

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO DE ELETRÔNICA
ENGENHARIA ELETRÔNICA**

MARCELO BISSI PIRES

**DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA AQUISIÇÃO DE ATÉ
OITO CANAIS DE SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

PONTA GROSSA

2016

MARCELO BISSI PIRES

**DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA AQUISIÇÃO DE ATÉ
OITO CANAIS DE SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel, em Engenharia Eletrônica, do Departamento de Eletrônica, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Luiz Stevan Jr.

Co-orientador: Prof. Dr. Sérgio Okida

PONTA GROSSA

2016



Ministério da Educação
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Ponta Grossa
Departamento de Eletrônica
Engenharia Eletrônica



TERMO DE APROVAÇÃO

**DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA AQUISIÇÃO DE ATÉ OITO
CANAIS DE SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA**

por

MARCELO BISSI PIRES

Este Trabalho de Conclusão de Curso foi apresentado em 11 de novembro de 2016 como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Eletrônica. O candidato foi arguido pela Banca Examinadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação, a Banca Examinadora considerou o trabalho aprovado.

Sérgio Luiz Stevan Jr
Prof. Orientador

Sérgio Okida
Prof. Co-orientador

Fernanda Cristina Corrêa
Membro titular

Abraham E. Ortega Paredes
Membro titular

**- O TERMO DE APROVAÇÃO ASSINADO ENCONTRA-SE NA COORDENAÇÃO
DO CURSO -**

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus por sempre me acompanhar em todos os momentos, me amparando e protegendo.

Agradeço também aos meus pais, fundadores do lar, que sempre acreditaram em mim e fazem parte do meu desenvolvimento profissional e pessoal. Aos meus irmãos por apoiarem minhas decisões e me ajudarem com minhas dificuldades.

Ao Prof. Dr. Sergio Luiz Stevan Jr., meu orientador, pela grande oportunidade de trabalho e sempre guiar meu desenvolvimento. Agradeço também pela confiança colocada em mim e aos esforços para obtenção de recursos para a conclusão deste trabalho. Agradeço também ao Prof. Dr. Sergio Okida pelo apoio, pela explicação das dificuldades e também pela primeira apresentação do laboratório LSC.

Por fim, agradeço aos mestrandos do LSC que sempre estavam dispostos a auxiliar com as eventuais dificuldades, pelas alegrias e por me integrar a grande equipe do CIEBE.

RESUMO

BISSI PIRES, Marcelo. **Desenvolvimento de dispositivo para aquisição de até oito canais de sinais de eletromiografia**. 2016. 103f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Eletrônica) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Ponta Grossa, 2016.

A eletromiografia (EMG) é um conjunto de técnicas utilizadas para a obtenção de sinais provenientes dos músculos (mioelétricos). Um dos aprofundamentos dessa área de estudo, é a utilização de eletrodos de superfície para realizar aquisição do sinal pela superfície da pele do indivíduo. Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um dispositivo eletrônico para capturar oito sinais dos grupos musculares do braço humano. Foram estudadas diferentes técnicas de processamento, tipos de simulações, e formas de aquisição acerca da eletromiografia de superfície (sEMG). Projetou-se uma placa de circuito impresso para inserção dos componentes eletrônicos, incluindo o microcontrolador C2000, o módulo *Bluetooth* JY-MCU, a *front-end* ADS1299 e o sistema de alimentação. O fluxo de dados inicia-se nos eletrodos conectados a pele do braço do indivíduo e, através de cabos, faz-se conexão com o conversor analógico-digital ADS1299. Os dados em forma digital são enviados ao microcontrolador que realiza transmissão sem fio (*Bluetooth*) para um computador. Uma aplicação foi criada no *software* LabVIEW™ com o intuito de receber, mostrar e gravar os sinais de eletromiografia de todos os canais. Como forma de validar os dados, foi utilizado o módulo de avaliação comercial ADS1299EEG *Performance Demonstration Kit*. Por fim, através da comparação dos resultados entre o sistema desenvolvido com o módulo de avaliação, pode-se dizer que o objetivo do trabalho foi alcançado. Os resultados foram satisfatórios, oferecendo possibilidades futuras de desenvolvimento.

Palavras-chave: Eletromiografia. Engenharia Biomédica. LabVIEW™. ADS1299. C2000. Protocolo.

ABSTRACT

BISSI PIRES, Marcelo. **Development of an acquisition device with up to eight channels for electromyography signals**. 2016. 103f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Eletrônica) - Federal Technology University - Parana. Ponta Grossa, 2016.

Electromyography (EMG) is a set of techniques used to acquire signals from muscles (myoelectric). Among the many branches in this field of study, is the use of surface electrodes for signal acquisition from the skin surface of an individual. This work presents the development of an electronic device to capture eight signals from muscle group of a human arm. It was studied different processing techniques, types of simulations and acquisition ways about surface electromyography (sEMG). A printed circuit board was designed to accommodate all the electronic components, including the microcontroller C2000, the Bluetooth module JY-MCU, the ADS1299 front-end and the supply system. The flow of data starts on the electrodes connected to the skin of the arm of the individual and, with the help of cables, a connection is created to the ADS1299 analog-digital converter. Then, the data in digital form are sent to the microcontroller, starting the wireless transmission (Bluetooth) with a computer. An application was created using the software LabVIEW™ in order to receive, display and record the incoming electromyography signals from all channels. As a way to evaluate data, the product ADS1299EEG Performance Demonstration Kit was used. Lastly, comparing the results of the developed system with the evaluation module, it can be said that the goal of this work was achieved. The results were satisfactory, which offer multiple possibilities of further development.

Keywords: Electromyography. Biomedical Engineering. LabVIEW™. ADS1299. C2000. Protocol.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Principais componentes necessários para realizar aquisições de eletromiografia.....	19
Figura 2 – Organização de um grupo muscular do braço	20
Figura 3 – Bomba de sódio-potássio presente nas membranas das células	21
Figura 4 – (a) Célula nervosa e (b) etapas do processo de propagação do impulso nervoso	22
Figura 5 – Potencial da membrana celular em diferentes etapas.....	24
Figura 6 – Estrutura de interação do axônio com as fibras musculares	24
Figura 7 – Contribuição das UMs para o sinal de eletromiografia	25
Figura 8 – Aquisição de eletromiografia de superfície em modo diferencial	26
Figura 9 – (a) eletrodos, (b) combinação para formar canais longitudinais ou transversais	28
Figura 10 – (a) sinal sEMG, (b) espectro de frequência do sinal de sEMG.....	29
Figura 11 – Exemplo de um circuito de condicionamento de sEMG, onde: (a) estágio de amplificação, (b) primeiro estágio de filtro, (c) segundo estágio de filtro, (d) filtro rejeita-faixa.....	31
Figura 12 – Filtros (a) passa-baixa e (b) passa-alta	32
Figura 13 – Estrutura sequencial das seções a seguir.....	35
Figura 14 – Amostragem de um sinal analógico	35
Figura 15 – Diagrama de blocos do funcionamento do conversor Delta-sigma	37
Figura 16 – Encapsulamento do ADS1299	39
Figura 17 – Blocos de funções do ADS1299.....	39
Figura 18 – Fluxograma do ADS1299 em funcionamento.....	41
Figura 19 – Microcontrolador C2000 Piccolo controlSTICK	42
Figura 20 – Módulo <i>Bluetooth</i> JY-MCU onde (a) é a visão inferior e (b) a superior ..	45
Figura 21 – Projeto do dispositivo de eletromiografia de superfície	47
Figura 22 – Circuito eletrônico do estágio de filtro passa-banda.....	48
Figura 23 – Simulação das impedâncias de cada estágio	50
Figura 24 – Diagrama de Bode em magnitude do filtro passa-banda - MATLAB®	51
Figura 25 – Diagrama de Bode em magnitude do filtro passa-banda - ORCAD®.....	51
Figura 26 – Diagrama de Bode em magnitude do filtro passa-banda - PCB.....	52
Figura 27 – Diagrama de Bode em magnitude do filtro passa-banda – PCB, ORCAD® e MATLAB®.....	53
Figura 28 – Esquemático elétrico do sistema de alimentação.....	54
Figura 29 – Pseudocódigo em fluxograma do algoritmo principal	56
Figura 30 – Captura de um sinal no osciloscópio a uma taxa de amostragem do sistema de sEMG de 1kHz.	61
Figura 31 – Diferentes janelas de alocação dos 10 <i>bits</i> em (a) inadequada e em (b) adequada	62
Figura 32 – Quebra da sequência binária	62

Figura 33 – Formação dos dois pacotes MSB.....	63
Figura 34 – Exemplo de processo de codificação completa das conversões (a) formato; (b) valores dos 8 canais; e (c) dados da mensagem a ser transmitida	64
Figura 35 – Sequência de ações realizadas na VI	65
Figura 36 – Placa do sistema em que (a) é a visão superior e (b) a visão inferior	66
Figura 37 – Sistema de aquisição de oito canais para eletromiografia de superfície	67
Figura 38 – Placas do ADS1299EEG.....	68
Figura 39 – Posicionamento dos eletrodos em que (a) mostra os canais e (b) apresenta a distância	69
Figura 40 – Região muscular em que (a) mostra a região do bíceps e (b) a do tríceps	70
Figura 41 – Eletrodos e cabos de conexão para dispositivos de sEMG.....	70
Figura 42 – Etapas para captura do sinal de sEMG	71
Figura 43 – Eletromiografia dos canais 5 e 6 da contração do tríceps pelo sistema próprio	75
Figura 44 – Eletromiografia dos canais 5 e 6 da contração do tríceps pelo módulo de validação	75
Figura 45 – Eletromiografia dos canais 1 e 2 da contração do bíceps pelo sistema próprio	76
Figura 46 – Eletromiografia dos canais 1 e 2 da contração do bíceps pelo módulo de validação	76
Figura 47 – Espectro de frequência do canal 6 na etapa do tríceps durante o repouso	77
Figura 48 – Espectro de frequência do canal 6 na etapa do tríceps durante a contração.....	79
Figura 49 – Espectro de frequência do canal 2 na etapa do bíceps durante a contração.....	79
Figura A.1 – Diagrama de blocos da VI principal	90
Figura A.2 – Painel frontal da VI principal	91
Figura A.3 – Bloco de decodificação com (a) símbolo no programa e (b) diagrama de blocos.....	92
Figura A.4 – Bloco de conversão com (a) símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos.....	93
Figura A.5 – Bloco de filtragem com (a) símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos.....	93
Figura B.1 – Esquemático das entradas, dos filtros e dos capacitores de <i>bypass</i>	96
Figura B.2 – Esquemático do ADS1299 e suas conexões com o C2000 e JY-MCU	97
Figura B.3 – Esquemático da <i>board</i>	98
Figura C.1 – Eletromiografia dos oito canais da contração do tríceps pelo sistema próprio	100
Figura C.2 – Eletromiografia dos oito canais da contração do tríceps pelo módulo de validação	101
Figura C.3 – Eletromiografia dos oito canais da contração do bíceps pelo sistema próprio	102

Figura C.4 – Eletromiografia dos oito canais da contração do bíceps pelo módulo de validação	103
Quadro 1 – Características principais do ADS1299	38
Quadro 2 – Características principais do C2000	43
Quadro 3 – Características principais do JY-MCU	45

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Configuração da SPI	55
Tabela 2 – Configuração da SCI	55
Tabela 3 – Configuração do ADS1299 feito pelo C2000	55
Tabela 4 – Desempenho dos canais em relação ao ruído de 60 Hz	77

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
1.1 TEMA DA PESQUISA.....	12
1.1.1 Delimitação do Tema	12
1.2 PROBLEMA	15
1.3 HIPÓTESE	15
1.4 OBJETIVOS.....	15
1.4.1 Objetivos Gerais	15
1.4.2 Objetivos Específicos.....	15
1.5 JUSTIFICATIVA.....	16
1.6 MÉTODO DA PESQUISA	17
1.7 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	17
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	19
2.1 SINAL MIOELÉTRICO	19
2.2 CONDICIONAMENTO DOS SINAIS.....	25
2.3 AQUISIÇÃO DE SINAIS ELÉTRICOS	34
2.3.1 Conversor A/D	35
2.3.2 Circuito Integrado ADS1299	38
2.3.3 Microcontrolador C2000.....	42
2.4 TRANSMISSÃO DE DADOS	44
3 DESENVOLVIMENTO DO DISPOSITIVO DE ELETROMIOGRAFIA.....	47
3.1 FILTRAGEM	47
3.2 SISTEMA DE ALIMENTAÇÃO E ISOLAÇÃO	53
3.3 PROGRAMAÇÃO E PROTOCOLO DE TRANSMISSÃO	54
3.3.1 Avaliação da taxa de amostragem e taxa de transmissão.....	57
3.3.2 Avaliação do tamanho e formato de cada sinal codificado	59
3.3.3 Avaliação do empacotamento dos dados a serem transmitidos	62
3.4 PLATAFORMA DE APRESENTAÇÃO	64
3.5 ESQUEMÁTICO E PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO	65
3.6 PLACA DE VALIDAÇÃO.....	67
4 AQUISIÇÃO DOS SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE.....	69
4.1 PROTOCOLO DE COLETA DE DADOS PARA O SISTEMA DE SEMG PRÓPRIO.....	71
4.2 PROTOCOLO DE COLETA DE DADOS PARA O SISTEMA DE VALIDAÇÃO.....	72
4.3 ROTINA DE GRAVAÇÃO E COMPARAÇÃO DE DADOS	72
5 RESULTADOS E DISCUSSÕES	74
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS	80
REFERÊNCIAS.....	82
APÊNDICE A - Programação do LabVIEW™	88
APÊNDICE B - Esquemáticos em Eagle®	95

APÊNDICE C - Resultados da captura de eletromiografia de superfície.....99

1 INTRODUÇÃO

O campo multidisciplinar conhecido como Engenharia Biomédica envolve a captura e o processamento de diversas informações relacionadas à medicina, à biologia e à engenharia possuindo também aspectos das áreas da física e química. Algumas destas informações são, por exemplo, sinais vitais, dados relacionados a voz e audição, movimentos e ativação de regiões musculares dentre inúmeras outras. Todas estas informações estão à mercê de serem capturadas e analisadas, fato possível através desta interdisciplinaridade que resulta na engenharia biomédica. Desta forma, os principais campos de estudo da engenharia biomédica estão associados à anatomia e fisiologia do corpo humano (TJONDRONEGORO; SOEGIJOKO, 2013).

Neste contexto, há de se mencionar os benefícios provenientes dos estudos dos sinais presentes no corpo humano, denominados biosinais. As tecnologias originadas nesta área da ciência resultam no desenvolvimento de dispositivos que auxiliam os seres humanos. Exemplos de dispositivos são próteses, sistemas de adaptação especial, auxílio visual, auxílio auditivo, controle robótico, fisioterapia e reabilitação, diagnósticos médicos, dentre muitos outros existentes (GHISTA, 2000).

Toda esta gama de possibilidades de estudo visa aprimorar situações de desconforto ou de limitações temporárias e permanentes no corpo humano bem como na expansão de atividades funcionais como na utilização de um braço robótico (GHISTA, 2000).

1.1 TEMA DA PESQUISA

O tema desta pesquisa é realizar aquisição de sinais elétricos de superfície muscular, utilizando oito canais de captura simultaneamente.

1.1.1 Delimitação do Tema

Durante a história da humanidade, alguns questionamentos em relação à natureza elétrica de alguns animais (como a enguia) foram feitos. Sabia-se então que determinados animais poderiam gerar corrente elétrica (DELUCA, 2006).

Neste contexto, Luigi Galvani foi um professor de anatomia que contribuiu muito para o conhecimento da chamada “eletricidade animal” durante o século 17. Em um de seus estudos sobre o sistema nervoso de um sapo, Galvani notou que descargas elétricas ocorridas no ambiente causavam violentas contrações nos músculos da perna do sapo quando ela estava conectada a uma superfície metálica. Apesar de suas afirmações sobre este estudo terem sido constantemente debatidas, tal fato não impediu que esta ideia abrisse diversas linhas raciocínio em relação a “eletricidade animal” e a geração de eletricidade em si (GALVANI, 1791 apud COLUMBIA, 2004).

Durante as décadas seguintes, diversas investigações científicas ocorreram em decorrência da descoberta deste fenômeno. Entre o final da década de 1840 e começo de 1850 o fisiologista alemão Emil du Bois-Reymond realizou um grande avanço para esta área (DELUCA, 2006). Utilizando um galvanômetro (dispositivo capaz de detectar e medir corrente elétrica), e jarros cheios de líquido como eletrodos, Bois-Reymond comprovou a presença de atividade elétrica na contração voluntária de um braço humano (FISHMAN; WILKINS, 2011). Este experimento é considerado essencialmente a primeira observação de eletromiografia da história (FISHMAN; WILKINS, 2011).

A tecnologia que consiste nos estudos dos sinais provenientes de atividades musculares, chamados mioelétricos, baseia-se na aquisição realizada pela eletromiografia (EMG). Com um dispositivo EMG, é possível capturar os sinais elétricos de ativação muscular de superfície em um ser humano permitindo assim que haja registro e estudo dos mesmos. (STEFANI, 2008).

Contudo, estes avanços permaneceram inexplorados por várias décadas devido à falta de tecnologia e instrumentos disponíveis na época. Com o surgimento dos tubos de raios catódicos, amplificadores de tubo à vácuo, eletrodos de metal e eletrodos de agulha, houve uma melhora significativa na capacidade de detecção do sinal EMG (DELUCA, 2006). Desta forma, a primeira metade do século 20 foi marcada por estudos relacionados a aquisição do sinal EMG seguidos por amplificação e exposição gráfica por meio de um tubo de raio catódicos (CRAM, 2003; MEDVED, 2001). Com estas tecnologias em mãos, em meados da década de 1940 em diante, pesquisadores puderam confirmar a relação entre a amplitude do sinal EMG com a força e velocidade de contração; tal fato obteve grande impacto na

área que acabou ocasionando um aumento na popularidade dos estudos de EMG (DELUCA, 2006).

De acordo com Cram (2003) e Quach (2007) a partir da década de 1950 surgiram equipamentos comerciais de EMG os quais eram capazes de realizar aquisições de múltiplos sinais (chamados de canais) bem como registrá-los. Também mencionam que nas décadas de 1960 e 1970 começaram a ser realizados tratamentos para tipos específicos de doenças neuromusculares através da utilização de EMG. Neste mesmo período, foram feitas comprovações e modelos matemáticos para explicar as propriedades do sinal EMG em relação ao domínio da frequência bem como ao domínio do tempo (DELUCA, 2006).

Com o aumento de acessibilidade aos microprocessadores, as décadas de 1980 e 1990 foram marcadas pelo surgimento de circuitos para EMG menores e mais eficientes facilitando seu uso clínico (QUACH, 2007).

A partir da década de 1990 técnicas mais aprimoradas de processamento de sinais puderam ser realizadas de forma mais eficaz graças à constante melhoria no poder de processamento dos computadores de uso pessoal (PC). Assim, sistemas de EMG mais robustos, com maiores capacidades de armazenamento e de análises têm sido criados utilizando PCs até os dias atuais (LADEGAARD, 2002).

Desde o começo da década de 2000 até os dias atuais grandes integrações foram adicionadas aos sistemas EMG. Trabalhos como o de Tam *et al* (2004) e Airaksinen *et al* (2005) mostram a utilização de transmissão sem fio para visualização e armazenamento das aquisições. Mais adiante, com a crescente difusão dos *smartphones*, alguns sistemas de EMG foram desenvolvidos justamente para estas plataformas (RICHER *et al*, 2014). Outra integração dos últimos anos foi a utilização de sensores inerciais aos dispositivos de EMG como forma de aprimorar a precisão do sistema como um todo bem como expandir suas funcionalidades (FOUGNER *et al.*, 2011; BOSCHMANN *et al*, 2013).

Baseado nesta constante evolução da captura, condicionamento e análise dos sinais de eletromiografia, este trabalho apresenta uma forma de realizar aquisição de sinais mioelétricos de superfície provenientes das fibras musculares do braço; estes sinais são obtidos através da utilização de oito pares de eletrodos de superfície (não invasivos) com coleta simultânea de regiões musculares (canais) através de uma única *front-end* analógica. Para isso, foram estudadas as características dos biosinais existentes no braço, visando estratégias de como

desenvolver um sistema embarcado de captura e condicionamento destes sinais, com segurança e confiabilidade dos dados. Desta forma, poderão realizadas aquisições de sinais mioelétricos que servirão como base para outros estudos que envolvem suas análises como, por exemplo, em diagnósticos médicos, movimentação de dispositivos (próteses), desenvolvimento muscular em esporte dentre muitos outros.

1.2 PROBLEMA

É possível e viável, criar um dispositivo embarcado para captura simultânea de até 8 sinais mioelétricos do braço, tendo como características principais a portabilidade para uso rotineiro, a segurança elétrica ao usuário e a baixa complexidade de manuseio?

1.3 HIPÓTESE

Ao fim deste trabalho, espera-se que o dispositivo possa capturar sinais mioelétricos de superfície com confiabilidade e quantidade mínima de ruídos, provenientes de até 8 canais simultâneos, entregando dados confiáveis que possam ser posteriormente estudados e aplicados.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 Objetivos Gerais

Criar, utilizando componentes eletrônicos comerciais, um dispositivo que, com auxílio de eletrodos de superfície, faça aquisição de sinais mioelétricos de superfície provenientes do membro superior humano.

1.4.2 Objetivos Específicos

- Estudar a composição dos diferentes sinais de eletromiografia dos diferentes músculos do braço destacando suas características principais;

- Estudar os componentes eletrônicos necessários para a construção do dispositivo, em especial do *front-end* dedicado;
- Construir uma única placa de circuito impresso contendo todos os componentes;
- Implantar comunicação sem fio (*Bluetooth*) para acesso aos dados em um computador;
- Desenvolver uma interface gráfica para computador em *software* LabVIEW™ para que o usuário possa visualizar os sinais de EMG capturados em um computador pessoal utilizando a tecnologia *Bluetooth*.
- Aperfeiçoar o protótipo inicial para torná-lo de fácil utilização e acessibilidade;

1.5 JUSTIFICATIVA

O progresso da engenharia biomédica contribui para inovação de equipamentos e técnicas que contribuem para a melhoria da qualidade de vida dos seres humanos. A EMG contribui para esses avanços através da disponibilização de informações relevantes em procedimentos envolvendo desempenho muscular como áreas de fisioterapia e esportes.

Indivíduos com lesões em determinados membros frequentemente recorrem à fisioterapia com o intuito de readquirir as funções motoras naturais dos músculos. Através de uma série de exercícios repetitivos e, por vezes, considerados tediosos, o músculo é gradativamente trabalhado, readquirindo aos poucos sua mobilidade bem como sua força. Desta forma, utilizando os biosinais musculares, é possível identificar se o movimento está sendo realizado corretamente bem como ter disponível o histórico de recuperação do paciente (CONVERSE et al, 2013).

Em esportes, a utilização de EMG propicia análise sobre a precisão dos movimentos e também possibilita o acompanhamento fisiológico de atletas. Os sinais provenientes dos músculos possuem informações valiosas para o atletismo como: grau de fadiga, ativação elétrica muscular, potência e outros (MERLETTI; FARINA, 2016). Assim, essas características contribuem para que o atleta tenha mais uma base de orientação sobre o desempenho dos seus treinos.

Desta forma, a utilização dos biosinais, tanto para análise de padrões bem como para a visualização de condições fisiológicas do indivíduo, é fundamental para o desenvolvimento de instrumentos para áreas médicas.

Tendo estas e outras aplicações como horizonte, é imprescindível que a qualidade de aquisição do sinal EMG seja a melhor possível. Nesta concepção o seguinte trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema EMG que possui seus componentes eletrônicos integrados em uma única placa, garantindo assim a qualidade do sinal bem como a praticidade de uso portátil.

1.6 MÉTODO DA PESQUISA

O seguinte trabalho busca realizar uma pesquisa de natureza aplicada, como forma de gerar conhecimentos específicos bem como solucionar problemas relacionados a área em questão (SILVA; MENEZES, 2005).

Em relação à abordagem do problema, esta é realizada de forma quantitativa. Isso porque há foco na objetividade das informações obtidas, traduzindo-as para números e opiniões com a intenção de analisá-las por meio do uso de métodos estatísticos e numéricos (SILVA; MENEZES, 2005).

De acordo com Gil (2008, p.17), “O método experimental consiste essencialmente em submeter os objetos de estudo à influência de certas variáveis, em condições controladas e conhecidas pelo investigador, para observar os resultados que a variável produz no objeto”. Desta forma, os procedimentos técnicos desse trabalho foram realizados de forma experimental, verificando os resultados obtidos através das alterações feitas nas variáveis selecionadas.

1.7 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Este trabalho está dividido em capítulos como forma de organização. O capítulo 2 (Revisão da Literatura) apresenta explicitações acerca dos conhecimentos que foram necessários para o desenvolvimento deste trabalho.

O capítulo 3 (Desenvolvimento do Dispositivo de Eletromiografia) descreve os componentes e suas formas de utilização no dispositivo de eletromiografia. Mais adiante, o capítulo 4 (Aquisição dos Sinais de Eletromiografia de Superfície) aponta

quais foram os métodos e procedimentos utilizados na aquisição dos sinais mioelétricos. Logo após, o capítulo 5 (Resultados e Discussões) traz os resultados, comparações de análises das aquisições. Por fim, o capítulo 6 (Considerações Finais) conclui o documento explicitando a qualidade dos resultados e também traz comentários gerais a respeito de todo o trabalho.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Os conceitos e objetos de estudo que envolvem eletromiografia (EMG) estão centrados na capacidade de aquisição e transmissão dos sinais mioelétricos. Tendo isto em vista, esta seção está estruturada da forma apresentada na Figura 1. Nesta figura estão inclusos os principais componentes que se fazem necessários para aquisições de eletromiografia de superfície (sEMG): sinais mioelétricos de superfície (fisiologia muscular); condicionamento de sinais (filtros e amplificação); aquisição de sinais elétricos (conversor analógico-digital) e transmissão de dados (DELUCA, 2006).



