinal de saída de cada placa eletrônica (sinal mioelétrico amplificado, filtrado e condicionado) deve ser ligado em um canal do conversor A/D que compõe o microcontrolador da placa Arduino Mega. Essa ligação pode ser observada no esquema de ligação do Apêndice A.

Para que o microcontrolador da plataforma Arduino Mega utilizada realize a digitalização do sinal de saída do módulo de circuito eletrônico e o armazenamento do sinal digital no cartão de memória, é necessário que seja implementado um programa e que o mesmo seja salvo na memória do microcontrolador. Para isso, utilizou-se o *software*

Arduino IDE, que é um ambiente de programação que permite o desenvolvimento dos programas de controle do microcontrolador.

O código de controle utilizado para a programação do microcontrolador é apresentado no Apêndice B. Esse é o código final do sistema desenvolvido, no entanto, ele foi sofrendo alterações ao longo do desenvolvimento do trabalho. Foram implementadas três versões de código de controle, sendo a terceira a versão a atual.

As melhorias feitas de uma versão para outra são, principalmente, em relação à frequência de amostragem (número de pontos registrados por segundo), que é determinada a partir do uso da função *micros()* na programação. Essa função retorna o tempo, em microssegundos, desde que a placa Arduino começa a rodar o programa. Assim, para determinar a frequência de amostragem, é preciso salvar o valor de tempo da função *micros* a cada vez que se realizar uma aquisição de sinal. Dessa forma, o tempo utilizado para o cálculo da frequência de amostragem será determinado pela diferença de tempo entre duas aquisições.

Por exemplo, ao ligar o Arduino, o programa começa a ser executado, e a função *micros* começa a contar o tempo. Quando a chave de início da gravação é acionada, é feita a primeira leitura dos sinais digitais (convertidos pelo conversor A/D) que correspondem ao sinal analógico (com seus n canais) que chega ao conversor, bem como a primeira leitura de tempo (t_1) que a função *micros* retorna, sendo estes valores salvos na primeira linha do arquivo de texto no cartão SD, um em cada coluna (o valor de tempo será salvo na última coluna, após as colunas dos sinais referentes a cada canal). Caso a chave de fim da gravação não tenha sido acionada, é realizada uma nova leitura dos sinais de saída do conversor A/D e outra leitura de tempo (t_2), sendo esses valores salvos na segunda linha do arquivo de texto no cartão, seguindo a mesma sequência de colunas da leitura anterior. Essa sequência se repete até a chave de fim da gravação ser acionada.

Tendo os valores de tempo (t_1 e t_2 no exemplo) salvos, a frequência de amostragem pode ser determinada pela diferença entre esses valores ($t_2 - t_1$), e corresponde à diferença de tempo entre uma aquisição de sinal e outra. Assim, é possível determinar quantas aquisições de sinal foram feitas em um segundo, o que caracteriza a frequência de amostragem. Quanto menor o tempo entre uma aquisição e outra, mais valores são adquiridos e, conseqüentemente, maior será a frequência de amostragem do sinal. Quanto maior a frequência de amostragem, melhor será a qualidade do sinal, e mais próximo o

sinal digital estará do sinal real analógico. Essa lógica para se determinar a frequência de amostragem utilizando-se a função *micros* foi adotada nas três versões de código de controle. No entanto, as versões apresentaram frequências de amostragem diferentes, devido à lógica de programação utilizada, o que causou perda de informação nos sinais coletados com as primeiras versões.

No programa da primeira versão, o sinal analógico (sinal de saída das placas eletrônicas) enviado nos canais do conversor A/D da placa microcontrolada era convertido para digital pelo conversor A/D de 10 *bits*, salvo no cartão de memória e a gravação encerrada. Ou seja, a cada aquisição de sinal, era realizada a abertura do arquivo de texto, o sinal digital convertido (*n* canais) e o valor de tempo eram gravados no cartão de memória e após o arquivo era fechado. O fluxograma da Figura 4.6 apresenta a lógica desta primeira versão da programação.

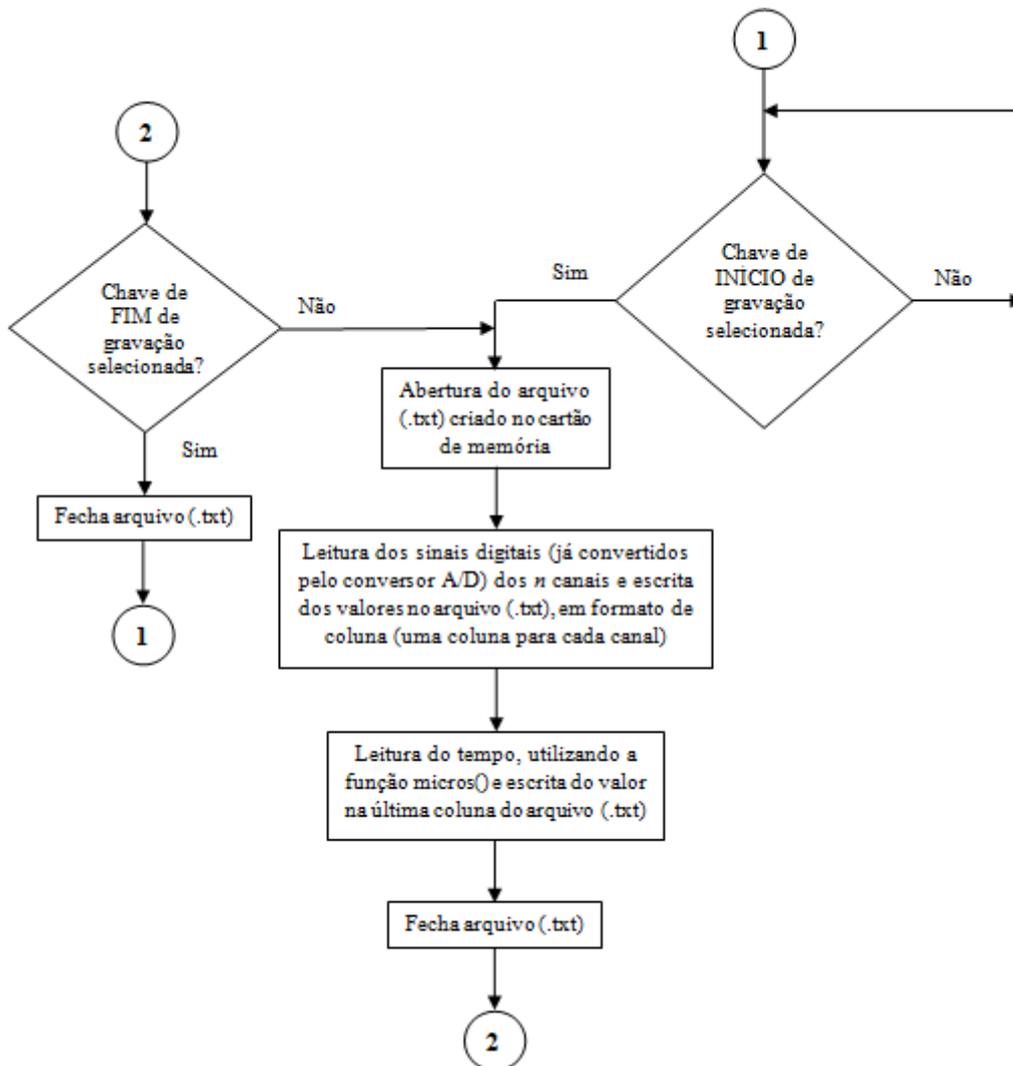


Figura 4.6: Fluxograma que representa a lógica de controle utilizada na primeira versão de programa.

Nos testes realizados utilizando-se a lógica da primeira versão, observou-se uma frequência de amostragem muito pequena, na ordem de 50 Hz (para sinais com 1 canal), insuficiente para aquisições do sinal de EMGS, o que resultou em perdas de informações do sinal mioelétrico avaliado. Estudando essa lógica, percebeu-se que o erro estava em abrir e fechar o arquivo de texto a cada aquisição. Para realizar tal ação, o programa demorava alguns segundos e, sendo assim, enquanto abria e/ou fechava o arquivo, as informações do sinal analógico eram perdidas. Para resolver esse problema, foi desenvolvida a segunda lógica de controle, apresentada no fluxograma da Figura 4.7. Nessa segunda lógica de controle, o arquivo de texto é aberto uma única vez, quando a chave de início de gravação é acionada e é fechado somente quando a chave de fim da gravação é ativada. Com essa lógica foi possível obter sinais com frequência de amostragem na ordem de 700 Hz (para sinais com 1 canal).

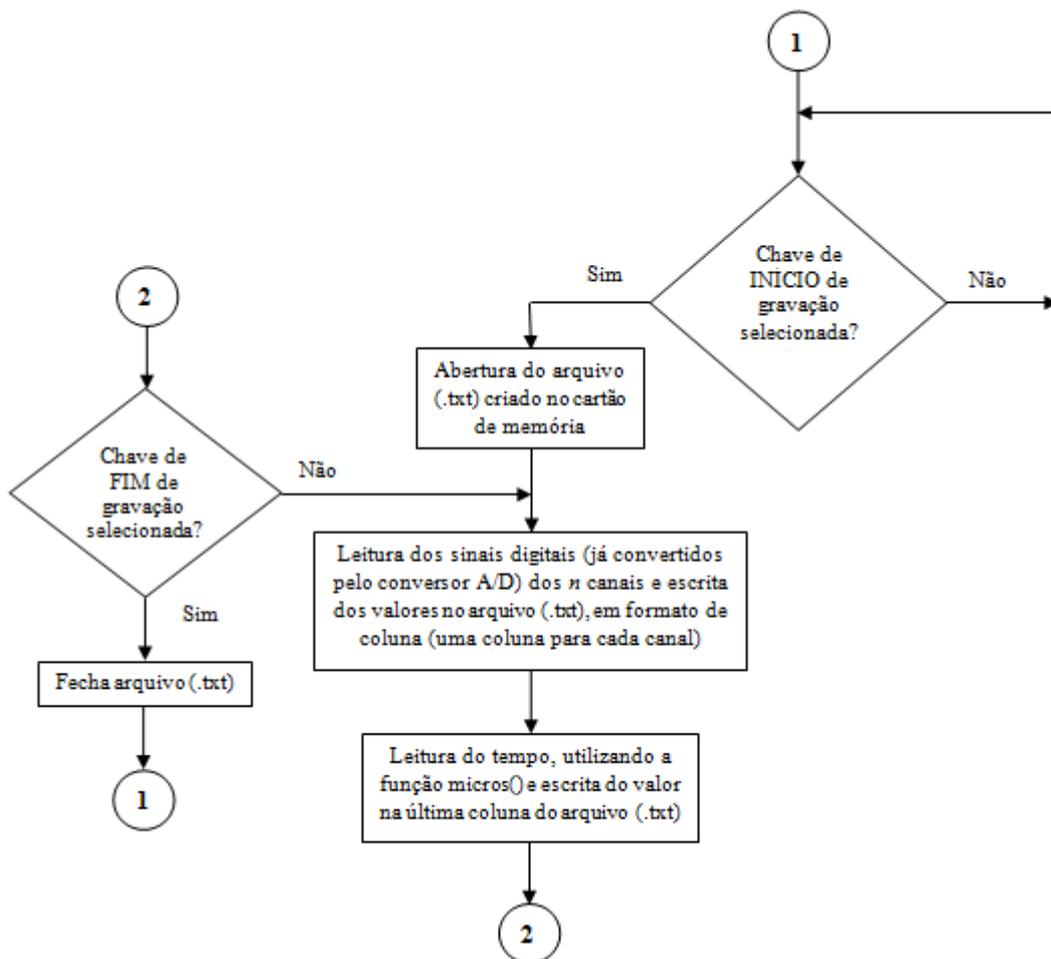


Figura 4.7: Fluxograma que representa a lógica de controle utilizada na segunda versão de programa.

Apesar dessa significativa melhora o valor da frequência de amostragem ainda é considerado baixo, pois não atende o teorema de *Nyquist*, podendo ocorrer *aliasing*. Conforme apresentado na seção 2.4.4 deste trabalho, para uma correta reconstrução digital de um sinal analógico, sem *aliasing*, deve-se utilizar uma frequência de amostragem de, no mínimo, o dobro de sua maior frequência. Como o sinal de EMG pode ter frequências de até cerca de 400 a 500 Hz, considera-se como frequência de amostragem mínima para o sinal de EMG frequências da ordem de 1 kHz ou mais (MARCHETTI; DUARTE, 2006). Sendo assim, foi desenvolvida a terceira versão da lógica de controle, apresentada no fluxograma da Figura 4.8. Essa é a versão atual do sistema e é a base do código do Apêndice B.

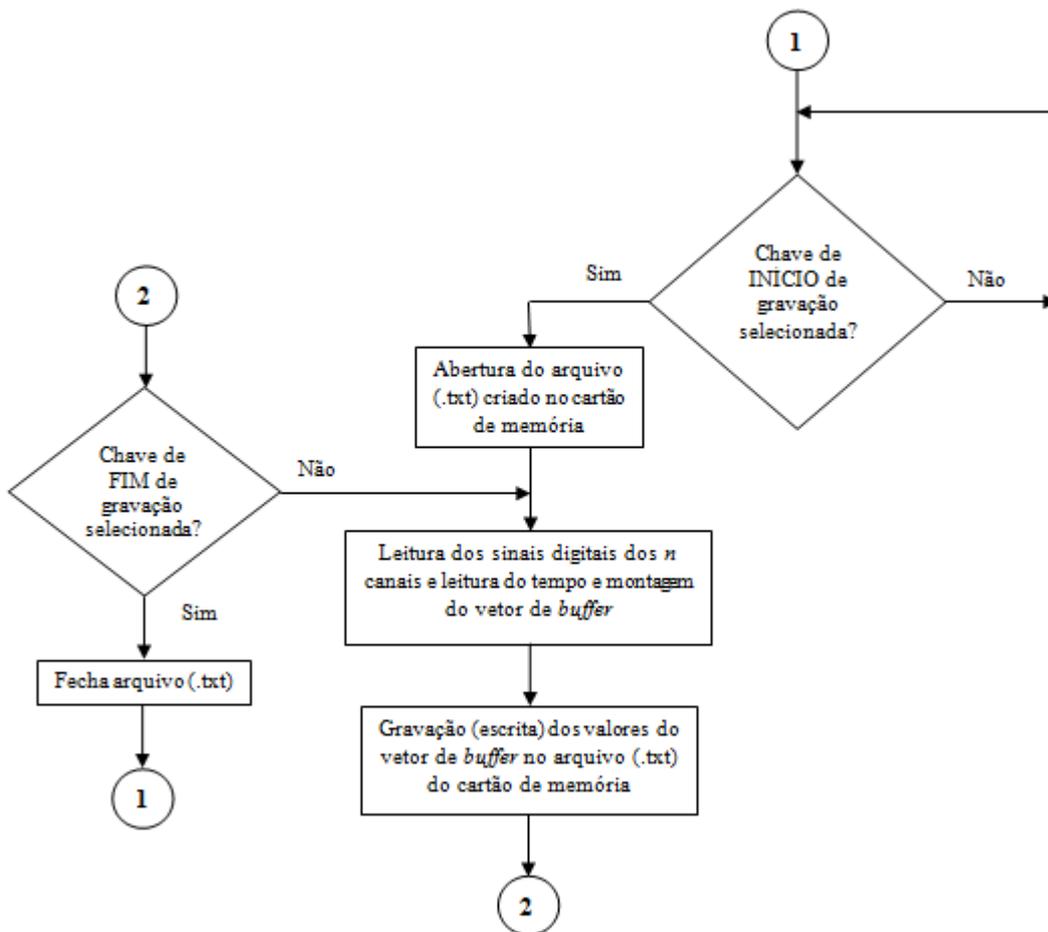


Figura 4.8: Fluxograma que representa a lógica de controle utilizada na terceira versão de programa.

Estudando a lógica da segunda versão, observou-se que a cada leitura realizada, cada valor lido era gravado no arquivo de texto no cartão de memória. Assim, se fosse realizada a leitura de um sinal de quatro canais, a cada momento de leitura eram realizadas cinco

gravações (quatro canais e o tempo) no cartão SD. Percebeu-se que a gravação de dados no cartão de memória causa um pequeno atraso na execução do programa. Sendo assim, para solucionar esse problema, foi implementado um vetor de *buffer*, utilizado para armazenar os valores lidos a cada momento de leitura e gravar todos os valores de uma única vez no arquivo de texto. Assim, se for realizada a leitura de um sinal de quatro canais, conforme exemplo anterior, a cada momento de leitura, os sinais referentes aos quatro canais e ao tempo, são guardados no vetor de *buffer* e, então, o vetor de *buffer* grava, uma única vez, os valores correspondentes à esse momento de leitura no arquivo de texto no cartão. Com a implementação desse *buffer*, foram adquiridos sinais com frequência de amostragem na ordem de 1,7 kHz, o que garante um sinal com mais informações e mais próximo ao sinal analógico real.

Nas Figuras 4.9, 4.10 e 4.11 são apresentados três sinais de EMGS coletados com os três códigos com lógicas diferentes. Os três sinais são de apenas 1 canal e foram coletados no músculo bíceps braquial de um voluntário sem amputação e representam uma contração leve com duração de 3 s.

O sinal da Figura 4.9 foi coletado utilizando-se a lógica de controle da primeira versão e teve uma frequência de amostragem de 56 Hz. Já o sinal da Figura 4.10 foi coletado utilizando-se a lógica de controle da segunda versão e teve uma frequência de amostragem de 772 Hz. Já o sinal da Figura 4.11 foi coletado utilizando-se a lógica de controle da terceira versão e teve uma frequência de amostragem de 1,7 kHz. Visivelmente é possível observar a perda de informações do sinal da Figura 4.9. Essa perda de informações está relacionada com a baixíssima frequência de amostragem do sinal, insuficiente para aquisição de sinais de EMG, que é um sinal que tem muitas variações em um curto espaço de tempo.

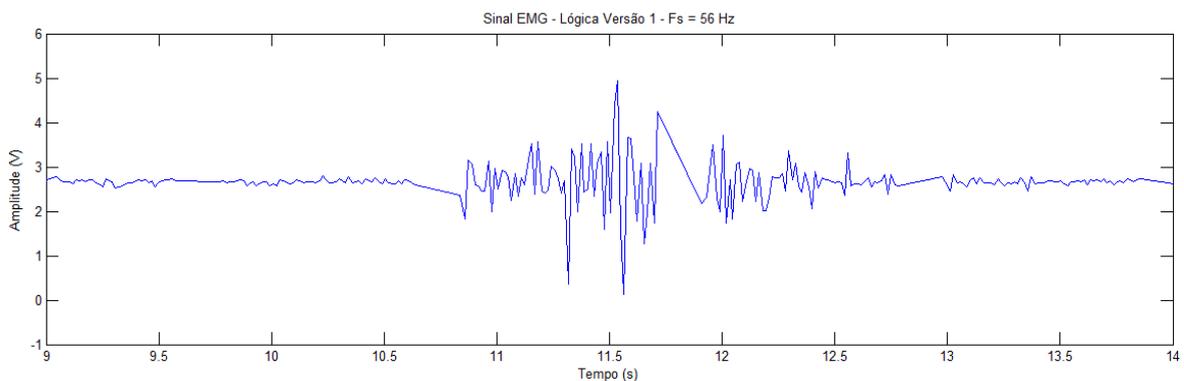


Figura 4.9: Sinal de EMGS coletado utilizando-se a lógica de controle da primeira versão. A frequência de amostragem (Fs) foi de 56 Hz.

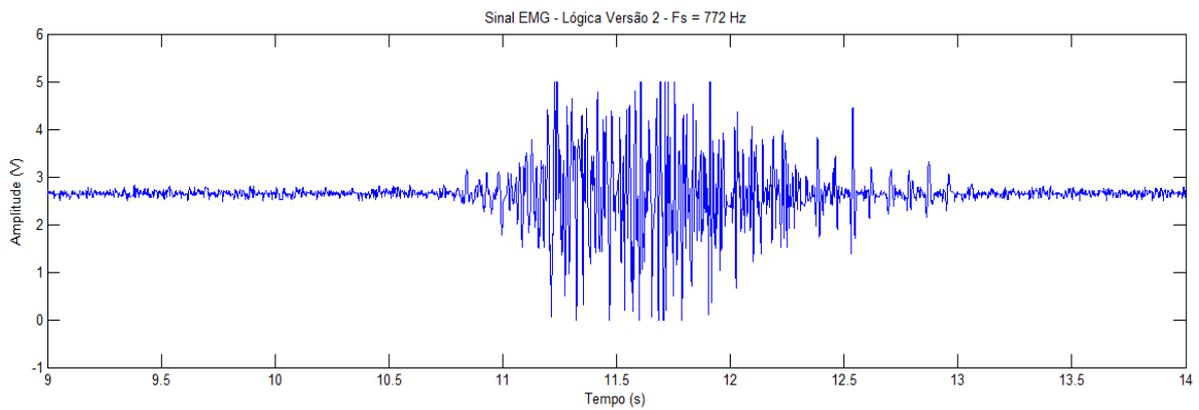


Figura 4.10: Sinal de EMGS coletado utilizando-se a lógica de controle da segunda versão. A frequência de amostragem (F_s) foi de 772 Hz.

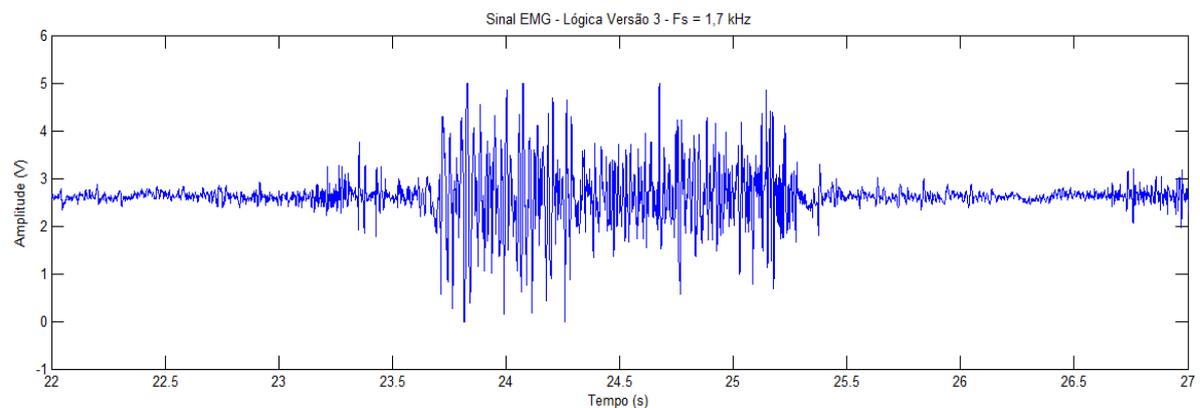


Figura 4.11: Sinal de EMGS coletado utilizando-se a lógica de controle da terceira versão. A frequência de amostragem (F_s) foi de 1,7 kHz.

Durante a realização dos testes e coletas de sinais, observou-se também que a quantidade de canais influencia na frequência de amostragem. Um sinal de oito canais, por exemplo, apresentou uma frequência de amostragem menor que um sinal de apenas um canal. Essa observação foi feita desde os estudos com o código da segunda versão. Nas Figuras 4.12 e 4.13 são apresentados dois sinais para ilustrar essa diferença. Ambos foram capturados utilizando-se o código com a lógica da segunda versão. No sinal da Figura 4.12, foram coletados quatro canais, o que resultou em uma frequência de amostragem de 300 Hz. O sinal apresentado é o sinal do canal 4 e representa uma contração leve do bíceps braquial de um voluntário sem amputação. Já no sinal da Figura 4.13, foi coletado apenas um canal, o que resultou em uma frequência de amostragem de 772 Hz. O sinal apresentado é o sinal do canal 1 e representa uma contração leve do bíceps braquial do mesmo voluntário sem amputação.

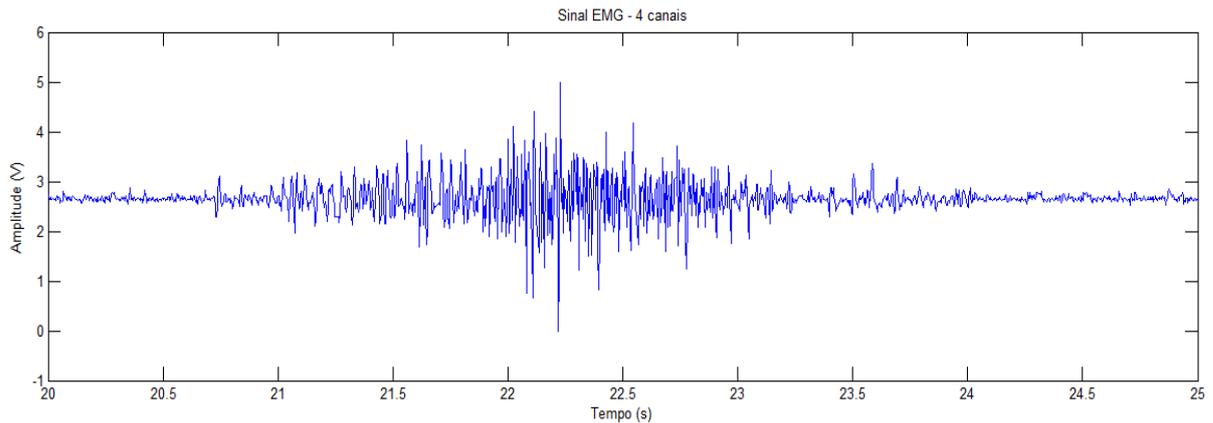


Figura 4.12: Sinal de EMGS do canal 4 coletado utilizando-se a lógica de controle da segunda versão e quatro canais. A frequência de amostragem (F_s) foi de 300 Hz.

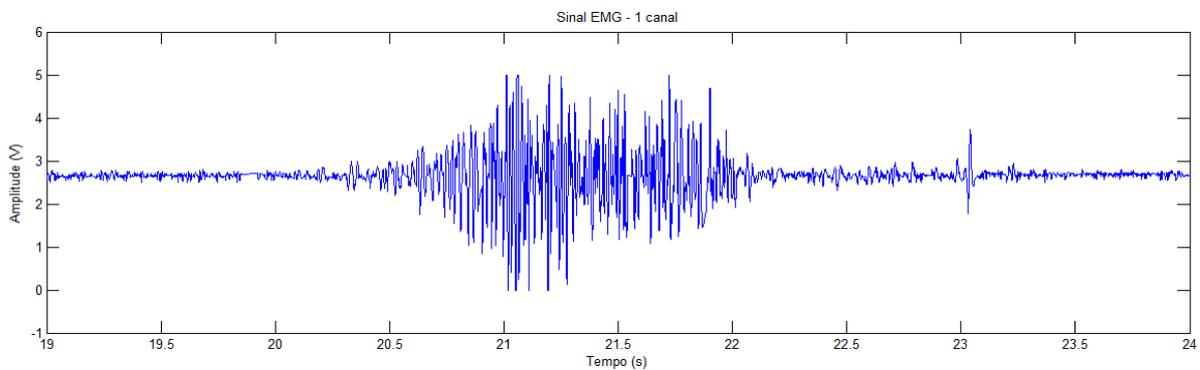


Figura 4.13: Sinal de EMGS do canal 1 coletado utilizando-se a lógica de controle da segunda versão e apenas um canal. A frequência de amostragem (F_s) foi de 772 Hz.

Os testes de captura de sinais de EMGS em que foram utilizados os códigos com a lógica da terceira versão, também apresentaram diferenças na frequência de amostragem de acordo com a quantidade de canais utilizados. Nestes testes, quando adquirido apenas um canal, a frequência de amostragem obtida é de, em média, 1,7 kHz. Já quando são adquiridos quatro canais a frequência de amostragem fica por volta de 800 Hz. Sendo assim, estabeleceu-se que a quantidade máxima de canais a ser usada nos testes futuros é de quatro canais e que o usuário deverá selecionar a quantidade de canais desejada no momento da captura dos sinais.

4.1.2 Módulo de *Software*

O módulo de *software* do sistema tem a função de exibir e/ou fazer algumas análises básicas do sinal de EMGS que foi salvo no cartão de memória pelo módulo do circuito microcontrolado.

O *software* desenvolvido, conforme descrito na seção 3.1.3, apresenta uma interface gráfica que permite ao usuário visualizar o sinal captado e/ou obter os principais parâmetros para a análise eletromiográfica. Foi utilizado o *software* MATLAB e sua ferramenta GUIDE para o desenvolvimento deste *software*, que é caracterizado pela interação de várias telas, conforme apresentado na Figura 3.11.

O *Software* de Exibição e Análise de Sinais Eletromiográficos desenvolvido neste trabalho apresenta dois modos principais, o modo Exibição de Sinal EMG e o modo Análise de Sinal EMG, conforme ilustrado na Figura 4.14. Para acessar qualquer um dos modos, basta o usuário clicar no botão do modo desejado. Esta tela inicial também permite ao usuário ter acesso a informações relacionadas aos autores do *software*, através do botão Créditos.



Figura 4.14: Tela inicial do *Software* de Exibição e Análise de Sinais Eletromiográficos desenvolvido neste trabalho.

No modo Exibição de Sinal EMG, o sinal salvo pela placa microcontrolada no cartão de memória é selecionado pelo usuário e o sinal captado é exibido graficamente na tela do *software*. Neste modo, o usuário tem a opção de escolher quantos canais deseja visualizar (Figura 4.15), observando a quantidade de canais que o sinal a ser exibido contém. Além disso, o usuário também pode visualizar cada canal do sinal de forma separada (botão Selecionar Canal de Sinal EMG), além de poder comparar dois canais de interesse de um mesmo sinal (botão Comparação de dois Canais).



Figura 4.15: Tela inicial do modo de Exibição de Sinal EMG.

Para a exibição do sinal, o usuário é direcionado para uma tela em que poderá selecionar o sinal que deseja visualizar (Figura 4.16). Nesta tela, o usuário deve pressionar o botão Selecionar Sinal e, assim, uma caixa de seleção será aberta para que o usuário selecione o arquivo (.txt) que contém o sinal desejado. Após a seleção, o *software* exibirá o sinal (ou o canal do sinal) escolhido, permitindo ao usuário visualizar o sinal desejado.

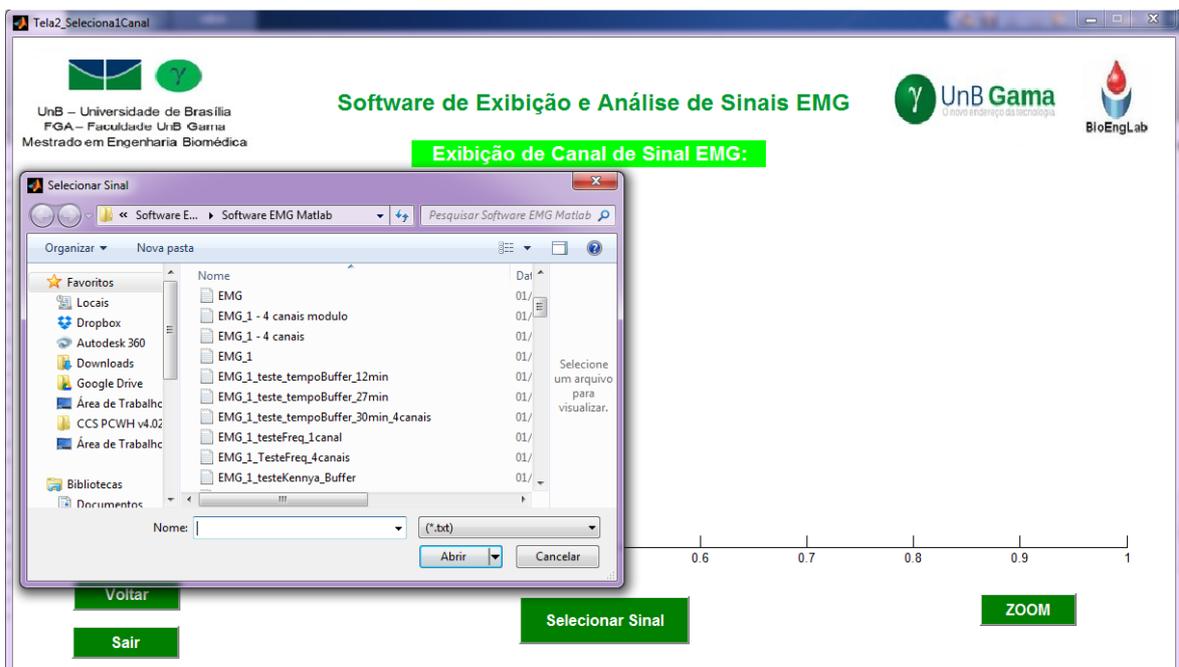


Figura 4.16: Tela inicial de seleção do sinal do modo de Exibição de Sinal EMG.

A Figura 4.17 ilustra a exibição de um sinal de EMGS de quatro canais e a Figura 4.18 ilustra a exibição de um sinal de EMGS de apenas um canal. O sinal da Figura 4.17 foi capturado em um voluntário sem amputação em que os eletrodos foram posicionados nos músculos bíceps braquial direito (canal 1) e esquerdo (canal 3), bem como nos músculos do antebraço direito (canal 2) e esquerdo (canal 4). Este teste inicial foi realizado apenas para verificar o funcionamento do sistema, não seguindo os protocolos de aquisição apresentados na seção 3.2. Mesmo assim, observou-se que o sinal exibido corresponde aos movimentos que foram realizados pelo indivíduo ao longo do teste.

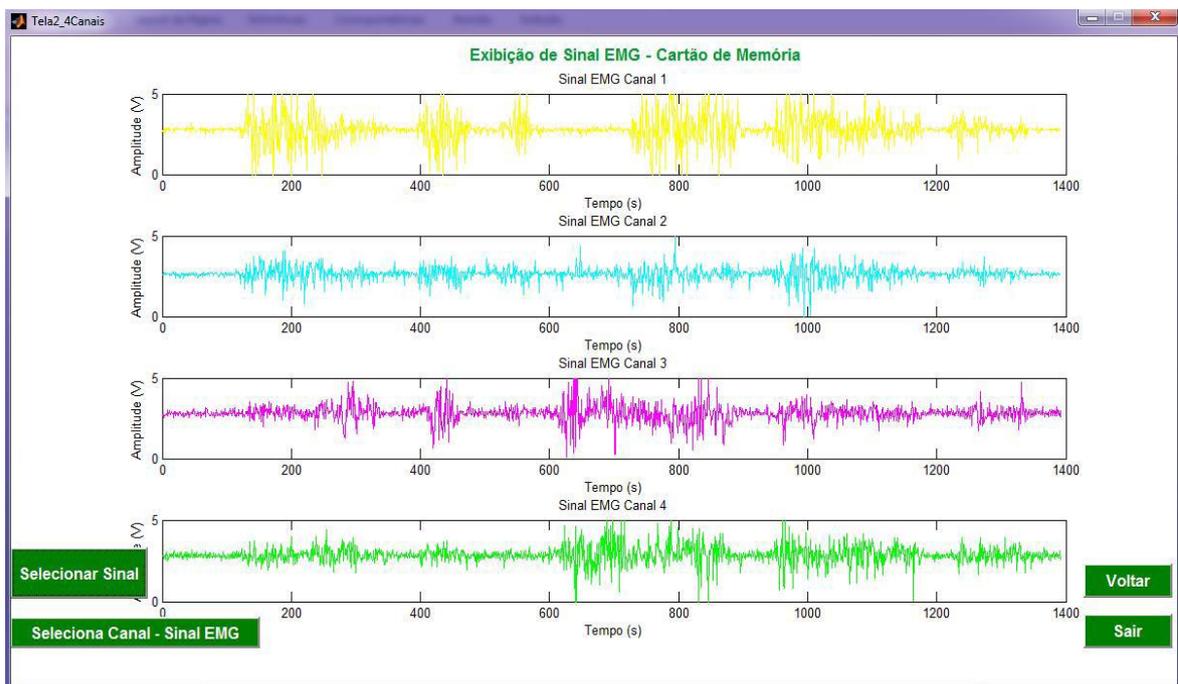


Figura 4.17: Exibição de um sinal de EMGS de quatro canais.

Já o sinal da Figura 4.18 foi adquirido de uma voluntária sem amputação em que os eletrodos foram posicionados no bíceps esquerdo, seguindo o protocolo estabelecido na seção 3.2. Durante a aquisição do sinal do músculo em questão, a voluntária permaneceu um minuto com o músculo em repouso, depois realizou três contrações leves, seguidas por mais um repouso de 30s e, por fim, realizou quatro contrações fortes.

Em todas as situações de exibição, o usuário tem a opção de adicionar um título para cada canal do sinal exibido. Além disso, nas telas de Seleção de Canal e Comparação de Canais, o usuário também tem a opção de aplicar um *zoom* em um determinado período de interesse do sinal exibido. A Figura 4.19 ilustra um *zoom* que foi aplicado no sinal da Figura 4.18 para se visualizar melhor as contrações fortes realizadas pela voluntária.

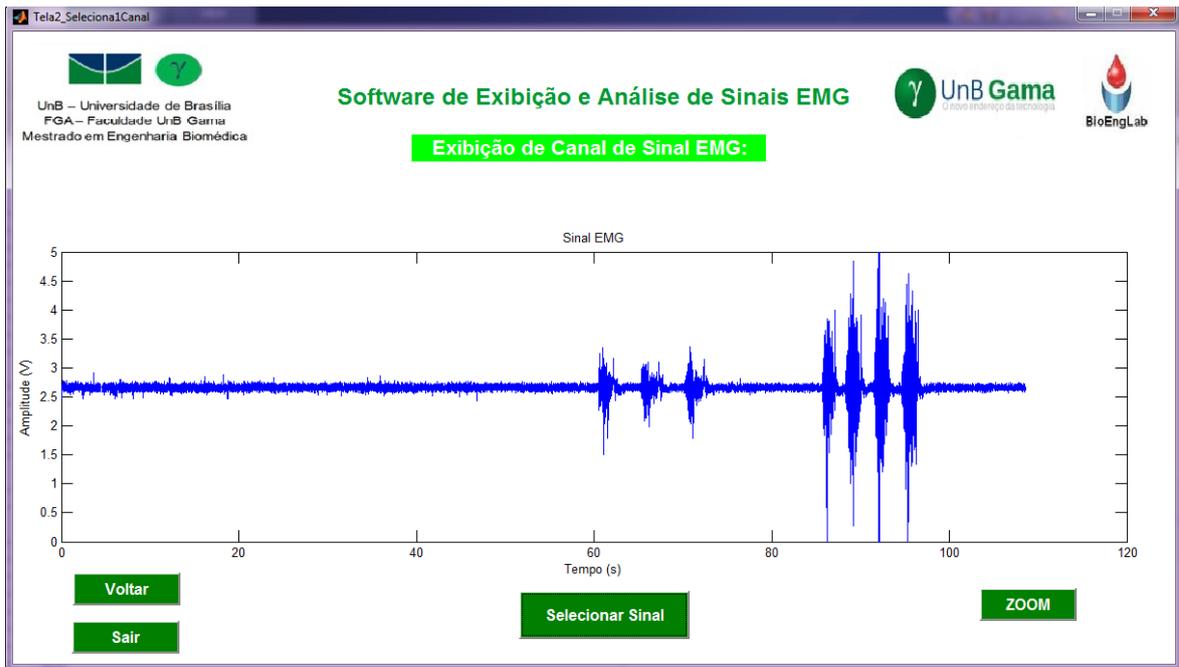


Figura 4.18: Exibição de um sinal de EMGS de somente um canal.

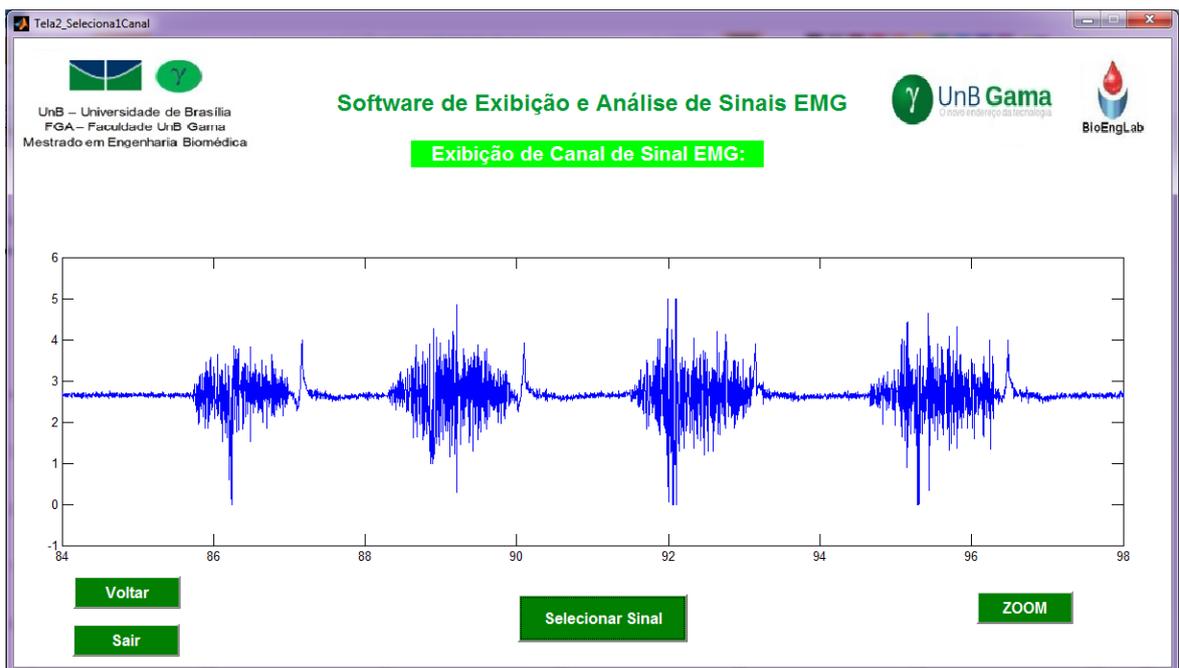


Figura 4.19: Zoom aplicado no intervalo de 84s a 98s do sinal exibido na Figura 4.18.

Já no modo Análise de Sinal EMG, o sinal selecionado pelo usuário é analisado pelo *software* e algumas informações, escolhidas pelo usuário, referentes ao sinal selecionado são fornecidas. Na tela inicial do *software* (Figura 4.14), se o usuário pressionar o botão Análise de Sinal EMG, ele será direcionado para uma tela para a escolha de quais parâmetros ele deseja que sejam analisados a partir do sinal adquirido (Figura 4.20).



Figura 4.20: Tela de seleção de parâmetros a serem analisados pelo *software* desenvolvido.

Após a escolha dos parâmetros desejados, o usuário deve clicar no botão Analisar Sinal e, então, ele terá a opção de selecionar o arquivo e o canal que contém o sinal de EMG que ele deseja que seja realizada a análise. Após essa seleção, o *software* realizará os cálculos dos parâmetros selecionados para o sinal escolhido. Os resultados da análise são exibidos para o usuário no formato de uma tabela. Os cálculos feitos pelo *software* seguem os conceitos e as equações descritas na seção 2.4.6 deste trabalho.

4.1.3 Malha de Biomaterial Látex

As malhas derivadas de biomaterial látex foram desenvolvidas seguindo os procedimentos relatados na seção 3.1.1.2 desta dissertação. A Figura 4.21 apresenta uma das malhas de látex desenvolvidas neste trabalho. Essa malha tem dimensões de 75 cm de comprimento e 18 cm de largura. Dependendo em qual músculo ela for aplicada, pode-se cortar a malha e definir o tamanho que seja mais adequado ao músculo do indivíduo.



Figura 4.21: Malha confeccionada em biomaterial látex, com dimensão de 75 x 18 cm.

Durante a realização dos testes, os voluntários, de forma geral, não sentiram incômodo por parte da malha de látex envolvendo os eletrodos. No entanto, nos testes realizados com os voluntários com amputação, para o coto, na maioria dos voluntários, a malha dificultou que a prótese fosse colocada de maneira adequada, atrapalhando a sucção entre o coto e o soquete, deixando folgas e com risco de que ela se soltasse durante os testes.

A suspensão da prótese é mais complicada nas amputações transfemorais do que nas amputações mais distais, em razão de coto mais curto, ausência de contornos ósseos e aumento do peso da prótese. Os soquetes tradicionais com suspensão por sucção atuam quando a pele forma um selo a prova de ar de encontro ao soquete. O ar é forçado distalmente por meio de uma pequena válvula unidirecional quando a prótese é vestida e a cada passo durante a marcha, mantendo, assim, pressão negativa distal no soquete. O processo de vestir uma prótese com suspensão por sucção requer habilidade e esforço, e os indivíduos devem ter boa coordenação, membro superior funcional e equilíbrio para essa tarefa. Geralmente os sistemas de suspensão com válvula de sucção são confortáveis e são considerados os mais aceitáveis esteticamente (SKINNER; MCMAHON, 2015).

Observou-se, durante os testes com os voluntários amputados, que o uso da malha de látex no coto não garantiu a sucção total, impedindo a correta fixação da prótese durante a realização dos testes. Apenas em um caso a malha não interferiu nesse aspecto, dando segurança para o voluntário poder pedalar.

Um aspecto que deve ser levado em consideração é 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, devidas as características do látex em prosseguir com sua vulcanização durante longo período de tempo, é importante que, para garantir maior aderência quando envolvendo os eletrodos, a malha seja confeccionada em no máximo um mês antes de sua utilização (RIBAS, 2015).

4.2 TESTES E COLETA DE SINAIS

Conforme descrito na seção 3.2, foram realizados testes e coletas de sinais de EMGS com dois grupos de voluntários (com amputação e sem amputação) tendo dois objetivos principais: (i) verificação do funcionamento e da eficiência do sistema de aquisição, exibição e análise de sinais de EMGS desenvolvido neste trabalho e (ii) análise de desempenho da filtragem física com malha de látex desenvolvida.