Figura 1 – Principais componentes necessários para realizar aquisições de eletromiografia
Fonte: Autoria própria.

Nas seções a seguir serão tratados em detalhes estes principais componentes.

2.1 SINAL MIOELÉTRICO

Uma característica fundamental presente em grande parte dos seres vivos é a capacidade de se movimentarem. Os músculos são os atuadores de movimento através da geração de forças nos segmentos esqueléticos aos quais estão conectados (POZZO; FARINA; MERLETTI, 2004). Para entendimento de como são gerados os sinais mioelétricos, faz-se necessário explicitar conceitos fisiológicos e a anatomia muscular.

O sistema muscular humano compreende o conjunto de músculos constituintes do corpo. Contudo, atentar-se apenas aos músculos sem fazer correlação com outros sistemas pode ser uma tarefa árdua. Isso ocorre, pois sem sistema digestivo não haveria disponibilidade de glicose para o corpo “queimar”. Também, sem o sistema respiratório, não haveria adenosina trifosfato (ATP) para as células musculares utilizarem para obtenção de energia. Sem um sistema

circulatório não haveria como as substâncias essenciais chegarem às células (CRAM, 2003). Diante disto, o sistema muscular é dependente de muitos outros para sua funcionalidade plena.

Todos os tipos de músculos possuem o mesmo princípio de contração (GUYTON; HALL, 2011). Contudo, em se tratando do escopo deste trabalho, faz-se ênfase nos grupos músculos esqueléticos do bíceps e tríceps. Desta forma, os exemplos e explicações têm como foco estes tipos musculares.

De acordo com Guyton e Hall (2011, p.73) os músculos do corpo humano podem ser divididos em três categorias de acordo com o tipo de contração que realizam: músculo esquelético (rápida e voluntária), músculo liso (lenta e involuntária) e músculo cardíaco (involuntária e relacionado com o coração). Em relação a anatomia muscular, é possível realizar uma análise macroscópica para um entendimento geral dos músculos. Assim, a Figura 2 apresenta a organização de um grupo muscular do braço.

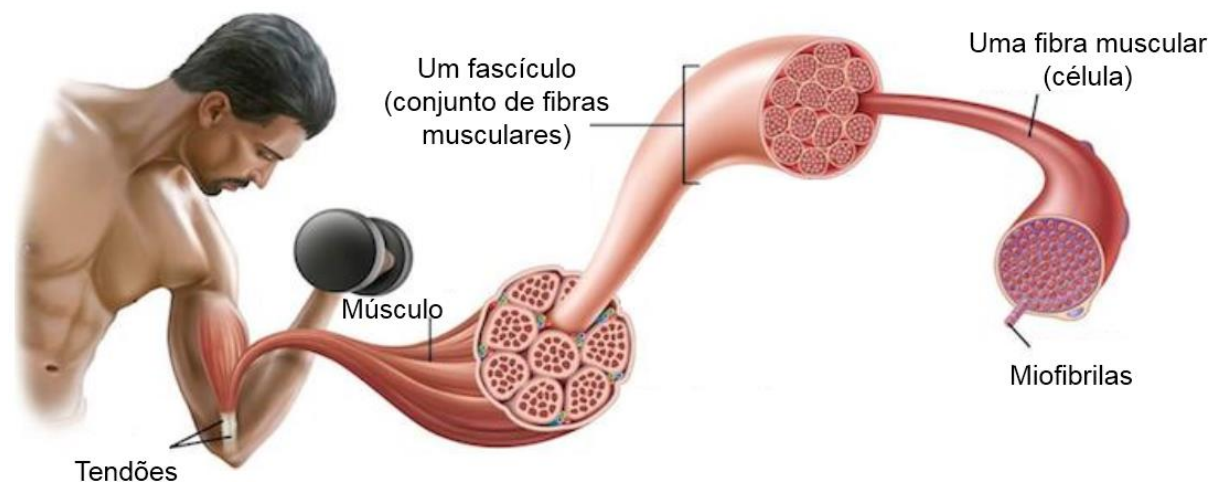


Figura 2 – Organização de um grupo muscular do braço
Fonte: Adaptado de FERNANDEZ (2016).

Nota-se da Figura 2 que os músculos são compostos por um conjunto de fibras musculares as quais são aglomeradas em forma de feixe (fascículos). Em especial aos músculos esqueléticos, cada uma dessas células (fibra muscular) se prolonga por todo o comprimento do músculo. Por conseguinte, cada célula muscular possui milhares de miofibrilas que são as reais estruturas responsáveis pelas contrações musculares através do deslizamento de longas moléculas de proteínas (miosina e actina) (GUYTON; HALL, 2011). O tendão por sua vez é

responsável pela ligação entre o músculo e o osso para que as forças produzidas possam atuar na região óssea (CRAM, 2003).

Contudo, como forma de explicitar o funcionamento muscular, há a necessidade de explorar também o aspecto fisiológico. O músculo necessita de um estímulo para que a contração ocorra e, é nesse contexto, que se encontra o sistema nervoso humano. O sistema nervoso central

[...] é composto do cérebro, da medula espinhal, e de uma rede de nervos. [...] Os nervos transmitem informações como impulsos elétricos tanto do cérebro quanto para o cérebro, o que nos permite falar, ver, cheirar, degustar e tocar. Alguns nervos carregam informações do cérebro até os músculos para estes realizarem movimentos corporais (CHARTTERJEE; MILLER, 2010, p. 44).

Portanto, para que os músculos possam realizar contração, é necessário que suas fibras sejam estimuladas por impulsos elétricos gerados por neurônios (células do sistema nervoso central).

Estes impulsos elétricos, denominados potenciais de ação, são os responsáveis por ativar os músculos, desencadeando movimento. Desta forma, os neurônios possuem a função de emitir e receber as “mensagens” das diferentes regiões do corpo. Essas informações são transmitidas eletroquimicamente (POZZO; FARINA; MERLETTI, 2004).

O potencial de ação é gerado em resposta a um estímulo (como um distúrbio mecânico, efeitos químicos ou elétricos). A Figura 3 apresenta o mecanismo de transporte ativo (bomba de sódio-potássio) através da membrana celular das células do corpo.

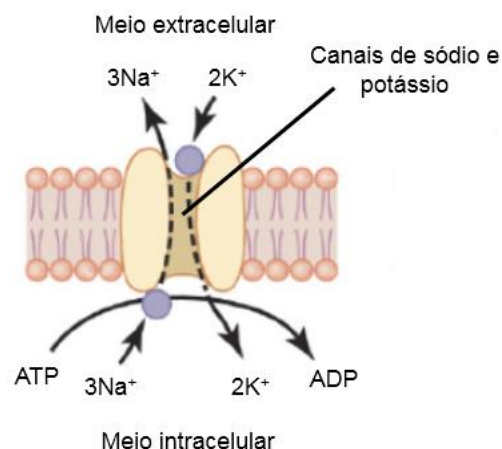


Figura 3 – Bomba de sódio-potássio presente nas membranas das células
Fonte: Adaptado de GUYTON; HALL (2011).

Os fatores importantes presentes nesta membrana são os canais, os íons sódio (Na^+) e potássio (K^+) e a molécula de adenosina trifosfato (ATP). Quando a célula está em repouso, a quantidade de íons de sódio no exterior é maior que a de potássio no interior, gerando um potencial elétrico negativo no meio intracelular (em relação ao extracelular) (CRAM, 2003).

Conforme a Figura 3 evidencia, em resposta a um estímulo, há o bombeamento de três íons de sódio para fora da célula e dois de potássio para dentro. Isso é possível graças à presença da molécula de ATP e os canais de vazamento. Essa diferença de concentração estabelece um potencial elétrico positivo dentro da célula em relação ao exterior (etapa chamada de despolarização) (GUYTON; HALL, 2011). A membrana permanece despolarizada por um tempo muito pequeno (milissegundos), pois a célula entra na etapa de repolarização graças ao mecanismo de “abre e fecha” dos canais de potássio e de sódio. Isso faz com que o potencial elétrico do interior da célula seja reestabelecido, ou seja, gradativamente convergindo para o potencial de repouso (GUYTON; HALL, 2011).

Contudo, uma vez gerado o potencial de ação no neurônio, o mesmo deve ser transportado até os músculos para ativá-los. Tendo isso em mente, e os conceitos da bomba de sódio-potássio, a propagação do potencial de ação é apresentada na Figura 4.

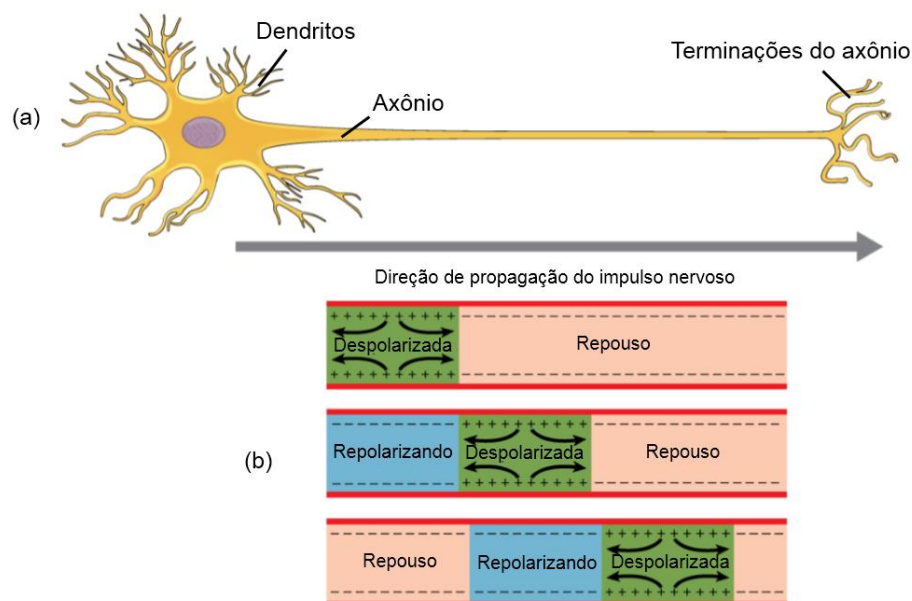


Figura 4 – (a) Célula nervosa e (b) etapas do processo de propagação do impulso nervoso
 Fonte: Adaptado de FERNANDEZ (2016).

Por outro lado, uma célula nervosa é apresentada na Figura 4 (a). Os dendritos são responsáveis pela captação dos estímulos e por conduzi-los ao axônio. Por sua vez, o axônio são estruturas enervadoras podendo ter até 1 metro de comprimento. É através dessas estruturas que as ações de potencial podem ser transmitidas, como apresentado na Figura 4 (b) (JUNQUEIRA, 2005). Nota-se que o estado natural da membrana celular é o repouso e que esta pode eventualmente sofrer a despolarização. Depois deste estado, há a etapa de repolarização, que é seguida pelo repouso enquanto que o impulso é transmitido para as seções posteriores da membrana celular. A propagação do pulso está no sentido da esquerda para a direita na Figura 4 (a) (dos dendritos para as terminações do axônio) e (b) (através das representação das etapas do processo de propagação do pulso elétrico).

Levando em conta estes princípios fisiológicos, o impulso nervoso é uma corrente iônica que surge através da movimentação de íons na membrana do neurônio. Essa corrente se dá pela diferença de potencial que há entre o interior e o exterior da célula (POZZO; FARINA; MERLETTI, 2004). Quando a célula está no chamado repouso, o seu interior está com carga negativa em relação ao exterior. Nesta situação, a diferença de potencial é de aproximadamente -70 mV (MICHELL, 2013). Quando há a inversão dessa polaridade, ocorre o fenômeno de despolarização da membrana (GUYTON; HALL, 2011).

Quando a despolarização da membrana atinge aproximadamente -55 mV há o disparo de uma corrente denominada potencial de ação. A Figura 5 mostra um gráfico da diferença de potencial entre o interior e o exterior da célula nervosa. No início, a célula encontra-se em repouso (Fig. 5 - curva roxa). Contudo, quando há um estímulo, ocorre a depolarização da membrana (Fig. 5 - curva amarela), gerando o potencial de ação o qual possui curta duração. Logo após há a tendência de a membrana voltar a seu estado de repouso através da repolarização (Fig. 5 - curva em azul) (MICHELL, 2013), entretanto, ocorre a hiperpolarização (Fig. 5 - curva verde) que é causada pela diferença de tempo que os canais de sódio e potássio permanecem ativados, gerando um potencial abaixo do de repouso, para depois atingir nível de repouso (GUYTON; HALL, 2011).

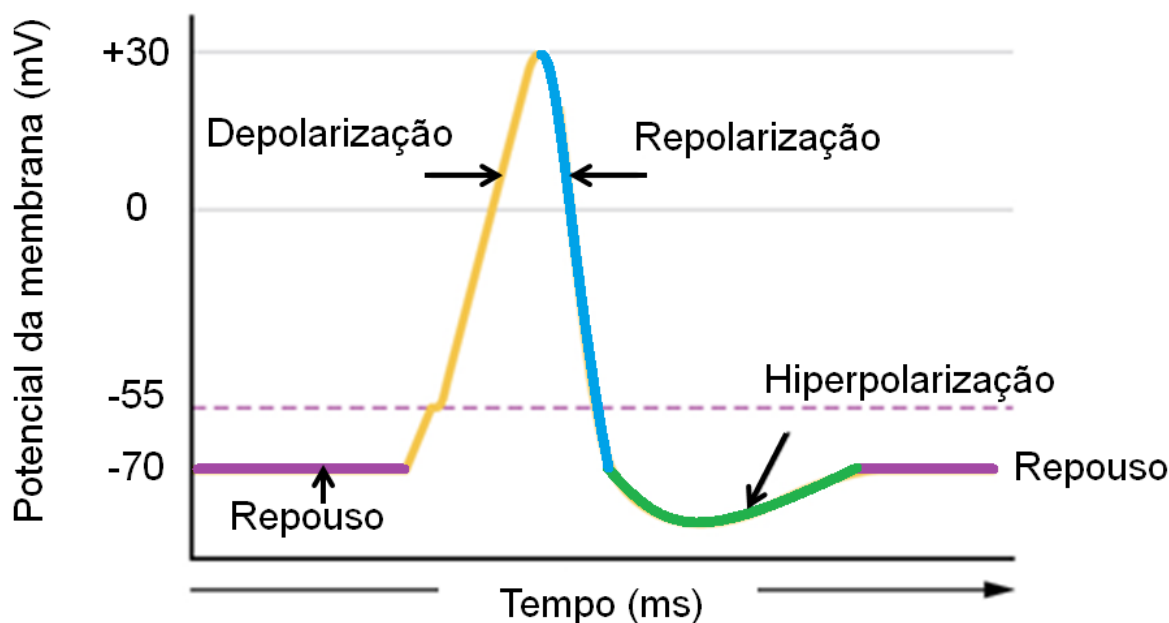


Figura 5 – Potencial da membrana celular em diferentes etapas
 Fonte: Adaptado de COLLEGE (2016).

Em nível macroscópico os músculos são constituídos de diversos compartimentos nos quais se encontram as fibras musculares. O axônio de uma célula nervosa pode ter suas terminações em uma fibra muscular, dando origem a junção neuromuscular. A Figura 6 apresenta esse conjunto de um axônio com todas as fibras musculares que inerva e a essa estrutura se dá o nome de unidade motora (UM). A resposta de um músculo (movimento) é ocasionada pela liberação de substâncias químicas na junção neuromuscular, a qual, por sua vez, é resposta ao impulso nervoso advindo do axônio (GUYTON; HALL, 2011).

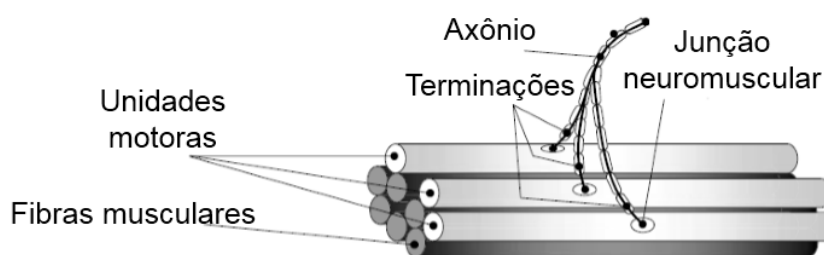


Figura 6 – Estrutura de interação do axônio com as fibras musculares
 Fonte: Adaptado de POZZO; FARINA; MERLETTI (2004).

Em específico a anatomia muscular, a eletromiografia consiste na aquisição da soma de parte dos sinais recebidos de um conjunto de UMs. Para esclarecimento deste processo, a Figura 7 apresenta as maiores contribuições obtida de uma contração muscular. Nota-se que as UMs mais próximas aos eletrodos (na Figura 7,

indicado pela tonalidade mais escura das fibras musculares) darão maior contribuição ao sinal obtido. Todas estas contribuições formam o sinal mioelétrico.

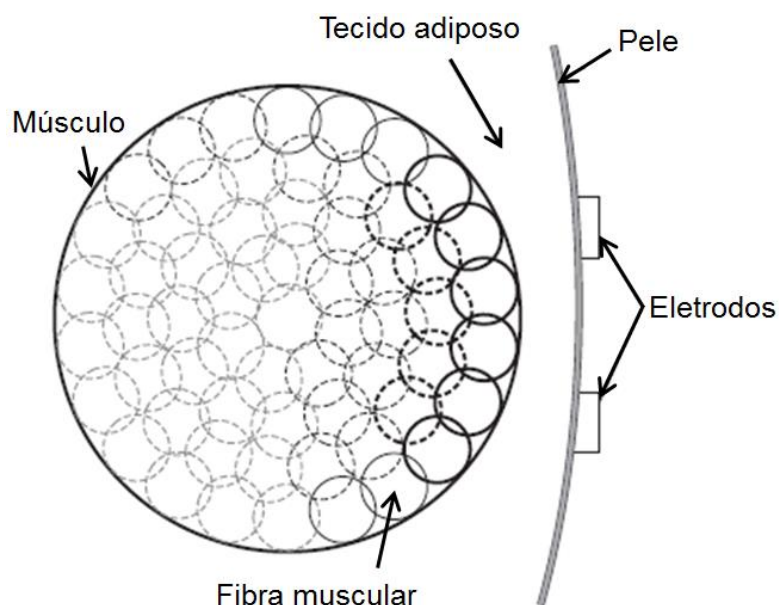


Figura 7 – Contribuição das UMs para o sinal de eletromiografia
Fonte: Adaptado de CRAM (2003).

2.2 CONDICIONAMENTO DOS SINAIS

De acordo com Charterjee e Miller (2010), a eletromiografia de superfície pode ser realizada de duas maneiras: através da superfície da pele (não-invasivo) ou diretamente no músculo (invasivo). O método invasivo utiliza agulhas descartáveis as quais são inseridas diretamente no músculo. Isso acarreta em uma aquisição mais específica da região de fibras muscular. Contudo, este método causa uma pequena dor ao se inserir a agulha. Em contrapartida, o método não invasivo (conhecido como eletromiografia de superfície - sEMG) utiliza eletrodos dispostos na superfície da pele. Assim, os sinais obtidos abrangem uma maior quantidade de UMs, envolvendo uma região muscular menos seletiva.

Ao se realizar a leitura de EMG de superfície, são utilizados eletrodos (meio condutivo com dimensões e forma definidas) responsáveis por capturar e transmitir eletricamente os impulsos musculares. Alguns aspectos dos eletrodos são de suma importância, pois determinam a qualidade e precisão dos sinais. Essencialmente, ao se realizar uma sEMG, os eletrodos podem ser dispostos na pele de duas formas: em modo bipolar ou unipolar. O modo unipolar consiste na utilização de dois eletrodos, sendo um de referência e o outro colocado na região muscular. O eletrodo

de referência geralmente é colocado distante do eletrodo muscular, em uma área que contém tecido “neutro”, como um osso por exemplo (DELUCA, 2006).

Já o modo bipolar, também chamado diferencial, consiste na utilização de 3 eletrodos. Dois eletrodos são utilizados para medir o músculo em modo diferencial e um terceiro é usado como referência (HAKONEN; PIITULAINEN; VISALA, 2015).

A vantagem de se utilizar o modo bipolar sobre o unipolar se deve ao fato de que haverá um sinal de sEMG mais limpo devido a rejeição do ruído comum que ocorre utilizando o modo diferencial (ruídos da rede elétrica por exemplo). A Figura 8 mostra uma montagem do sistema de sEMG em modo bipolar. Nota-se que há 2 eletrodos na região do bíceps os quais podem ser transmitidos para um amplificador diferencial; e um terceiro eletrodo que é utilizado como referência (HAKONEN; PIITULAINEN; VISALA, 2015).

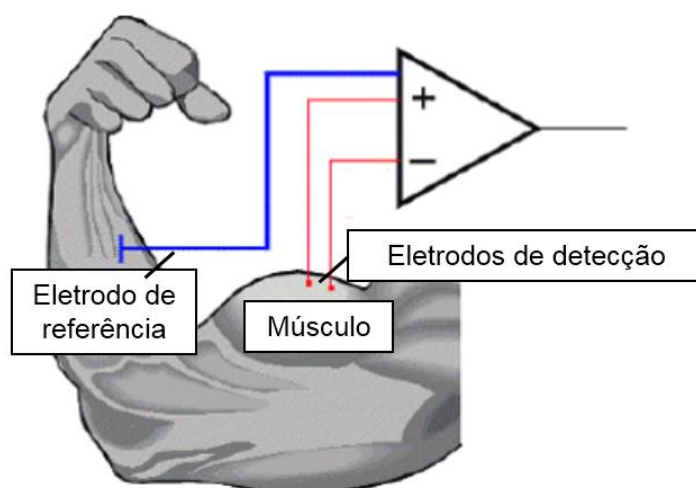


Figura 8 – Aquisição de eletromiografia de superfície em modo diferencial
Fonte: Adaptado de DELUCA (2002).

A pele humana contém diversas impurezas e pelagem os quais precisam ser retirados para proporcionar uma melhor aquisição. Neste contexto, os eletrodos podem ser classificados em secos e molhados. Os secos não utilizam o gel eletrolítico e dependem então na preparação da pele como raspagem dos pelos. Já os molhados, utilizam um gel condutor eletrolítico que ajusta a impedância entre a pele e o eletrodo, melhorando a condução do sinal elétrico da pele para o sistema eletrônico. Além de exigirem preparação da pele, os eletrodos molhados não podem ser utilizados por muito tempo uma vez que o gel irá eventualmente secar. Além disso, o gel pode gerar desconforto na pele, alergias e irritações. Os eletrodos secos mais desenvolvidos não requerem condicionamento da pele nem mesmo a utilização

de gel condutor, e mesmo assim garantem a integridade do sinal se tornando a escolha mais adequada na sEMG (JAMAL, 2012).

Contudo, pelo fato de não possuírem gel condutor, é necessário que os eletrodos secos sejam firmados robustamente na pele (geralmente com um adesivo) como forma de reduzir a impedância na condução do sinal. Além disso, suas características construtivas elevam seu preço. Por ser uma tecnologia mais recente do que os eletrodos secos, ainda são focos de pesquisas e por isso há uma dificuldade maior para ter acesso a estes eletrodos (FORVI et al., 2012).

Quanto ao material dos eletrodos, estes possuem características eletroquímicas, podendo ser polarizáveis ou não-polarizáveis. De uma forma direta, os eletrodos polarizáveis (feitos de ouro, platina, etc.) são recomendados para medições mais estáveis em relação ao movimento como na eletroencefalografia (EEG). Para EMG de superfície utilizam-se os eletrodos não-polarizáveis como prata ou Cloreto de Prata (também comercialmente chamada de Prata Clorada) (Ag/AgCl) pois estes são menos suscetíveis a ruídos devido aos movimentos do usuário (HAKONEN; PIITULAINEN; VISALA, 2015).

Em relação ao posicionamento dos eletrodos, atuando em modo diferencial, é recomendado que a distância entre os polos dos eletrodos fique em até 4 cm. Esta recomendação garante que as aquisições sejam precisas, ou seja, mais específicas em relação à região muscular capturada (YOUNG; HARGROVE; KUIKEN, 2012).

Em se tratando da localização muscular em que deve ser colocado o eletrodo, há diferentes recomendações para diferentes músculos. Porém, no geral, deve-se colocar os eletrodos na direção de propagação do músculo entre a zona de inervação (ZI) e o tendão, paralelamente às fibras musculares. Isso significa que para cada usuário, deve ser realizada a localização da região de inervação. Para isso, utiliza-se um conjunto de eletrodos, detectando a maior amplitude encontrada. Um pequeno desvio na distância da ZI fará com que a amplitude do sinal diminua.

É possível alocar os eletrodos de formas diferentes, tais como longitudinal ou transversal. A longitudinal consiste em manusear os eletrodos em um plano paralelo à pele em uma mesma região. Este método torna a aquisição mais específica à região muscular. Já no método transversal, os eletrodos ficam dispostos paralelamente, porém em regiões opostas do membro. Neste método, há uma aquisição de dados mais generalizada, entregando uma informação mais global sobre o grupo muscular. Este último é mais adequado quando está presente o

chamado deslocamento de eletrodos (pequenos movimentos presentes entre a pele e o eletrodo).