4.2.1 Grupo de voluntários com amputação

Os testes e coletas de sinais com o grupo de voluntários amputados apresentaram problemas relacionados à frequência de amostragem e ao uso da malha de látex. Foram realizados testes com oito voluntários amputados, sendo que em seis casos houve queda da prótese e o teste teve que ser interrompido e em dois casos o teste pode ser concluído.

Os testes realizados com esse grupo foram feitos utilizando-se a primeira versão do código de controle do Arduino, o que resultou em sinais com uma frequência de amostragem insuficiente e, conseqüentemente, com perdas de informações.

Em relação à malha de látex, como comentado anteriormente, o seu uso no coto do voluntário dificultou a sucção da prótese, deixando folgas e em alguns casos contribuindo para a queda da prótese durante o teste. A queda da prótese de alguns voluntários foi causada por uma série de fatores, como ausência de descarga de peso na bicicleta e o uso da malha de látex. Esses fatores influenciaram na perda de sucção da prótese e conseqüentemente, na queda da mesma.

A Figura 4.22 ilustra uma coleta de dados de um voluntário amputado. A coleta de sinais de EMGS com esse voluntário ocorreu sem a presença da malha de 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 látex no coto (membro inferior direito). Na outra perna (esquerda), a malha de látex foi utilizada para envolver os eletrodos, conforme o previsto.

Neste teste, foram coletados os sinais de EMGS dos músculos vasto lateral direito (canal 1), vasto lateral esquerdo (canal 2), bíceps femoral direito (canal 3) e bíceps femoral esquerdo (canal 4) do voluntário, e foi seguido o protocolo de rampa estabelecido na seção 3.2 desta dissertação. De acordo com esse protocolo, o voluntário inicia o teste posicionado na bicicleta e fica em repouso durante cinco minutos. Depois, ele começa a pedalar e a carga da bicicleta vai sendo aumentada gradativamente em 15 W a cada minuto, até que o voluntário atinja o esforço máximo. Após atingir esse limiar, o voluntário deve permanecer mais um minuto pedalando sem carga na bicicleta. Os sinais captados neste teste são apresentados na Figura 4.23.



Figura 4.22: Voluntário amputado durante coleta de dados.

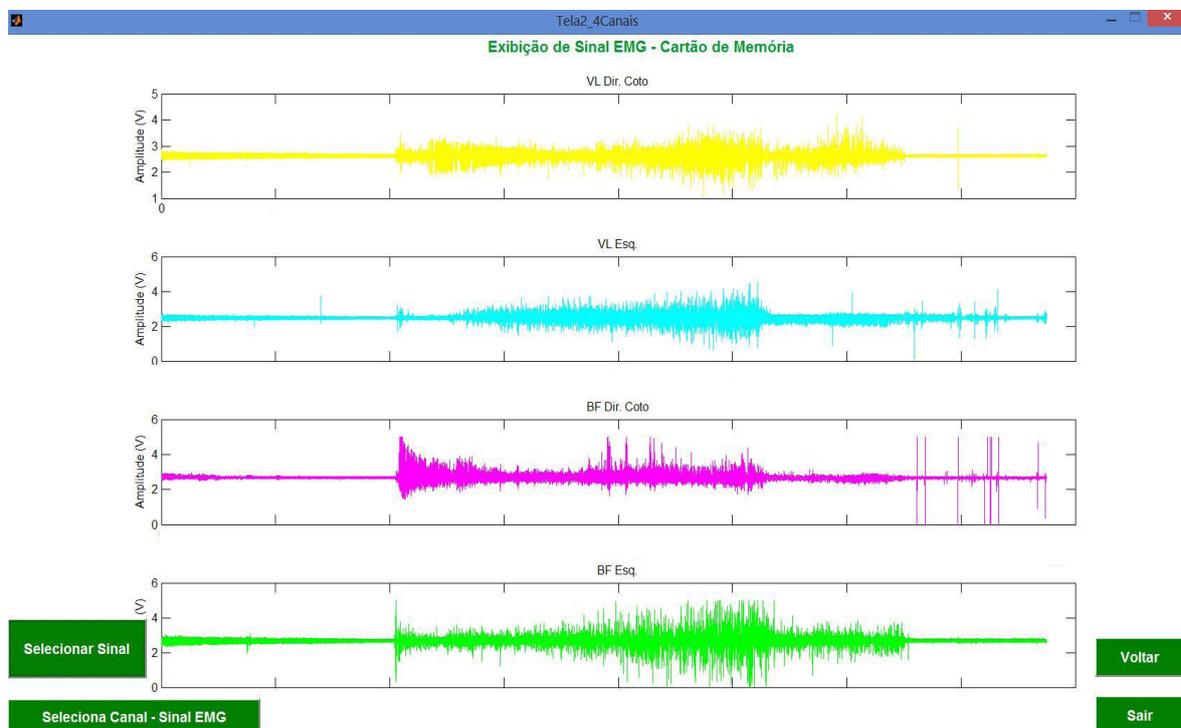
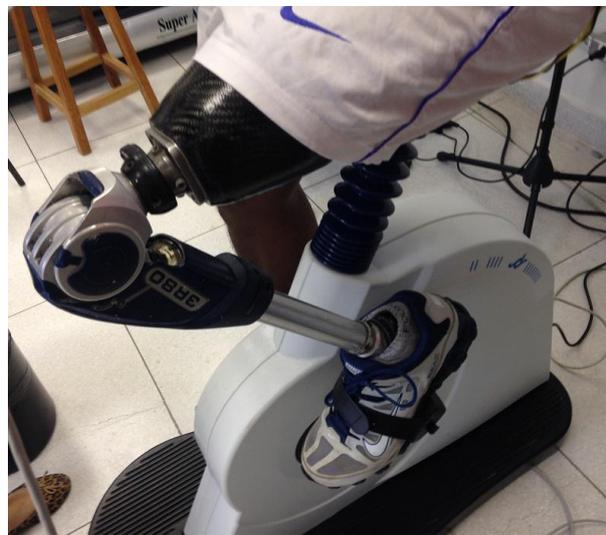


Figura 4.23: Exibição de sinais captados no teste com voluntário amputado da Figura 4.22.

A Figura 4.24 ilustra outra coleta de dados com voluntário amputado. Esse voluntário não sentiu desconforto e nem se queixou da falta de sucção da prótese, mesmo com a utilização dos eletrodos e da malha de látex no coto (Figura 4.25). Conforme o protocolo estabelecido, foram coletados os sinais dos músculos vasto lateral direito e esquerdo, e bíceps femoral direito e esquerdo do voluntário, e foi seguido o protocolo de rampa estabelecido pelo protocolo. Os sinais coletados são apresentados na Figura 4.26.

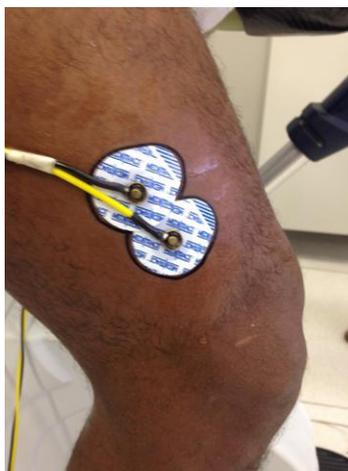


(A)



(B)

Figura 4.24: (A) Voluntário amputado durante coleta de dados; e (B) detalhe da prótese do voluntário durante a realização da pedalada.



(A)



(B)

Figura 4.25: (A) Posicionamento dos eletrodos no músculo VL da perna direita; e (B) malha de látex que revestiu o coto do voluntário após a coleta de dados.

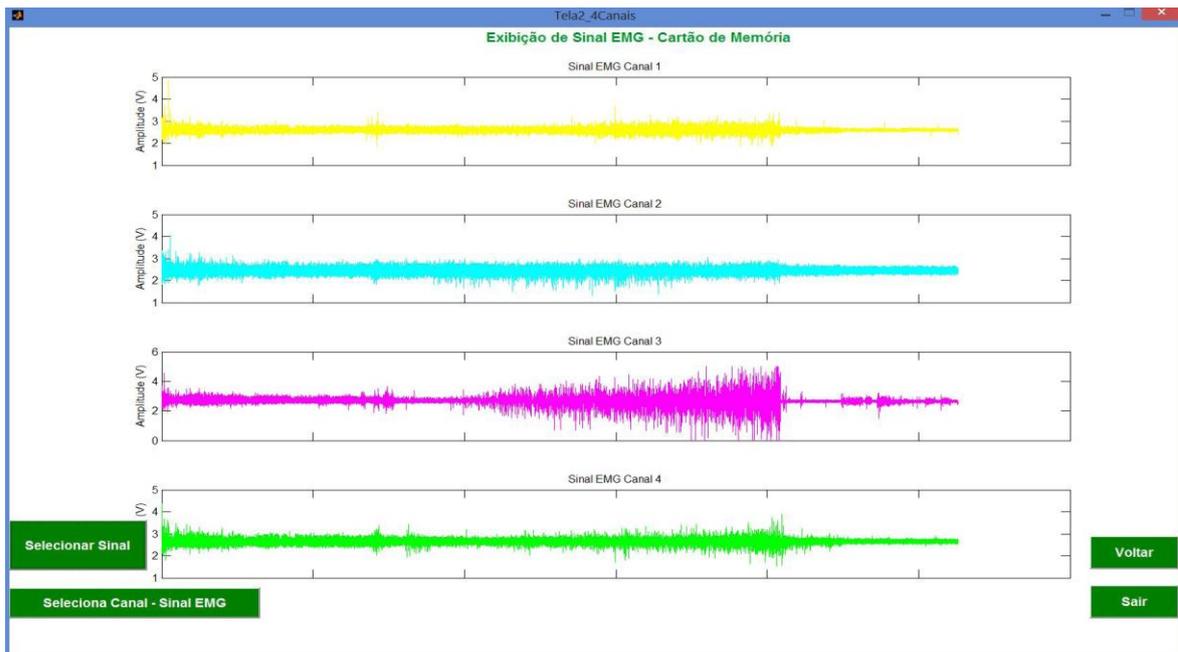


Figura 4.26: Exibição de sinais captados no teste com voluntário amputado da Figura 4.24.

Ambas as coletas apresentadas tiveram um frequência de amostragem da ordem de 50 Hz, o que é insuficiente para uma aquisição de sinais de EMGS de qualidade. Nestas aquisições, devido à baixa frequência de amostragem, houve muita perda de informação do sinal mioelétrico captado, o que resulta em um sinal de baixa qualidade.

Devido aos problemas com o uso da malha de látex, e principalmente devido à baixa frequência de amostragem, os sinais coletados com o grupo de voluntários amputados não foram utilizados para a análise de desempenho da filtragem física da malha de látex. Os sinais captados foram utilizados como testes iniciais de verificação do funcionamento do sistema e permitiram que vários ajustes importantes pudessem ser implementados.

4.2.2 Grupo de voluntários sem amputação

Os testes e coletas de dados realizados com o grupo de voluntários sem amputação foram realizados no Laboratório de Engenharia e Biomaterial (BioEngLab®) / Laboratório de Engenharia & Inovação (LEI) da Universidade de Brasília (UnB), Campus Darcy Ribeiro e seguiram o protocolo estabelecido na seção 3.2 deste trabalho.

Foram realizados testes com oito voluntários sem amputação, sendo que todos apresentaram resultados positivos em relação ao desempenho do sistema desenvolvido. Os sinais de EMGS coletados foram condizentes com o músculo em questão, e com os

movimentos e estágios de contração realizados. Também foram realizados testes, com esse grupo de voluntários, para verificar o desempenho da filtragem física realizada pela malha de látex. Os resultados destes testes são apresentados na seção 4.3.

Um destes testes foi realizado com uma voluntária do sexo feminino e teve o objetivo de verificar o funcionamento do sistema desenvolvido. Neste teste, utilizou-se apenas um canal de aquisição e o código de controle do circuito microcontrolado foi da terceira versão. O músculo analisado foi o bíceps braquial direito. O teste teve uma duração de quase 2 minutos e foi solicitado que a voluntária realizasse diferentes estágios de contração. Inicialmente, foi solicitado que a voluntária permanecesse com o músculo analisado em repouso e, após 10 segundos, a voluntária realizou cinco contrações leves, seguidas de um breve repouso e posteriormente foram realizadas três contrações de força média. O sinal de EMGS capturado foi armazenado em um cartão de memória pelo *hardware* do sistema e foi, posteriormente, visualizado no *software* desenvolvido.

A Figura 4.27 apresenta o sinal coletado neste teste e as Figuras 4.28-A e 4.28-B apresentam *zooms* que foram aplicados no sinal, utilizando-se as opções de visualização do *software* desenvolvido. Na Figura 4.28-A, foi aplicado um *zoom* no sinal da Figura 4.27 para visualização das contrações leves realizadas pela voluntária, e na Figura 4.28-B foi aplicado um *zoom* no sinal da Figura 4.27 para visualização das contrações de força média realizadas pela voluntária.

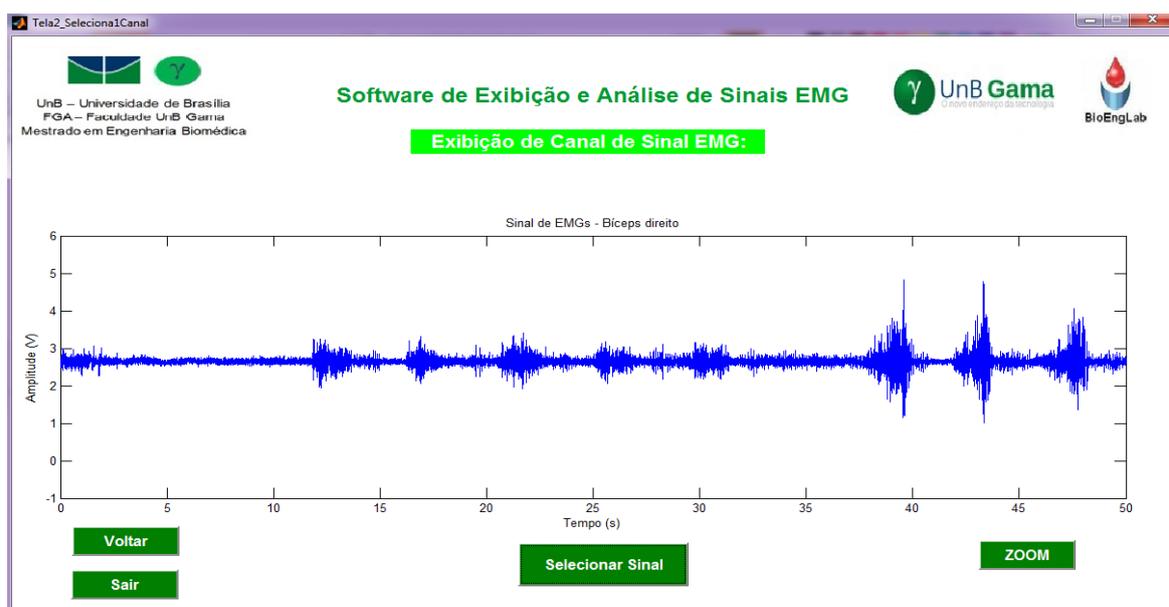


Figura 4.27: Exibição do sinal de EMGS coletado no bíceps braquial direito de voluntária sem amputação.

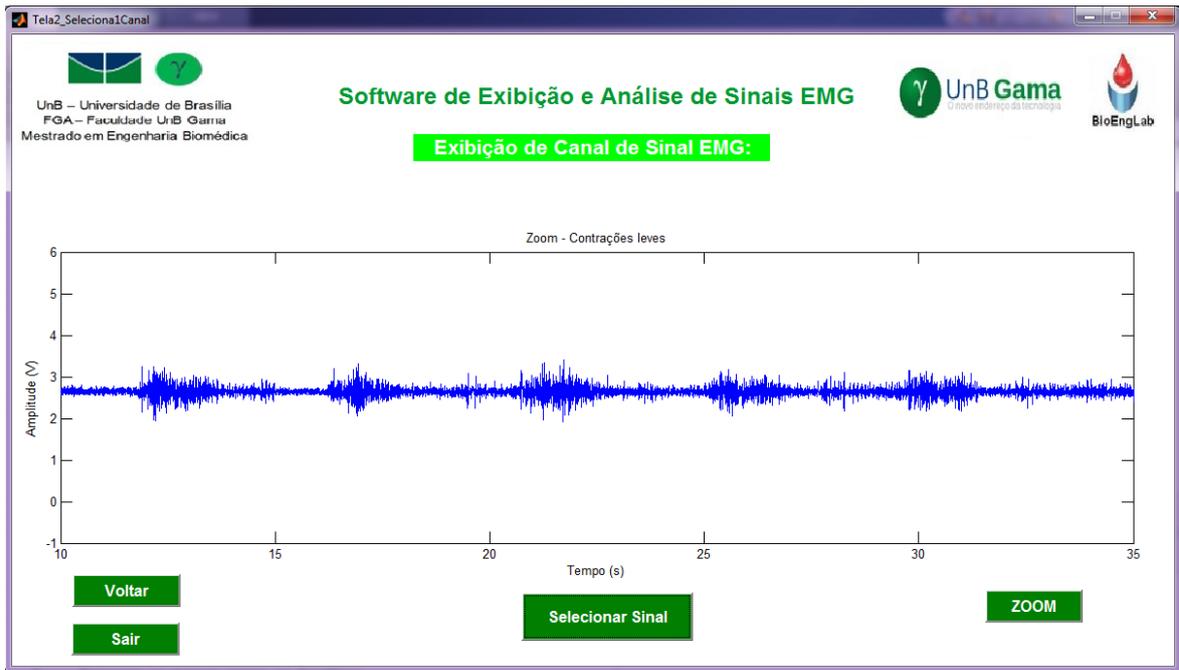


Figura 4.28-A: *Zoom* aplicado no intervalo de 10s a 35s do sinal exibido na Figura 4.27, para melhor visualizadas das contrações leves.

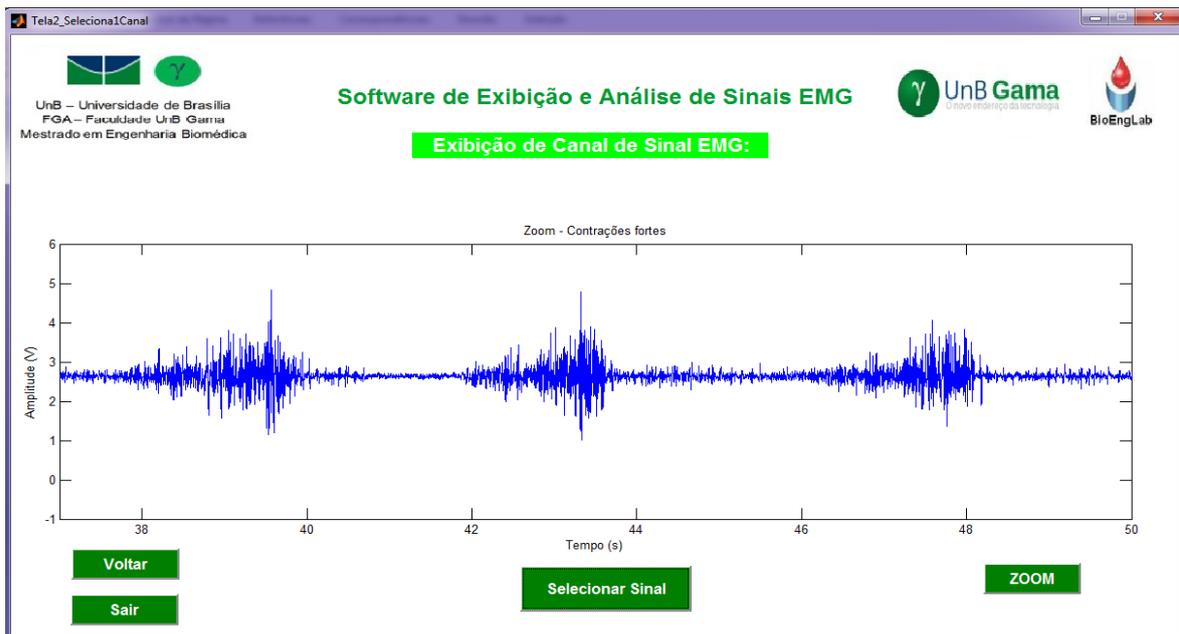


Figura 4.28-B: *Zoom* aplicado no intervalo de 37s a 50s do sinal exibido na Figura 4.27, para melhor visualizadas das contrações de força média.

Esse teste teve uma frequência de amostragem satisfatória, de 1,77 kHz, e com ele, foi possível verificar a eficiência do sistema desenvolvido, sendo condizente com os movimentos realizados e coletando sinais de qualidade.

4.3 FILTRAGEM FÍSICA: ANÁLISE DE DESEMPENHO

Para verificar o desempenho da malha de látex aplicada como filtro físico, foi seguido o protocolo descrito na seção 3.3 e foram analisados os sinais coletados do grupo de voluntários sem amputação.

Os testes realizados neste grupo possibilitam uma comparação entre dois tipos de sinais (sem e com a malha de látex), sendo ambos referentes ao mesmo músculo, ao mesmo voluntário e seguindo a mesma sequência de movimentos.

A aquisição destes sinais, sem e com a malha de látex, possibilita, assim, uma comparação visual entre esses dois tipos de sinais de EMGS, permitindo a realização de uma análise de desempenho da malha de látex como filtro físico, podendo-se verificar se o sinal captado com o uso da malha de látex possui aspectos positivos em comparação ao sinal captado sem o uso da malha de látex, observando principalmente as interferências por ruídos eletroquímicos e artefatos de movimento.

Nas Figuras 4.29 e 4.30 são apresentados dois sinais coletados para a realização desta comparação. Os sinais foram captados no bíceps braquial direito de uma voluntária do sexo feminino sem amputação, e foi utilizado um canal de aquisição em cada teste e a terceira versão da lógica de controle do circuito microcontrolado. Ambos os sinais apresentaram frequência de amostragem de 1,77 kHz.

O protocolo seguido é caracterizado por dois momentos. No primeiro momento, o sinal captado (Figura 4.29) é referente ao teste sem o uso da malha de látex; e no segundo momento, o sinal captado (Figura 4.30) é referente ao teste com o uso da malha de látex envolvendo os eletrodos. É importante ressaltar que ambos os testes foram realizados com o mesmo posicionamento dos eletrodos no músculo da voluntária.

Os movimentos realizados nos dois momentos do teste são os mesmos e seguem a seguinte ordem: inicialmente a voluntária fica alguns segundos com o músculo em repouso; depois realiza algumas contrações leves; fica mais alguns segundos com o músculo em repouso; após, realiza contrações fortes, permanecendo em seguida, com o músculo novamente em repouso. Ao final, a voluntária permanece em repouso enquanto o pesquisador que conduz o teste realiza uma simulação de geração de artefatos de movimento, promovendo uma movimentação nos cabos e na interface pele-eletrodo.

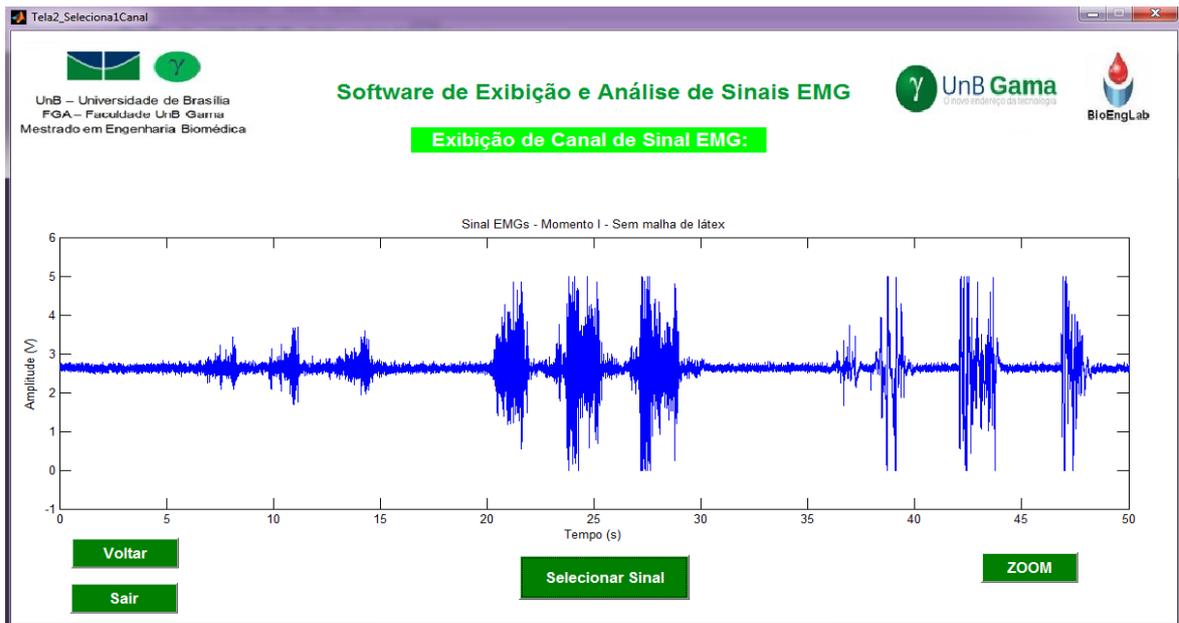


Figura 4.29: Teste de desempenho de malha de látex como filtragem física. Momento I – sinal captado sem o uso da malha de látex.

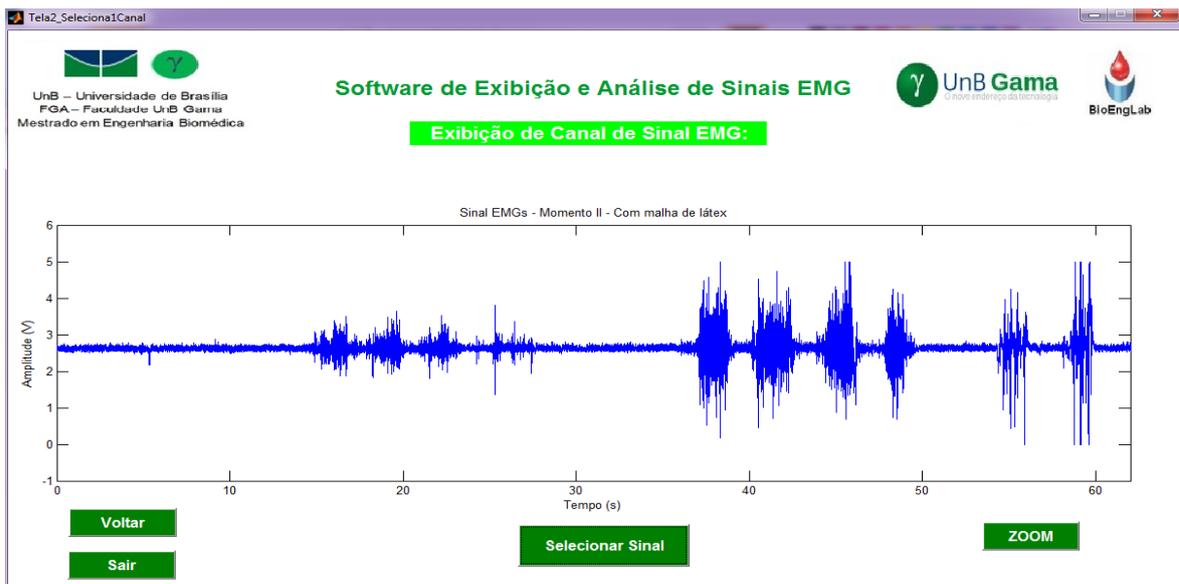


Figura 4.30: Teste de desempenho de malha de látex como filtragem física. Momento II – sinal captado com o uso da malha de látex.

Para melhor comparação, foram aplicados *zoom* em quatro períodos dos sinais, que estão apresentados a seguir:

- (1) no período de repouso;
- (2) no período de contrações leves;
- (3) no período de contrações fortes e
- (4) no período de geração de artefatos de movimento.

(1) Repouso:

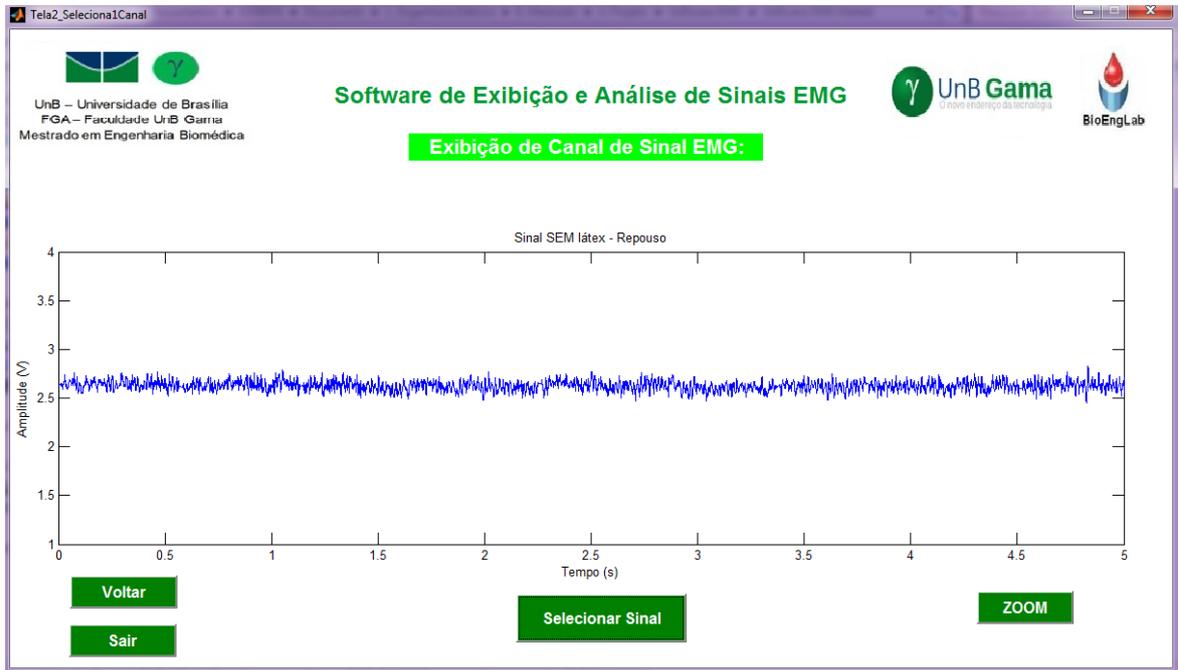


Figura 4.31: Período do músculo em repouso – sinal captado sem o uso da malha de látex.

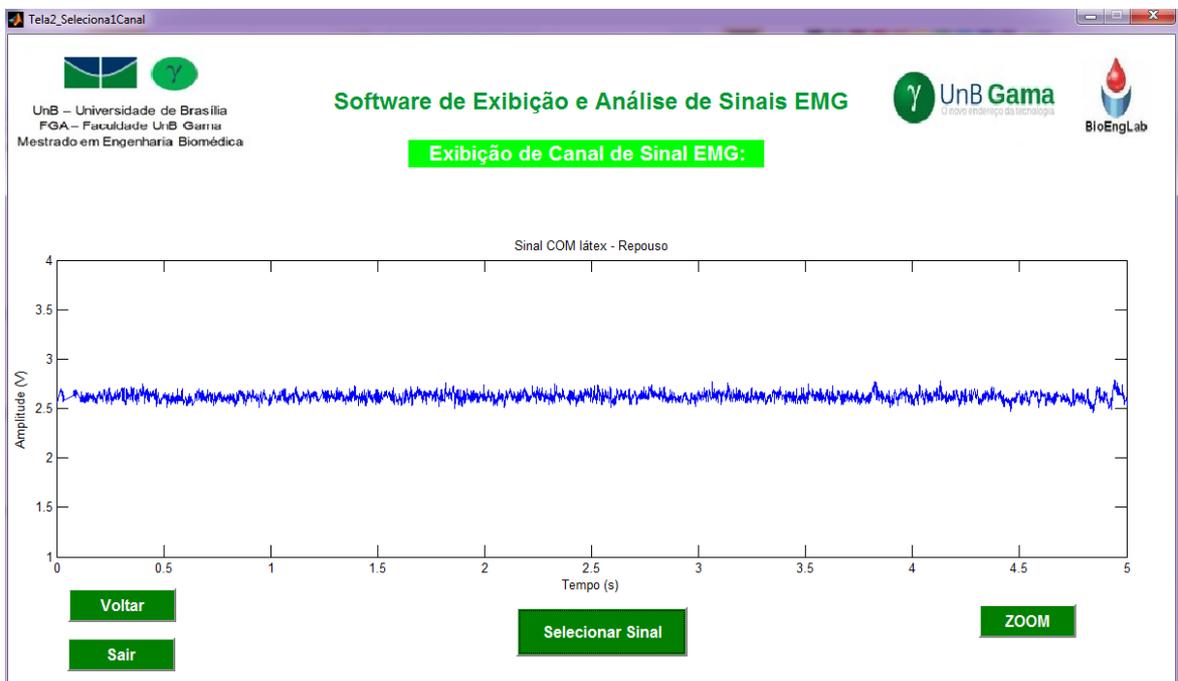


Figura 4.32: Período do músculo em repouso – sinal captado com o uso da malha de látex.

(2) Contrações leves:

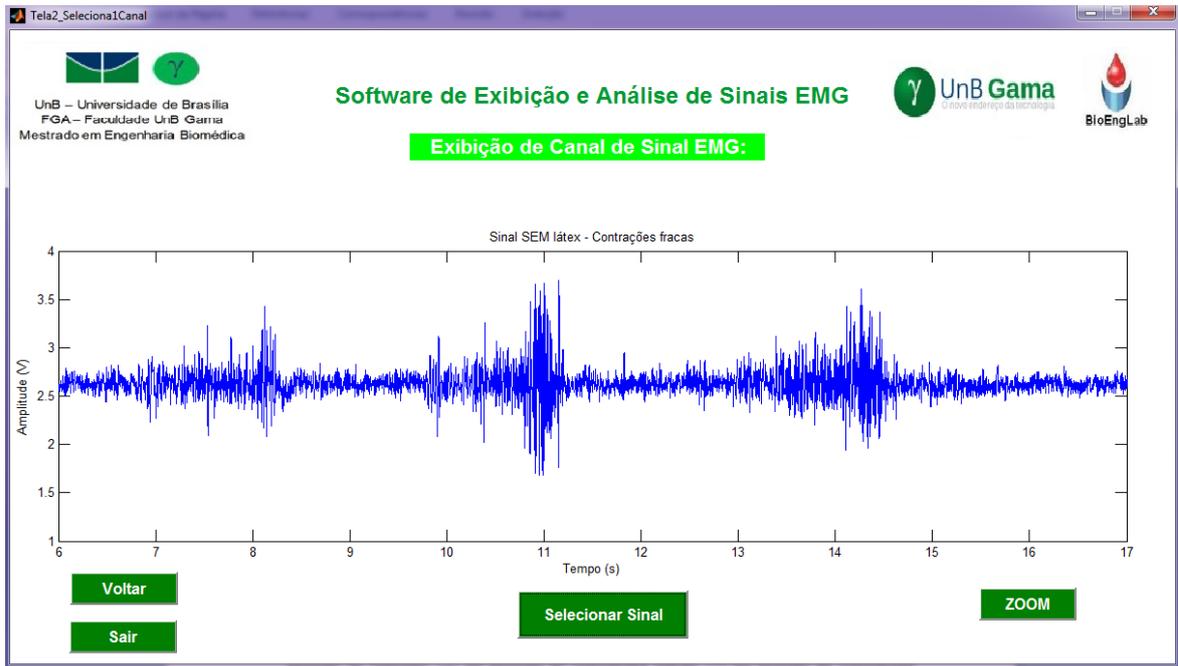


Figura 4.33: Período de contrações leves – sinal captado sem o uso da malha de látex.

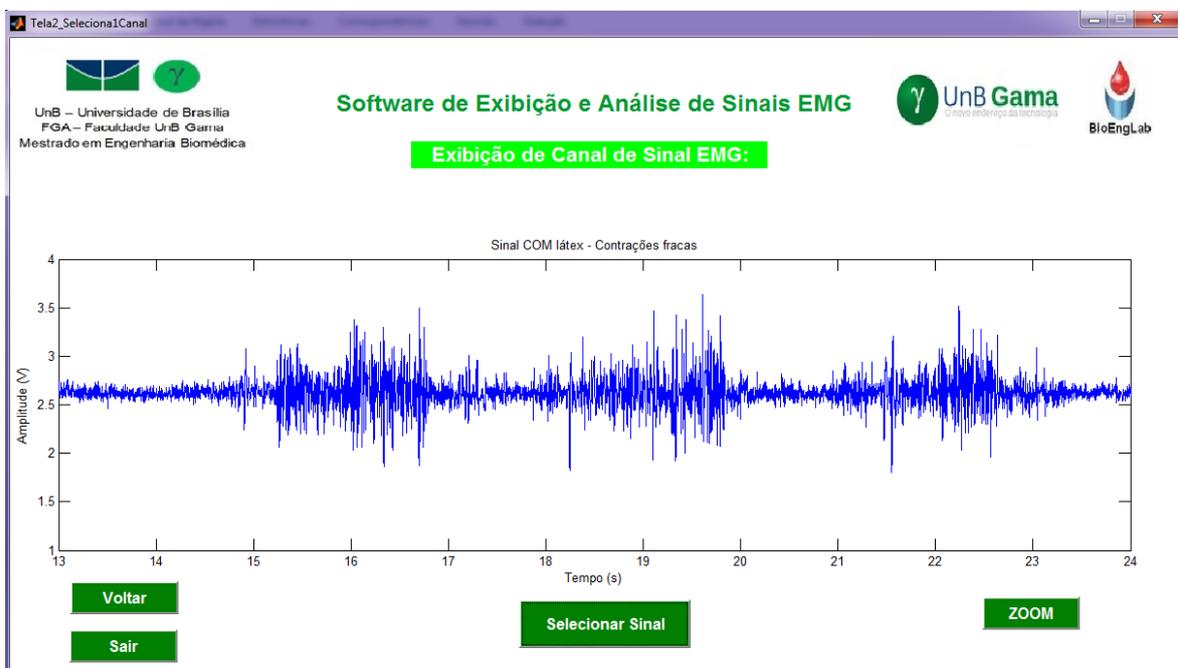


Figura 4.34: Período de contrações leves – sinal captado com o uso da malha de látex.

(3) Contrações fortes:

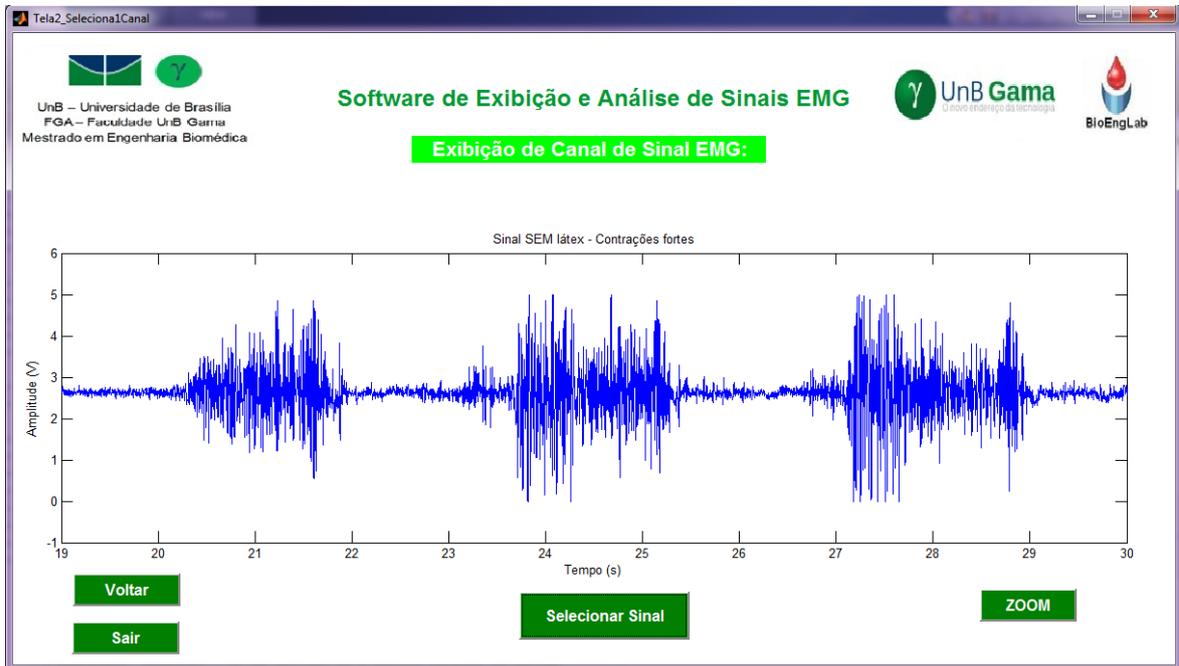


Figura 4.35: Período de contrações fortes – sinal captado sem o uso da malha de látex.

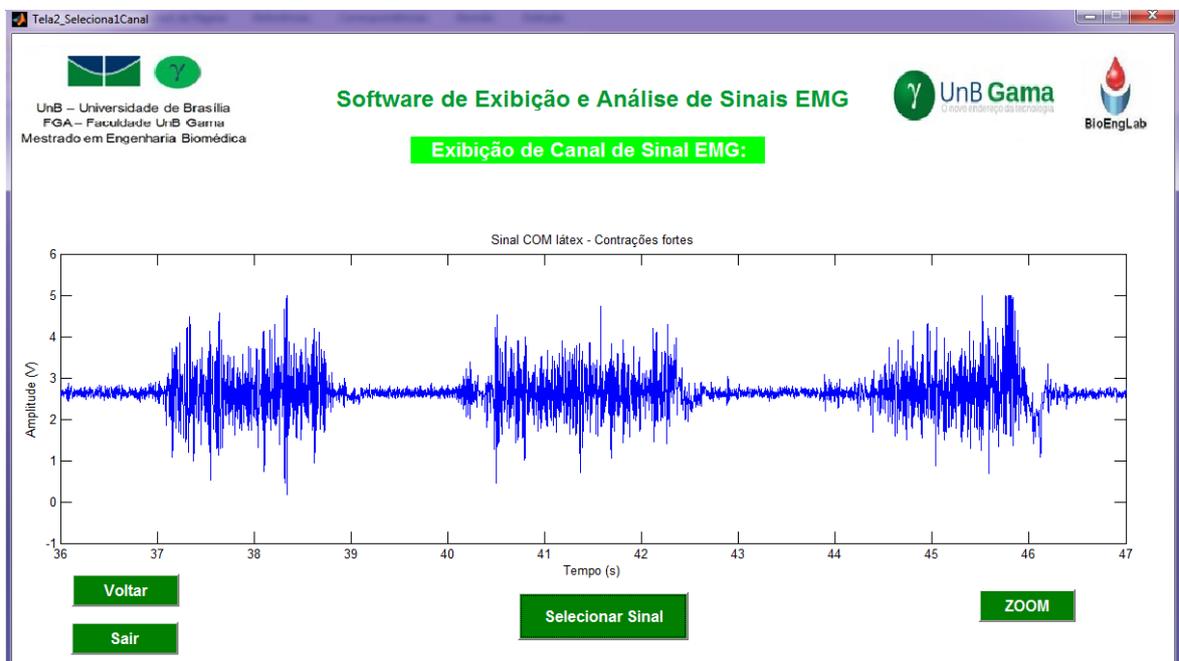


Figura 4.36: Período de contrações fortes – sinal captado com o uso da malha de látex.

(4) Geração de artefatos de movimento:



Figura 4.37: Período de geração de artefatos – sinal captado sem o uso da malha de látex.

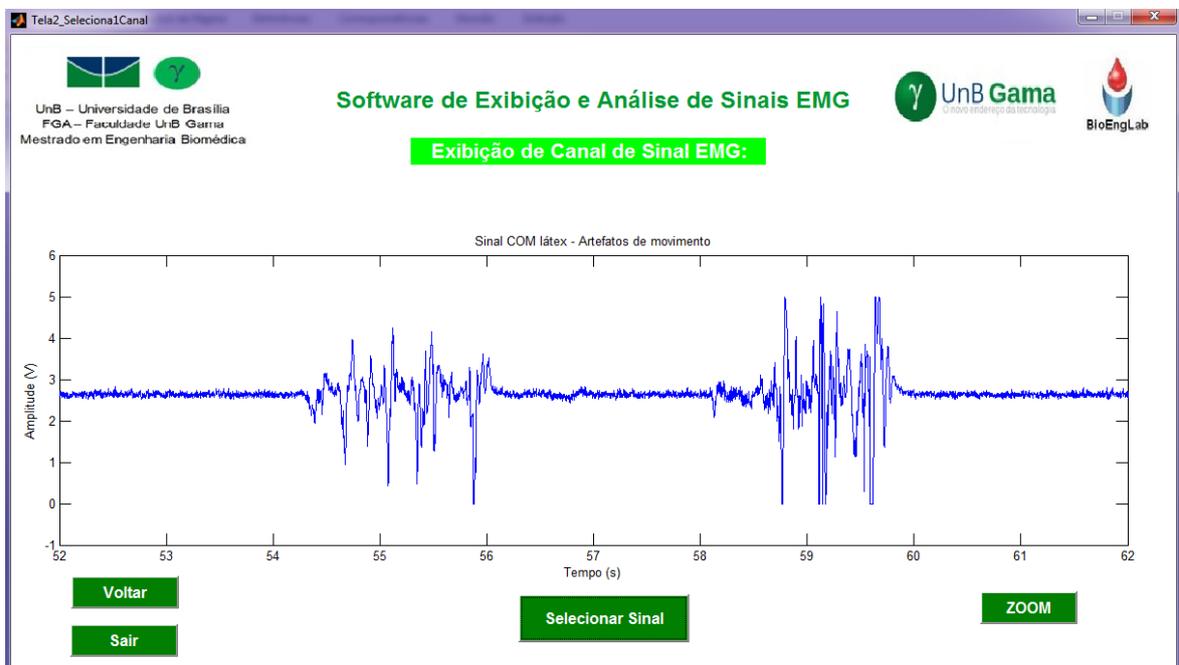


Figura 4.38: Período de geração de artefatos – sinal captado com o uso da malha de látex.