A Figura 9 apresenta estes dois métodos: em (a) são mostrados quatro eletrodos, enumerados de 1 a 4. Em (b), mostra-se o arranjo que pode ser feito baseado na combinação destes eletrodos visando os métodos longitudinal (L) ou transversal (T) (HAKONEN; PIITULAINEN; VISALA, 2015). Caso os eletrodos 1 e 2 forem escolhidos, então o canal será longitudinal. O mesmo ocorre caso forem empregados os eletrodos 3 e 4. Por outro lado, ao se unirem os eletrodos 1 e 3 ou 2 e 4, obtém-se canais do tipo transversal.

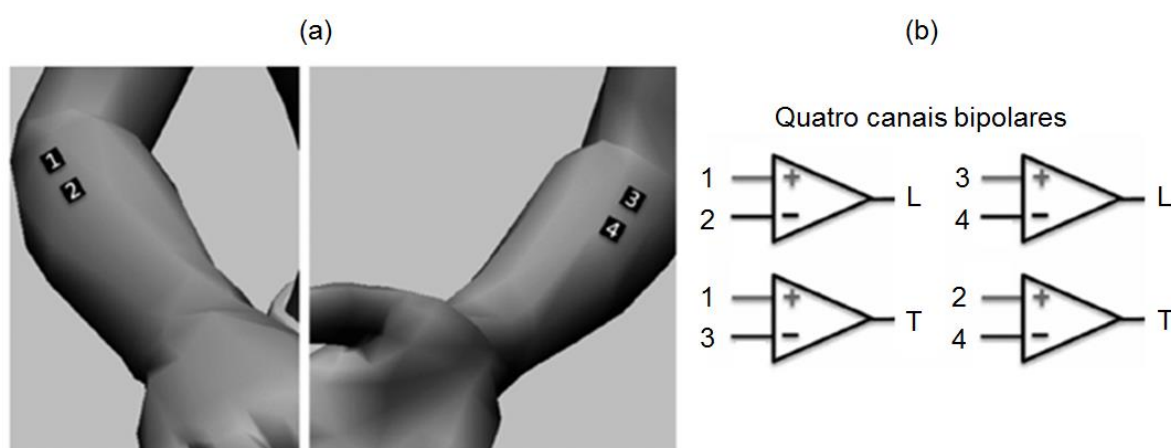


Figura 9 – (a) eletrodos, (b) combinação para formar canais longitudinais ou transversais
 Fonte: Adaptado de POZZO; FARINA; MERLETTI (2004).

Em sEMG, os chamados canais são na verdade a quantidade de vias de informação de acordo com a configuração de eletrodos utilizadas. Assim, um sistema de sEMG contendo 3 eletrodos em modo bipolar representa apenas um canal (dois de sinal mioelétrico e um de referência). Em estudos, percebeu-se que a quantidade de dados ou informações obtidas satura-se ao utilizar 7-8 eletrodos para determinado músculo (ANDREWS; MORIN; MCLEAN, 2009). O maior incremento na classificação dos sinais ocorre até 3 eletrodos. Isso significa que a utilização de mais de um eletrodo é muito benéfica, porém torna-se cada vez menos aditiva em informações à medida que se aumenta o número de canais. Outra vantagem em utilizar diversos canais é que caso haja falha em um eletrodo, haverá pouco comprometimento em futuras classificações dos sinais (ANDREWS; MORIN; MCLEAN, 2009).

A Figura 10 (a) apresenta um sinal de sEMG obtido em sua forma crua, ou seja, sem qualquer tipo de condicionamento. É possível observar que o sinal possui certa oscilação, com amplitudes de até ± 5 mV (CLANCY; MORIN; MERLETTI, 2002). Deluca (2002) reforça que o espectro de frequência do sinal sEMG é concentrado na faixa de 0-500 Hz, como apresentado na Figura 10 (b).

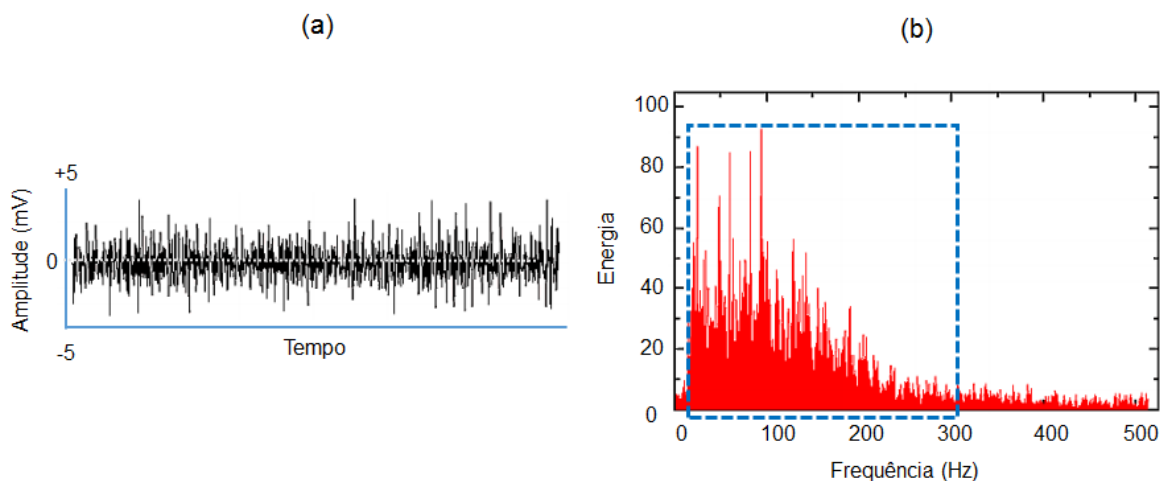


Figura 10 – (a) sinal sEMG, (b) espectro de frequência do sinal de sEMG
Fonte: Adaptado de DELUCA (2002).

Além disso, Deluca (2002) considera que a faixa de energia dominante como sendo de 50-150 Hz. Contudo, é possível realizar uma análise diferente para a faixa dominante. A Figura 10 (b) ilustra que as baixas frequências (0-10 Hz) possuem pouca energia (abaixo de 10). Além disso, as maiores energias do sinal de sEMG começam a decair em torno dos 100 Hz, sendo esse decaimento cessado em torno dos 300 Hz. Assim, a faixa de frequência nas vizinhanças de 10-300 Hz possui sempre energia acima de 8-9. Portanto, o quadrado pontilhado na Figura 10 (b) indica esta aproximação diferente, a qual é acatada neste trabalho, em que são consideradas as frequências além da faixa de energia dominante segundo Deluca (2002).

Em se tratando da amplitude do sinal de eletromiografia de superfície, esta depende do tipo de músculo, da região muscular e também da aptidão física do indivíduo. Desta forma, a amplitude do sinal mioelétrico chega geralmente até 10 mV (pico a pico), tornando o sinal de sEMG sensível a diversos tipos de interferências (CLANCY; MORIN; MERLETTI, 2002, DELUCA, 2006).

Tendo em vista as características de frequência e amplitude do sinal mioelétrico, nota-se que é possível aplicar um condicionamento de sinal a fim de

aperfeiçoar sua aquisição. A amplificação tem seu objetivo centrado em aumentar a magnitude do sinal a fim de auxiliar no processo de filtragem bem como em sua medição. Geralmente, são necessários níveis de amplificação em torno de 100 a 5000 vezes. Contudo, a etapa de amplificação também implica na amplificação dos ruídos, os quais podem ser previamente minimizados através de etapas de filtragem. Estas têm seu objetivo na remoção dos ruídos chamados de artefatos de interferência (CLANCY; MORIN; MERLETTI, 2002).

Os artefatos de interferência são vários. O mais comum é o ruído oriundo da rede elétrica. Este ruído está na faixa de 60 Hz. Outro ruído importante, presente no sinal, é devido à movimentação que ocorre nos fios do sistema de aquisição, conectores e entre a pele e o eletrodo. Os sinais gerados por estes artefatos são de baixa oscilação, residindo na faixa de 0-20 Hz e gerando flutuações na linha de base do sinal de sEMG (CLANCY, MORIN, MERLETTI; 2002).

Como forma de remover estes ruídos, utilizam-se filtros passivos ou ativos. De acordo com Pertence Junior (2003) um filtro é capaz de atenuar certas frequências de um sinal de entrada e ao mesmo tempo permite a passagem das demais. Assim, considerando o espectro de frequência do sinal de sEMG, a utilização de filtros vem ser uma vantagem que permite isolar apenas as frequências de interesse do sinal. Desta forma, os filtros são projetados visando geralmente duas características: *aliasing* e artefatos de movimento.

Os artefatos de movimento são derivados dos ruídos gerados pela movimentação dos fios e dos eletrodos bem como por algumas características biológicas da pele. Estes artefatos geralmente são vistos como corrente contínua (CC), ocasionando um *offset* no sinal. Os ruídos deste tipo se concentram na faixa de 0-20 Hz e, portanto um filtro do tipo passa-alta é ideal para atenuá-los (DELUCA, 2012; CRAM, 2003).

Por outro lado, outro empecilho relacionado com o espectro de frequência do sistema é o *aliasing*. Quando o *aliasing* está presente em um sistema, as informações do sinal estarão distorcidas. Isso ocorre quando a frequência de amostragem na conversão A/D está abaixo daquela estabelecida pelo critério de Nyquist. Uma forma de evitar tal problema é garantir que o espectro de frequência do sinal resida na zona do critério de Nyquist. Desta forma, é adequada a utilização de filtro *anti-aliasing* (filtro passa-baixa) para atenuar as altas frequências do sistema, garantindo a reconstituição do sinal (WILLISTON, 2009).

Assim, a utilização de amplificadores diferenciais é adequada para esse processo de aquisição de sinais, uma vez que é possível utilizar o modo bipolar nos eletrodos, podendo amplificar o sinal e, com o auxílio de resistores e capacitores, filtrar. A Figura 11 apresenta um exemplo de um circuito de condicionamento que contém um estágio de amplificação e três estágios de filtragem para um sistema de sinais mioelétricos de superfície (SARRO JUNIOR; MENDES JÚNIOR; FRANTZ, 2014).

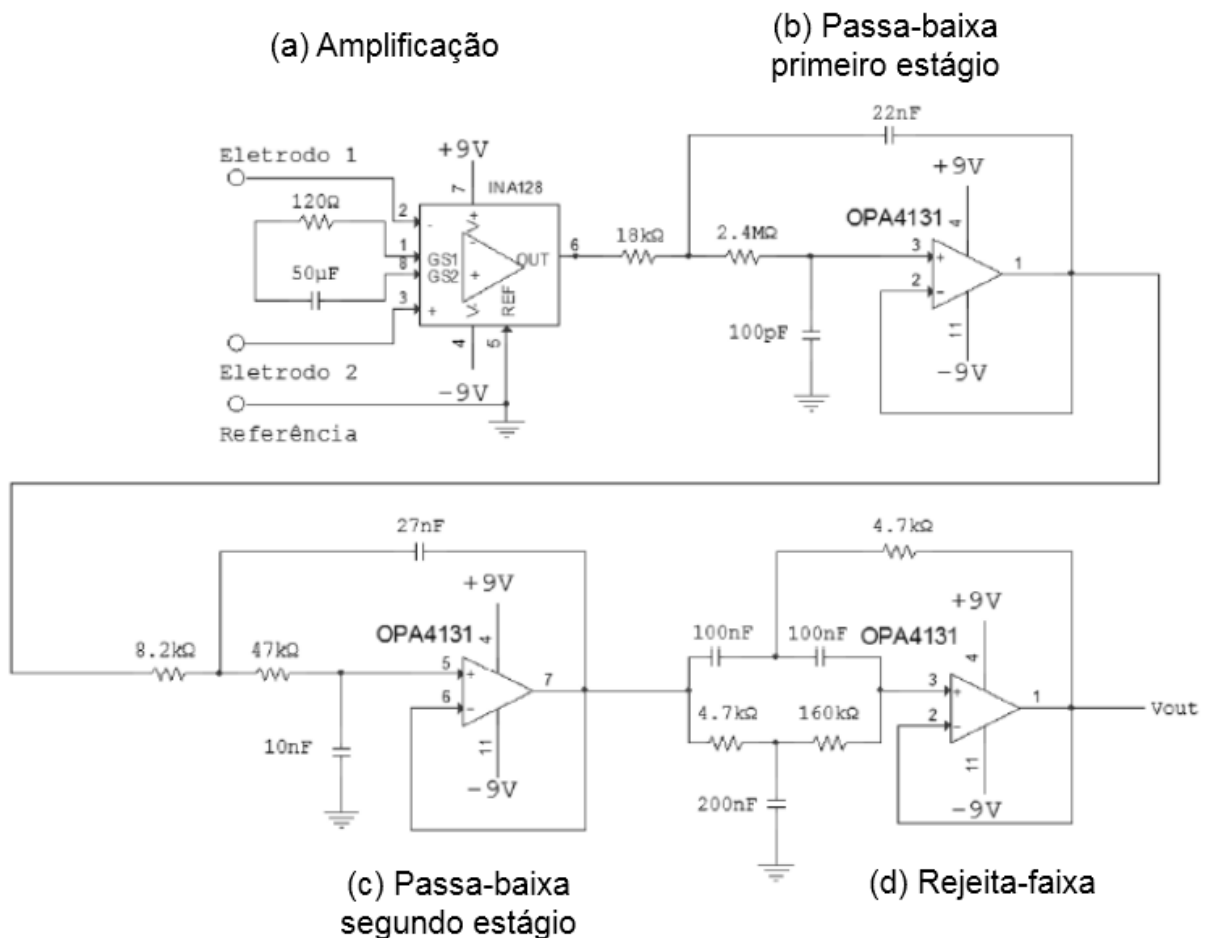


Figura 11 – Exemplo de um circuito de condicionamento de sEMG, onde: (a) estágio de amplificação, (b) primeiro estágio de filtro, (c) segundo estágio de filtro, (d) filtro rejeita-faixa
 Fonte: Adaptado de SARRO JUNIOR; MENDES JÚNIOR; FRANTZ (2014).

Este sistema de condicionamento envolve dois eletrodos em modo diferencial mais o eletrodo de referência (um canal), amplificador de instrumentação INA128 e amplificadores operacionais OPA4131. Primeiramente há o estágio de amplificação (a) seguido por filtros passa-baixa (b) e (c) e rejeita-faixa (d). Desta forma, utilizando os valores de resistência e capacitância demonstrados, a amplitude do sinal de saída (V_{out}) é amplificada em 416,67 vezes enquanto a sua faixa de

frequência é limitada à banda de 26,56 Hz a 485 Hz, com um filtro adicional rejeita-faixa de frequência central de 60 ± 10 Hz.

Pertence Junior (2003) exalta que filtros são comumente feitos utilizando apenas componentes resistivos (filtros passivos) ou através de ampliações operacionais (filtros ativos). A utilização de amplificadores operacionais (Ampops) garante filtros mais robustos do que àqueles constituídos apenas por componentes resistivos. Contudo, além de precisarem de alimentação e ocupar mais espaço ainda são mais custosos financeiramente. Uma vez que o filtro deve ser aplicado para cada canal de aquisição do dispositivo sEMG, uma aproximação mais compacta pode ser alcançada com os componentes passivos.

Por outro lado, um filtro passivo resistor-capacitor (RC) possui a capacidade de passar frequências baixas, ou altas, dependendo da topologia utilizada. Como forma de construir um passa-banda com componentes passivos, pode-se cascatear filtros do tipo passa-baixa e passa-alta (FREY, 1999).

Frey (1999) descreve que um filtro passa-baixa RC é feito com o resistor (R) conectado logo após o sinal de entrada e em série com um capacitor (C) conectado ao terra assim como mostrado na Figura 12 (a). Em contrapartida, o filtro passa-alta consiste em ter o capacitor conectado ao sinal de entrada seguido de um resistor em série e conectado ao terra, como ilustra a Figura 12 (b). Cascateando estes dois filtros, tem-se um filtro do tipo passa-banda.

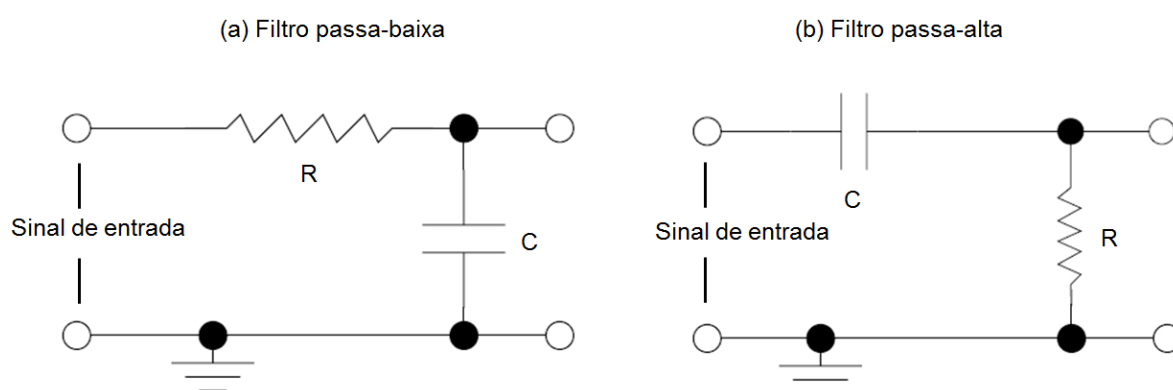


Figura 12 – Filtros (a) passa-baixa e (b) passa-alta
Fonte: Adaptado de FREY (1999).

A frequência de corte de um filtro é um ponto particular em que a potência do sistema com frequência acima ou abaixo (dependendo do tipo de filtro) sofre atenuação de 3dB em relação ao ganho máximo (PERTENCE JUNIOR, 2003). Para

calcular a frequência de corte de um filtro RC, Pertence Junior (2003) mostra que a equação (1) pode ser utilizada tanto para um passa-alta quanto para um passa-baixa

$$F_c = \frac{1}{2 * \pi * R * C} \quad (1)$$

em que:

R representa a resistência do filtro em [Ω];

C é a capacitância do filtro em [F]; e

F_c é a frequência de corte do respectivo filtro em [Hz].

Em se tratando de filtros RC em cascata, deve-se salientar que para que haja uma menor atenuação da banda passante, recomenda-se que a impedância de entrada do segundo estágio deve ser pelo menos 10 vezes maior que a impedância de saída do primeiro (STORR, 2014; FREY, 1999).

Storr (2014) diz que a reatância de um capacitor é descrita pela equação (2)

$$X_c = \frac{1}{2 * \pi * f * C} \quad (2)$$

em que:

X_c representa a reatância do capacitor em [Ω];

C é a capacitância do filtro em [F]; e

f é a frequência do sinal [Hz].

Mais além, Storr (2014) descreve que a impedância de um circuito contendo um resistor e um capacitor em série, é dada pela equação (3)

$$Z = \sqrt{R^2 + X_c^2} \quad (3)$$

em que:

Z representa a impedância do circuito RC em série [Ω];

X_c representa a reatância do capacitor em [Ω]; e

R é a resistência do resistor [Ω].

Para o caso de um filtro passa-alta em cascata com um filtro passa-baixa, com o auxílio das equações (2) e (3) e, realizando associação de impedâncias, obtêm-se as equações (4) e (5)

$$Z_{out} = \frac{1}{\sqrt{\left(\frac{1}{R}\right)^2 + (2 * \pi * f * C)^2}} \quad (4)$$

$$Z_{in} = \sqrt{R^2 + \frac{1}{(2 * \pi * f * C)^2}} \quad (5)$$

em que:

R representa a resistência do estágio em [Ω];

C é a capacitância do estágio em [F];

f é a frequência do sinal no estágio [Hz];

Z_{out} é a impedância de saída do primeiro estágio (filtro passa-alta) em [Ω]; e

Z_{in} é a impedância de entrada do segundo (filtro passa-baixa) estágio em [Ω].

As equações (4 e (5) são fundamentais para determinar se o casamento de impedância entre os estágios está respeitando a proporção de pelo menos 10 vezes.

Com o sinal de sEMG capturado pelo eletrodo com uma etapa de condicionamento adequada, é necessário seguir para a etapa de aquisição a qual está centrada na digitalização do mesmo.

2.3 AQUISIÇÃO DE SINAIS ELÉTRICOS

Um sistema de captura para eletromiografia de superfície geralmente compreende as etapas anteriormente citadas: utilização de eletrodos e condicionamento de sinal. Contudo, como forma de manusear e gravar os dados musculares utiliza-se também a etapa de aquisição. Esta etapa esta focada na conversão analógico-digital (A/D) em conjunto com plataformas específicas para apresentação e manipulação dos dados. A Figura 13 ilustra como as seções a seguir estão estruturadas. Primeiramente há o detalhamento geral dos conversores A/D. Em um segundo tópico apresenta-se o circuito integrado ADS1299 (contendo oito conversores A/D) e, por fim, explana-se o propósito dos microcontroladores dentro deste contexto de aquisição.

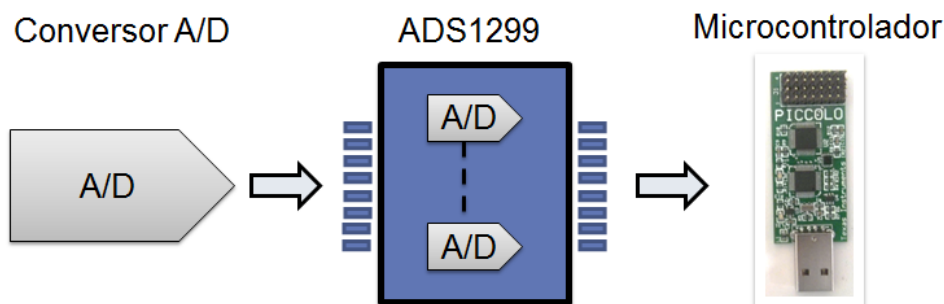


Figura 13 – Estrutura sequencial das seções a seguir
Fonte: Autoria própria.

2.3.1 Conversor A/D

Um conversor A/D é um dispositivo eletrônico que converte uma variável física em uma quantidade digital (representadas frequentemente por valores 0 e 1). No geral, o princípio de funcionamento destes dispositivos é através de comparações entre o valor da variável analógica com magnitudes do sistema numérico binário (quantização). Além disso, também faz uso de outra técnica para realizar amostragem do sinal: *sample and hold* (S/H) (RAZAVI, 1995). A Figura 14 ilustra um exemplo de um sinal analógico sendo amostrado (convertido para valores discretos).

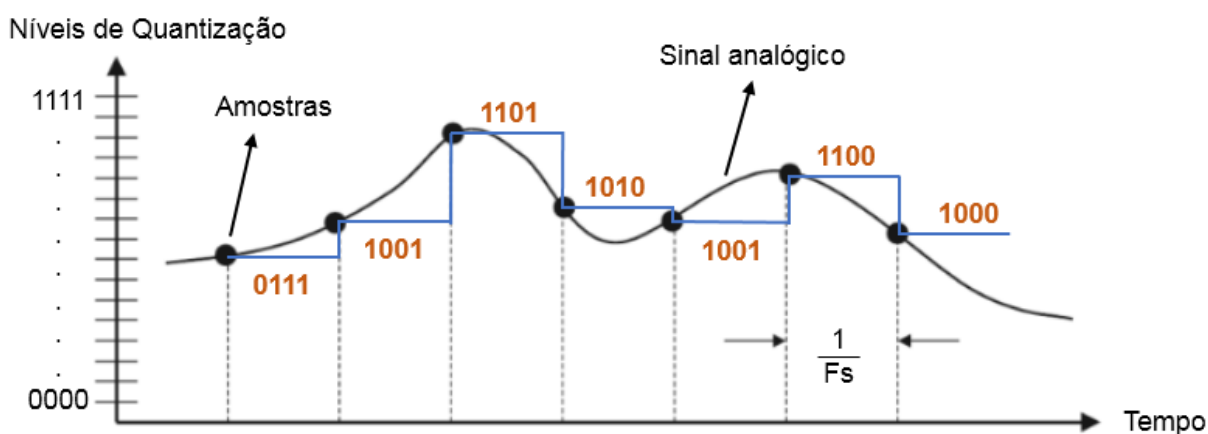


Figura 14 – Amostragem de um sinal analógico
Fonte: Adaptado de WILLISTON (2009).

De acordo com Razavi (1995), o conversor A/D captura o valor analógico e, através de um circuito lógico, realiza comparação entre este valor e o nível de quantização adequado ao mesmo. Depois de feita esta conversão, a técnica de *sample and hold* ainda dita que o mesmo valor binário irá permanecer como saída do sistema durante certo período de tempo até que a próxima amostra seja

capturada. Nota-se que o sinal analógico assume uma infinidade de valores contínuos em seu funcionamento. Contudo, ao realizar-se a conversão A/D, este sinal digital é formado pela extração dos dados analógicos a cada período de tempo (inverso da frequência de amostragem – F_s), compondo-se de uma quantidade finita de valores.

Esta quantidade finita (número de *bits* – dígitos binários) está diretamente relacionada com a qualidade de reprodução do sinal: quanto maior o número de *bits* utilizados na quantização, maior será a resolução do sistema. A resolução de um conversor A/D pode ser obtida através da equação descrita por Razavi (1995) em (6)

$$\text{Resolução} = \frac{V_{max} - V_{min}}{2^n - 1} \quad (6)$$

em que:

Resolução representa a resolução de cada *bit*;
 V_{max} é o valor máximo de amplitude da escala;
 V_{min} é o valor mínimo de amplitude da escala; e
 n é o número de *bits* do conversor A/D.