A partir destas comparações, é possível observar visualmente uma pequena diminuição nos níveis dos sinais captados com o uso da malha de látex em relação aos sinais captados sem o uso da malha de látex. No entanto, essa é uma avaliação visual e qualitativa, dependendo da análise realizada pelo avaliador.

Nas figuras 4.39 e 4.40 é apresentada uma comparação de dois sinais captados de outra voluntária, mas seguindo os mesmos procedimentos. Os sinais apresentados são de contrações fortes e também evidenciam uma pequena diferença nos níveis dos sinais.

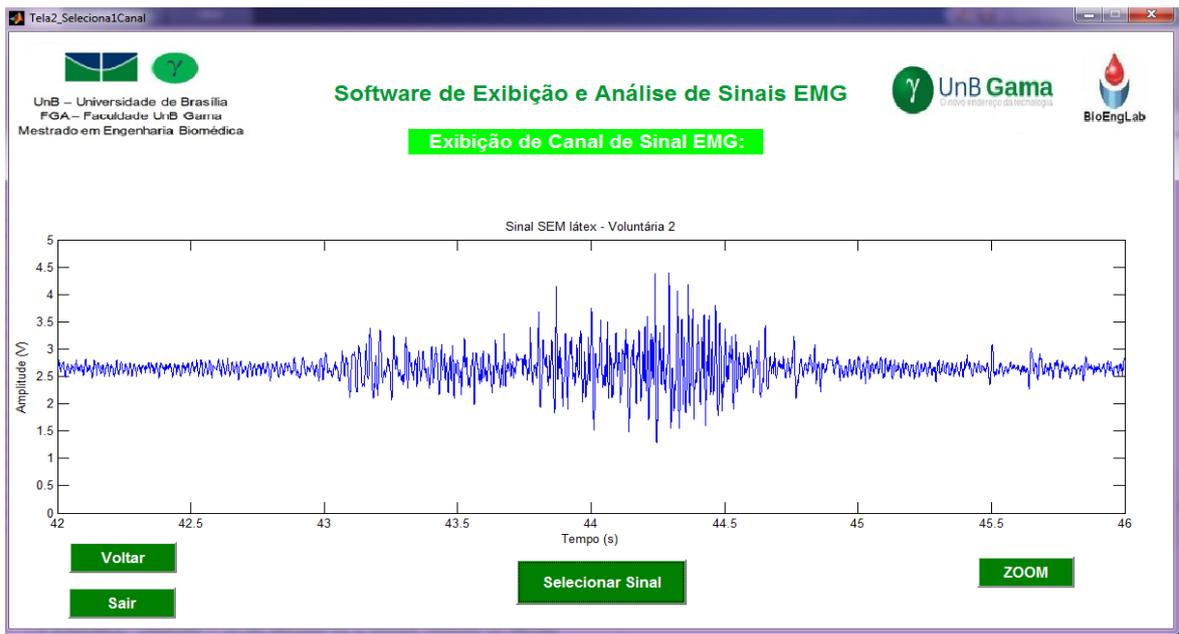


Figura 4.39: Sinal captado sem o uso da malha de látex – Voluntária 2.

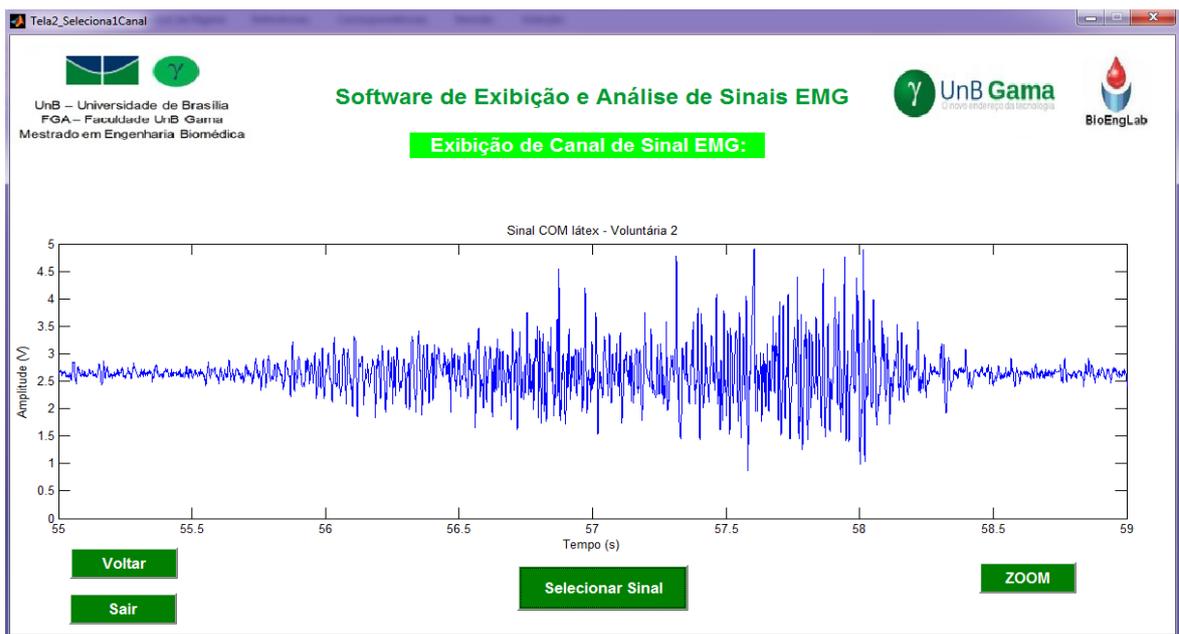


Figura 4.40: Contração forte – sinal captado com o uso da malha de látex.

As avaliações e comparações realizadas neste trabalho em relação a sinais sem e com o uso da malha de látex são avaliações visuais e, sendo assim, não é possível enunciar afirmações concretas sobre o desempenho da malha de látex como filtro físico.

Dessa forma, não é possível afirmar que o sinal captado com o uso da malha de látex possui aspectos positivos em comparação ao sinal captado sem o uso da malha de látex, observando as interferências por ruídos eletroquímicos e artefatos de movimento.

No entanto, observa-se que o uso da malha de látex influencia de alguma forma o sinal captado. Para uma melhor determinação dessa influência, faz-se necessária a realização de um estudo mais específico abordando essa problemática. Neste estudo, devem ser previstos métodos quantitativos para avaliações e comparações mais concretas e consistentes.

5 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

O sistema de aquisição, exibição e análise de sinais de EMGS desenvolvido neste trabalho mostrou-se um sistema capaz de realizar capturas de sinais de EMGS, resultando em sinais condizentes com os músculos analisados, e com os movimentos e estágios de contração realizados.

Seu desenvolvimento foi marcado por dificuldades, que foram em sua maioria superadas, e resultou em um sistema para a coleta de sinais de EMGS que pode ser melhorado.

Destaca-se o uso de circuitos simples, de fácil aquisição e de custo reduzido no *hardware* do sistema, o que permitiu um esquema elétrico com dimensões reduzidas, menor quantidade de componentes, menor consumo elétrico e custo reduzido.

O uso do amplificador de instrumentação INA128P no circuito eletrônico contribuiu para a eliminação de ruídos de modo comum que podem afetar o sinal. Essa característica é devido ao alto CMRR que este componente apresenta. Destaca-se também o uso de filtros ativos básicos de primeira ordem, sendo que em outros sistemas é comum a utilização de filtros elétricos do tipo *Butterworth* e de ordens superior à quarta para o processo de filtragem de sinais de EMGS.

No circuito microcontrolado do *hardware* do sistema, destaca-se o uso da plataforma Arduino Mega, que é uma placa simples, acessível, de fácil aquisição e que tem sido amplamente utilizada em várias pesquisas. Ela desempenha a função de digitalização do sinal condicionado pelo circuito eletrônico e de armazenamento do sinal digital em um cartão de memória. No entanto, ela apresenta limitações relacionadas ao conversor A/D que a compõe. Esse conversor é de 10 *bits*, o que influencia na resolução do processo de conversão A/D.

O processo de gravação do sinal digital em um cartão de memória apresentou vários desafios para o desenvolvimento do sistema. Durante vários testes, observou-se que a lógica de controle para a gravação dos dados no cartão influencia diretamente na frequência de amostragem do sinal. A primeira lógica utilizada foi marcada por um erro que resultou em uma frequência de amostragem insuficiente para uma aquisição de sinais de EMGS de qualidade. A identificação deste erro só possível após um estudo detalhado da lógica de controle aplicada. Com a correção do erro, observou-se que o ato de salvar os

dados captados pelo sistema diretamente no cartão de memória, gera uma perda de tempo durante a aquisição, o que também influencia na frequência de amostragem do sinal. Para solucionar esse problema, foi implementado um *buffer* durante o processo de aquisição. Com essa técnica, os dados coletados são armazenados no *buffer* e somente são gravados no cartão de memória após o fim de cada momento de leitura. Isso proporcionou um aumento significativo na frequência de amostragem do sinal, garantindo uma maior qualidade ao sinal de EMGS coletado.

Outro ponto analisado foi a relação entre a frequência de amostragem e a quantidade de canais utilizados. Inicialmente, o sistema foi desenvolvido para aquisição de até 16 canais. No entanto, observou-se que quanto maior o número de canais utilizados, menor a frequência de amostragem por canal. Dessa forma, limitou-se o número máximo de 4 canais de aquisição a serem utilizados com o sistema desenvolvido. Os sinais adquiridos utilizando-se somente 1 canal, apresentam uma frequência de amostragem de, em média, 1,7 kHz, sendo um valor considerado satisfatório para a aquisição de sinais de EMGS. Já os sinais adquiridos utilizando-se 4 canais, apresentam uma frequência de amostragem de, em média, 800 Hz por canal. Esse valor, apesar de não ser o ideal, permite a realização de aquisições de sinais de EMGS.

Apesar destes desafios, o armazenamento dos sinais digitalizados em um cartão de memória traz a vantagem de que o sinal adquirido fica salvo e pode ser, posteriormente, visualizado, processado e/ou analisado.

O *software* de exibição e análise de sinais de EMGS desenvolvido neste trabalho apresenta-se como uma interface gráfica que permite aos usuários visualizar o sinal captado e obter alguns parâmetros relacionados ao sinal de forma intuitiva e facilitada. O desenvolvimento da interface gráfica permite que usuários que não estejam familiarizados com o *software* MATLAB, possam usar de suas poderosas ferramentas, sem ter que desenvolver *scripts* de programação.

O uso da malha de biomaterial látex como filtro físico na fase de aquisição do sinal de EMGS para diminuição de ruídos eletroquímicos e de artefatos de movimento, conforme foi apresentado neste trabalho, não pode ser comprovado com a metodologia empregada. A análise visual não se mostrou eficiente e impossibilitou a determinação concreta dessa filtragem. No entanto, durante a realização dos testes e analisando visualmente os sinais,

fica evidente que a malha de látex influencia de alguma forma na captura dos sinais, podendo sim realizar uma filtragem física.

Em um contexto geral, este trabalho englobou diversos conceitos relacionados aos sinais eletromiográficos de superfície. O objetivo de desenvolver um sistema de aquisição, exibição e análise de sinais de EMGS abordando o conceito de baixo custo foi atingido, e o sistema desenvolvido pode ser aplicado em outras pesquisas, de forma a popularizar a coleta de sinais de EMG, facilitando seu uso e possibilitando aplicações da eletromiografia em mais áreas.

Já o objetivo de desenvolvimento de uma malha derivada de biomaterial látex para ser utilizada como filtro biomecânico na etapa de aquisição do sinal de EMGS não foi totalmente atingido, uma vez que não foi possível comprovar de forma concreta essa filtragem. Mas acredita-se que a malha desenvolvida e sua aplicação na etapa de aquisição são válidas, faltando somente o desenvolvimento de uma metodologia quantitativa que comprove a filtragem física.

Assim, o presente trabalho possibilita o desenvolvimento de outros estudos mais específicos, abordando separadamente cada uma das etapas apresentadas nesta dissertação, de forma a melhorar o sistema desenvolvido. O desenvolvimento deste trabalho apresentou uma grande interdisciplinaridade e contribuiu significativamente para a formação científica e acadêmica dos pesquisadores.

5.1 TRABALHOS FUTUROS

Propõe-se, para trabalhos futuros, a realização de estudos que abordem os ajustes a serem feitos em cada etapa apresentada, de forma a melhorar o sistema desenvolvido. Dessa forma, propõe-se a:

- Substituição da plataforma Arduino Mega por outra que contenha um conversor A/D de ordem superior (Arduino Due, por exemplo, com conversor A/D de 12 *bits*), para garantir uma conversão com maior resolução, permitindo uma melhoria no sinal digital resultante;
- Realização de estudos na lógica de controle do circuito microcontrolado que proporcionem um aumento maior na frequência de amostragem do sinal;

- Melhoria no modo de análise do *software*, garantindo cálculos mais eficientes, e a implementação de um modo de visualização dos sinais de forma instantânea;
- Realização de um estudo específico relacionado à utilização da malha de látex como filtro físico, utilizando metodologias quantitativas eficientes para a comprovação desta influência.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGOSTINI, D. L. S. Caracterização dos constituintes do Látex e da borracha natural que estimulam a angiogênese. Dissertação de Mestrado. UNESP, Presidente Prudente, 2009.

ALBRECHT, B. L. Controle de uma cadeira de rodas motorizada através de eletromiografia em uma plataforma embarcada. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre/RS, 2010.

ALMEIDA, C. A. P. Investigação de parâmetros espectrais do EMG aplicáveis à terapia por Biofeedback. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica. Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2010.

ALMEIDA, T. P.; FERRI, C. A.; QUEVEDO, A. A. F. Sistema para Captura de Sinais Eletromiográficos de Superfície com sete canais utilizando Módulo Freescale® Tower S08MM128. Anais do XIX Congresso Brasileiro de Automática, Campina Grande, 2012.

ALVES, C. G. Avaliação eletromiográfica de amputados transfemorais para ativação de membros artificiais. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica. Universidade de Brasília, 2013.

ALVIM, F. C. Investigação das propriedades do sinal eletromiográfico do músculo bíceps braquial em diferentes níveis de força isométrica voluntária. Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora/MG, 2012.

AMABILE, R. A. N. Remoção de artefatos e análise de parâmetros espectrais em sinais de EEG: efeitos do fármaco flunitrazepam. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte/MG, 2008.

AMORIM, C. F. Eletromiografia de superfície como ferramenta de quantificação aplicada no estudo da reabilitação motora e funcional. Tese de Doutorado, Universidade do Vale do Paraíba. São José dos Campos, 2009.

ANDRADE, N. A. Desenvolvimento de um sistema de aquisição e processamento de sinais eletromiográficos de superfície para a utilização no controle de próteses motoras ativas. Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia, Departamento de Engenharia Elétrica. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica. Brasília/DF, 2007.

ATLAS VISUAL DO CORPO HUMANO. Editora Rideel, 2006. Disponível em: <https://issuu.com/joemermoutinhocamargos/docs/atlas_visual_do_corpo_humano>. Acesso em: março 2016.

AVELINO, V. F. Sistema de Detecção e Classificação para Eletromiografia Clínica. São Paulo: Escola Politécnica da USP, 1992.

- BARROS, K. R. Metodologia para classificação de sinais EMG para controle de próteses com baixo esforço computacional. Dissertação de Mestrado em Ciências. Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia: FEELT-UFU, 2005.
- BARTLETT, R. Introduction to Sports Biomechanics: Analysing Human Movement Patterns. 2 ed. Taylor & Francis e-Library, 2007.
- BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. Muscles Alive. 5th ed., Williams & Wilkins, Baltimore, 1985.
- BECKER, A. J. et al. Noções Básicas de Programação em MATLAB. UFSM. Santa Maria, 2010.
- BERNARDES, W. M. S. et al. Decomposição e Análise de Sinais Eletromiográficos. V CEEL, Universidade Federal de Uberlândia, 2007.
- BLANC, Y.; DIMANICO, U. History of the Study of Skeletal Muscle Function with Emphasis on Kinesiological Electromyography. The Open Rehabilitation Journal, v. 3, 2010, p. 84-93.
- CHAVES, M. L. F.; FINKELSZTEJN, A.; STEFANI, M. A. Rotinas em neurologia e neurocirurgia. Porto Alegre: Artmed, 2008.
- CHOWDHURY, R. H. et al. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. Sensors, v. 13, n. 9, p. 12431-12466, 2013.
- CORREA, C. S.; COSTA, R.; PINTO, R. S. Utilização de diferentes técnicas para o controle do posicionamento dos eletrodos de superfície na coleta do sinal eletromiográfico. Rev. Acta Brasileira do Movimento Humano, v.2, n.2, p.5-13 – Abr/Jun, 2012.
- COSTA, M. V. C. Compressão de sinais de eletromiografia explorando correlação bidimensional. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica. Universidade de Brasília, 2008.
- COUGHLIN, R. F.; DRISCOLL, F. F. Operational Amplifiers and Linear Integrated Circuits. 6 ed. Prentice Hall, 2001.
- CRAM, J. R.; KASMAN, G. S. The basics of surface electromyography. In: CRISWELL, E. Cram's introduction to surface electromyography. Jones and Bartlett Publishers, LLC., 2011.
- DALL'ANTONIA, A. C. et al. Avaliação de Clones de Borracha Natural Crua por Ensaios Padrão e Análise Dinâmico-Mecânica. Polímeros: Ciência e Tecnologia, vol. 16, n° 3, p. 239-245, 2006.
- DE LUCA, C. J. Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, volume: BME-26, p. 313-325, 1979.

- DE LUCA, C. J. Surface Electromyography: Detection and Recording. DelSys Incorporated, 2002.
- DE LUCA, C. J. Electromyography. In: Webster JG (Ed). Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, John Wiley Publisher, 98-109, 2006.
- DE LUCA, C. J. et al. Decomposition of Surface EMG Signals. J Neurophysiol, vol 96, p. 1646–1657, 2006.
- DE LUCA, C. J.; et al. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. Journal of Biomechanics, volume 43, p. 1573–1579, 2010.
- DELSYS. What factors affect EMG Signal Quality? 2016. Disponível em: <<http://www.delsys.com/products/software/emgworks/sqm/factors/>>. Acesso em abril, 2016.
- DELSYS. Trigno™ Wireless Systems and Smart Sensors. 2016. Disponível em: <<http://www.delsys.com/products/wireless-emg/>>. Acesso em abril, 2016.
- FEODRIPPE, P. et al. EMG BIOANALYZERBR para a análise de sinais eletromiográficos na deglutição. Rev. CEFAC. Mai-Jun; 14(3):498-505, 2012.
- FORTI, F. Análise do sinal eletromiográfico em diferentes posicionamentos, tipos de eletrodos, ângulos articulares e intensidades de contração. Dissertação de Mestrado em Fisioterapia. Universidade Metodista de Piracicaba. Piracicaba, 2005.
- FREITAS, G. S. Biofeedback eletromiográfico no tratamento das disfunções orofaciais neurogênicas: revisão integrativa de literatura. UFSC, Florianópolis/SC, 2015.
- GUYTON, A. C.; HALL, J. E. Tratado de Fisiologia Médica. 11ª edição. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.
- HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. Bases biomecânicas do movimento humano. 2 ed. Barueri, SP: Manole, 2008.
- HENNEBERG, K. Principles of Electromyography. In: The Biomedical Engineering Handbook. (Joseph D. Bronzino, Ed.). Second Edition. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Cap. 14.
- HERCULANO, R. D. Desenvolvimento de membranas de látex natural para aplicações médicas. Tese de Doutorado. USP, Ribeirão Preto, 2009.
- HERMENS, H. J. et al. SENIAM – Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, 1996-1999. Disponível em: <<http://www.seniam.org/>>. Acesso em março, 2016.
- HOLLINGER, J. O. An Introduction to Biomaterials. 2 ed. CRC Press Taylor & Francis Group, 2012.

- HUIGEN, E. Noise characteristics of surface electrodes. Delft Technical University, 2001.
- HUIGEN, E.; PEPPER, A.; GRIMBERGEN, C. A. Investigation into the origin of the noise of surface electrodes. *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 40, p. 332-338, 2002.
- JAMAL, M. Z. Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis. In: NAIK, G. R. *Computational Intelligence in Electromyography Analysis – A Perspective on Current Applications and Future Challenges*. INTECH publishing, cap. 18, p. 427-448, 2012.
- JUNIOR, D. H. et al. Apostila de MATLAB. Universidade Federal do Ceará. Fortaleza/CE, 2014.
- KAWACHI, E. Y. et al. Biocerâmicas: tendências e perspectivas de uma área interdisciplinar. *Química Nova*, 23(4), p. 518-522, 2000.
- KONRAD, P. The ABC of EMG - A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Powered by Noraxon INC, USA, version 1.0, 2005.
- LADEGAARD, J. Story of electromyography equipment. *Muscle & Nerve Supplement* 11: p. S128–S133, Wiley Periodicals, Inc, 2002.
- LAMONTAGNE, M. Application of Electromyography in Sport Medicine. Cap. 4, p. 31-42. In: PUDDU, G.; GIOMBINI, A.; SELVANETTI, A. *Rehabilitation of Sports Injuries: Current Concepts*. Springer, 2001.
- LIMA, L. M.; FREITAS, M. C. R.; SILVA, H. J. Análise e Leitura do Sinal Eletromiográfico. Cap 2. In: SILVA, H. J. *Protocolos de Eletromiografia de Superfície em Fonoaudiologia*. Barueri/SP: Pró-Fono, 2013.
- LONGO, B. B. Desenvolvimento de Ferramentas para Pesquisas em Tecnologias Assistivas baseadas em Sinais Biológicos. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal do Espírito Santo. Vitória/ES, 2015.
- LOPES, R. F. G. Processo de Conversão A/D para Aquisição de Sinais Mioelétricos. Dissertação de Mestrado. FEUP, 2014.
- MALVINO, A.; BATES, D. J. *Eletrônica*. Volume 2, 7 ed. Porto Alegre: AMGH (McGraw-Hill e Bookman), 2011.
- MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. *Instrumentação em Eletromiografia*. Laboratório de Biofísica, Universidade de São Paulo, 2006.
- MATHWORKS. MATLAB. The MathWorks, Inc., 2016. Disponível em: <<http://www.mathworks.com/products/matlab/index.html>>. Acesso em abril 2016.
- MERLETTI, R.; PARKER, P. *ELECTROMYOGRAPHY: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. IEEE Press, John Wiley & Sons, Inc., 2004.