Assim, considerando que o sinal analógico da Figura 14 representa valores de tensão na faixa de 0-5 V e o conversor A/D possui 4 *bits*, pode-se fazer uma análise da resolução, substituindo estes valores na equação (6) de forma a obter-se:

$$\text{Resolução} = \frac{(5 - 0)}{2^4 - 1} = 0,333 \text{ V}$$

Para este exemplo, os valores digitais possíveis para este exemplo em particular representam valores de tensão múltiplos de 0,333 V. De acordo com Williston (2009), isso significa que haverá desvios em relação ao valor original, dando origem ao erro de quantização. Quanto maior for a resolução do sistema, menor será o erro de quantização devido a uma maior possibilidade de valores binários utilizados para cada amostra.

Outro aspecto importante dos conversores A/D está relacionado com critério de Nyquist. Williston (2009) explicita que quanto maior for a frequência de amostragem de um conversor A/D, mais exata será a representação do sinal. Contudo, caso esta frequência seja inadequada (baixa demais), então o sinal digital

será comprometido dada sua distorção. O critério de Nyquist estabelece que para que haja reconstrução adequada de um sinal analógico, deve-se ter uma frequência de amostragem de no mínimo duas vezes a maior frequência do sinal (POZZO; FARINA; MERLETTI, 2004).

Dentre as diversas lógicas existentes para realizar as técnicas de S/H e quantização, destacam-se os conversores baseados na topologia Delta-sigma ($\Sigma\Delta$). Este tipo de conversor A/D contém 3 etapas de funcionamento: modulador $\Sigma\Delta$, filtro digital e decimação. Estas etapas são mostradas na Figura 15.

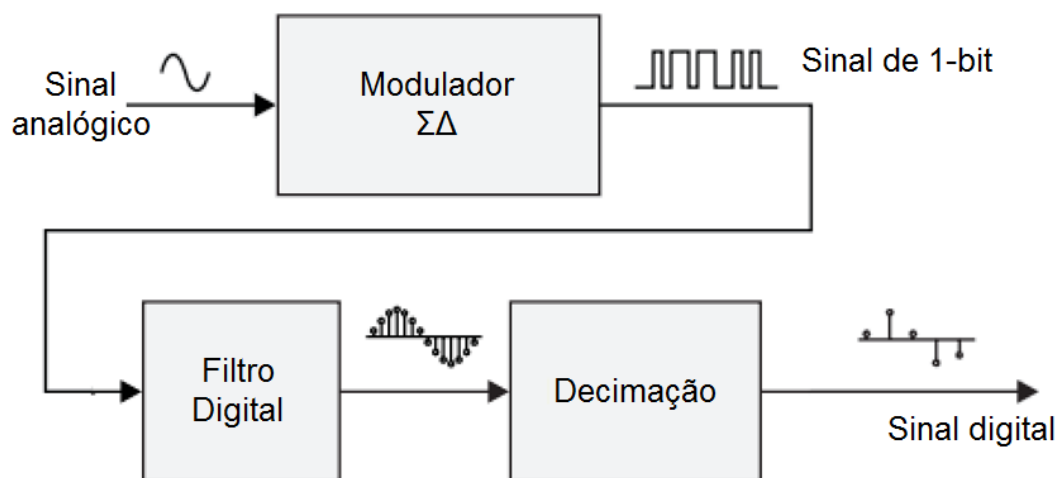


Figura 15 – Diagrama de blocos do funcionamento do conversor Delta-sigma
 Fonte: Adaptado de BAKER (2007).

De acordo com Baker (2007), o sinal analógico é transmitido para o modulador, o qual realiza a conversão A/D utilizando quantização de 1-bit sobre sinal de entrada. Nesta etapa, o sinal é modulado de acordo com o incremento (gerando nível lógico alto) ou decremento (gerando nível lógico baixo) da amplitude entre amostras do sinal de entrada.

Este trem de pulso formado por apenas 1-bit é repassado para as etapas de filtro digital e decimação. O filtro digital é responsável por transformar o sinal de 1-bit em uma palavra de maior resolução através da filtragem do sinal. Baker (2007) afirma que esta etapa também é responsável por deslocar os erros de quantização das baixas frequências para as altas frequências.

A etapa de decimação faz proveito desta situação em que os erros estão nas frequências altas. Até esta etapa, a taxa de amostragem do sistema é muito alta (devido ao modulador) e para diminuí-la são feitas médias sucessivas de várias amostras (processo denominado *oversampling*). Desta forma, o sistema ainda tem

uma taxa de amostragem elevada (neste caso, a taxa de dados digitais na saída) enquanto descarta grande parte dos erros de quantização (BAKER, 2007).

2.3.2 Circuito Integrado ADS1299

Neste contexto de conversores A/D, o componente eletrônico ADS1299 é uma *front-end* analógica fabricada pela Texas Instruments com lançamento em 2012 contendo 8 conversores A/D, baseados na topologia Delta-sigma. Sua função principal é a medição de biopotenciais humanos - eletrocardiograma e encefalograma - (TEXAS INSTRUMENTS, 2012). Embora em seu *datasheet* não esteja especificado o uso também para eletromiografia, as características presentes nesta *front-end* são convenientes para tal. Desta forma o Quadro 1 traz algumas informações a respeito do ADS1299 como as características principais e suas descrições. Também, seu circuito integrado (IC) encapsulado está apresentado na Figura 16. Nota-se que o encapsulamento utilizado é do tipo *thin quad flat pack* (TQFP), contendo um total de 64 pinos de acesso.

Características principais	Descrição
1. Baixo nível de ruídos	Vital para evitar distorção e contaminação do sinal.
2. Conversor analógico-digital	Conversor do tipo Delta-sigma, responsável por amostrar e quantizar os dados.
3. Resolução de 24-bits	Esta alta resolução permite que as mínimas oscilações do sinal sejam interpretadas.
4. Oito canais de aquisição em modo diferencial	Esta alta quantidade de canais possibilita uma aquisição mais ampla da região muscular. A possibilidade de utilizar os canais em modo diferencial auxilia também na redução de ruídos.
5. Amostragem simultânea	Devido à presença de um multiplexador interno, o sinal de saída contém todos os canais agregados.
6. Amplificador de ganho programável	Devido à natureza dos sinais humanos, em determinadas ocasiões faz-se necessário amplificar o sinal. Por ser programável, é facilmente modificado para diversos valores de ganho.
7. Alimentação bipolar	Com a alimentação bipolar ($\pm 2,5$ V) capturam-se tanto potenciais positivos quanto negativos sem a necessidade de realizar <i>offset</i> no sinal.

Quadro 1 – Características principais do ADS1299
Fonte: Adaptado de Texas Instruments (2012).

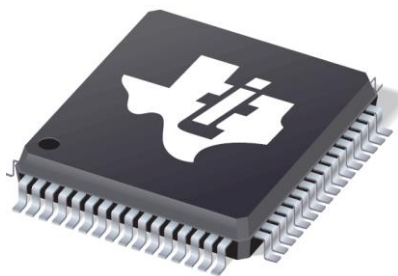


Figura 16 – Encapsulamento do ADS1299
 Fonte: Texas Instruments (2012).

As características descritas no Quadro 1 são realizadas por diferentes partes no ADS1299, estando estas apresentadas na Figura 17. Nota-se a presença das 16 entradas analógicas as quais são direcionadas a um multiplexador (MUX).

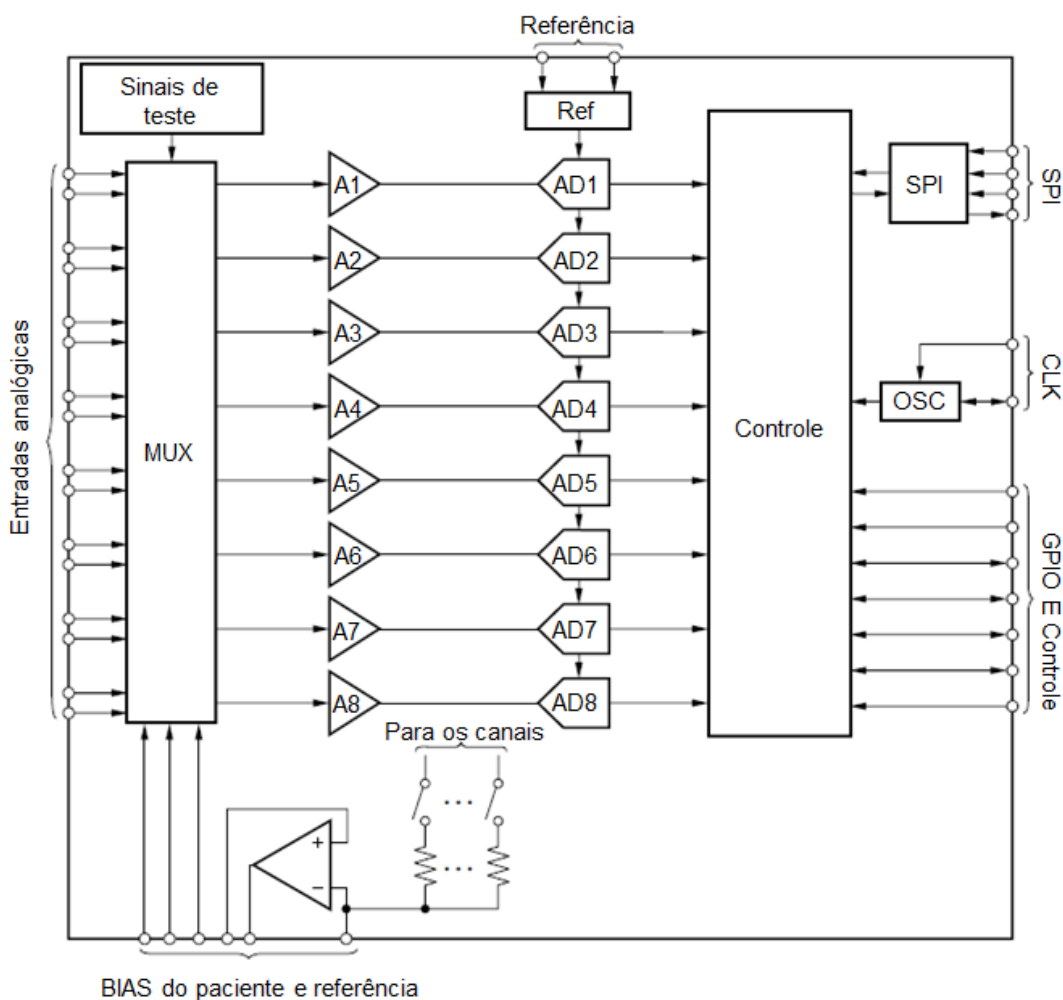


Figura 17 – Blocos de funções do ADS1299
 Fonte: Texas Instruments (2012).

Por sua vez, o MUX tem a mesma função de uma chave seletora, contudo encaminha diferentes sinais (como Sinais de teste e BIAS do paciente e referência)

para as entradas analógicas. Cada entrada analógica é direcionada a seu próprio PGA (*programmable gain amplifier*) para realizar a amplificação caso necessário (A1-A8). No ADS1299 há a possibilidade de ajustar os ganhos para múltiplos do sinal de entrada (1, 2, 4, 6, 8, 12 ou 24).

Após a amplificação, há oito conversores A/D (AD1-AD8), estando todos conectados na mesma referência (Ref). Esta referência pode ser configurada de maneira externa ou internamente (fixa em 4.5 V). Isto significa que o *range* de amplitude dos sinais analógicos não ultrapassam este valor.

Os conversores A/D tem resolução de 24 *bits* e possuem taxa de amostragem configurável, sendo estas: 250, 500, 1000, 2000, 4000, 8000 ou 16000 amostras por segundo.

O bloco de Controle é responsável por enviar os resultados das conversões para a porta de comunicação (SPI – *Serial Peripheral Interface*). De maneira análoga, através dos sinais recebidos na porta SPI, GPIO E Controle, são feitas as diversas programações possíveis no ADS1299. Contudo, para funcionamento do bloco de Controle, é necessário que haja um *clock* (OSC) o qual pode ser aplicado externamente através da porta CLK ou configurado internamente (gerando um *clock* de 2.048 MHz).

Em relação à alimentação de todos estes blocos, há pinos diretos e específicos para isto. Há a possibilidade de alimentar tanto em modo unipolar ou bipolar (tendo este último a vantagem de capturar sinais com potencial negativo). Uma peculiaridade importante a ser observada é que é necessário fornecer tanto tensão de 5V quanto de 3.3V para funcionamento adequado do ADS1299.

Além disso, de acordo com Texas Instruments (2012), aconselha-se utilizar capacitores de *bypass* para evitar oscilações na tensão de alimentação. Também faz a recomendação dos valores destes capacitores para funcionamento adequado quando em modo bipolar. Tendo isto em mente, estas recomendações do *datasheet* foram seguidas e aplicadas na PCB.

Contudo, além da parte de *hardware*, é necessário ater-se ao funcionamento em *software* do mesmo. Devido aos diversos tipos de configurações presentes, uma programação em *software* deve ser feita para realizar leituras e escritas nos registradores do ADS1299. Esta programação é feita através de um microcontrolador externo. A Figura 18 apresenta um fluxograma simplório do funcionamento do ADS1299.

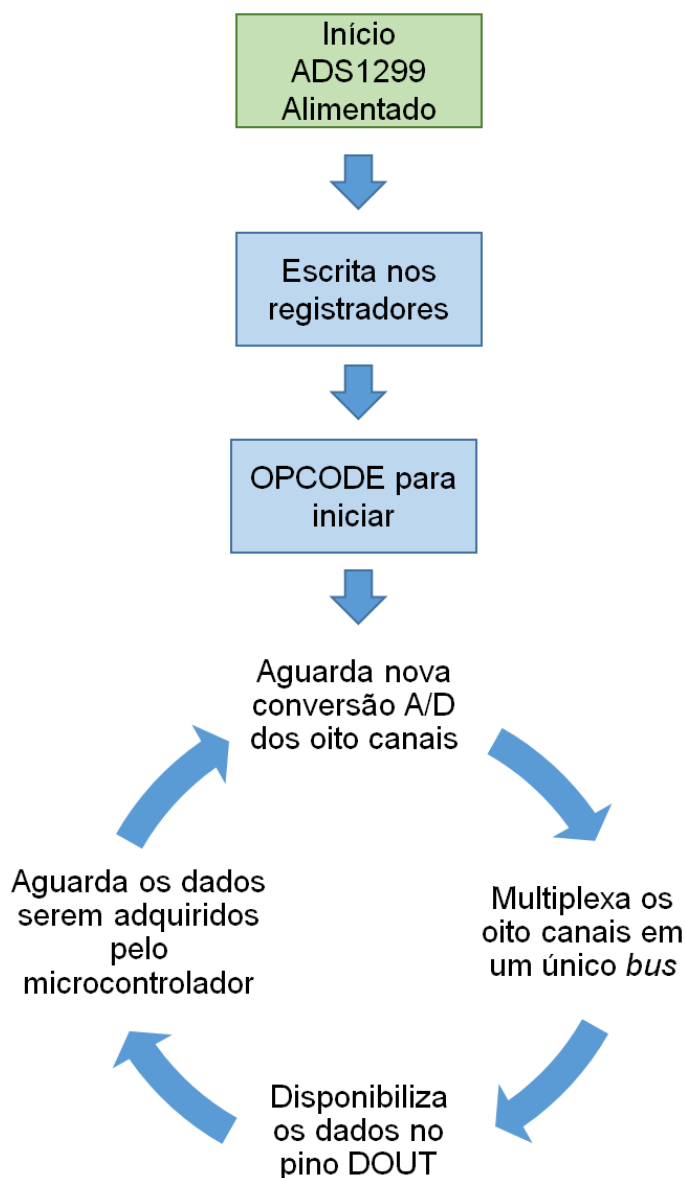


Figura 18 – Fluxograma do ADS1299 em funcionamento
Fonte: Autoria própria.

Uma vez alimentado o ADS1299 (como por exemplo, em modo bipolar) o mesmo está pronto para ter seus registradores lidos e escritos. Assim, algumas configurações são possibilitadas através da escrita dos registradores, tais como número de canais ativos, ganho de cada canal, modo contínuo de aquisição ou não, utilização da referência interna, etc.

Com as configurações prontas, uma das formas de iniciar o processo de conversão é enviando uma sequência binária específica (OPCODE) que será reconhecida e dará início ao ciclo. Quando as conversões A/D dos oito canais estão prontas, as mesmas são multiplexadas e permanecem disponíveis no pino *Data Out*

(DOUT). As informações permanecem neste pino até que um microcontrolador faça a leitura, acarretando em um novo ciclo de conversão.

2.3.3 Microcontrolador C2000

Os microcontroladores são dispositivos eletrônicos compostos de microprocessador, memórias e outros periféricos, facilitando a integração de componentes e a utilização dos sinais digitais. Atualmente há uma grande quantidade de microcontroladores comerciais, abrangendo diferentes características eletrônicas, o que vem a ser vantajoso ao possibilitar uma escolha mais adequada para projetos.

Estas características incluem, por exemplo: capacidade de processamento, largura dos dados, quantidade e tipo de memória, entradas e saídas de propósito geral (GPIO), tipo de conversor A/D, tipos de comunicação, entre outros.

Com essas características, um microcontrolador pode ser usado como uma estrutura de processamento de dados digital (DSP), uma vez que possui instruções para realizar operações matemáticas com eficácia e armazená-las em sua memória. O microcontrolador é a interface de controle mais importante deste sistema de eletromiografia de superfície. Quando usado em conjunto com o ADS1299, sua função é de programa-lo, realizar as leituras das conversões e repassá-la adiante para outro dispositivo. O microcontrolador TMS320F28069 Piccolo controlSTICK (C2000) foi utilizado para esta tarefa.

Este microcontrolador da Texas Instruments foi lançado em 2010 e possui diversas características as quais são mostradas no Quadro 2. Além disso, a Figura 19 mostra o módulo C2000. Nota-se a presença de uma interface Universal Serial Bus (USB) para comunicação com um computador bem como os pinos de acesso à esquerda.

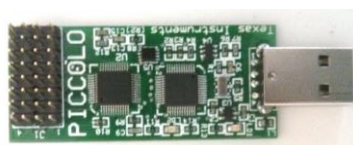


Figura 19 – Microcontrolador C2000 Piccolo controlSTICK
Fonte: Autoria própria.

Características principais	Descrição
1. Unidade de processamento central (CPU) de 32- <i>bits</i>	Esta largura de <i>bits</i> permite maiores recursos em se tratando de operações lógicas, aritméticas e de memória.
2. <i>Clock</i> de até 60 MHz	Elevado <i>clock</i> , sendo rápido o suficiente para configurar o ADS1299 e realizar a leitura das conversões.
3. Tensão de alimentação de 5 V	Baixa tensão necessária, podendo assim ser alimentado por bateria.
4. Possui memória Flash no IC	Há a possibilidade de gravar o algoritmo na memória Flash e iniciá-lo concomitantemente ao C2000.
5. Possui um módulo de Serial Peripheral Interface (SPI) e de Serial Communication Interface (SCI)	Essencial para comunicação com dispositivos periféricos que necessitam de tais protocolos.
6. Programação em linguagem C	Facilidade de programar em linguagem C auxiliando ao criar processos embarcados.
7. Microcontrolador do tipo ControlSTICK	Trata-se de uma pequena placa de circuito impresso que contém interface USB para programação bem como componentes eletrônicos necessários para funcionamento do C2000.

Quadro 2 – Características principais do C2000
Fonte: Adaptado de Texas Instruments (2010).

Uma vez que o ADS1299 trabalha com informações em 24-*bits* é conveniente que o microcontrolador utilizado possua uma largura de *bits* de 32-*bits*, podendo assim manusear os dados. Nesta premissa, também é vital que ambos dispositivos tenham a capacidade de se comunicar, e isto ocorre graças ao protocolo SPI.

De uma maneira simples, a comunicação serial é caracterizada pela transmissão individual de *bits* sequencialmente. Existem diversos protocolos para reger esta comunicação como a Serial Peripheral Interface (SPI).

A SPI é bastante utilizada em diversos dispositivos devido a sua simplicidade de *hardware* bem como a flexibilidade de utilização. Sua comunicação é estabelecida através de *full duplex*, onde estão presentes elementos como Mestre e Escravo. Este protocolo necessita de quatro conexões, as quais são chamadas de: MISO (*Master In Slave Out*), MOSI (*Master Out Slave In*), SCLK (*Serial Clock*) e SS (*Slave Select*) (BLESSINGTON et al., 2012).

Por se tratar de uma comunicação síncrona, a velocidade da mesma é regida pela frequência do *clock* do Mestre (conectado ao SCLK). Desta forma, a cada pulso de *clock* é alocado um *bit* no *bus* propício. O *bus* MISO é utilizado para dar instruções do Mestre para o Escravo, geralmente utilizado para configurações.

De forma análoga, o *bus* MOSI é utilizado para que o Mestre receba o sinal vindo do Escravo (neste caso, as conversões A/D do ADS1299). Além disso, as portas SS são utilizadas para selecionar qual Escravo irá receber as informações vindas do Mestre, dando a possibilidade de cascatear vários periféricos em um único sistema (BLESSINGTON et al., 2012).

2.4 TRANSMISSÃO DE DADOS

O microcontrolador também pode servir para condicionar dados que serão enviados a outro dispositivo através de uma conexão por fio ou sem fio (*Wireless*) por meio de protocolos próprios para isto. As tecnologias de transmissão sem fio mais utilizadas atualmente são o *Wi-Fi* e o *Bluetooth* (OPHIR; BITRAN; SHERMAN, 2004).

A tecnologia *Bluetooth* é direcionada a conexão entre dispositivos próximos e geralmente dispositivos móveis, servindo como alternativa para periféricos com fio (como *mouses*, teclados e caixas de som). Além disso, estes dispositivos não necessitam de uma taxa de transmissão elevada, sendo possível assim a utilização do *Bluetooth*. Por outro lado, a tecnologia *Wi-Fi* surgiu como uma alternativa ao modo de comunicação entre computadores e redes de grande porte (*Large area network* – LAN). Nesta tecnologia, prevalecem alta velocidade de transmissão bem como a integração de diversos dispositivos em uma única rede. Por isso, utilizam aparelhos com preços mais elevados quando comparado aos dispositivos de *Bluetooth* (FERRO; POTORTI, 2005).

Em relação às redes sem fio em geral, além do aproveitamento do espaço físico, com o seu uso há também a isolação eletrônica entre as redes. Este fato é de grande importância em dispositivos médicos, pois garante uma maior segurança em caso de falhas elétricas nestes sistemas, evitando riscos de choque ao usuário.

Neste mesmo contexto, o uso de baterias de baixa tensão para alimentar os componentes um sistema biomédico, é uma alternativa ao uso da rede elétrica - a qual pode ser nociva ao ser humano - (POZZO; FARINA; MERLETTI, 2004).

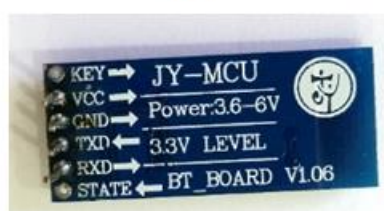
Retomando ao microcontrolador C2000, este possui comunicação SCI (também conhecida como *Universal Asynchronous Receiver/Transmitter* – UART) a qual é conveniente para se comunicar com o *Bluetooth* JY-MCU, utilizado para fazer

a comunicação sem fio entre o microcontrolador e um computador. Ao contrário do protocolo SPI, a SCI é uma comunicação assíncrona, ou seja, a velocidade de comunicação de ambos dispositivos Mestre e Escravo deve coincidir. O módulo JY-MCU possui suas características principais descritas no Quadro 3, e sua placa está mostrada na Figura 20.

Características principais	Descrição
1. Baixo consumo de energia	Essencial para garantir maior tempo de funcionamento em dispositivos portáteis.
2. Tensão de alimentação 3.6-6 V	Baixa tensão necessária, podendo assim ser alimentado por bateria.
3. Protocolo de comunicação SCI	Utiliza o protocolo SCI podendo comunicar-se com o microcontrolador C2000.
4. <i>Baud rate</i> configurável	Diversos <i>Baud rate</i> disponíveis com uma taxa de transmissão máxima de 115200 <i>bits</i> por segundo (bps).

Quadro 3 – Características principais do JY-MCU
Fonte: Adaptado de Electronics (2016).

(a)



(b)

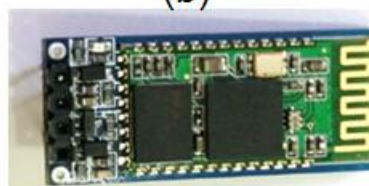


Figura 20 – Módulo Bluetooth JY-MCU onde (a) é a visão inferior e (b) a superior
Fonte: Autoria própria.

Na Figura 20, nota-se a presença de dois importantes pinos no tipo de comunicação SCI: as portas RXD (*receiver*) e TXD (*transmitter*). Para que os dados advindos do C2000 possam ser repassados para este módulo, usa-se a porta RXD do JY-MCU. Caso algum dado necessite ser transmitido para o C2000, utiliza-se a porta TXD.

Os dispositivos que receberão os dados de sEMG podem ser vários. Como forma de facilitar a interação do usuário com o dispositivo projetam-se as interfaces

homem-máquina (IHM). Estes equipamentos podem ser desde um computador de uso pessoal, até um painel industrial com visores interativos.

Para sistemas de sEMG, é possível utilizar um computador de uso pessoal para recebimento dos dados. Este tipo de plataforma tem processamento rápido, diversos programas (*softwares*) para desenvolvimento, são bastante difundidos e geralmente portáteis (como *notebooks* e *smartphones*).

3 DESENVOLVIMENTO DO DISPOSITIVO DE ELETROMIOGRAFIA

Esta seção detalha os métodos e componentes eletrônicos utilizados para criação do dispositivo de eletromiografia de superfície. A Figura 21 apresenta o projeto proposto e desenvolvido em uma placa de circuito impresso (PCB) bem como os eletrodos (do tipo molhado) e a plataforma de apresentação do sinal de sEMG.

Os sinais mioelétricos de superfície adquiridos pelos eletrodos molhados são levados a PCB e passam pela etapa de filtragem. Estes dados são então transmitidos ao conversor A/D (ADS1299) o qual é previamente configurado pelo microcontrolador C2000. O fluxo de dados segue também pelo microcontrolador e pelo módulo *Bluetooth*, sendo seu destino final um computador de uso pessoal. As setas em laranja representam a direção de sinais através de condutores, enquanto que a seta em cinza indica a transmissão sem fio. Os componentes abrangidos pela área em vermelho são alimentados pelas baterias; e o conjunto total em azul representa o sistema presente na PCB.

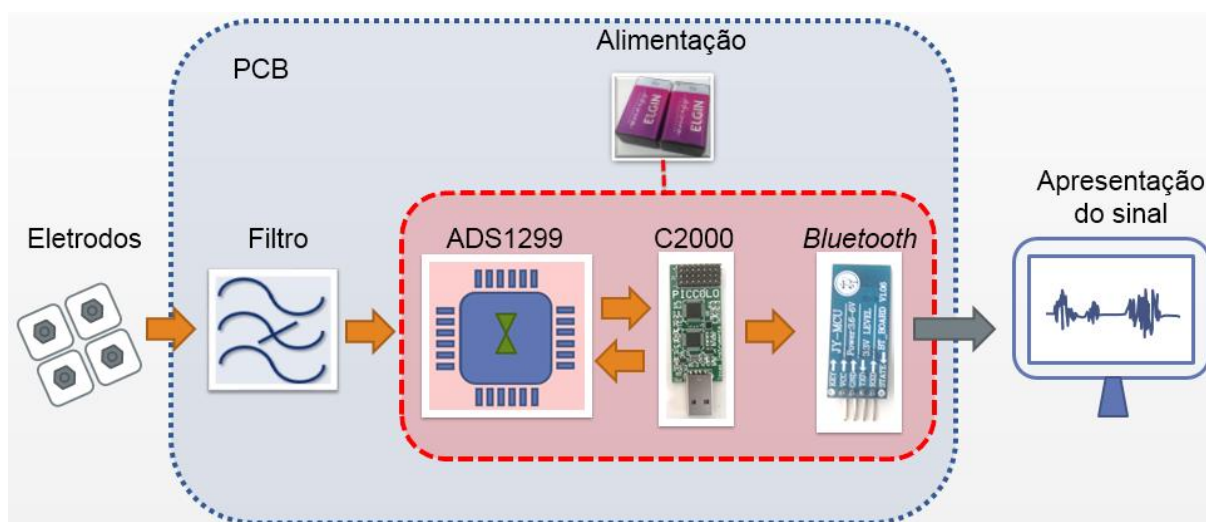


Figura 21 – Projeto do dispositivo de eletromiografia de superfície
Fonte: Autoria própria.

3.1 FILTRAGEM

Tendo em vista a questão de *aliasing* há a necessidade de criação de um filtro passa-baixa. Considerando que o espectro de frequência do sinal de sEMG é de até 500 Hz e que as maiores potencias se encontram entre 50 e 150 Hz então é

ideal que o filtro passa-baixa não atenuar tais frequências. Embora alguns autores descrevam esta faixa de frequência dominante (50-150 Hz), observando-se o sinal de sEMG decidiu-se abranger as frequências de 10-300 Hz.

Há também a presença do artefato de movimento no sinal de sEMG, que pode ser amenizado com um filtro passa-alta. Como forma de não atenuar o sinal de sEMG, este filtro deve possuir uma frequência de corte até 10 Hz.

Outro requisito a ter em mente é que caso os filtros forem projetados em cascata, é fundamental verificar as impedâncias dos estágios para amenizar a atenuação da banda passante (que constitui o sinal de sEMG).

Assim, levando em conta os componentes eletrônicos disponíveis para sua construção, os aspectos anteriormente mencionados e também através da observação do sinal de sEMG, realizou-se o projeto do filtro passa-banda com largura de banda entre 7,23 e 338,62 Hz, como ilustrado na Figura 22.

Além disso, optou-se pela construção de filtro passivo para compactar o sistema e evitar a necessidade de alimentação (em contraste com filtros ativos).

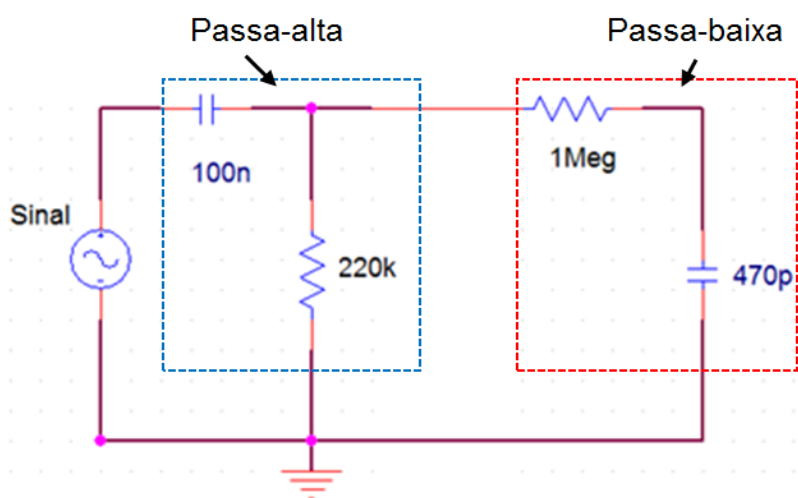


Figura 22 – Circuito eletrônico do estágio de filtro passa-banda
Fonte: Autoria própria.

O primeiro estágio consiste em um filtro passa-alta, o qual receberá o sinal de entrada, enquanto que o segundo estágio é um filtro passa-baixa. Suas frequências de corte são dadas de acordo com a equação (1)

$$F_{C_{alta}} = \frac{1}{2 * \pi * R * C} = \frac{1}{2 * \pi * 220 * 10^3 * 100 * 10^{-6}} = 7,234 \text{ Hz}$$

e

$$F_{C_{baixa}} = \frac{1}{2 * \pi * R * C} = \frac{1}{2 * \pi * 1 * 10^6 * 470 * 10^{-12}} = 338,627 \text{ Hz}$$

Em seguida, calculou-se a impedância de entrada do segundo estágio e a impedância de saída do primeiro, como forma de verificar se a proporção de pelo menos 10 vezes está sendo respeitada (STORR, 2014; FREY, 1999).

Baseando-se nas equações obtidas no referencial teórico (impedância de saída de um estágio – equação 4 e impedância de entrada do próximo estágio – equação 5), verifica-se a necessidade de avaliar o casamento de impedância entre os estágios. Nota-se que impedância está relacionada com a frequência do sinal presente no estágio. Como forma de obter uma análise ampla, utilizou-se o *software* MATLAB® para realizar a simulação dos valores de impedância para a faixa de frequência de 0-1000 Hz como apresenta a Figura 23. Uma vez que a natureza do sinal de sEMG compreende um espectro de frequência de até 500 Hz, de acordo com o critério de Nyquist, a taxa de amostragem mínima para reconstrução do sinal é de 1000 Hz. Mesmo embora o sistema possua filtro passa-baixa de 338,62 Hz, as análises desenvolvidas visam sempre estar de acordo com o critério de Nyquist.

Para os valores do R e C utilizados, têm-se, a partir de (5) a impedância de entrada do filtro passa-baixa, $Z_{in_{baixa}}$ e, a partir de (4), a impedância de saída do filtro passa-alta, $Z_{out_{alta}}$:

$$Z_{in_{baixa}} = \sqrt{1000000^2 + \frac{1}{(2 * \pi * f * 470 * 10^{-12})^2}}$$

e

$$Z_{out_{alta}} = \frac{1}{\sqrt{\left(\frac{1}{220}\right)^2 + (2 * \pi * f * 100 * 10^{-6})^2}}$$

e, através destes valores, pode-se observar a evolução destas impedâncias em função da variação da frequência, como ilustrado na figura 23.

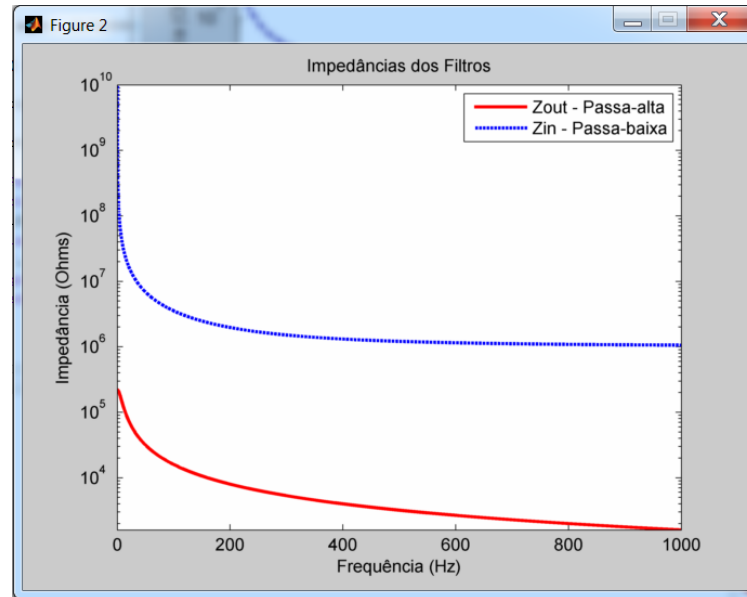


Figura 23 – Simulação das impedâncias de cada estágio
Fonte: Autoria própria.

A partir da Figura 23, verificou-se que em todo o espectro de frequência a relação entre as impedâncias é atingida bem acima da recomendação explicitada por Storr (2014) e Frey (1999). Desta forma, a banda passante do filtro sofrerá atenuação bem menor em contraste a um filtro que não satisfaça este parâmetro.

Assim, como forma de verificar o comportamento no filtro, deduziu-se sua função de transferência através de conhecimentos matemáticos, sendo esta dada por (7)

$$G(s) = \frac{C_1 R_1 s}{C_2 R_1 s + C_2 R_2 s + C_1 R_1 s + C_1 C_2 R_1 R_2 s + 1} \quad (7)$$

em que:

R_1 representa a resistência do primeiro estágio (passa-alta) em $[\Omega]$;

C_1 representa a capacitância do primeiro estágio (passa-alta) em $[F]$;

R_2 é a resistência do segundo estágio (passa-baixa) em $[\Omega]$;

C_1 é a capacitância do primeiro estágio (passa-baixa) em $[F]$; e

$G(s)$ é a função de transferência do filtro passa-banda no domínio (s).

A função de transferência descrita pela equação (7) foi inserida no *software* MATLAB® para obtenção do Diagrama de Bode em magnitude, o qual é mostrado na Figura 24.

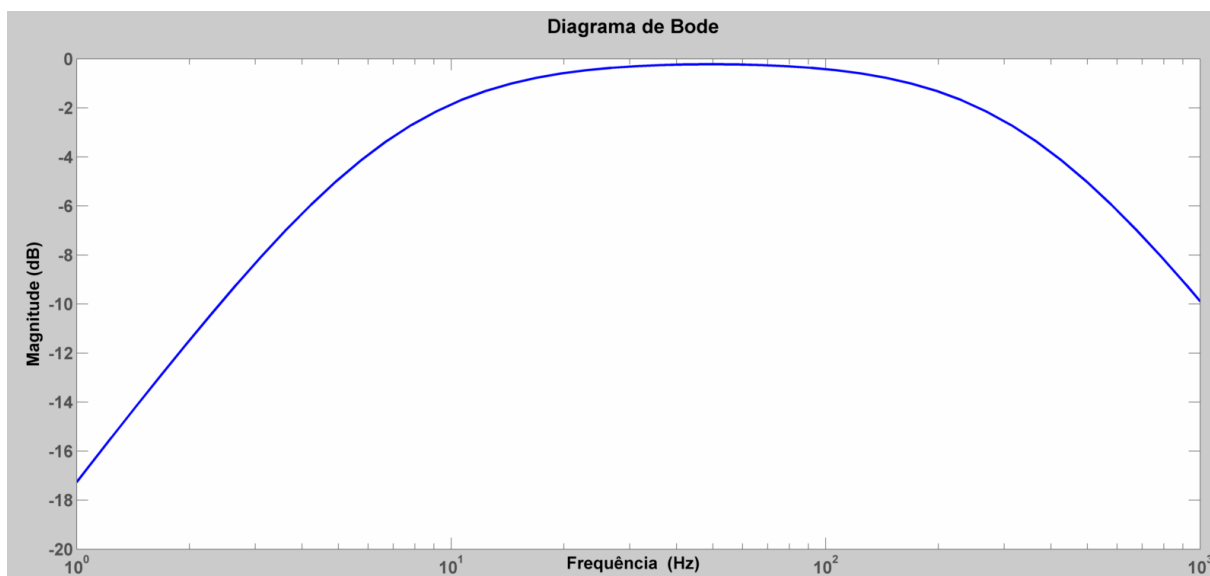


Figura 24 – Diagrama de Bode em magnitude do filtro passa-banda - MATLAB®
 Fonte: Autoria própria.

Para se obter outra validação do filtro, utilizou-se um *software* de simulação de circuitos eletrônicos (ORCAD®). O circuito dos filtros apresentado na Figura 22 foi construído e simulado no *software* gerando o Diagrama de Bode em magnitude apresentado na Figura 25.

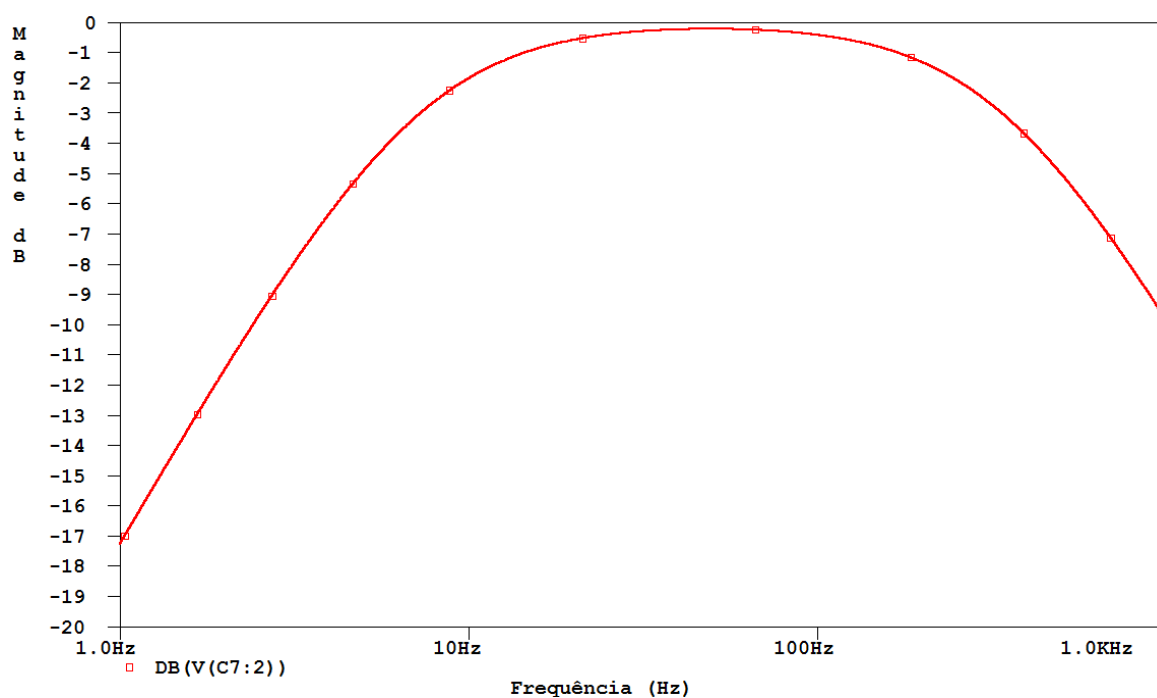


Figura 25 – Diagrama de Bode em magnitude do filtro passa-banda - ORCAD®
 Fonte: Autoria própria.

Uma vez obtido o modelo matemático bem como a simulação do circuito, foi possível comparar tais respostas com os dados do filtro presente na PCB. Utilizando

um gerador de função, uma onda senoidal com amplitude de 1 V foi direcionada à entrada do filtro e sua resposta visualizada em um osciloscópio. Assim, alterou-se a frequência da onda gradativamente e de forma manual com o intuito de analisar o comportamento do filtro, como mostrado na Figura 26. Para a faixa de 1-10 Hz a graduação foi de 1 Hz entre os pontos. Contudo, a partir de 10 Hz a graduação passou a ser de 10 Hz entre cada ponto.

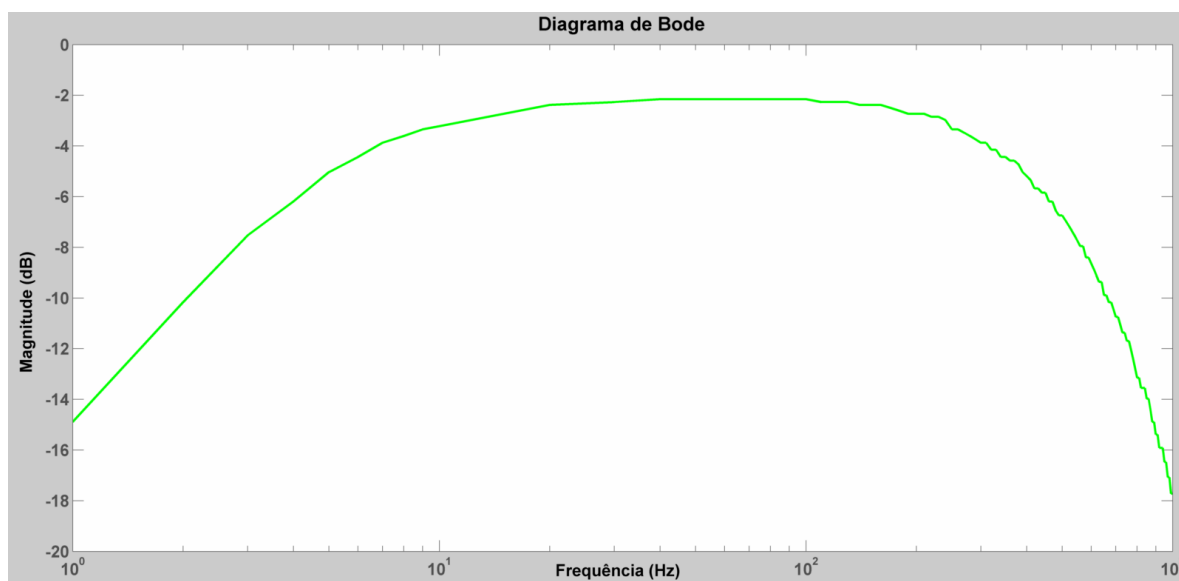


Figura 26 – Diagrama de Bode em magnitude do filtro passa-banda - PCB
Fonte: Autoria própria.

Este filtro apresenta atenuações nas faixas de frequência abaixo de 10 Hz e acima de 300 Hz, condizentes com o esperado.

Contudo, há atenuação também na banda passante (efeito indesejado) devido à utilização do filtro passivo.

A Figura 27 ilustra as três respostas em um único gráfico, demonstrando que o filtro projetado apresenta similaridades com as respostas e os cálculos previamente feitos.

O baixo número de amostras manuais do filtro da PCB (109 coletas) reflete em uma resposta menos fiel do que àquela com uma varredura mais detalhista. Além disso, os resistores utilizados nos filtros possuem tolerância de $\pm 5\%$ enquanto que os capacitores chegam a $\pm 20\%$. Estas variações podem ter agravado a disparidade dos resultados.

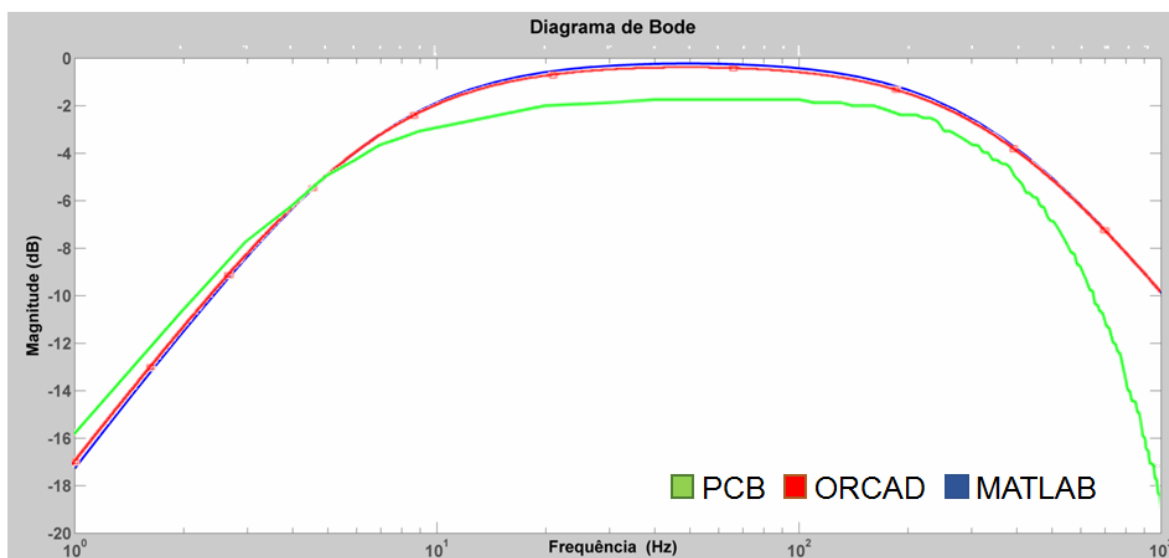


Figura 27 – Diagrama de Bode em magnitude do filtro passa-banda – PCB, ORCAD® e MATLAB®.

Fonte: Autoria própria.

3.2 SISTEMA DE ALIMENTAÇÃO E ISOLAÇÃO

Para que todos os dispositivos possam funcionar corretamente é necessário que o sistema de alimentação tenha capacidade de entregar tanto corrente quanto tensão adequada. Além disso, uma importante decisão tomada nesta premissa foi o uso de baterias 9 V, as quais possuem potência muito inferior do que a rede de distribuição doméstica.

Equipamentos eletrônicos de instrumentação são passíveis de falhas ou de mau funcionamento. Quando estes estão alimentados diretamente pela rede elétrica e estão em contato com um indivíduo, caso uma falha esteja presente, a corrente elétrica destes componentes apresenta um risco à saúde do indivíduo através do choque elétrico. Contudo, esta preocupação torna-se menor em sistemas que são alimentados por baterias (DELUCA, 2002), e, portanto, estão isolados da rede elétrica.

Nesta premissa, a utilização de transmissão sem fio (comunicação com o computador) adiciona segurança ao indivíduo uma vez que o mesmo não estará sujeito a eventual falha utilizando a rede elétrica de distribuição.

Como forma de desenvolver os circuitos eletrônicos, foi utilizado o *software* Eagle®. Tendo estes fatores em mente, o circuito de alimentação de todo o sistema está mostrado na Figura 28.

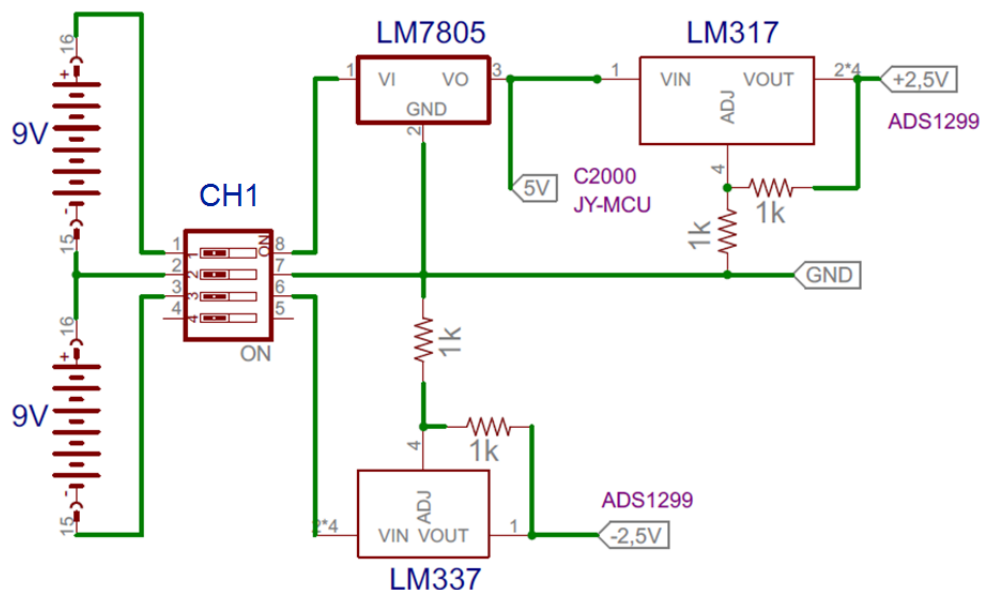


Figura 28 – Esquema elétrico do sistema de alimentação
Fonte: Autoria própria.