- MORAES, K. J. R. et al. Conceitos básicos que envolvem a eletromiografia de superfície: potencial de ação muscular, aquisição do sinal elétrico e a importância para o sistema estomatognático. Cap 1. In: SILVA, H. J. Protocolos de Eletromiografia de Superfície em Fonoaudiologia. Barueri/SP: Pró-Fono, 2013.
- MOTION LAB SYSTEMS. A software user guide for EMG Graphing and EMG Analysis. Motion Lab Systems, Inc. 2009.
- MOURA, I. L. B. Sistema para aquisição sem fio dos sinais de eletromiografia de superfície baseado no protocolo IEEE 802.15.4. Universidade de Brasília, FGA, 2013.
- NAJARIAN, K.; SPLINTER, R. Biomedical Signal and Image Processing. Second Edition. Boca Raton: CRC Taylor & Francis, 2012.
- NAKASHIMA, G. Y. Aplicação do filtro de Wiener para tratamento de sinais eletromiográficos. Dissertação de Mestrado em Bioengenharia. Universidade de São Paulo, São Carlos, 2003.
- NASCIMENTO, G. K. B. O. et al. Protocolo de avaliação eletromiográfica em mastigação. Cap 3. In: SILVA, H. J. Protocolos de Eletromiografia de Superfície em Fonoaudiologia. Barueri/SP: Pró-Fono, 2013.
- NASSAR, E. J. et al. Biomaterials and Sol-Gel Process: A Methodology for the Preparation of Functional Materials. Cap 1. In: PIGNATELLO, R. Biomaterials Science and Engineering. InTech, 2011.
- NEUMANN, Donald A. Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para reabilitação. 2 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.
- OLIVEIRA, L. S. A. F. et al. Biomateriais com aplicação na regeneração óssea – método de análise e perspectivas futuras. Revista de Ciências Médicas e Biológicas, 9, p. 37-44, 2010.
- OPPENHEIM, A. V.; WILLISKY, A. S. Sinais e Sistemas. 2 ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2010.
- PARK, J.; LAKES, R. S. Biomaterials: An Introduction. 3 ed. Springer, 2007.
- PERTENCE JR., Antonio. Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos: eletrônica analógica. 8 ed. Porto Alegre: Bookman, 2015.
- PORTNEY, L. G.; ROY, S. H.; ECHTERNACH, J. L. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: O’SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. Fisioterapia: avaliação e treinamento. 5ª Ed. Barueri, SP: Manole, p.295-342, 2010.
- QUEVEDO, A. A. F. Desenvolvimento de um Sistema de Análise Digital de Sinais Eletromiográficos. Faculdade de Engenharia Elétrica, Departamento de Engenharia Biomédica. Campinas: UNICAMP, 1993.

RAPOSO, R. D.; SILVA, H. J. Proposta de um protocolo de avaliação da atividade elétrica dos músculos masseter e supra-hióideos em recém-nascidos pré-termo durante a alimentação. *Rev. CEFAC*. 15(4):803-814, 2013.

RATNER, B. D. et al. *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*. Academic Press, 1996.

REIS, M. C. Sistema indutor de neoformação tecidual para pé diabético com circuito emissor de luz de leds e utilização do látex natural. Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, 2013.

RIBAS, A. S. F. Amputados Transfemorais: Sistema de Captura de Sinais Eletromiográficos com Interface de Biomaterial Látex. Universidade de Brasília, FGA, Brasília/DF, 2015.

RIBEIRO, T. P. Avaliação da biocompatibilidade e potencial angiogênico do látex de *Hancornia speciosa*. Dissertação de Mestrado. Universidade Estadual de Goiás. Ipameri/GO, 2014.

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*, 14, p. 117–125, Elsevier Ltd, 2014.

ROBERGS, R. A.; ROBERTS, S. O. Função neuromuscular e adaptação ao exercício. In: *Princípios Fundamentais de Fisiologia do Exercício: para Aptidão, Desempenho e Saúde*. São Paulo: Phorte Editora, p. 76-109, 2002.

RODRIGUES, E. B. Estudo da estabilidade das propriedades mecânicas e químicas de compostos de borracha vulcanizados com enxofre após envelhecimento térmico e oxidativo. Dissertação de Mestrado, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2010.

ROSA, S. 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. *Topics In Public Health, InTech*. [s.l.], p.213-248, 2015.

SALLES, A. D. et al. *Corpo Humano I*. v. 2, 2.ed. Rio de Janeiro: Fundação CECIERJ, 2009.

SCHLEMMER, D. A.; ANDREANI, L.; VALADARES, L. F. *Biomateriais: Polímeros e Compósitos*. Comunicado Técnico, 10, Embrapa Agroenergia. Brasília/DF, 2014.

SEDRA, A. S.; SMITH, K. C. *Microeletrônica*. 5 ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2007.

SILVA, J. P. L. Desenvolvimento de eletrodos e ferramenta para processamento de sinais eletromiográficos de superfície. Universidade de Brasília, FGA. Brasília/DF, 2014.

SILVERTHORN, D. U. Fisiologia Humana: uma abordagem integrada. 5 ed. Porto Alegre: Artmed, 2010.

SINHORETI, M. A. C.; VITTI, R. P.; SOBRINHO, L. C. Biomateriais na Odontologia: panorama atual e perspectivas futuras. Revista da Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas; 67(3):178-86, 2013.

SKINNER, H. B.; MCMAHON, P. J. CURRENT: Diagnóstico e tratamento: Ortopedia. 5. ed. AMGH Editora, 2015.

SÓ BIOLOGIA. Transmissão do impulso nervoso. 2008. Disponível em: <<http://www.sobiologia.com.br/conteudos/Histologia/epitelio29.php>>. Acesso em: abril 2016.

SOUZA, G. S. S.; LOUZADA, H. B. S. Desenvolvimento de instrumentação e metodologia relativas à atividade de aquisição, processamento e interpretação de sinais eletromiográficos de superfície. Universidade de Brasília, 2006.

TELES, F. S. Análise de parâmetros eletromiográficos durante exercício realizado com resistência elástica sob controle objetivo ou subjetivo. Dissertação de Mestrado, Universidade de Brasília, 2015.

TEXAS INSTRUMENTS. INA12x Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers. Texas Instruments Incorporated, 2015. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>>. Acesso em: abril, 2016.

TOMÉ, F. B. Metodologias de concepção de eletrodos para Eletromiografia de Superfície. Dissertação Mestrado Engenharia Biomédica. Universidade de Brasília, 2015.

VENEZIANO, W. H. Estudo do comportamento do sinal eletromiográfico de superfície em atividades subaquáticas. Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, 2006.

VIEIRA, R. G. et al. Sistema para Aquisição, Monitoramento e Processamento de Sinais Eletromiográficos. IV Workshop de Informática aplicada à Saúde – CBComp, p. 552-555, 2004.

WINTER, D. A.; FUGLEVAND, A. J.; ARCHER, S. E. Crosstalk in Surface Electromyography: Theoretical and Practical Estimates. Journal of Electromyography and Kinesiology, vol.4, nº 1, p. 15-26, 1994.

XIE, H. et al. Hybrid soft computing systems for electromyographic signals analysis: a review. BioMedical Engineering OnLine 2014, 13:8.

ANEXOS

ANEXO A – SISTEMA MUSCULAR

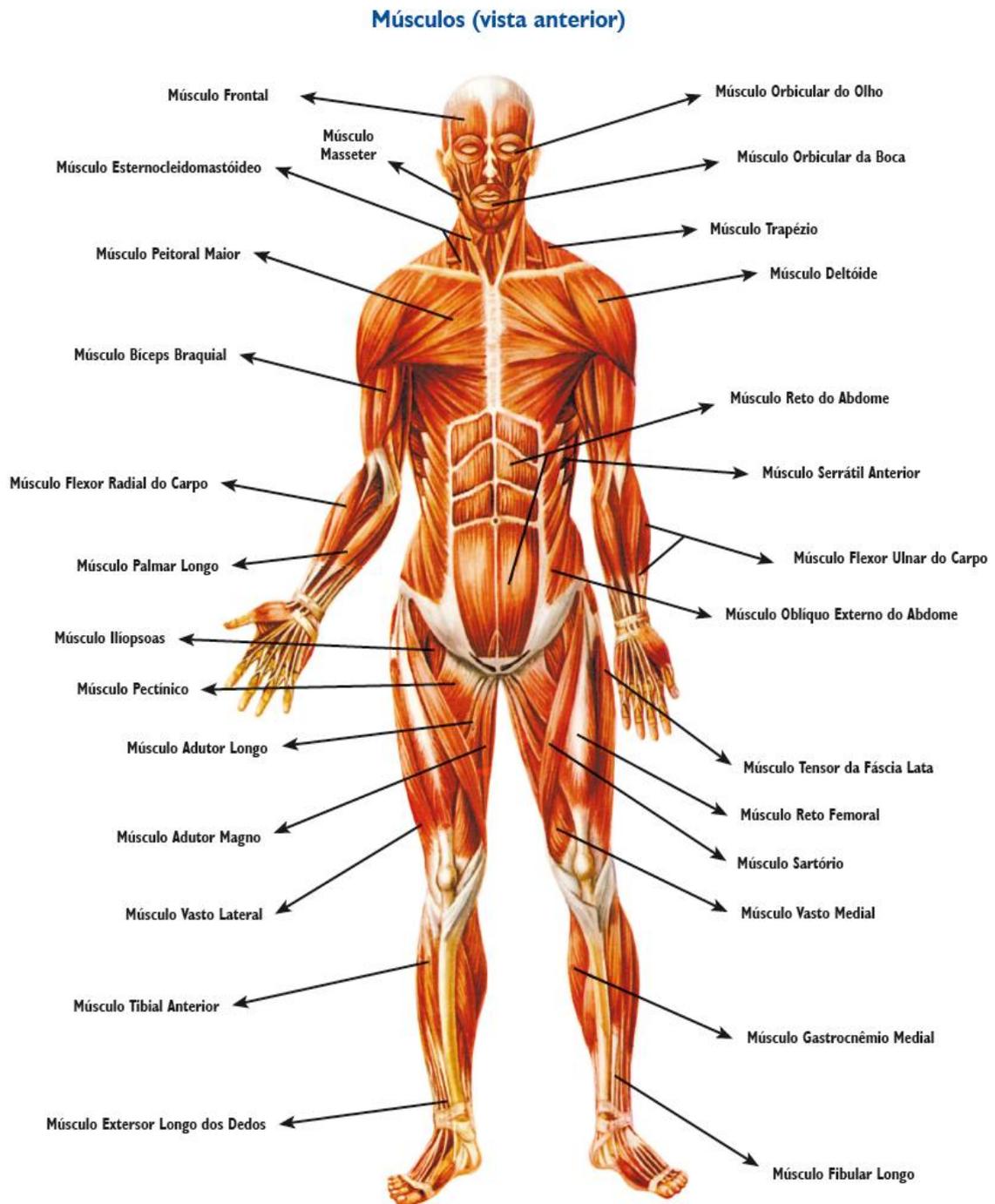


Figura A-1: Principais músculos do corpo humano, vista anterior.
(ATLAS VISUAL DO CORPO HUMANO, 2006).

Músculos (vista posterior)

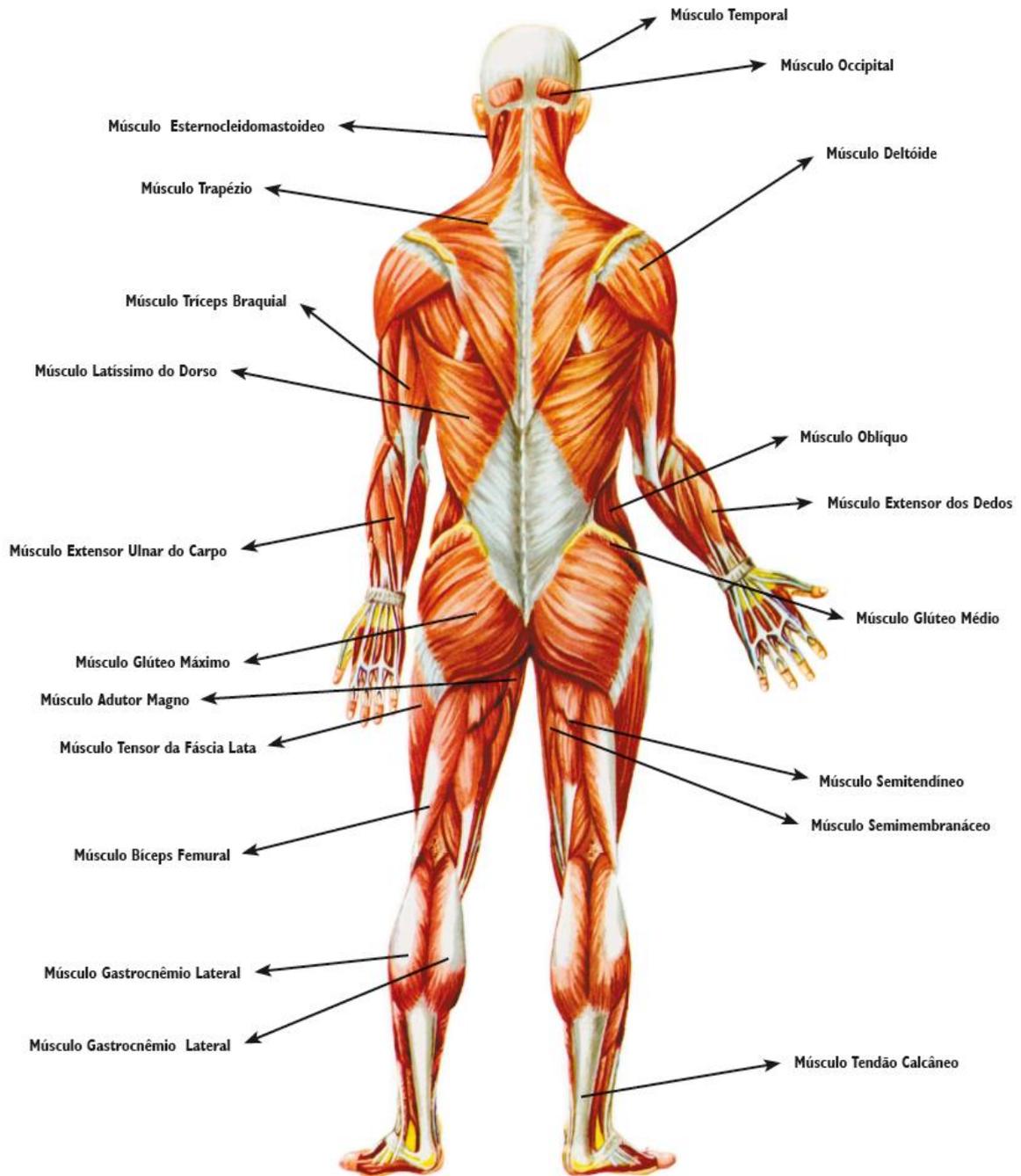
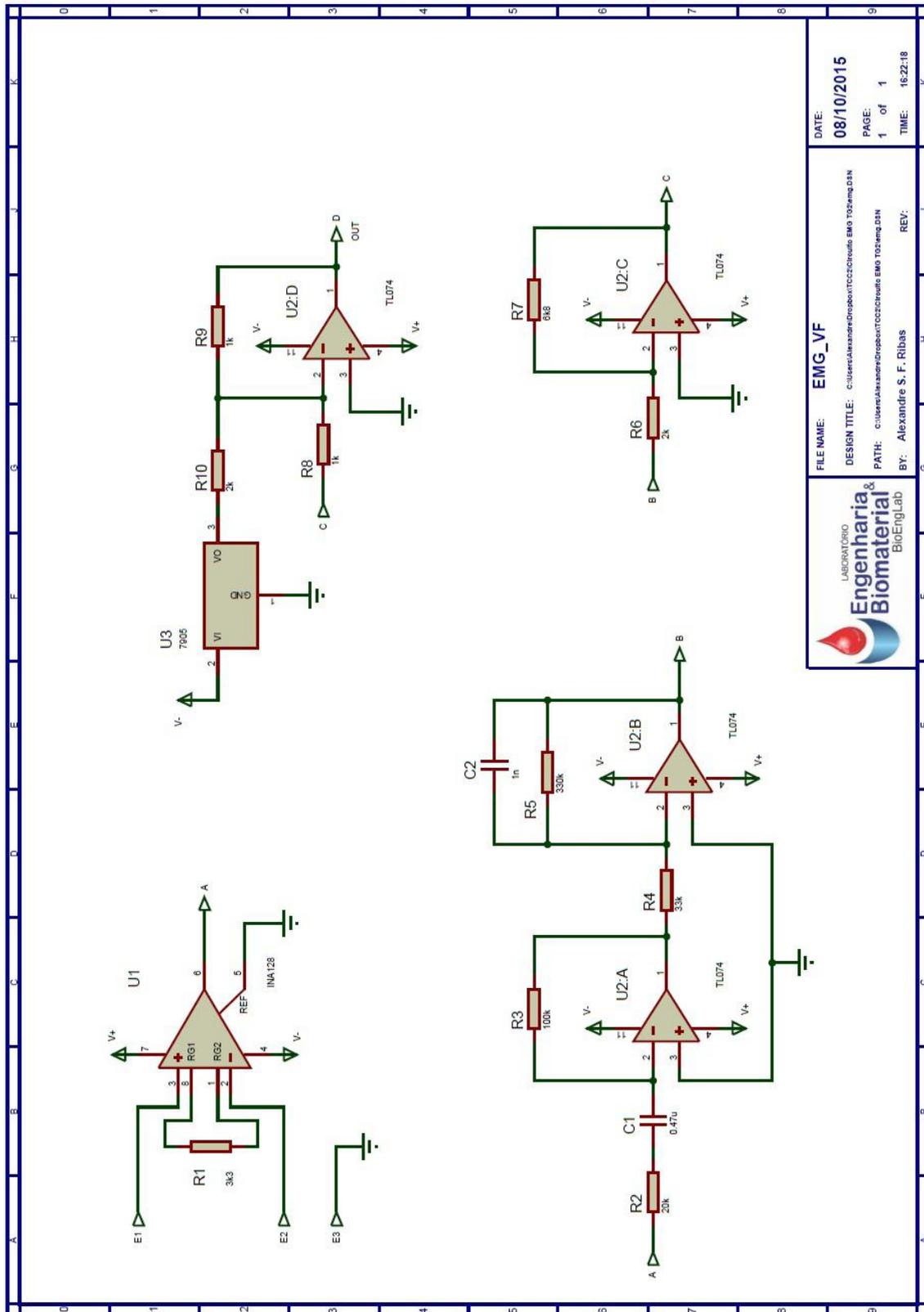


Figura A-2: Principais músculos do corpo humano, vista posterior.
(ATLAS VISUAL DO CORPO HUMANO, 2006).

ANEXO B – ESQUEMA ELÉTRICO DO CIRCUITO ELETRÔNICO



	FILE NAME: EMC_VF
	DESIGN TITLE: c:\users\Alexandre\projetos\TC2\circuito\EMO_T02\ang.dsn PATH: c:\users\Alexandre\projetos\TC2\circuito\EMO_T02\ang.dsn BY: Alexandre S. F. Ribas
DATE: 08/10/2015 PAGE: 1 of 1 TIME: 16:22:18	REV:

Esquema elétrico do circuito eletrônico que compõem o módulo de *hardware* do sistema. (RIBAS, 2015).

ANEXO C – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA



FACULDADE DE CIÊNCIAS DA
SAÚDE DA UNIVERSIDADE DE
BRASÍLIA - CEP/FS-UNB



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Desenvolvimento tecnológico e adaptação de prótese ativa em amputados atletas

Pesquisador: Vera Regina Fernandes da Silva Marães

Área Temática: Equipamentos e dispositivos terapêuticos, novos ou não registrados no País;

Versão: 6

CAAE: 38386714.8.0000.0030

Instituição Proponente: Faculdade de Ceilândia

Patrocinador Principal: FINANCIADORA DE ESTUDOS E PROJETOS - FINEP
FUNDAÇÃO UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.446.986

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

BRASÍLIA, 11 de Março de 2016

Assinado por:
Keila Elizabeth Fontana
(Coordenador)

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro

Bairro: Asa Norte

CEP: 70.910-900

UF: DF

Município: BRASÍLIA

Telefone: (61)3107-1947

E-mail: cepfsunb@gmail.com

ANEXO D – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

1 de 2



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 com amputação abaixo do joelho!**

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 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**
 - a. Experimentação dos eletrodos em matriz (vários eletrodos pequenos colocados sobre a pele)**
 - b. Experimentação do *socket* (parte da prótese que encaixa na perna) no membro amputado**

É possível que durante os testes, o senhor tenha sintomas como falta de ar, visão escurecida, tontura, mal estar e até mesmo dores no peito. Mas não se preocupe! O teste será interrompido imediatamente e a equipe de pesquisa estará te acompanhando durante todo o processo e bem atenta a esses sinais. Além disso, somos treinados para atendimento de primeiro socorros e em caso de persistirem os sintomas o atendimento de urgência local será contatado.

É também **garantido** ao senhor e ao seu acompanhante, o reembolso de gastos adicionais que o senhor possa ter para comparecer ao nosso ambiente de pesquisa, assim como indenização quando houver algum tipo de dano em virtude da nossa pesquisa.

Nós acreditamos que nossa pesquisa pode beneficiar várias pessoas com amputação de membro inferior! É nossa meta entender melhor como o seu corpo se adaptou a perda da perna e assim contribuir para um tratamento mais específico e completo.

O equipamento que será desenvolvido aqui tem também é um pequeno passo para a melhoria de próteses. Através dos sinais originados na etapa número 5 (Captação de sinais biológicos) poderemos determinar os pontos de maior ativação muscular da coxa e a partir deles projetar uma malha de material elástico especial para captar esses pontos e possivelmente controlar uma prótese de joelho.

Você tem direito à assistência integral gratuita em virtude de danos diretos/ indiretos e imediatos/ tardios, pelo tempo que for necessário. Além disso, os testes aqui fornecidos são importantes para a sua saúde e você poderá levar todos eles e apresentar ao seu médico de rotina.

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 e poderão ser acessados por você a qualquer tempo, sempre que solicitado.

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 ou 8228-3700.

O Comitê de ética em pesquisa da Faculdade de Saúde da UnB é a autoridade responsável pela regulamentação e fiscalização dos projetos de pesquisa. As dúvidas com relação à assinatura desse termo ou dos seus direitos dentro da pesquisa podem ser obtidos através do telefone: (61) 3107-1918, indo até a Faculdade de Ciências da Saúde (FS) no Campus Darcy Ribeiro (Asa norte, via L4) em horário comercial ou ainda através do endereço eletrônico cepfs@unb.br!

Este projeto foi Aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FS/DF.

Este documento foi elaborado em duas vias, uma ficará com o pesquisador responsável e a outra com o sujeito da pesquisa. **TODAS** as vias devem ser rubricadas por nós e por você

Nome / assinatura

Pesquisador Responsável
Nome e assinatura

Brasília, ___ de _____ de _____



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 com amputação abaixo do joelho!**

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**
 - a. Experimentação dos eletrodos em matriz (vários eletrodos pequenos colocados sobre a pele)**

É possível que durante os testes, o senhor tenha sintomas como falta de ar, visão escurecida, tontura, mal estar e até mesmo dores no peito. Mas não se preocupe! O teste será interrompido imediatamente e a equipe de pesquisa estará te acompanhado durante todo o processo e bem atenta a esses sinais. Além disso, somos treinados para atendimento de primeiro socorros e em caso de persistirem os sintomas o atendimento de urgência local será contatado.

É também **garantido** ao senhor e ao seu acompanhante, o reembolso de gastos adicionais que o senhor possa ter para comparecer ao nosso ambiente de pesquisa, assim como indenização quando houver algum tipo de dano em virtude da nossa pesquisa.