A Figura 28 mostra que a alimentação de todo o sistema é proveniente de duas baterias de 9 V. Este tipo de topologia é utilizado como forma de obter alimentação simétrica para o ADS1299.

Primeiramente há a presença de uma chave para desligar ou ligar o circuito (CH1) Posteriormente, a presença do regulador de tensão LM7805 garante uma tensão de saída de +5 V para alimentar tanto o C2000 quanto o JY-MCU. A partir desta tensão de +5 V, obtém-se a tensão de +2,5 V com o uso do regulador de tensão ajustável LM317. Por outro lado, para ser gerada a tensão negativa de -2,5 V fez-se uso do regulador de tensão LM337.

3.3 PROGRAMAÇÃO E PROTOCOLO DE TRANSMISSÃO

Para que haja comunicação e transmissão dos dados de forma eficaz, fez-se necessária a criação de um algoritmo para determinar configurações, normas e regras (protocolo). O programa foi compilado e inserido na memória *flash* do microcontrolador e desta forma é automaticamente executado ao ligar-se a alimentação. Os primeiros passos do algoritmo são relacionados à configuração tanto da SPI (Tabela 1) quanto da SCI (Tabela 2). Estas configurações dos protocolos são fundamentais para que haja compatibilidade com o ADS1299 (SPI) quanto com o *Bluetooth* JY-MCU (SCI).

Tabela 1 – Configuração da SPI

Característica	Configuração
Frequência do <i>Clock</i>	2 MHz
Dispositivo C2000	Mestre
Tamanho da palavra	16 <i>bits</i>
Polaridade do <i>clock</i>	1
Fase do <i>clock</i>	0

Fonte: Autoria própria.

Tabela 2 – Configuração da SCI

Característica	Configuração
<i>Baud rate</i>	115200 bps
TX e RX	Habilitados
Tamanho da palavra	8 <i>bits</i>
Paridade	Nenhuma
<i>Bit</i> de parade	Um

Fonte: Autoria própria.

Posteriormente, o algoritmo estabelece quais as portas do C2000 serão utilizadas para as mais diversas tarefas. Há a possibilidade de escolha de quais portas da SCI servirão como TX e RX, qual porta irá receber os dados de conversão do ADS1299, etc. Com as configurações previamente mencionadas os dispositivos estão todos conectados entre si aguardando instruções. É de suma importância a etapa de escrita nos registradores do ADS1299, caso contrário suas configurações *default* serão utilizadas. A Tabela 3 apresenta os aspectos de escrita realizados pelo C2000. Exalta-se que os oito canais são ativos a 1000 amostras por segundo.

Tabela 3 – Configuração do ADS1299 feito pelo C2000

Característica	Configuração
Quantidade de canais ativos	8
Modo de aquisição dos canais	Diferencial
Eletrodo de referência para todos os canais	Ativo
Amplificação programável	Unitária
Quantidade de amostras por segundo	1000
Alimentação	Simétrica $\pm 2,5$ V
Referência interna da conversão A/D	Ligada - 4,5 V

Fonte: Autoria própria.

Após aguardar alguns milissegundos para inicialização das conversões, o algoritmo detém-se a leitura do pino *Data Ready* (DRDY). Quanto este pino está em

nível lógico alto (1) as conversões ainda estão sendo realizadas. Em contrapartida, quando em nível lógico baixo (0), as conversões estão prontas para serem lidas.

A Figura 29 apresenta o pseudocódigo em formato de fluxograma do algoritmo principal desempenhado pelo microcontrolador C2000.

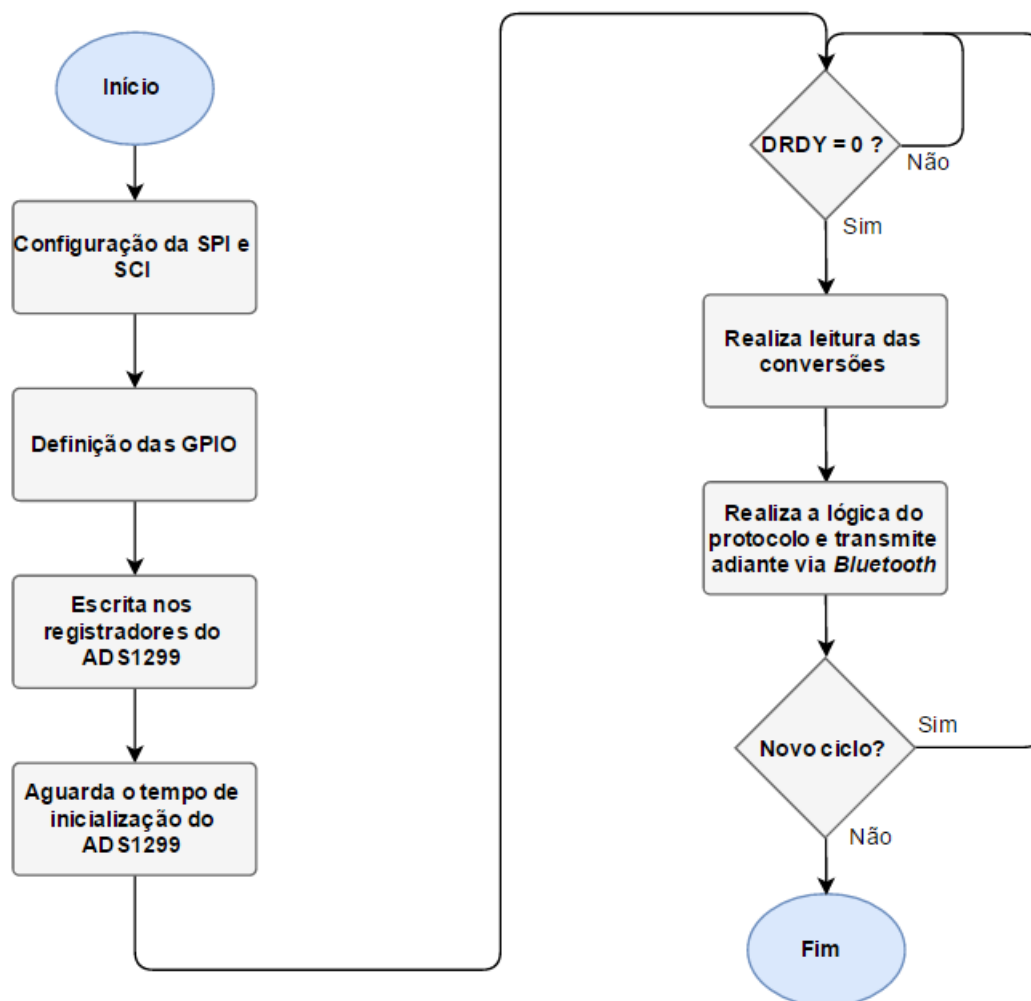


Figura 29 – Pseudocódigo em fluxograma do algoritmo principal
Fonte: Autoria própria.

Com as conversões lidas, o próximo passo é realizar a transmissão para o computador. Uma das possibilidades convenientes para transmissão destes dados por *Bluetooth* é através do *American Standard Code for Information Interchange* (ASCII).

Com o auxílio do ASCII, os números podem ser transmitidos e interpretados como caracteres. O uso desta ferramenta reduz a complexidade em relação ao condicionamento dos dados tanto antes (codificação) quanto depois da transmissão (decodificação). Contudo, no caso de transmissão de números, cada dígito é

representado por um caractere, ocupando 8 *bits*. Por exemplo, o número decimal 1 necessita de 8 *bits* para ser transmitido por ASCII. Por outro lado, este mesmo número pode ser transmitido por código binário e, neste caso, ocupa apenas 1 *bit* de informação.

Para a criação do protocolo, houve a necessidade de avaliar diferentes aspectos da transmissão, as quais estão descritas nas seções a seguir.

3.3.1 Avaliação da taxa de amostragem e taxa de transmissão

Devido ao baixo limite da taxa de transmissão do JY-MCU (115200 bps), é de suma importância reduzir ao máximo o tamanho da mensagem para garantir que a taxa de amostragem do sinal de sEMG seja realmente 1000 Hz (satisfazendo o critério de Nyquist). Enfatizando que cada canal possui uma resolução de 24 *bits*, o tamanho total da mensagem contendo as conversões é de 192 *bits* (24 *bits* x 8). Além disso, a transmissão por SCI necessita de um bit *stop* e um bit *start* a cada byte transmitido, adicionando 48 *bits*, totalizando 240 *bits* (192+48=240 *bits*). O cálculo da taxa de amostragem para esta mensagem transmitida sem qualquer tipo de codificação a 115200 bps é dado por (8)

$$T_a = \frac{T_t}{T_{msg}} \quad (8)$$

em que:

T_a representa a taxa de amostragem em [Hz];

T_t é a taxa de transmissão em [bps]; e

T_{msg} é o tamanho total da mensagem em [*bits*].

E, para este os valores em questão:

$$T_a = \frac{115200}{240} = 480 \text{ Hz}$$

A partir dos valores substituídos na equação (8), percebe-se que a transmissão direta dos *bits* nesta velocidade não atende os requisitos de amostragem, que deve ser de 1000 Hz.

Levando em conta que não há como aumentar a taxa de transmissão do JY-MCU, a única alternativa é reduzir o tamanho da mensagem. Neste contexto, dispensou-se o uso do ASCII uma vez que haveria incremento além dos 240 *bits* para codificação da mensagem. Para chegar a esta conclusão, realizou-se um cálculo da taxa de amostragem em ASCII (T_{asc}) contendo 4 casas dígitos.

Como cada dígito pode ser representado por qualquer um dos dez algarismos, então com 4 dígitos é possível representar valores na faixa de 0000 até 9999. Utilizando a escala de μV para se adequar às pequenas amplitudes do sinal de sEMG (SOUSA; SOUZA; ROMERO, 2006), é possível ter valores de 0-9999 μV com ASCII. De acordo com (DELUCA, 2002), este fundo de escala está adequado (bem como a resolução – 1 μV) para aquisição de sEMG pois abrange amplitudes de até 10 mV.

Caso fossem escolhidos 3 dígitos, não seria possível abranger tais amplitudes de até 10 mV. Por outro lado, com 5 ou mais dígitos, haveria mais demanda em termos de transmissão ao mesmo tempo que não se usariam os valores acima de 10 mV.

O cálculo da taxa de transmissão em ASCII está descrito por (9)

$$T_{asc} = \frac{T_t}{(N_{can}) * (N_{char}) * 8} \quad (9)$$

em que:

T_{asc} representa a taxa de amostragem em ASCII em [Hz];

T_t é a taxa de transmissão em [bps];

N_{can} é o número total de canais; e

N_{char} representa a quantidade de dígitos para representação.

E, para o caso de 4 dígitos:

$$T_{asc} = \frac{115200}{8 * 4 * 8} = 450 \text{ Hz}$$

Nota-se que a taxa de amostragem do sistema quando transmitindo por ASCII (9) é inferior àquela sem codificação (8). Além do limite de fundo de escala (4 caracteres), ao se utilizar ASCII há a necessidade de conversão de binário para decimal no próprio algoritmo do C2000. Como a conversão deve ser efetuada para

cada canal, as operações aritméticas são custosas em termos de ciclos de máquina para tal microcontrolador, acarretando em delongas no tempo de execução.

Visando evitar estes empecilhos, optou-se pela transmissão auxiliada por codificação própria. Levando em conta que as menores amplitudes do sinal de sEMG estão na faixa de 50 μV (SOUSA; SOUZA; ROMERO, 2006) e que a amplitude do sinal é predominantemente abaixo de 10 mV (DELUCA, 2002), é de grande importância que a codificação transmita tais valores. Como forma de calcular a quantidade máxima de *bits* que podem ser enviados a 115200 bps e que garantem 1000 amostras por segundo, tem-se a equação (10)

$$B_m = \frac{T_t}{A_m} \quad (10)$$

em que:

B_m representa a quantidade máxima de bits;

T_t é a taxa de transmissão em [bps]; e

A_m é a quantidade de amostras por segundo [Hz].

E, para este caso:

$$B_m = \frac{115200}{1000} = 115,2 \text{ bits}$$

Portanto, o número máximo de *bits* que pode ser utilizado para essa transmissão é de 115.

3.3.2 Avaliação do tamanho e formato de cada sinal codificado

Uma das formas de alocar os dados em um protocolo que satisfaça esta situação é através redução da resolução do sistema. Com uma resolução mais baixa, o sistema pode transmitir mais dados no mesmo período de tempo. Contudo, deve-se analisar posteriormente se a resolução acarretada ainda é suficiente para representação adequada do sinal de sEMG.

Além disso, é necessário alocar um caractere em ASCII (8 *bits*) no final do protocolo como forma de detectar o fim da mensagem. Para uma codificação que

utiliza 10 *bits* dos 24 disponíveis em cada canal, o número de *bits* de um pacote neste protocolo é dado por (11)

$$T = (\text{Bits por canal} * 8) + (\text{Caractere}) \quad (11)$$

em que T representa o número de *bits* apenas de dados de sEMG, obtendo-se

$$T = 10 * 8 + 8 = 88 \text{ bits ou } 11 \text{ bytes}$$

É importante ressaltar que para cada *byte* transferido em SCI há a necessidade de dois *bits* adicionais (*start* e *stop*). Assim, o tamanho da mensagem codificada é dado por (12)

$$\text{Cod} = 88 + (\text{bits adicionais}) \quad (12)$$

em que Cod é o tamanho da mensagem codificada em [*bits*], obtendo-se:

$$\text{Cod} = 88 + 2 * 11 = 110 \text{ bits}$$

Este valor de 110 *bits* é menor que os 115 *bits* calculado na equação (10) que correlaciona a maior velocidade de transmissão para a taxa de amostragem fixada. Isso significa que esta codificação de dados está adequada, pois irá garantir que a taxa de amostragem seja atingida.

De fato, estes 5 *bits* de diferença apresentam uma vantagem em termos de performance, uma vez que, baseado em (8), tem-se

$$\frac{115200 \text{ bps}}{110 \text{ bits}} = 1047,27 \text{ Hz}$$

Nesta condição, enquanto o sinal de sEMG é reproduzido a 1000 amostras por segundo, o algoritmo de transmissão é executado a 1047,27 Hz, fazendo com que o microcontrolador tenha tempo suficiente para trabalhar o empacotamento entre uma captura e outra. A Figura 30 mostra um sinal presente no sistema em funcionamento, o qual foi capturado por um osciloscópio. Este sinal é proveniente de

uma GPIO digital do C2000 a qual foi configurada em modo *toggle* entre cada ciclo de transmissão para verificar a taxa de amostragem. Como característica deste sinal, observa-se que a taxa de amostragem do sistema de 1,000 kHz (canto inferior direito).

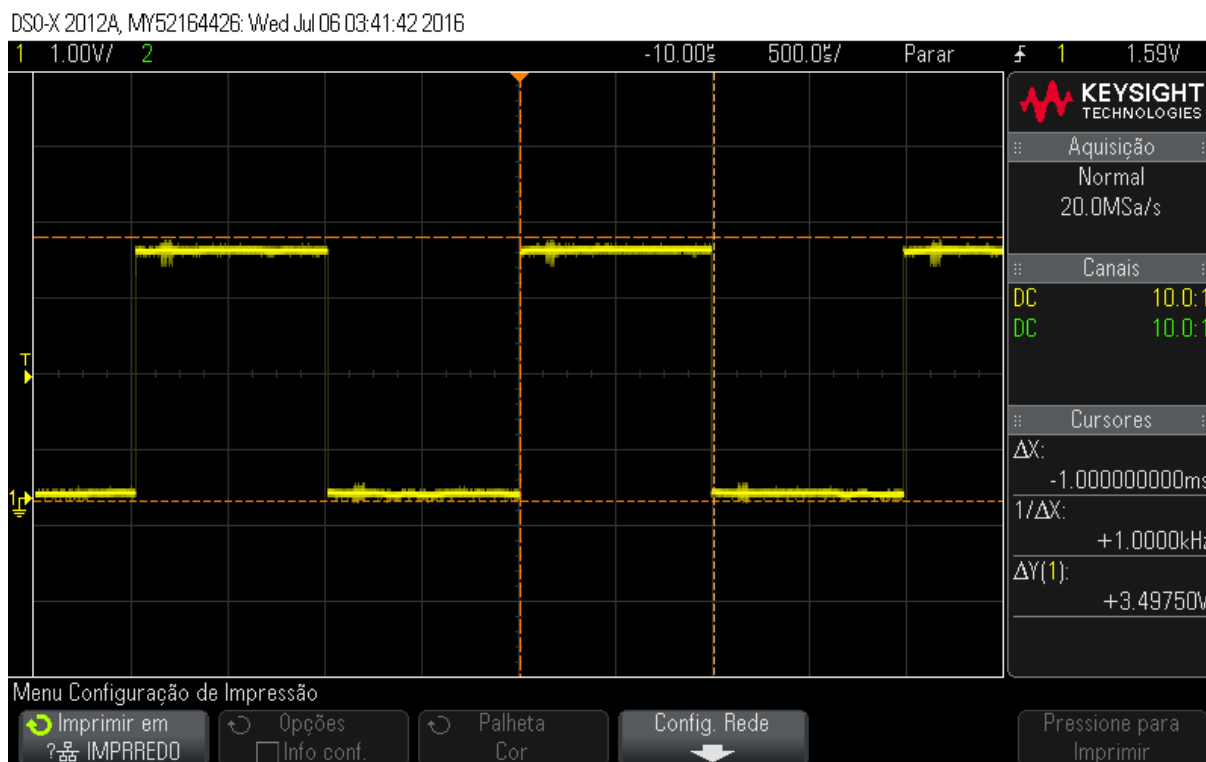


Figura 30 – Captura de um sinal no osciloscópio a uma taxa de amostragem do sistema de sEMG de 1kHz.
Fonte: Autoria própria.

Para a escolha dos 10 *bits* (dentro os 24), é preciso adequar tanto o fundo de escala quanto a resolução. Considerando que a referência A/D do ADS1299 é de 4,5 V e utilizando a equação (6) – que determina a resolução de uma conversão A/D - obtém-se a resolução do sistema no caso de 23 *bits* (o 24^o *bit*, ou seja, o mais significativo é apenas para determinar magnitude do sinal e não é utilizado para cálculo da resolução)

$$\text{Res}_{23} = \frac{4,5}{2^{23} - 1} = 0,53644 \mu\text{V}$$

em que Res₂₃ é a resolução de cada canal em [V];

3.3.3 Avaliação do empacotamento dos dados a serem transmitidos

A Figura 31 apresenta duas das diversas janelas possíveis para alocar os 10 *bits* de um canal. Nota-se que em (a) a resolução é adequada, porém o fundo de escala não se enquadra nas características do sinal sEMG. Em contrapartida, a janela mostrada em (b) satisfaz tanto o fundo de escala quanto a resolução e, portanto é a utilizada na codificação.

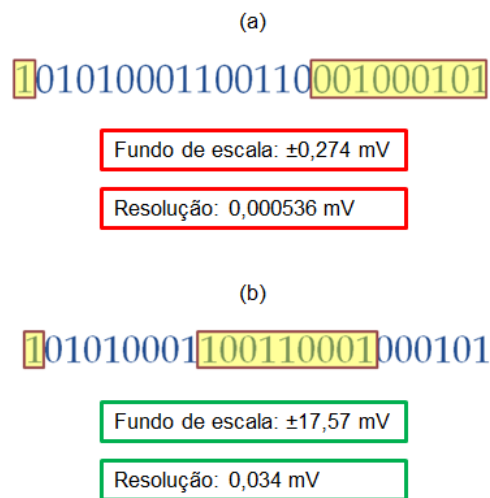


Figura 31 – Diferentes janelas de alocação dos 10 *bits* em (a) inadequada e em (b) adequada
Fonte: Autoria própria.

Contudo, devido a transmissão SCI ser em múltiplos de 8 *bits*, há a necessidade de ter empacotamento adequado. A forma escolhida para a codificação está mostrada na Figura 32. Neste exemplo, tem-se uma conversão aleatória no Canal 1, onde os oito *bits* menos significativos (LSB) são enviados normalmente, enquanto os dois mais significativos (MSB) são separados em um pacote.

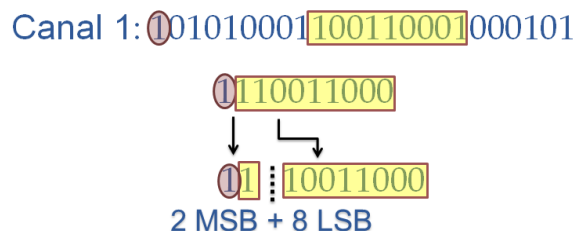


Figura 32 – Quebra da sequência binária
Fonte: Autoria própria.

Convenientemente, o número de canais são oito, gerando um total de 16 *bits* mais significativos. Estes *bits* são então alocados em dois pacotes de 8 *bits* cada,

podendo assim ser transmitidos normalmente pela SCI. A Figura 33 ilustra o agrupamento dos oito canais (representados por C) para formação destes dois pacotes (PCT1 e PCT2). São mostrados apenas os dois MSB de cada canal. Devido à grande quantidade de *bits* é conveniente a apresentação dos dados na forma hexadecimal.

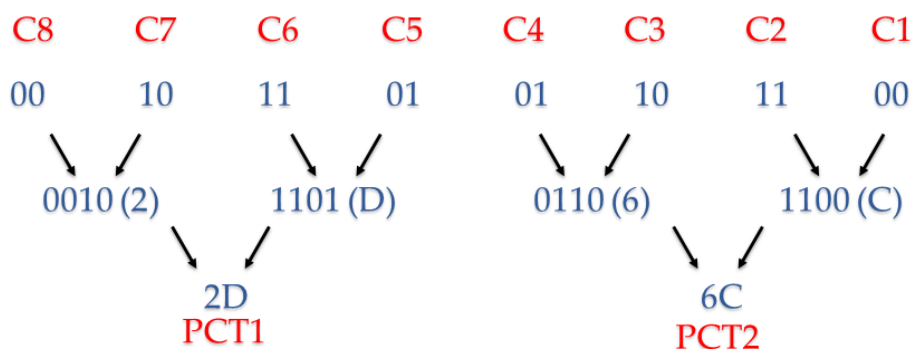


Figura 33 – Formação dos dois pacotes MSB
Fonte: Autoria própria.

Contudo, os pacotes do LSB, por serem constituídos de exatamente 8 *bits*, são enviados normalmente. Logo, o formato de envio é mostrado na Figura 34 (a). A codificação contém os LSB dos oito canais (enviados primeiramente e começando pelo canal 8), seguidos pelos pacotes (PCT1 e PCT2 – nesta ordem) e por fim o caractere finalizador “g” (aleatoriamente escolhido e representado pelo hexadecimal 67).

A Figura 34 (b) apresenta um exemplo de captura aleatória dos oito canais. Como forma de simplificação, apenas o canal 8 contém valor diferente de zero. Nota-se que os dados já estão no formato de 10 *bits*. O primeiro pacote (PCT1) é formado pelos MSB dos canais 8, 7, 6, e 5 respectivamente, originando o valor 0x40. De forma análoga, o pacote 2 (PCT2) é formado pelos MSB dos canais 4, 3, 2 e 1 respectivamente, resultando no valor 0x00.

Por fim, a mensagem protocolada e pronta para a transmissão é mostrada na Figura 34 (c). Ela carrega todos os valores MSB e LSB apresentados na Figura 34 (b) bem como o caractere de fim de mensagem representado pelo hexadecimal 67.

Com esta codificação assegura-se a transmissão dos 110 *bits* de forma eficiente.

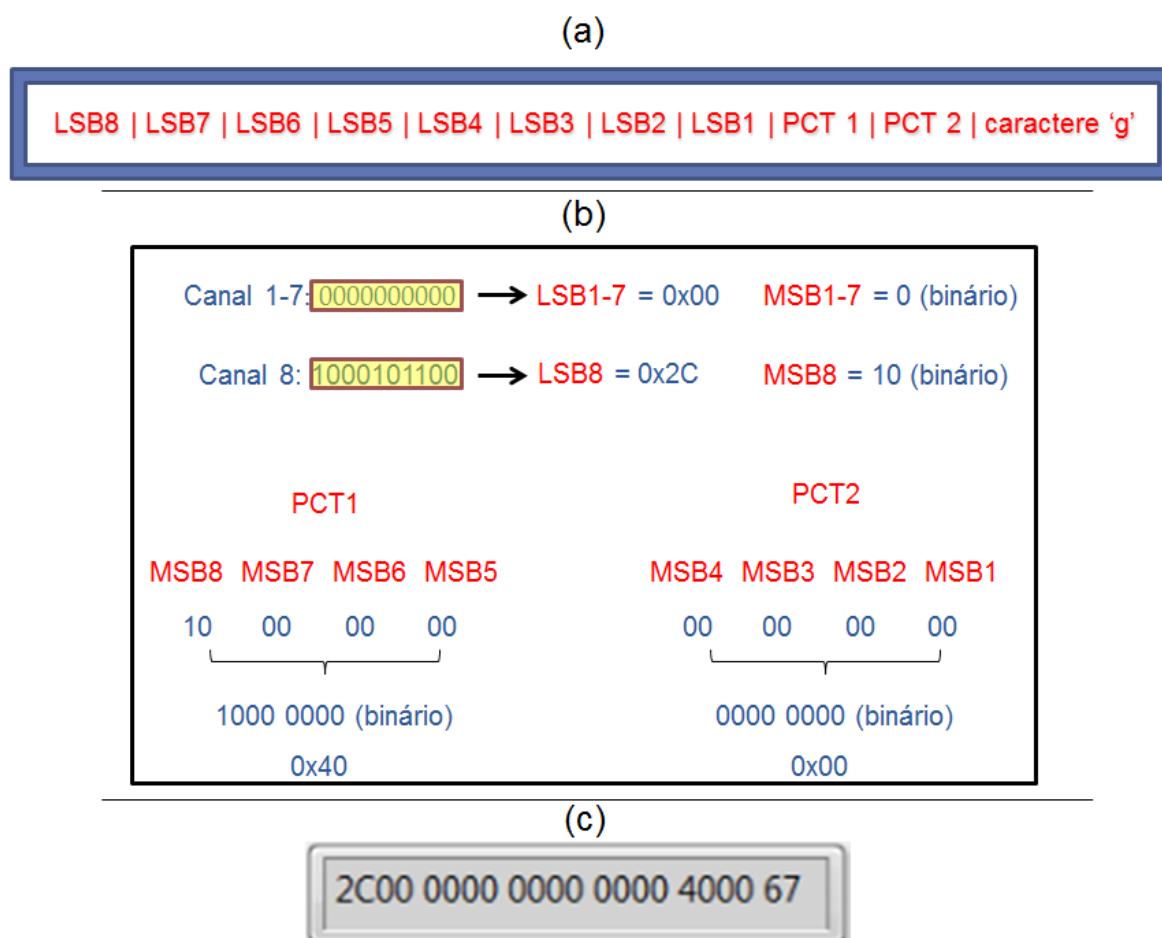


Figura 34 – Exemplo de processo de codificação completa das conversões (a) formato; (b) valores dos 8 canais; e (c) dados da mensagem a ser transmitida
 Fonte: Autoria própria.

Uma vez codificados os dados, os mesmo são enviados ao módulo *Bluetooth* através da porta de transmissão (TXD). Completa-se assim um ciclo de aquisição e, caso o sistema prossiga alimentado, continuará sem interrupção.

3.4 PLATAFORMA DE APRESENTAÇÃO

Com os dados transmitidos para o computador, é necessário que haja a decodificação das conversões para que elas possam ser apresentadas corretamente. O *software* utilizado para esta tarefa é o LabVIEW™.

LabVIEW™ é um *software* de instrumentação virtual que auxilia na criação de soluções rápidas e eficazes para a engenharia e cientistas. O processamento e aquisição de dados torna-se uma tarefa fácil através da utilização da programação de linguagem gráfica. O ambiente de programação chama-se *Virtual Instrument (VI)*

e é dividido em duas partes: *Block Diagram* (diagrama de blocos) e *Frontal Panel* (painel frontal).

O diagrama de blocos é a parte lógica da programação. O programador faz a inserção do algoritmo através da interconexão de diferentes blocos de função. Tais funções podem ser tão simples como uma lógica aritmética ou mais complexas como a aquisição de dados da porta serial.

Em contrapartida, o painel frontal auxilia na elaboração do programa através de ferramentas gráficas. É possível inserir botões, chaves, controles, indicadores e outras funções que servem tanto para informar o usuário dos dados no sistema, bem como para uma possível intervenção.

Diante destas faculdades, o LabVIEW™ torna-se adequado a este trabalho, garantindo também que as estratégias sejam facilmente modificadas caso necessário. Assim, a Figura 35 ilustra de maneira simplificada a sequência proposta pela VI a qual foi criada exclusivamente para este sistema de sEMG.

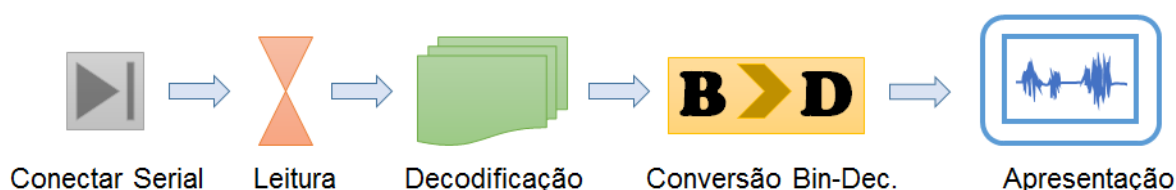


Figura 35 – Sequência de ações realizadas na VI
Fonte: Autoria própria.

A conexão com o *Bluetooth* é iniciada quando o usuário pressiona um botão. Os dados enviados pelo C2000 através do módulo JY-MCU são lidos pelo programa, o qual é instruído para ler até a chegada do caractere 'g'. O próximo passo consiste em decodificar a mensagem realizando operações inversas das citadas na seção 3.5. Com os oito canais separados e em formato binário, basta que haja a conversão para decimal e por fim, a apresentação dos dados. O Apêndice A apresenta a VI principal, os blocos de função e os símbolos usados no decorrer da programação.

3.5 ESQUEMÁTICO E PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO

A criação de uma placa de circuito impresso garante conexões confiáveis entre os componentes bem como robustez geral. Como forma de compactar o tamanho da placa, optou-se pela utilização em sua maioria de componentes do tipo

Surface Mount Device (SMD). No Apêndice B estão presentes os esquemáticos feitos no *software* Eagle®.

A Figura B. 1 mostra o esquemático dos filtros. Há a presença do conector de entrada, que transmite os sinais mioelétricos aos filtros e posteriormente até a entrada do ADS1299. Estão presentes também os capacitores de *bypass* como recomendado pelo *datasheet*.

A Figura B. 2 traz informações sobre a maneira de como estão conectados os componentes (ADS1299, C2000 e JY-MCU). Na PCB há presença de um *jumper* (JP1), que tem o propósito de retirar a alimentação de 5 V do C2000. Desta forma é possível alimentar o C2000 via USB, bem como realizar modificação do seu código caso seja necessário. Quando o *jumper* estiver presente não deve ser utilizada a alimentação por cabo USB.

Por outro lado, a Figura B. 3 traz o esquemático da placa de circuito impresso (PCI ou mais comumente conhecido por PCB – *printed circuiti board*), contendo o arranjo de todos os componentes. Como forma de aproveitamento das superfícies, optou-se pela confecção de uma PCB de dupla camada (superior em vermelho e inferior em azul). Além disso, as trilhas possuem largura de 0,25 mm, tornando o circuito compacto. Portanto, a PCB possui 6,6 cm de largura e 8,4 cm de comprimento. Com estes esquemáticos, foi realizada a prototipagem da PCB bem como a inserção dos componentes eletrônicos. A Figura 36 mostra a PCB finalizada.

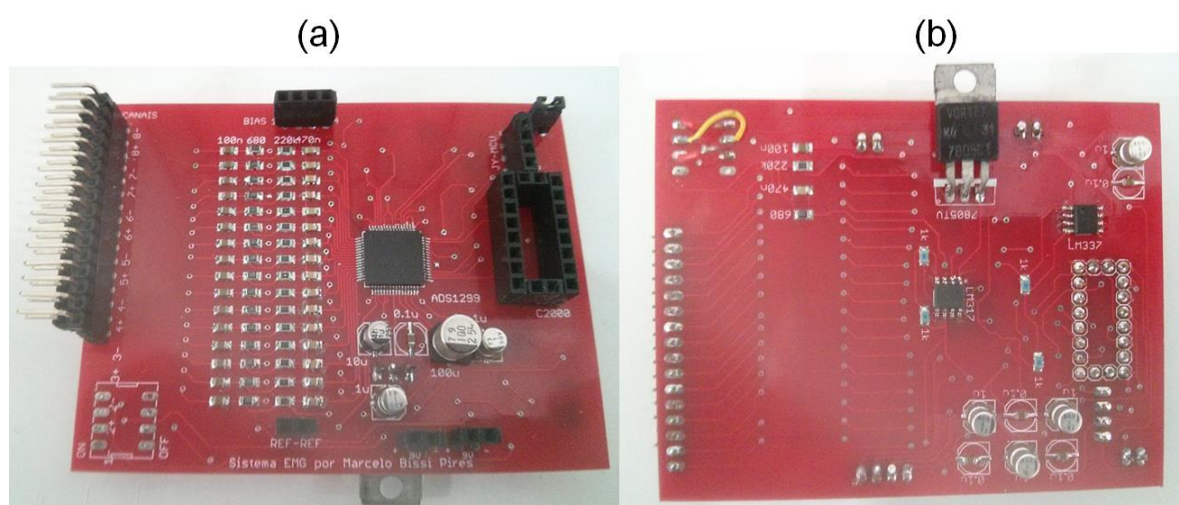


Figura 36 – Placa do sistema em que (a) é a visão superior e (b) a visão inferior
Fonte: Autoria própria.

Nota-se a presença de conectores pela placa que servem para entrada dos eletrodos e também para conexão dos periféricos (C2000 e JY-MCU). Um erro na

atualização da *silk layer* (responsável pela escrita em branco) fez com que os valores dos componentes do filtro passa-baixa fossem alterados. Por ser apenas um erro de estética, não há impacto no funcionamento do sistema.

A Figura 37 apresenta o sistema de sEMG com seus periféricos e, portanto, pronto para ser ligado e realizar aquisições.

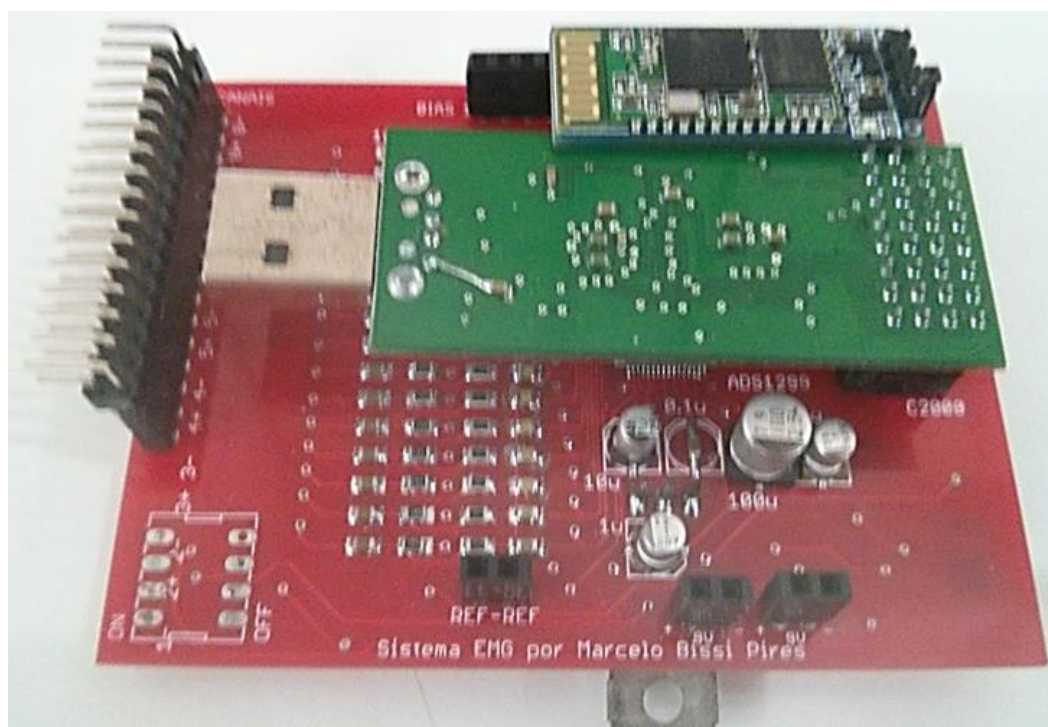


Figura 37 – Sistema de aquisição de oito canais para eletromiografia de superfície
Fonte: Autoria própria.

3.6 PLACA DE VALIDAÇÃO

Pouco depois do lançamento do ADS1299, a Texas Instruments lançou também uma placa de validação: um dispositivo contendo o IC ADS1299 bem como todos os periféricos necessários para seu funcionamento. A Figura 38 apresenta esta placa de validação denominada *ADS1299EEG Performance Demonstration Kit*.

A placa superior é composta do ADS1299, conectores, componentes passivos e *jumpers* que possibilitam configurações diversas. Por outro lado, a placa inferior é composta do microcontrolador bem como da circuitaria necessária para gerar as tensões adequadas. Também é responsável por conter o *firmware* e por estabelecer a conexão com um computador, que, como auxílio de um programa próprio desta interface, disponibiliza os dados ao usuário.



Figura 38 – Placas do ADS1299EEG
Fonte: Texas Instruments (2016).

Um ponto importante a ser mencionado é que a alimentação pode ser feita de duas formas: por fonte de tensão de 6 V (contida no *Kit*) ou através de 4 pilhas de 1,5 V. Ao se utilizar a fonte de tensão, o sistema estará sujeito ao ruído presente na rede elétrica de alimentação (60 Hz). Alimentando o *Kit* com as pilhas, isola-se da rede elétrica, reduzindo-se os ruídos de 60 Hz e aumentando a segurança ao usuário.

Além disso, o único modo de transmissão dos dados convertidos do *Kit* para o computador é por cabo USB. Isso significa que se o computador utilizado estiver ligado à rede elétrica de distribuição, tais ruídos de 60 Hz contaminarão o sinal. Contudo, se houver a possibilidade de funcionamento do computador por bateria, então os ruídos de 60 Hz poderão ser amenizados.

Outro ponto a se mencionar é que este *Kit* não possui filtro passa-alta em seus canais, implicando na percepção da *direct current* (DC) e gerando flutuações na linha de base do sinal de sEMG.

O seu uso neste trabalho se fundamenta por ser um dispositivo criado exclusivamente para realizar capturas do circuito integrado (CI) ADS1299. Desta forma, esta placa servirá como validação dos dados capturados pelo sistema desenvolvido através da comparação entre os sinais de sEMG.

4 AQUISIÇÃO DOS SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

A existência de dois sistemas distintos acarreta em diferentes métodos e procedimentos para obtenção e gravação dos resultados de eletromiografia de superfície. Contudo, os eletrodos, bem como seus condutores e posicionamento foram comuns aos dispositivos. Os sinais de sEMG foram obtidos do braço esquerdo do próprio pesquisador. Para ambas as aquisições, os eletrodos foram posicionados como mostrado na Figura 39.

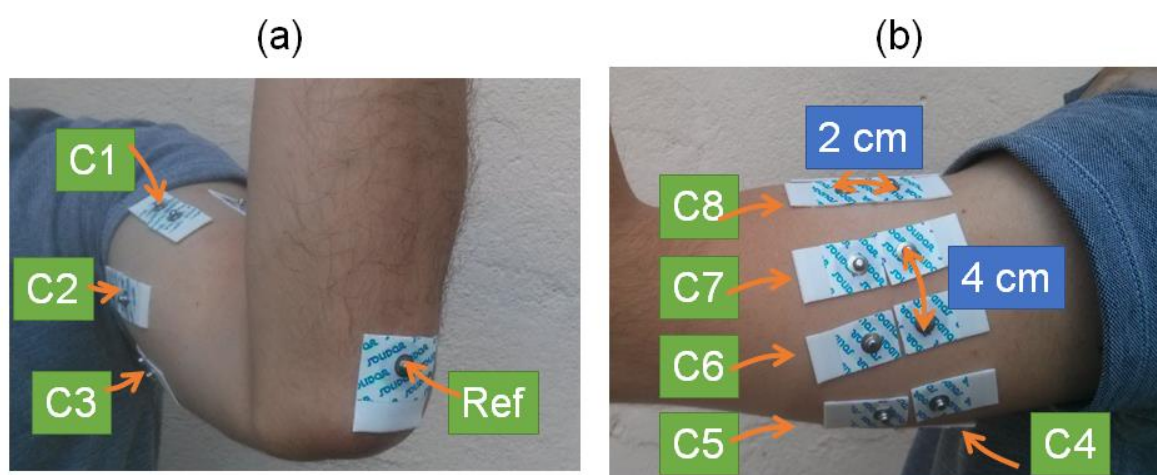


Figura 39 – Posicionamento dos eletrodos em que (a) mostra os canais e (b) apresenta a distância

Fonte: Autoria própria.

Da forma apresentada, os eletrodos estão em configuração bipolar e longitudinal. Na Figura 39 (a) são mostrados alguns canais (C1, C2, C3) e estes percorrem o braço do indivíduo de maneira circular. Há também a presença do eletrodo de referência (Ref), conectada ao cotovelo.

Por outro lado, a Figura 39 (b) mostra os canais restantes (C4, C5, C6, C7 e C8). Nota-se que os polos de um único canal são separados por 2 cm. Porém, a distância entre um canal e outro é de 4 cm e portanto, são equidistantes entre si.

A anatomia apresentada na Figura 40 traz a região muscular afetada pela aquisição: músculos do bíceps (a) e do tríceps (b). Cada par de eletrodos (C1, C2, C3, C4, C5, C6, C7 e C8) é colocado sobre a superfície da pele, acima dos músculos de cada região.

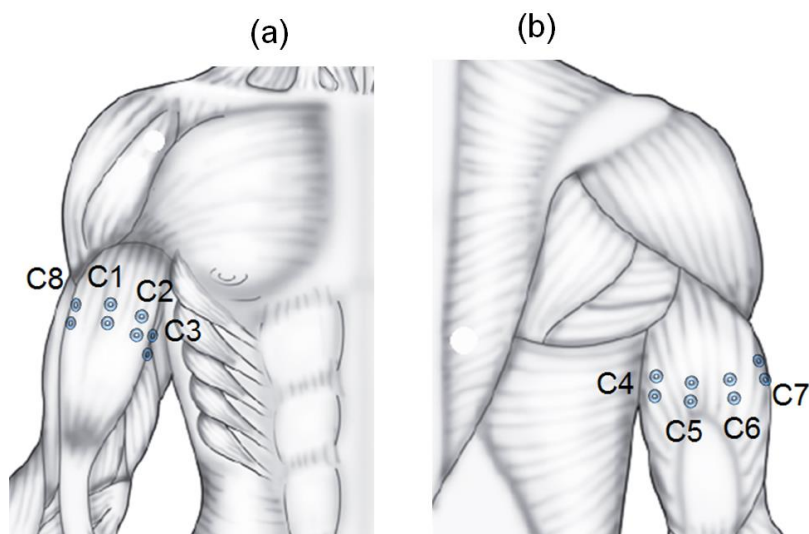


Figura 40 – Região muscular em que (a) mostra a região do bíceps e (b) a do tríceps
Fonte: Adaptado de CRAM (2003).

Para tornar os resultados mais precisos entre os dois sistemas foi realizada uma tentativa de unificar os eletrodos. Ou seja, tentou-se conectar os eletrodos a ambos os sistemas e, de forma simultânea, realizar a aquisição. Contudo, o sinal de sEMG capturado sofreu diversas alterações impróprias, descaracterizando-os. Tendo isto em mente, a captura dos sinais foi realizada de forma separada.

As seções a seguir abordam os passos realizados para extração do sinal sEMG tanto caso do sistema desenvolvido neste trabalho (sistema de sEMG próprio) quanto no caso do sistema de validação. Para ambos, os conectores dos oito canais e os eletrodos são mostrados na Figura 41. Os sinais mioelétricos são conduzidos dos eletrodos até o destino final (qualquer dispositivo de sEMG).

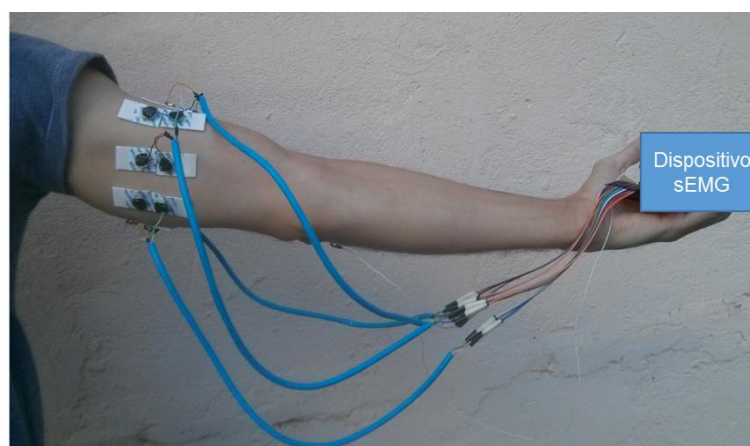


Figura 41 – Eletrodos e cabos de conexão para dispositivos de sEMG
Fonte: Autoria própria.

4.1 PROTOCOLO DE COLETA DE DADOS PARA O SISTEMA DE sEMG PRÓPRIO

Para captura dos sinais de sEMG com o sistema desenvolvido neste trabalho foi realizada a preparação da pele: remoção dos pelos na parte do braço, bem como a limpeza através de um algodão embebido em álcool. Assim, os eletrodos puderam ser colocados sobre a superfície da pele.

Com o sistema alimentado, os cabos dos eletrodos foram conectados ao dispositivo, o programa em LabVIEW™ foi iniciado bem como a conexão por *Bluetooth*. Configurou-se para que o programa realizasse 6 segundos de aquisição e desativou-se o filtro de 60 Hz.

Então, o dispositivo foi colocado sobre uma mesa estável e de material isolante. Foi requisitado ao indivíduo que ficasse em pé e com o braço relaxado (180 graus em relação ao cotovelo) para se preparar para os dois movimentos que seriam realizados.

O primeiro movimento consistiu em duas contrações do tríceps separadas por um intervalo de tempo. Orientou-se o indivíduo (sob aprovação do Comitê de Ética de CAAE 30162814.5.0000.5547) que, após a sinalização de início, o mesmo aguardasse um segundo para realizar as contrações. A Figura 42 explicita as ações do indivíduo a cada período de tempo, relacionados à contração e relaxamento do músculo. Nota-se que o tempo total de aquisição é de 6 segundos e há duas etapas de contração.

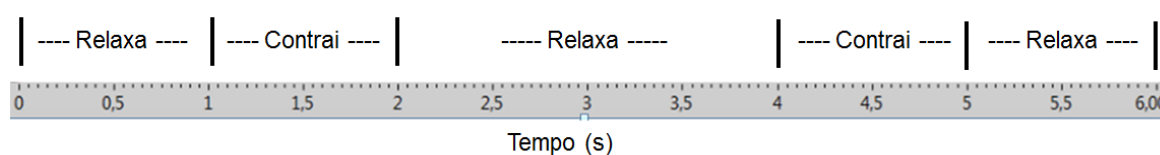


Figura 42 – Etapas para captura do sinal de sEMG
Fonte: Autoria própria.

Os dados foram então salvos no computador para serem analisados posteriormente. Um minuto após as contrações do tríceps, os mesmos passos mostrados na Figura 42 foram realizados para o bíceps. Para que o indivíduo tivesse uma melhor ação deste músculo, orientou-se colocar o braço próximo ao ombro e realizar a contração. Nas etapas de relaxamento, não havia a necessidade de

estender o braço, mas apenas cessar as contrações. Depois de realizada as duas contrações, os dados foram gravados no computador em uma planilha do Excel.

4.2 PROTOCOLO DE COLETA DE DADOS PARA O SISTEMA DE VALIDAÇÃO

O sistema de validação foi realizado em outra ocasião. Logo, as etapas de limpeza da pele bem como remoção dos pelos, foram novamente feitas e novos eletrodos foram colocados. O sistema de validação foi configurado da maneira descrita na Tabela 3 (que evidencia as configurações do ADS1299), deixando-o equivalente ao sistema próprio.

Embora os sistemas sejam semelhantes, alguns cuidados foram tomados para aproximar os resultados. Em relação a alimentação do módulo, optou-se pela utilização de 4 baterias de 1,5 V, evitando o contato com a rede elétrica de alimentação. Além disso, uma vez que os dados são transferidos necessariamente via USB, optou-se pela utilização de um *notebook* desconectado da rede elétrica (funcionando pela sua bateria). Estes dois cuidados auxiliam na redução do ruído de 60 Hz do sinal mioelétrico. Uma vez que o sistema não possui filtro analógico para remoção das componentes DC, foi utilizado um filtro digital passa-alta contido no próprio programa. Com o sistema alimentado e em funcionamento, iniciou-se o programa do módulo para realizar as aquisições. Configurou-se o tempo de aquisição em 6 segundos e foi ativado o filtro passa-alta 10 Hz de terceira ordem. As etapas de movimento foram equivalentes às realizadas para o sistema de sEMG próprio: primeiramente o tríceps e depois o bíceps, assim como mostradas na Figura 42. Tais dados foram gravados em um computador para comparação posterior.

4.3 ROTINA DE GRAVAÇÃO E COMPARAÇÃO DE DADOS

Em ambos os sistemas, os valores dos sinais de eletromiografia foram salvos em uma planilha do *software* Excel[®]. Também foi feita a captura das formas de onda das aquisições dentro de cada programa.

Para efeito de comparação visual, os gráficos foram ajustados para ter fundo de escala de ± 10 mV e mostrar até 6 segundos de aquisição. Por outro lado, os

dados numéricos tiveram seus valores processados no *software* Matlab® para comparação do espectro de frequências e suas amplitudes.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Com relação aos resultados da aquisição, os oito canais de cada sistema podem ser vistos no Apêndice C (possibilitando maior análise e percepção dos detalhes do sinal de eletromiografia).

As eletromiografias da etapa de contração do tríceps estão apresentadas Figuras C. 1 (sistema próprio) e C.2 (sistema de validação). Visualmente, as formas de onda estão semelhantes tanto na fase de relaxamento quanto na fase de contração. Não foram feitas aquisições simultâneas para os dois sistemas, mas sim em instantes diferentes em condições próximas. Assim, as diferenças de amplitude e frequência são ocasionadas por este fator, uma vez que o indivíduo não replica exatamente o mesmo sinal mioelétrico. Os quatro canais que apresentam maior atividade muscular do tríceps são: canal 5 (amarelo escuro) e canal 6 (lilás). Estes grupos musculares ocasionaram amplitudes de até $\pm 2,5$ mV.