Nós acreditamos que nossa pesquisa pode beneficiar várias pessoas! É nossa meta entender melhor como o corpo se adapta a perda da perna e assim contribuir para um tratamento mais específico e completo para pacientes amputados.

O equipamento que será desenvolvido aqui tem também é um pequeno passo para a melhoria de próteses. Através dos sinais originados na etapa número 5 (Captação de sinais biológicos) poderemos determinar os pontos de maior ativação muscular da coxa e a partir deles projetar uma malha de material elástico especial para captar esses pontos e possivelmente controlar uma prótese de joelho.

Você tem direito à assistência integral gratuita em virtude de danos diretos/ indiretos e imediatos/ tardios, pelo tempo que for necessário. Além disso, os testes aqui fornecidos são importantes para a sua saúde e você poderá levar todos eles e apresentar ao seu médico de rotina.

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 e poderão ser acessados por você a qualquer tempo, sempre que solicitado.

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 ou 82283700.

O Comitê de ética em pesquisa da Faculdade de Saúde da UnB é a autoridade responsável pela regulamentação e fiscalização dos projetos de pesquisa. As dúvidas com relação à assinatura desse termo ou dos seus direitos dentro da pesquisa podem ser obtidos através do telefone: (61) 3107-1918, indo até a Faculdade de Ciências da Saúde (FS) no Campus Darcy Ribeiro (Asa norte, via L4) em horário comercial ou ainda através do endereço eletrônico cepfs@unb.br!

Este projeto foi Aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FS/DF.

Este documento foi elaborado em duas vias, uma ficará com o pesquisador responsável e a outra com o sujeito da pesquisa. **TODAS** as vias devem ser rubricadas por nós e por você

Nome / assinatura

Pesquisador Responsável
Nome e assinatura

Brasília, ____ de _____ de _____

ANEXO E – PUBLICAÇÕES

XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB 2016

SISTEMA DE AQUISIÇÃO, EXIBIÇÃO E ANÁLISE DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS

K. R. Mendonça*, A. S. F. Ribas*, S. R. F. Rosa*, C. J. Mendes*, V. R. Marães* e T. A. Zoccoli*

*Universidade de Brasília (UnB), Faculdade Gama (FGA), Gama, Brasil
e-mail: kennyaresende@gmail.com

Resumo: A eletromiografia é uma técnica utilizada para avaliar e registrar o sinal bioelétrico coletado no músculo esquelético humano, durante o processo de contração muscular. Tem sido utilizada em diversas aplicações, sendo uma ferramenta importante em pesquisas relacionadas ao movimento humano e ao sistema neuromuscular. No entanto, devido aos altos custos dos eletromiógrafos comerciais, alguns pesquisadores ainda enfrentam dificuldades de acesso a estes equipamentos e acabam, muitas vezes, tendo suas pesquisas comprometidas por falta de recursos. Diante dessa dificuldade, o presente artigo apresenta o desenvolvimento de um sistema de baixo custo de aquisição, exibição e análise de sinais eletromiográficos (EMG). O sistema desenvolvido é composto por três módulos principais: o módulo de condicionamento de sinal, o módulo de digitalização e armazenamento e o módulo de *software*. Durante o desenvolvimento do sistema, a frequência de amostragem do sinal captado, foi um importante fator observado, estando relacionada com a qualidade do sinal coletado.

Palavras-chave: Eletromiografia, sinal bioelétrico muscular, frequência de amostragem.

Abstract: *Electromyography is a technique used to evaluate and record the bioelectrical signal collected in human skeletal muscle during muscle contraction process. It has been used in many applications and is an important tool in research related to human movement and neuromuscular system. However, because of the high costs of commercial electromyography, some researchers do not have access to this equipment and sometimes their research are influenced by lack of resources. Given this difficulty, this paper presents the development of a system of low cost of acquisition, display and analysis of electromyographic (EMG) signals. The developed system consists of three main modules: the signal conditioning module, digitization and storage module and the software module. During the development of the system, the sampling frequency of the signal received, was an important factor observed, in relation to the quality of the captured signal.*

Keywords: *Electromyography, muscle bioelectric signal, sampling frequency.*

Introdução

A eletromiografia é uma ferramenta utilizada para avaliar e registrar a atividade elétrica produzida pelos

músculos do corpo humano [1]. Essa atividade elétrica, gerada pela despolarização das células musculares durante uma contração muscular [2], se manifesta como potenciais de ação da unidade motora (MUAP) que são registrados e exibidos graficamente como um sinal eletromiográfico (EMG) [3]. O sinal EMG, pode ser definido, portanto, como a manifestação elétrica da contração muscular, sendo controlado pelo sistema nervoso e representando a atividade elétrica das unidades motoras e as propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos [4].

A aquisição do sinal EMG é feita a partir do uso de eletrodos, que convertem o sinal bioelétrico (mioelétrico), gerado pela despolarização das fibras musculares, em um sinal elétrico capaz de ser amplificado e processado [5]. Essa aquisição pode ser realizada utilizando-se eletrodos de superfície (não invasivos) ou eletrodos de agulha (invasivos) [6].

Atualmente, a eletromiografia tem sido largamente utilizada no estudo do movimento humano, sendo aplicada na medicina esportiva e ocupacional, em rotinas fisioterapêuticas, além de desempenhar um papel importante em pesquisas relacionadas ao sistema neuromuscular [5]. Os sinais EMG tem se tornado cada vez mais importantes em diversas aplicações, sendo utilizados na área clínica e biomédica, no controle de próteses e dispositivos de reabilitação, em interações homem/máquina, e entre outras [4].

No entanto, alguns pesquisadores ainda enfrentam dificuldades para ter acesso a um eletromiógrafo, devido aos altos custos dos equipamentos comerciais. Diante dessa dificuldade e dos desafios encontrados em capturar sinal EMG com baixo custo, o presente artigo apresenta o desenvolvimento de um sistema de aquisição, exibição e análise de sinais EMG.

Materiais e métodos

O sistema apresentado neste artigo é composto por três módulos principais: o módulo de condicionamento (correspondente à parte analógica do *hardware*), responsável pela amplificação e filtragem do sinal captado pelos eletrodos; o módulo de digitalização e armazenamento do sinal condicionado (correspondente à parte digital do *hardware*); e o módulo de *software*, responsável pela visualização e análise do sinal.

No sistema desenvolvido, o sinal EMG é captado com a utilização de eletrodos de superfície passivos, do tipo *Beckman* (Ag/AgCl). O sinal captado pelos

Artigo submetido (CBEB 2016).

eletrodos é enviado para uma placa eletrônica de condicionamento de sinais EMG, que amplifica, filtra e normaliza o sinal. Em seguida, o sinal é enviado para um *hardware* microcontrolado, que realiza a digitalização do sinal e o armazena em um cartão de memória, podendo o sinal armazenado ser posteriormente visualizado em um computador. No computador, o *software* desenvolvido exibe o sinal EMG armazenado no cartão de memória e analisa alguns parâmetros para a avaliação eletromiográfica do indivíduo. O esquema apresentado na Figura 1 ilustra as etapas do sistema desenvolvido.

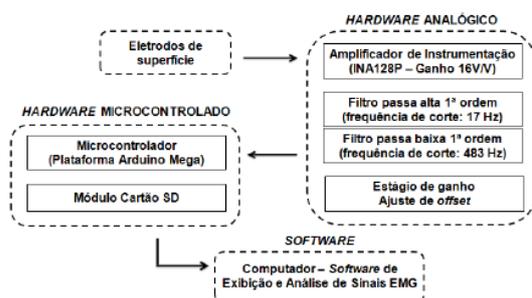


Figura 1: Esquema geral do sistema desenvolvido.

Eletrodos – Uma vez que são utilizados eletrodos de superfície, a coleta dos sinais EMG segue as recomendações europeias para Eletromiografia de Superfície. Assim, o preparo do paciente é 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.

De acordo com este protocolo, antes da colocação dos eletrodos é preciso realizar a limpeza da pele (retirada da oleosidade e sujeira), e/ou 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 EMG. O eletrodo deve ser posicionado numa configuração bipolar, na região do ventre muscular do músculo escolhido, disposto longitudinalmente às fibras musculares. Para a localização da região em que o eletrodo será fixado, deve ser estimulada uma atividade deste músculo, para a palpação e visualização da sua região mais robusta. 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 deve ser colocado em um ponto distante do local de registro dos músculos avaliados. Em seguida, devem ser fixados os demais eletrodos nos músculos de interesse [7].

Hardware Analógico – O *hardware* analógico desenvolvido para o condicionamento do sinal mioelétrico coletado pelos eletrodos, consiste em um circuito que amplifica o sinal eletromiográfico, filtra e normaliza esse sinal de acordo com as especificações das entradas analógicas do microcontrolador.

O circuito desenvolvido utiliza, em seu primeiro estágio, o amplificador de instrumentação (INA 128P), cuja finalidade é amplificar a diferença entre as tensões dos eletrodos E1 e E2, com ganho ajustado de 16 V/V. Nos demais estágios, o circuito integrado utilizado foi o TL094. Foram implementados filtros ativos de primeira ordem, sendo um filtro passa alta com ganho igual a -5 V/V e frequência de corte de 17 Hz, e um filtro passa baixa com frequência de corte igual a 483 Hz e ganho de -10 V/V, ambos com configuração de um inversor. Com o intuito de obter um sinal com variação de 5 V em sua amplitude, foi necessário que o sinal tivesse mais um estágio de ganho, sendo composto por um amplificador inversor com ganho de $-3,4$ V/V.

Para que o sinal esteja dentro dos limites das entradas analógicas do microcontrolador (entre 0 e 5 V), foi necessário estabelecer o *offset* do circuito em 2,5 V. Para isso, foi utilizado um somador. Para obter a tensão de 2,5 V utilizou-se um regulador de tensão 79L05, onde sua entrada foi proveniente da tensão de -9 V da alimentação do circuito. A saída desse regulador fornece tensão igual a -5 V e a partir de um divisor de tensão, foi possível obter a metade desse valor para o somador.

Hardware Microcontrolado – O *hardware* microcontrolado utilizado para a conversão A/D do sinal condicionado refletiu na escolha da plataforma Arduino Mega 2560, observando-se sua relação custo/benefício. O Arduino Mega 2560 é uma placa baseada no microcontrolador ATmega2560, que possui 16 entradas analógicas, em que podem ser feitas conversões com uma resolução de 10 bits, ou seja, o valor analógico é convertido entre 0 e 1023 (2^{10}). 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 pela plataforma e pode, posteriormente, ser exibido e analisado pelo *software* do sistema.

A alimentação do *hardware* do sistema (circuitos analógico e microcontrolado) é feita por baterias de 9 V. Essa alimentação foi estabelecida pois grande parte dos ruídos que interferem no sinal de EMG são de 60 Hz, ou seja, provenientes da rede elétrica. Desse modo, a alimentação por meio de baterias possui a vantagem em relação ao nível de ruídos e a portabilidade do equipamento. Em contrapartida, há um custo por conta da necessidade da reposição das baterias.

Software – O *software* desenvolvido apresenta-se como uma interface gráfica que permite ao usuário visualizar o sinal EMG 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.

Testes – Para a verificação do funcionamento e da eficiência do sistema desenvolvido, foram realizados testes com oito voluntários com faixa etária entre 18 e 47 anos, sendo quatro do sexo feminino e quatro do sexo masculino. A realização dos testes *in vivo* ocorreu após aprovação pelo Comitê de Ética da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília

(1.446.986/03-2016). Os testes aconteceram no Laboratório de Biofísica e Fisiologia do Exercício da UnB/FCE, em conjunto com a equipe do Grupo de Pesquisa sobre a Saúde de Amputados Transfemorais (GPSAT) e com supervisão médica. Os voluntários assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Resultados

O *hardware* do sistema, desenvolvido para captura e armazenamento do sinal EMG detectado pelos eletrodos, está representado na Figura 2, na qual é possível observar que o *hardware* foi separado em duas partes. O módulo inferior é responsável pelo condicionamento do sinal a partir dos eletrodos, sendo realizada amplificação, filtragem e normalização do sinal; e o módulo superior é caracterizado pelo *hardware* microcontrolado, sendo responsável pela conversão A/D e pelo armazenamento dos dados em um cartão de memória.

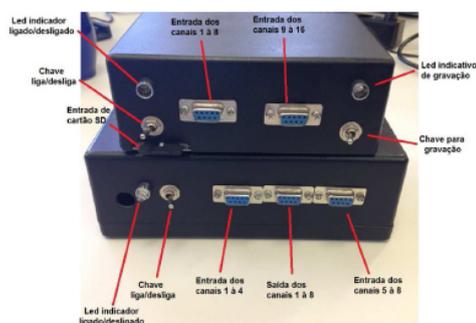


Figura 2: Conexões dos módulos que compõem o *hardware* do sistema desenvolvido.

Conforme pode ser observado na Figura 2, os eletrodos devem ser ligados no módulo inferior e o cartão de memória deve ser inserido no módulo superior. Ambos os módulos possuem chave de liga/desliga e led indicador de estado ligado/desligado. O módulo superior possui ainda uma chave para iniciar/encerrar a gravação de dados no cartão SD e um led RGB que indica os estados de gravação: sistema em falha (led vermelho), sistema pronto para uso (led verde) e sistema em gravação (led azul).

O *hardware* desenvolvido permite a aquisição de até 16 canais de sinal EMG, permitindo assim, que sejam avaliados até 16 músculos de interesse. Para a opção de 16 canais, no entanto, devem ser utilizados dois módulos de circuito eletrônico (módulo inferior da Figura 2), sendo que a saída de canais de cada módulo deve ser ligada às entradas de canais do módulo de circuito microcontrolado (módulo superior da Figura 2).

O *software* de Exibição e Análise de Sinais EMG desenvolvido apresenta dois modos principais, o modo Exibição de Sinal EMG e o modo Análise de Sinal EMG. Em ambos os modos, tem-se a opção de selecionar quantos canais de sinal EMG foram utilizados.

No modo Exibição de Sinal EMG, o sinal salvo pela placa microcontrolada no cartão de memória é selecionado pelo usuário e o sinal captado é exibido graficamente na tela do *software*. Neste modo, o usuário tem várias opções de visualização do sinal captado, podendo visualizar cada canal do sinal de forma separada, ou mesmo visualizar todos os canais juntos, além de poder comparar dois canais de interesse de um sinal, e aplicar *zoom* em um determinado período de interesse do sinal captado.

No modo Análise de Sinal EMG, o sinal selecionado pelo usuário é analisado pelo *software* e as seguintes informações são fornecidas, conforme seleção do usuário: frequência média, frequência modal, frequência mediana, valor RMS, valor médio retificado e FFT.

Os testes de coleta de sinais EMG realizados com os oito voluntários apresentaram sinais condizentes com os músculos analisados, e com os movimentos e estágios de contração realizados.

Um destes testes foi realizado com uma voluntária do sexo feminino, de 26 anos, 1,64 m de altura e peso de 73 kg. Neste teste, utilizou-se apenas um canal de aquisição e o músculo analisado foi o bíceps direito, sendo seguidos os procedimentos estabelecidos pelo protocolo SENIAM. O teste teve uma duração de 2 minutos e foi solicitado que a voluntária realizasse diferentes estágios de contração. Inicialmente, foi solicitado que a voluntária permanecesse com o músculo analisado em repouso e, após alguns segundos, a voluntária realizou contrações leves, seguidas de um breve repouso e posteriormente contrações fortes. O sinal EMG capturado foi armazenado em um cartão de memória pelo *hardware* do sistema e foi, posteriormente, visualizado no *software* desenvolvido.

Na Figura 3 é possível visualizar uma parte do sinal EMG capturado neste teste. Utilizando-se as opções de visualização do *software* desenvolvido, foi aplicado um *zoom* no sinal para visualização das contrações fortes realizadas pela voluntária. Esse sinal foi adquirido com uma frequência de amostragem de 1,77 kHz.

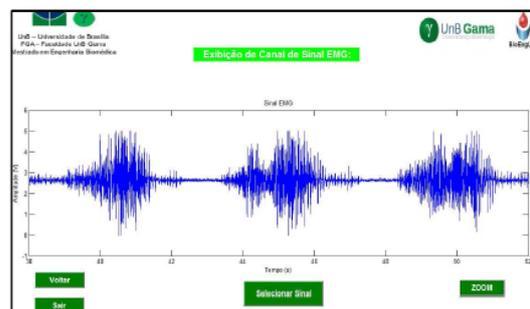


Figura 3: Exibição de sinal EMG capturado em teste com voluntária – *zoom* para visualização de contrações fortes.

A frequência de amostragem (F_s) do sistema, é determinada a partir do uso da função *micros()* na programação do microcontrolador. Essa função retorna

o tempo, em microssegundos, desde que a placa começa a rodar o programa. A cada aquisição de sinal, o valor que a função retorna é salvo no cartão de memória. Tendo os valores de tempo salvos, a F_s é determinada pela diferença de tempo entre duas aquisições, sendo calculada pelo *software* do sistema, e corresponde à diferença de tempo entre uma aquisição de sinal e outra. Assim, é possível determinar quantas aquisições de sinal foram feitas em um segundo, o que caracteriza a F_s .

Discussão

O desenvolvimento do sistema foi marcado por dificuldades, relacionadas principalmente aos ruídos que afetam o sinal e por problemas com a F_s .

Durante os testes observou-se que várias fontes de ruídos podem afetar o sinal EMG capturado. Mas, apesar de o EMG ser um sinal ruidoso, foi possível realizar filtragem eletrônica de baixa complexidade, utilizando componentes de baixo custo e obtendo sinal EMG com qualidade superior ao esperado. Destaca-se, assim, o uso de circuitos simples, de fácil aquisição e de custo reduzido no *hardware* do sistema, o que permitiu um esquema elétrico com dimensões reduzidas, menor quantidade de componentes, menor consumo elétrico e custo reduzido.

No circuito microcontrolado, destaca-se o uso da plataforma Arduino Mega, que é uma placa simples, de fácil aquisição e que tem sido amplamente utilizada em várias pesquisas. No entanto, ela apresenta limitações relacionadas ao conversor A/D, sendo de 10 bits, o que influencia na resolução do processo de conversão A/D. Assim, é proposto que em trabalhos futuros, essa plataforma seja substituída por outra que contenha um conversor A/D de ordem superior, para garantir uma conversão com maior resolução, permitindo uma melhoria no sinal digital resultante.

O *hardware* desenvolvido permite a aquisição de até 16 canais de sinal EMG. No entanto, testes realizados mostraram que não é possível realizar uma aquisição eficiente e de boa qualidade com essa quantidade de canais, devido à baixa frequência de amostragem do sinal que resulta com a utilização de muitos canais.

Os problemas relacionados à F_s dos sinais adquiridos estavam relacionados principalmente à lógica de controle para armazenamento dos dados no cartão de memória. Observou-se que ao salvar os dados captados pelo sistema diretamente no cartão de memória, ocorria uma perda de tempo durante a aquisição, o que resultava numa menor F_s do sinal. Para solucionar esse problema, foi implementado um *buffer* durante o processo de aquisição. Com essa técnica, os dados coletados são armazenados no *buffer* e somente são gravados no cartão de memória após o fim da coleta. Isso proporcionou um aumento significativo na F_s do sinal, garantindo uma maior qualidade ao sinal EMG coletado.

Outro ponto analisado foi a relação entre F_s e quantidade de canais utilizados. Observou-se que, quanto maior o número de canais utilizados, menor a F_s

por canal. Os sinais adquiridos utilizando-se somente 1 canal, por exemplo, apresentam uma F_s de, em média, 1,7 kHz. Já os sinais adquiridos utilizando-se 4 canais, apresentam uma F_s de, em média, 800 Hz por canal. Como o sinal EMG pode ter frequências de até cerca de 400 a 500 Hz, abordando o teorema de *Nyquist*, considera-se como F_s mínima para o sinal EMG frequências da ordem de 1 kHz ou mais. Assim, os sinais adquiridos utilizando-se 1 canal apresentam F_s satisfatórias enquanto os sinais adquiridos utilizando 4 canais ou mais não apresentam F_s satisfatória.

Conclusão

O sistema de aquisição, exibição e análise de sinais de EMG apresentado mostrou-se capaz de realizar capturas de sinais EMG. No entanto, é um sistema que necessita de melhorias. Assim, o presente trabalho possibilita o desenvolvimento de outros estudos, abordando os ajustes a serem feitos em cada etapa, de forma a melhorar o sistema desenvolvido.

Agradecimentos

Agradecimentos à equipe do GPSAT da UnB/FCE, pelo apoio na realização dos testes. À equipe dos laboratórios BioEngLab® e LEI da UnB por todo apoio.

Referências

- [1] Jamal MZ. Signal acquisition using surface EMG and circuit design considerations for robotic prosthesis. In: G.R. Naik, editor. Computational Intelligence in Electromyography Analysis – A Perspective on Current Applications and Future Challenges. InTech publishing; 2012. Cap. 18, p. 427-448.
- [2] Najarian K, Splinter R. Biomedical Signal and Image Processing. Second Edition. Boca Raton: CRC Taylor & Francis; 2012.
- [3] Portney LG, Roy SH, Echternach JL. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: S.B. O'Sullivan, T.J. Schmitz. Fisioterapia: avaliação e treinamento. 5ª Ed. Barueri, SP: Manole; 2010. p.295-342.
- [4] Chowdhury RH, et al. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. Sensors. 2013. v. 13, n. 9, p. 12431-12466.
- [5] Mendonça KR. Sistema microcontrolado de aquisição, detecção e classificação de sinais eletromiográficos [trabalho de conclusão de curso]. Jataí: IFG, Campus Jataí; 2013.
- [6] Motion Lab Systems. A software user guide for EMG Graphing and EMG Analysis. Baton Rouge: Motion Lab Systems, Inc; 2009.
- [7] Raposo RD, Silva HJ. Proposta de um protocolo de avaliação da atividade elétrica dos músculos masseter e supra-hióideos em recém-nascidos pré-termo durante a alimentação. Rev. CEFAC. 2013 Jul-Ago; 15(4):803-814.

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE BAIXO CUSTO PARA AQUISIÇÃO DE SINAL ELETROMIOGRÁFICO

A. S. F. Ribas*, K. R. Mendonça*, D. O. Costa*, F. M. G. Fukuoka*, C. F. Justa* e S. S. R. F. Rosa*

*Laboratório de Engenharia e Biomaterial - BioEngLab®, Universidade de Brasília, Brasília, DF, Brasil

e-mail: alexandrefukuda@gmail.com

Resumo: Um circuito de aquisição de sinais eletromiográficos de baixo custo é demonstrado no presente trabalho. A partir da técnica da eletromiografia de superfície (EMGS) utilizando eletrodos na disposição bipolar, foram realizadas: amplificação, filtragem e normalização do sinal eletromiográfico. O sistema de aquisição dos sinais de EMGS foi desenvolvido obedecendo ao conceito de baixo custo, ou seja, há redução tanto no custo monetário do desenvolvimento quanto no quesito eletrônico de aquisição. A captura desse tipo de sinal impõe barreiras devido ao alto índice de ruídos ambientais e artefatos mecânicos que contaminam o sinal durante a utilização dessa técnica. Desse modo, buscou-se desenvolver um sistema capaz de realizar a captura desses sinais com custo reduzido e baixo nível de contaminação do sinal por ruídos.

Palavras-chave: eletromiografia, sinal muscular, biosinais.

Abstract: A low cost electromyographic signals acquisition circuit is shown in this work. From the surface electromyography technique (SEMG) using electrodes in bipolar arrangement, were carried out: amplification, filtering and normalization of the electromyographic signal. The acquisition system of SEMG signals was developed in compliance with the concept of low cost, in other words, there is a reduction both in monetary development cost as the electronic circuit. The capture of this type of signal imposes barriers due to the high level of environmental noise and mechanical artifacts that contaminate the signal during the use of this technique. Thus, we sought to develop a system capable of performing the capture of these signals with reduced and low-level signal contamination by noise system cost.

Keywords: electromyography, muscular signal, biosignals.

Introdução

A eletromiografia (EMG) é uma técnica utilizada para mensurar e avaliar a atividade elétrica muscular [1-2] sendo essa, uma ferramenta vital na análise da postura e do movimento do corpo humano [3]. Essa técnica consiste em registrar a atividade elétrica presente nos músculos que é gerada pela despolarização das células musculares durante o processo de contração

muscular [4]. O sinal elétrico produzido durante a ativação muscular, conhecido como sinal mioelétrico, ou sinal eletromiográfico, é produzido a partir de correntes elétricas geradas pela troca de íons através das membranas musculares e podem ser detectados com a ajuda de eletrodos [5]. O sinal eletromiográfico pode ser capturado em contato direto com os músculos, por meio de eletrodos invasivos, ou com o uso de eletrodos de superfície, que é um método não invasivo denominada eletromiografia de superfície (EMGS) [6]. Os eletrodos de eletromiografia convertem o sinal bioelétrico gerado pela despolarização das fibras musculares em um sinal elétrico capaz de ser amplificado e processado [7]. Entre as principais funções do EMG estão diagnosticar lesões musculares, acompanhar a regeneração muscular em seções de fisioterapia e monitorar a atividade muscular.

Atualmente, os sinais de EMGS são preferencialmente utilizados para obter informações sobre o tempo ou a intensidade de uma ativação muscular superficial [8]. Esse sinal está na ordem de 50 μ V a 10 mV de amplitude, sendo sua banda passante na faixa entre 20 Hz e 500 Hz, onde há predominância do sinal na faixa de 50 a 150 Hz [9].

O método de EMGS, entretanto, implica em alguns desafios para captura de sinal com baixo nível de ruído até mesmo em contrações isométricas simples, havendo interferências fisiológicas e não fisiológicas [10]. Uma vez que os eletrodos estão situados sobre a pele acima do músculo, a EMGS é uma fonte de fácil obtenção de informação [11]. O sinal de EMGS é formado pelo sinal elétrico da contração muscular e por várias componentes de ruídos, tais como: ruído térmico, ruído eletroquímico, ruído da rede de energia, artefatos de movimento, entre outros. Estes componentes de ruído acabam por gerar interpretações errôneas do sinal prejudicando as análises e as conclusões retiradas a partir dos dados [12-14].

Diante das dificuldades existentes no que se diz respeito à aquisição de sinais eletromiográficos com qualidade em detrimento ao alto custo desse tipo de equipamento, o presente trabalho busca investigar um meio de aquisição desse tipo de sinal abordando o conceito de baixo custo.

Materiais e métodos

O desenvolvimento do sistema proposto conta com a concepção de um dispositivo eletrônico responsável por amplificar, filtrar e condicionar sinais eletromiográficos.

Amplificação Diferencial – A aquisição do sinal eletromiográfico inicia-se pela diferenciação dos sinais capturados pelos eletrodos posicionados sob a superfície da pele na disposição bipolar. Para realizar essa diferenciação utiliza-se um amplificador de instrumentação ou *instrumentation amplifier* (INA), nesse caso, foi utilizado o INA 128P produzido pela *Texas Instruments*®. O INA é composto basicamente por um arranjo de vários amplificadores operacionais e a grande diferença entre o INA e um amplificador operacional (amp-op) simples está na alta precisão e no ganho em corrente contínua mesmo em ambientes ruidosos, geralmente causados pela frequência da corrente alternada da rede elétrica. Essa característica do INA é decorrente do seu alto índice de rejeição em modo comum ou *common-mode rejection ratio* (CMRR), que nesse caso é ajustado de maneira proporcional ao ganho, eliminando grande parte dos ruídos indesejáveis. Outra característica é referente à alta impedância de entrada, cerca de $10^9 \Omega$, o que o torna ideal para a medição de sinais de baixa tensão, como os sinais biológicos [15]. A Figura 1 demonstra como foi realizada a implementação desse estágio.

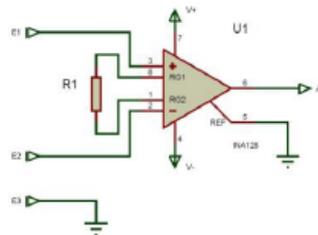


Figura 1: Conexões dos eletrodos em relação ao amplificador de instrumentação. O resistor R_1 conectado aos pinos 1 e 8 define o ganho da saída do amplificador.

O sinal de saída possui ganho que pode ser ajustado pelo usuário através do resistor R_1 , obedecendo a fórmula de acordo com a equação 1:

$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_1} \quad (1)$$

Dessa forma, nesse estágio define-se a pré amplificação do sinal eletromiográfico. De acordo com as especificações do *datasheet* desse componente, um ganho da ordem de 100 vezes proporciona um CMRR por volta de 120 dB, sendo assim um índice de rejeição adequado para a captura desse tipo de sinal.

Filtragem – O segundo estágio do circuito é referente aos filtros passa altas e passa baixas. Os filtros ativos foram projetados utilizando-se o amp-op TL074,

que é um amplificador bastante comum, de baixo custo, e com baixo consumo e nível de ruído. Foram utilizados filtros do tipo ativo, pois essa topologia acaba fornecendo um isolamento em relação aos outros estágios.

A Figura 2 apresenta o esquemático dos filtros implementados, os quais são ativos, inversores e de primeira ordem. O sinal passa primeiramente pelo filtro passa altas, seguido pelo passa baixas. Nesses dois filtros, atenuam-se as frequências que estão abaixo e acima da faixa entre 17 e 483 Hz.

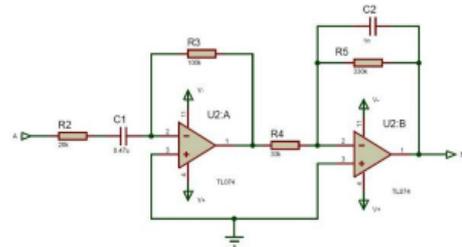


Figura 2: Esquemático do filtro passa altas com frequência de corte de 17 Hz e do filtro passa baixas com frequência de corte 483 Hz. O ganho total do sinal após esses dois filtros é de 50 V/V ou 34 dB, lembrando que, esse ganho pode ser ajustado de acordo com a necessidade do usuário.

Condicionamento do Sinal – O sinal foi normalizado para se enquadrar aos níveis aceitáveis da entrada do conversor analógico-digital (A/D) de um micro controlador. A placa utilizada foi a *Beagle Bone Black* (BBB) que possui uma Frequência de Amostragem (FA) de 200KHz para o conversor A/D. Esta frequência é compartilhada pelos canais ativos da forma da equação 2.

$$FA = \frac{200\text{KHz}}{n} \quad (2)$$

FA – Frequência de Amostragem
n – Número de canais ativos, podendo variar de 0 a 6.

A BBB possui 6 entradas A/D com 10 bits de resolução. Desse modo, o *offset* do sinal foi ajustado para 0,9 V, fazendo com que o sinal variasse de 0 a 1,8 V de pico a pico, esse circuito é demonstrado pela Figura 3. Entretanto, de acordo com a necessidade do usuário, o ganho e a tensão de *offset* podem ser ajustadas nesse estágio.

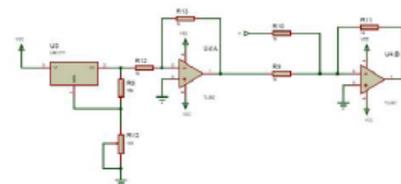


Figura 3: Circuito para ajuste de *offset*, onde foi somado ao sinal uma tensão de 0,9 V para que o *offset* fosse

ajustado para essa tensão, de modo que o sinal varie de 0 a 1,8 V de pico a pico.

A alimentação adotada em todo o circuito é do tipo simétrica, onde V_- corresponde a -9 V e V_+ corresponde a $+9\text{ V}$. Essa alimentação foi realizada através de duas baterias de 9 V do tipo alcalina.

Resultados e discussão

Houve a implementação do circuito projetado em placa de circuito impresso como pode ser visto na Figura 4, pois dessa forma há redução de alguns ruídos indesejáveis que poderiam contaminar o sinal caso o circuito fosse montado em *protoboard*.

O circuito foi desenvolvido para que uma placa seja referente a um canal de aquisição, ou seja, para cada canal de sinal eletromiográfico que se deseja capturar, é necessária a montagem de uma placa do circuito de forma modular. Nesse caso, para a digitalização do sinal utilizando a BBB, torna-se possível a captura de até 6 canais de EMG simultaneamente.



Figura 4: Protótipo do circuito projetado, montado em placa de circuito impresso a fim de evitar interferências por ruídos ambientais.

A partir da descrição do circuito para aquisição do sinal, pode-se reproduzir da maneira que mais for conveniente.

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 encontrado, 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 Figura 5 demonstra uma dessas comparações:

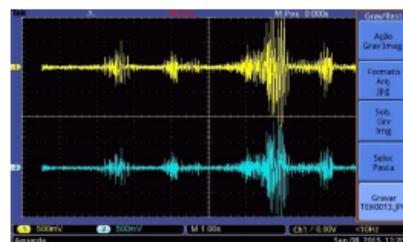


Figura 5: O sinal em amarelo (superior) utilizou filtragem com amp-op indicado para filtros de sinais eletromiográficos OPA2604 fabricado pela *Texas Instruments* e o sinal em azul (inferior) é do circuito implementado utilizando o amp-op TL074 também fabricado pela *Texas Instruments*.

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.

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 Figura 6 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.

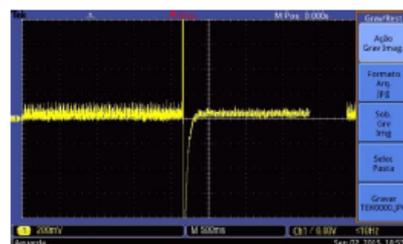


Figura 6: Sinal eletromiográfico do biceps do braço direito em repouso com iluminação do ambiente ligada (lado esquerdo) e desligada (lado direito).

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

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.

Conclusão

O sistema para aquisição de sinais de EMGS de baixo custo proposto para este trabalho foi desenvolvido como proposto. A partir do circuito demonstrado no presente trabalho, há possibilidade de sua reprodução de acordo com o número de canais necessários. Também podem ser feitas alterações para que haja o condicionamento e normalização do sinal para que seja ajustado a diferentes micro controladores ou conversores A/D.

A captura de sinais eletromiográficos requer muito cuidado devido ao alto índice de ruídos que o afetam. Realizar a amplificação e filtragem desse sinal nem sempre resulta em um sinal de qualidade aceitável. A utilização dos componentes mais indicados para essa finalidade também não significa que serão minimizados os ruídos, pois os ruídos ambientais nem sempre poderão ser evitados. Entretanto, alguns dos ruídos mais comumente encontrados durante a captura desse tipo de sinal foram apresentados, de forma que o cuidado no momento da captura pode vir a reduzi-los em grande escala.

O sistema desenvolvido demonstrou que é possível a aquisição desse tipo de sinal mesmo sem um dispositivo de escala industrial, devido ao custo elevado.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer todo apoio aos membros do Laboratório de Engenharia e Biomaterial - BioEngLab® da UnB – Faculdade do Gama e ao Grupo de Pesquisa sobre a Saúde de Amputados Transfemorais (GPSAT) da UnB – Faculdade de Ceilândia.

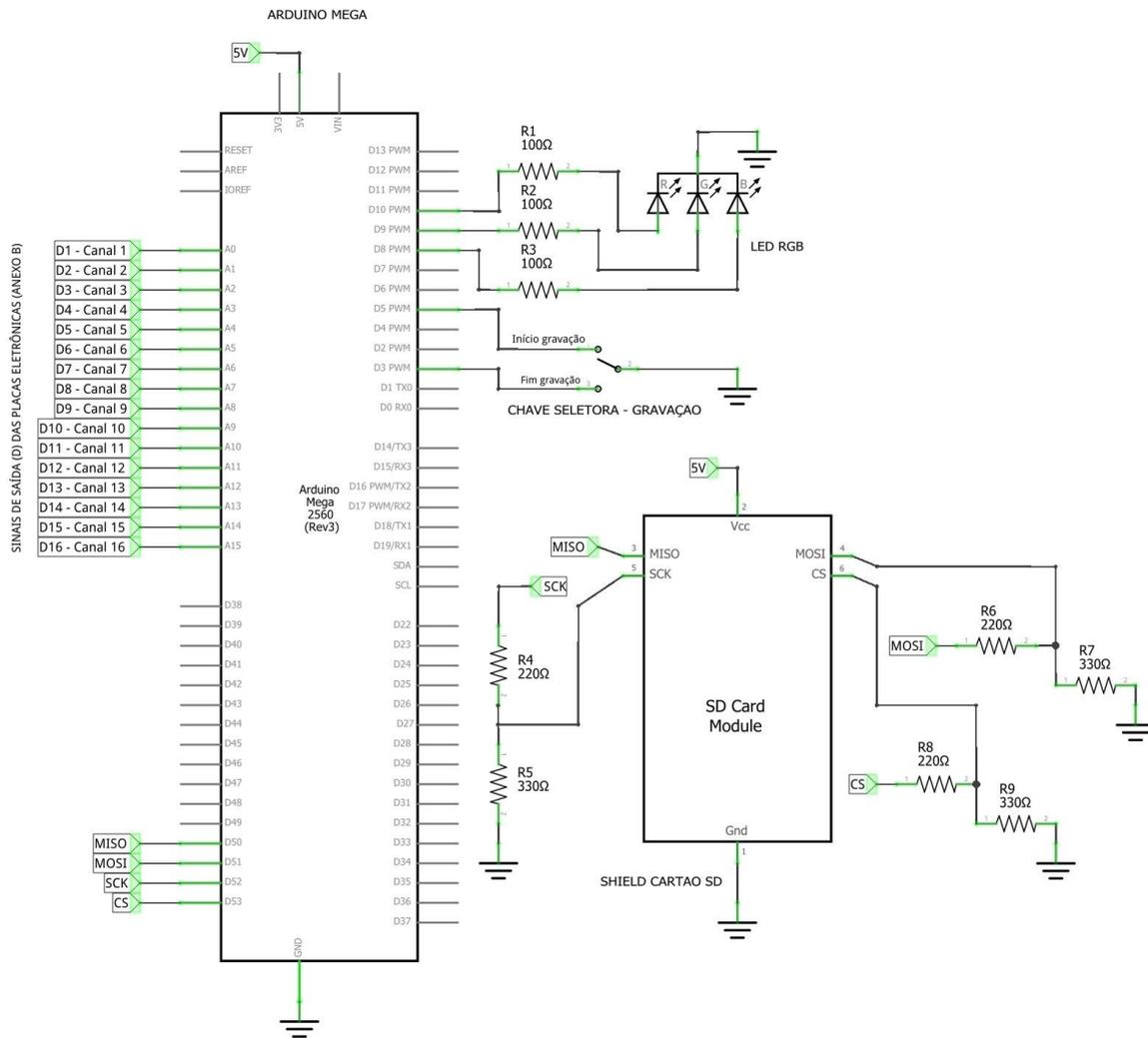
Referências

- [1] Rillo F, Quitadamo LR, Cavrini F, Gruppioni E, Pinto CA, Cosimo N, Sbermini L, Alberi L, Saggio G. Optimization of emg-based hand gesture recognition: Supervised vs. unsupervised data preprocessing on healthy subjects and transradial amputees. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2014; 14(0):117-125.
- [2] Boostani R, Moradi MH. Evaluation of the forearm EMG signal features for the control of a prosthetic hand. In: *Physiol. Meas.* 2003; 309-319.
- [3] Adrian M, Cooper JM. *The biomechanics of human movement*. Indianapolis, Benchmark Press; 1989. 772 p.
- [4] Najarian K, Splinter R. *Biomedical Signal and Image Processing*. Boca Raton: CRC Taylor & Francis; 2006.
- [5] Jamal MZ. *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*, Dr. Ganesh R. Naik (Ed.), ISBN: 978-953-51-0805-4, InTech. 2012.
- [6] Bansod SJ, Raurale SA. Subject-Specific EMG Pattern Classification of active Hand movements for prosthesis applications. In: *IEEE International Conference on Advanced Communication Control and Computing Technologies (ICACCCT)*. 2014. p. 1502–1506. ISBN 9781479939145.
- [7] Mendonça KR. *Sistema microcontrolado de aquisição, detecção e classificação de sinais eletromiográficos*. Dissertação de mestrado — IFG-Jataí; 2013.
- [8] Chowdhury RH, Reaz MBI, Ali MABM, Bakar AAA, Chellappan K, Chang TG. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. *Sensors*. 2013; 13, 12431-12466.
- [9] Mendes JJA, Agostini E, Okida S, Stevan SL. Circuit Design for Surface Electromyography Data Acquisition, in *Latin America Transactions, IEEE (Revista IEEE America Latina)*, vol.13, no.10, pp.3193-3200, Oct. 2015. doi: 10.1109/TLA.2015.7387221
- [10] Hashemi J, Morin E, Mousavi P, Hashtrudi-Zaad K. Enhanced Dynamic EMG-Force Estimation Through Calibration and PCI Modeling, *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*. 2015; 23(1):41-50.
- [11] Karlsson J. Intelligent noise removal from emg signal using focused time-lagged recurrent neural network. *Phil. Trans. R. Soc. A, Applied Computational Intelligence and Soft Computing*, 2009. p.337-356.
- [12] Zhang X, Huang H. A real-time, practical sensor fault-tolerant module for robust EMG pattern recognition. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2015; 12(1):18. ISSN 1743-0003
- [13] Geethanjali P, Ray KK. A Low-Cost Real-Time Research Platform for EMG Pattern Recognition-Based Prosthetic Hand. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. 2014; (99):1-8.
- [14] Motion Lab Systems, I. *A software user guide for EMG Graphing and EMG Analysis*, 2009.
- [15] Jung W. *Op Amp Applications Handbook*. Elsevier, 2005. ISBN 0-7506-7844-5. Disponível em: <www.books.elsevier.com>

Artigo submetido (CBEB 2016).

APÊNDICES

APÊNDICE A – ESQUEMA ELÉTRICO DO CIRCUITO MICROCONTROLADO



APÊNDICE B – CÓDIGO PARA MICROCONTROLADOR

```
#include <SD.h> //Inclusão biblioteca cartão SD
#define CS 53//Pino shield cartão SD para arduino Mega

const int ledAzul = 8;
const int ledVerde = 9;
const int ledVermelho = 10;

const int numeroCanais = 4;//Define o número de canais utilizados
unsigned int sinal_emg[numeroCanais];//Cria vetor para salvar sinal EMG

char mensagem[200];
unsigned long tempo;
int cont = 0;
int aux=0;
int contador=2;

String str;
char nome[15]="EMG_1.txt";
File myFile;

void setup()
{
  //Configuração pinos de entrada/saída
  pinMode(5, INPUT);
  digitalWrite(5,HIGH);
  pinMode(3, INPUT);
  digitalWrite(3,HIGH);

  pinMode(CS, OUTPUT);

  pinMode (A0,INPUT);
  pinMode (A1,INPUT);
  pinMode (A2,INPUT);
  pinMode (A3,INPUT);
  pinMode (A4,INPUT);
  pinMode (A5,INPUT);
  pinMode (A6,INPUT);
  pinMode (A7,INPUT);

  // Inicializacao módulo cartão SD

  if (!SD.begin(CS))
  {
    analogWrite(ledVermelho,1023); //led vermelho, indicando que há falha na inicialização
    analogWrite(ledVerde,0);
    analogWrite(ledAzul,0);
    return;
  }
  else
  {
    analogWrite(ledVermelho,0);
    analogWrite(ledVerde,1023); //led verde, indicando que o cartão está ok e que a gravação pode começar
    analogWrite(ledAzul,0);
  }
}

void loop() //Função principal
{
  if (digitalRead(5) == LOW) //Se chave para início da gravação for selecionada
  {
    cont = 1;
    nome_EMG();//Chama função para criar nome de arquivo a ser salvo no cartão SD
    myFile =SD.open(nome, FILE_WRITE); //Cria arquivo com extensão .txt no cartão de memória

    if(myFile && cont==1)//Se o arquivo for criado, e a chave para início da gravação tiver sido selecionada
    {
      gravarSD();//Chama função para gravação dos sinais no cartão SD
    }
  }
}
```

```

void nome_EMG()// Função para criação de nome de arquivo a ser salvo no cartão SD
{
  if(SD.exists(nome))
  {
    str=String("EMG_" +String(contador) + ".txt"); //Monta o nome do arquivo
    str.toCharArray(nome,15);
    contador++;//incrementa a variável contador
  }
  if(!SD.exists(nome))
  {
  }
}

void gravarSD()//Função para gravação dos sinais no cartão SD
{
  analogWrite(ledVermelho,0);
  analogWrite(ledVerde,0);
  analogWrite(ledAzul,1023); //led azul, indicando que a gravação está acontecendo.

  while(cont--1) // enquanto a chave seletora do módulo estiver na posição gravando
  {
    //leitura dos sinais convertidos pelo conversor A/D. Os sinais são salvos no vetor sinal_emg,
    //em que cada posição do vetor corresponde ao sinal de um canal.
    for (int j = 0; j < numeroCanais; j++)
    {
      sinal_emg[j]=analogRead(j);
    }
    tempo =micros(); //armazena o valor de tempo de cada aquisição

    buffer_emg(mensagem, sinal_emg, tempo);//chama função buffer_emg e salva os valores de sinal_emg e tempo em mensagem
    myFile.println(mensagem); //imprime o vetor mensagem no arquivo do cartão

    if (digitalRead(3) == LOW) //se a chave para fim da gravação for selecionada
    {
      myFile.close(); //grava dados no cartão SD
      cont=0;

      analogWrite(ledVermelho,0);
      analogWrite(ledVerde,1023); //led verde, indicando que o cartão está ok e que pode-se realizar outra gravação
      analogWrite(ledAzul,0);
      break;
    }
  }
}

void buffer_emg(char *m,unsigned int *emg,unsigned long int t)//função buffer
{
  if(numeroCanais == 1)
    sprintf(m, "%u \t %lu", emg[0], t);
  if(numeroCanais == 2)
    sprintf(m, "%u \t %u \t %lu", emg[0], emg[1], t);
  if(numeroCanais == 3)
    sprintf(m, "%u \t %u \t %u \t %lu", emg[0], emg[1], emg[2], t);
  if(numeroCanais == 4)
    sprintf(m, "%u \t %u \t %u \t %u \t %lu", emg[0], emg[1], emg[2], emg[3], t);
}

```