Da mesma maneira, as Figuras C. 3 (sistema próprio) e C.4 (sistema de validação) também apresentam formatos de ondas semelhantes e seus desvios são causados pelos mesmos motivos anteriormente citados. Para este indivíduo, as contrações do bíceps são mais evidentes nos canais 1 (azul) e 2 (vermelho).

A partir dos valores numéricos gravados no Excel[®], pode-se importá-los para o Matlab[®] e assim obter os gráficos separadamente. As Figuras 43 (sistema próprio) e 44 (sistema de validação) trazem o sinal de eletromiografia dos canais 5 e 6 das etapas do tríceps. De maneira similar, as Figuras 45 (sistema próprio) e 46 (sistema de validação) trazem a eletromiografia apenas dos canais 1 e 2 da movimentação do bíceps.

Os sinais de sEMG do sistema próprio apresentam um pequeno desvio na linha de base devido à falta de eficácia dos filtros passivos. Em contrapartida, a utilização do filtro digital no sistema de validação eliminou a componente DC de forma mais adequada. Porém, é ainda evidente que os sinais de eletromiografia destes músculos apresentam amplitudes de até $\pm 2,5$ mV.

Como forma de comparar os espectros de frequência, foi escolhido o canal 6 para análise do tríceps e o canal 2 para o bíceps. Primeiramente, foi determinada uma janela de amostras de 500 ms para as análises das frequências do sinal de eletromiografia durante a primeira contração muscular (janela de 1,2 s até 1,7 s). O

mesmo procedimento foi feito para um dos momentos de repouso, contudo, a janela foi deslocada, iniciando em 2,5 s e cessando em 3,0 s.

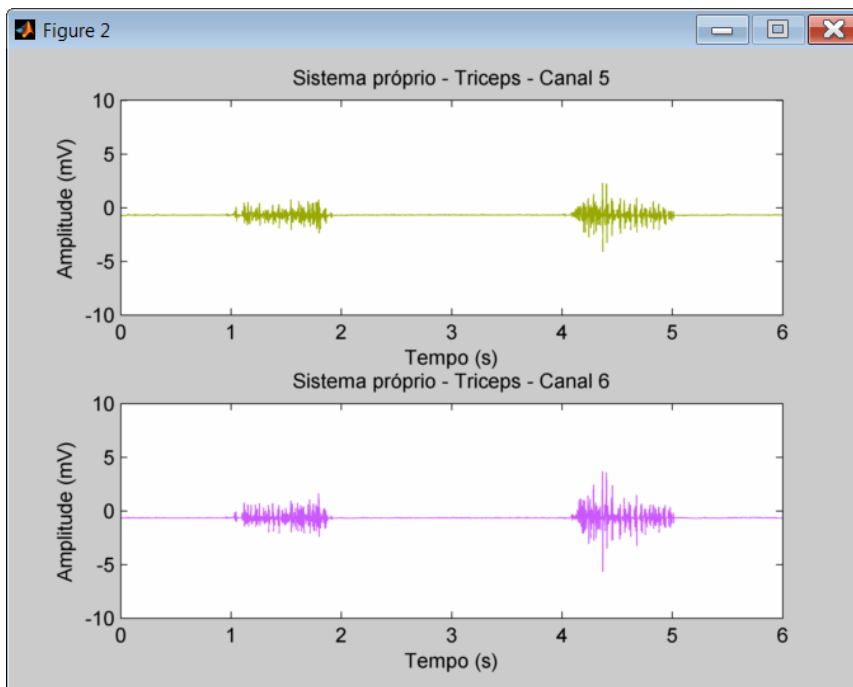


Figura 43 – Eletromiografia dos canais 5 e 6 da contração do tríceps pelo sistema próprio
Fonte: Autoria própria.

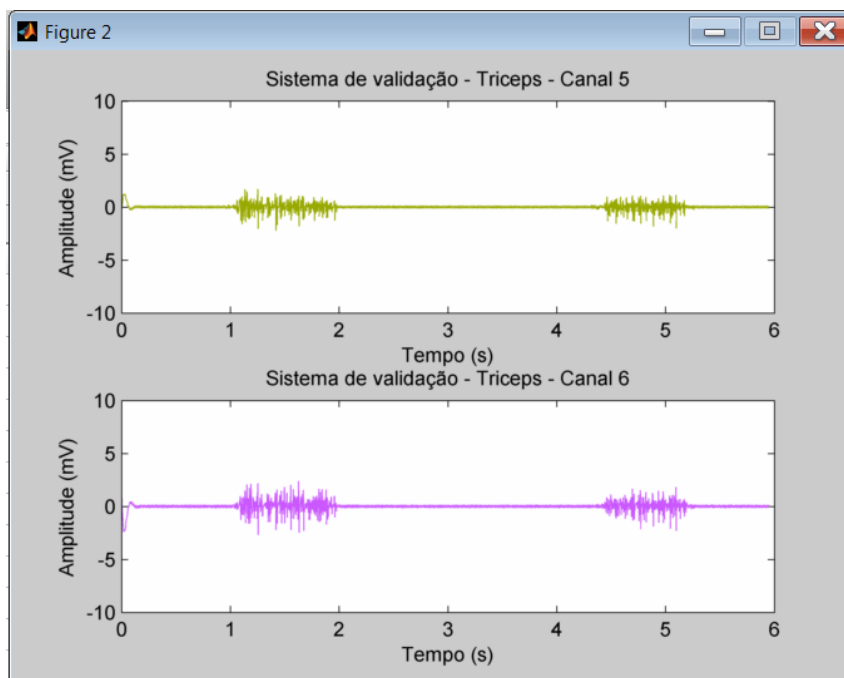


Figura 44 – Eletromiografia dos canais 5 e 6 da contração do tríceps pelo módulo de validação
Fonte: Autoria própria.

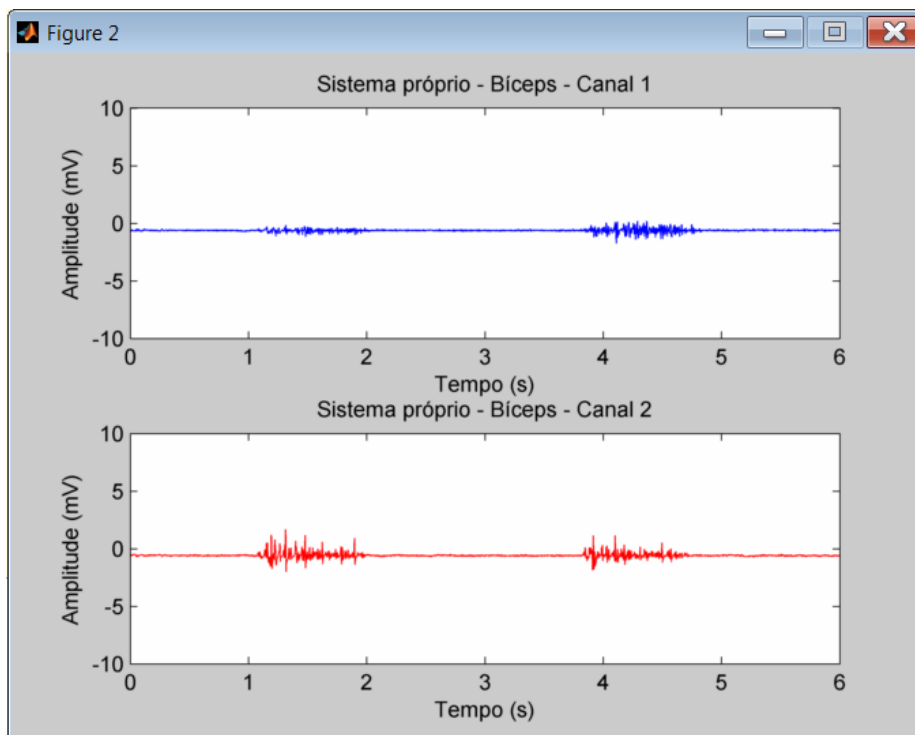


Figura 45 – Eletromiografia dos canais 1 e 2 da contração do bíceps pelo sistema próprio
Fonte: Autoria própria.

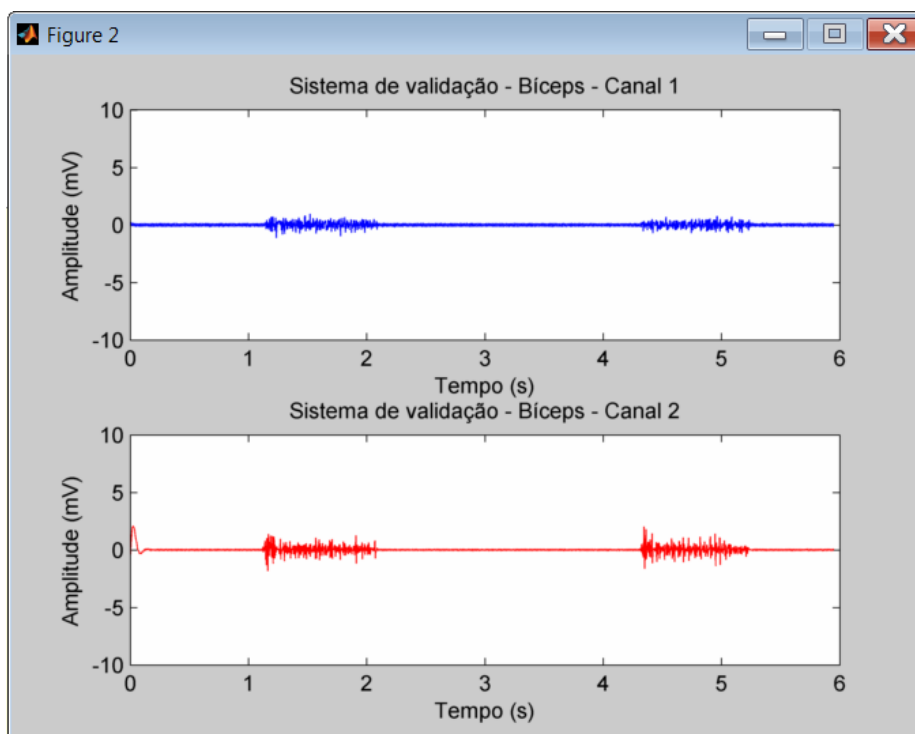


Figura 46 – Eletromiografia dos canais 1 e 2 da contração do bíceps pelo módulo de validação
Fonte: Autoria própria.

A Figura 47 apresenta o espectro de frequência do sistema próprio e do sistema de validação, ambos do canal 6 (tríceps) no momento de repouso. O intuito desta análise é mostrar o quão susceptível é cada sistema em relação ao ruído de 60 Hz. Neste canal, o sistema próprio possui bem menos interferências deste tipo (ganho de 1,85 dB) do que o módulo de avaliação (ganho de 34,38 dB). É possível notar a presença do sinal DC no sistema próprio, uma vez que o ganho possui magnitudes muito maiores ao se aproximar da frequência de 0 Hz. A Tabela 4 apresenta o desempenho de cada canal em relação ao ruído de 60 Hz, de ambos os sistemas quando na etapa do tríceps em repouso.

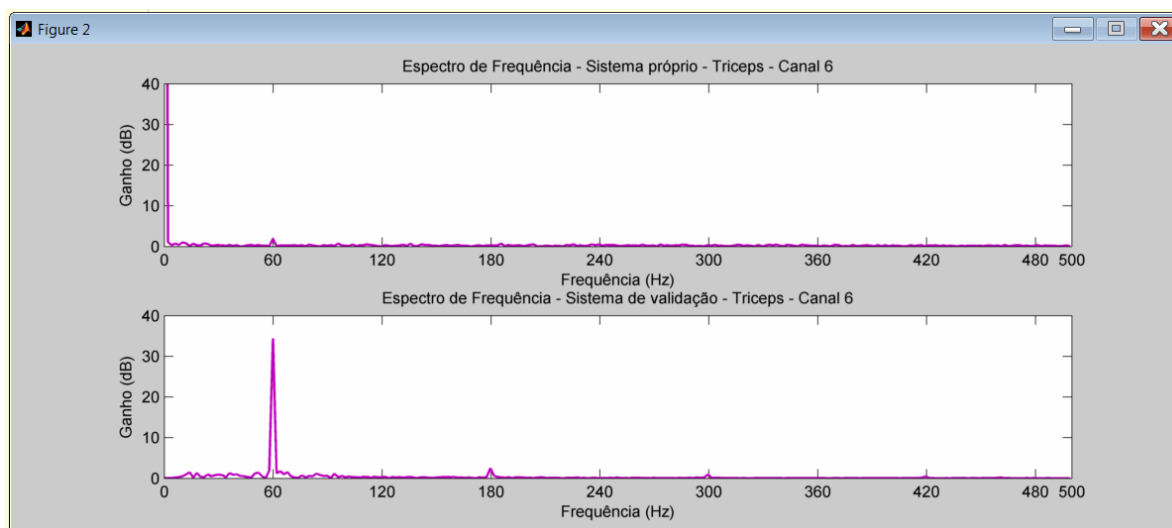


Figura 47 – Espectro de frequência do canal 6 na etapa do tríceps durante o repouso
Fonte: Autoria própria.

Tabela 4 – Desempenho dos canais em relação ao ruído de 60 Hz

Canal	Ruído no sistema próprio (dB)	Ruído no módulo de validação (dB)
1	5,54	36,13
2	5,89	17,38
3	0,68	1,72
4	0,35	8,04
5	5,13	29,77
6	1,85	34,38
7	1,91	48,45
8	7,22	13,48
Média aritmética	3,57	23,66

Fonte: Autoria própria.

A Tabela 4 mostra que para o sistema próprio, o menor valor de ruído é de 0,35 dB e o maior é de 7,22 dB. Por outro lado, os ruídos módulo de avaliação estão mais elevados em todos os canais, tendo um mínimo de 1,72 dB e máximo de 48,45 dB. As variações percebidas entre os canais de um mesmo sistema se deve a inúmeros fatores, mas principalmente pelas pequenas diferenças entre cada canal (como eletrodos, posicionamento, componentes, cabos e conexões).

Exalta-se que havia a possibilidade de inserir filtros digitais no módulo de avaliação para amenizar as interferências de 60 Hz. Contudo, ao adicionar esta propriedade, cria-se uma diferença de condição para as capturas entre o módulo de avaliação e o sistema próprio (o qual não contém filtro de 60 Hz). Assim, os resultados não poderiam ser fielmente comparados uma vez que os sistemas tiveram condicionamento de circuito diferentes.

Tendo estes pontos em vista, os resultados evidenciam que o sistema próprio possui melhor desempenho ao atenuar este tipo de ruído.

Para as análises de frequência dos sinais mioelétricos (momento de contração), as Figuras 48 e 49 trazem respectivamente os espectros resultantes das etapas do tríceps (canal 6) e do bíceps (canal 2).

Em relação ao tríceps (Figura 48), observou-se que nos dois sistemas, as maiores energias do sinal estão contidas na faixa de 0 até 300 Hz. Em contrapartida, as maiores energias do sinal vindo do bíceps (Figura 49) estão na faixa de 0 até 200 Hz.

Em ambas as comparações, os ganhos estão semelhantes durante as faixas supracitadas. As variações existentes de ganho são possivelmente em decorrência da diferença de força aplicada na contração entre um movimento e outro. A repetição dos movimentos não é replicada exatamente entre as etapas e entre os sistemas, uma vez que esta tarefa cabe apenas ao indivíduo controlar. Além disso, o sistema próprio possui os filtros passivos em cascata que atenuam o sinal da banda passante e também contribui para as pequenas diferenças de amplitudes obtidas pelos sistemas.

As faixas de frequência também confirmam que os filtros do sistema desenvolvido estão adequados, uma vez que as maiores energias dos sinais não ultrapassam 300 Hz (como confirmado pela placa de validação por não possuir filtros para estas faixas).

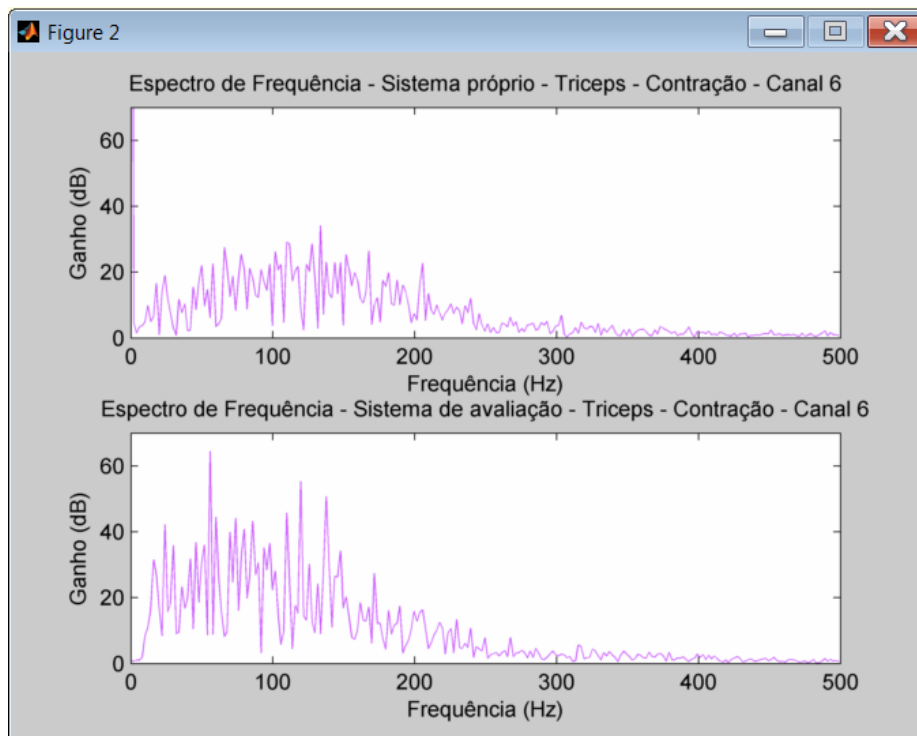


Figura 48 – Espectro de frequência do canal 6 na etapa do tríceps durante a contração
Fonte: Autoria própria.

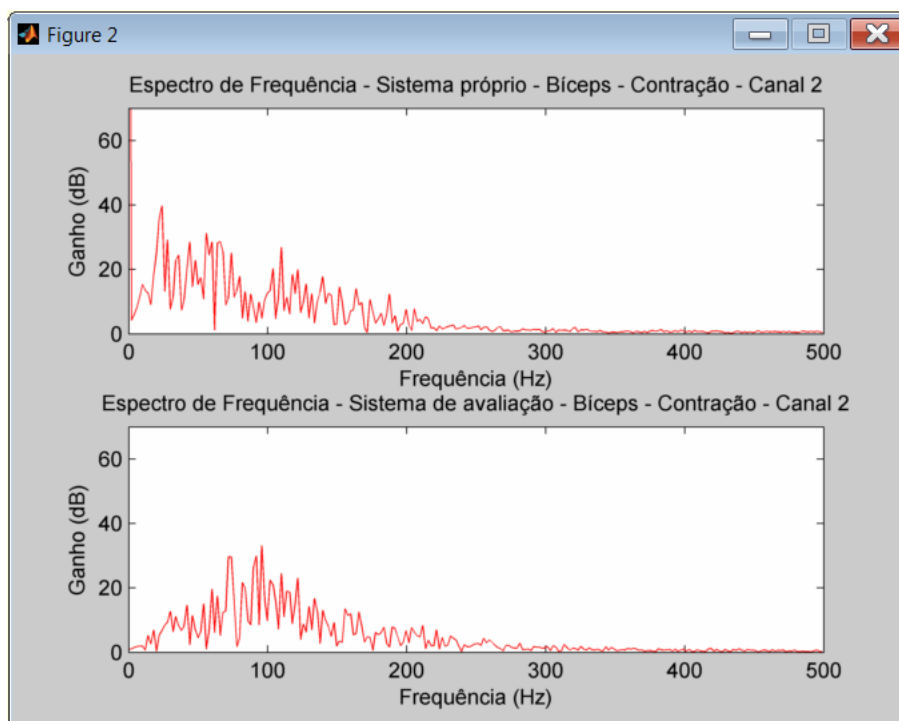


Figura 49 – Espectro de frequência do canal 2 na etapa do bíceps durante a contração
Fonte: Autoria própria.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A eletromiografia de superfície é uma técnica que necessita de diversos experimentos, testes, utilização de dispositivos adequados e configurações detalhadas para cada tipo de aquisição.

Levando em conta todos os aspectos mencionados, este trabalho apresentou resultados promissores para aquisição rápida e prática de sinais de eletromiografia do braço humano. O desenvolvimento de uma PCB auxilia muito na redução do tamanho do dispositivo ao mesmo tempo em que integra todos periféricos necessários em um único local.

As etapas de codificação, realizada pelo C2000, bem como a decodificação (em LabVIEW™) foram fundamentais para que os requisitos de transmissão e taxa de amostragem fossem alcançados. Além disso, a utilização de baterias de 9 V e protocolo de comunicação sem fio, garantem segurança extra no manuseio das aquisições.

Sem dúvidas houve dificuldades em cada etapa deste trabalho. Na aquisição, houve atenção redobrada para o distanciamento correto dos eletrodos em todos os momentos. Os cabos dos eletrodos não continham robustez de construção, demandando cuidados extras.

Em relação a alimentação do sistema, houve tentativas de utilizar apenas uma bateria 9 V. Contudo, devido a escassez dos componentes, optou-se pelo projeto de fonte simétrica com duas baterias.

A construção da PCB foi um desafio por dois fatores: componentes SMD e dupla face. Houve necessidade de estudos e técnicas tanto de soldagem quanto de prototipagem para que não houvesse erro que ocasionasse em retrabalho.

A tarefa mais árdua foi sem dúvidas satisfazer os requisitos da comunicação entre o sistema de sEMG e o computador. Devido à escassez dos detalhes em literaturas que abrangem tais comunicações, houve a necessidade de criar um protocolo próprio. A escolha de manusear os dados em forma binária foi incentivada pela possibilidade de trabalhar com os dados em sua forma mais crua e simples, dando possibilidade de verificação certa dos dados bem como ter controle geral da aplicação. Contudo, este tipo de dado demanda alto nível de concentração e conhecimento adequado das operações binárias.

É importante salientar que as operações binárias ocasionaram modificações na resolução. Ao se reduzir o número de *bits*, contornou-se o problema da taxa de amostragem do sistema. Como consequência, surgiram os problemas do fundo de escala e da resolução, que, se ficassem em seu formato padrão, (escolhendo os últimos bits – LSB) iriam prejudicar a reprodução fiel do sinal de sEMG.

Além do protocolo de codificação, havia necessidade de que a plataforma de recebimento dos dados (computador) tivesse *software* adequado para manuseamento de informações binárias. Após alguns testes em diversos *softwares*, optou-se pelo LabVIEW™ por dar possibilidade de construção da interface gráfica com o usuário. Além disso, suas operações e blocos de funções intrínsecos foram adequados para manuseamento binário.

Em um aspecto geral os resultados e as comparações comprovam que o sistema está adequado para captura de sinais mioelétricos de superfície do braço humano, uma vez que a placa de validação é um dispositivo comercial direcionado a esta área da biomédica. O uso do sistema desenvolvido em detrimento à placa de avaliação se justifica pelo fato de o primeiro possuir isolamento mais adequada, menor custo de produção, comunicação sem fio, fácil portabilidade e filtros adequados para sinal de sEMG. Apesar de o trabalho ter sido aplicado a um braço humano, devido à natureza dos sinais musculares, há a possibilidade de aplicação em outras regiões musculares do corpo humano.

Nestas premissas, este trabalho resultou em propostas para aplicações futuras bem como aprimoramento do sistema. É possível a redução do tamanho sistema utilizando apenas uma bateria de Li-on (*Lithium-Ion*) e, ao mesmo tempo, adicionar um circuito para recarregar sua energia.

Ainda, é interessante que haja a manufatura mais apropriada dos cabos que conectam os eletrodos ao equipamento, utilizando conexões impecáveis e robustas, diminuindo a quantidade de ruídos no sinal. Uma alternativa para encurtar a distância entre o sistema e o eletrodo, é confeccionar uma braceleira e fixar tais componentes no mesmo. Esta vestimenta auxilia tanto o usuário no quesito de movimentação, tanto no sistema para diminuição dos ruídos.

Por fim, o objetivo do trabalho foi alcançado e os resultados foram bem satisfatórios. Abrem-se assim, possibilidades de continuação deste projeto, trazendo tecnologia, conhecimento, pesquisas e publicações a esta importante área da engenharia biomédica.

REFERÊNCIAS

AIRAKSINEN, M. K.; KANKAANPÄÄ, M.; ARANKO, O. Wireless on-line electromyography in recording neck muscle function: A pilot study. **Pathophysiology**, [s.l.], v. 12, n. 4, p.303-306, dez. 2005.

ANDREWS, A.; MORIN, E.; MCLEAN, L. **Optimal Electrode Configurations for Finger Movement Classification using EMG**. 2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. **Anais** In: 2009 ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY. set. 2009

BAKER, B. **Delta-sigma ADCs in a nutshell**. 2007. Disponível em: <http://www.rpi.edu/dept/ecse/rta/LMS/Delta-Sigma_ADCs.pdf>. Acesso em: 09 out. 2016.

BLESSINGTON, T. P. et al. **Optimal implementation of UART-SPI Interface in SoC**. 2012 International Conference on Devices, Circuits and Systems (ICDCS). **Anais...** In: 2012 INTERNATIONAL CONFERENCE ON DEVICES, CIRCUITS AND SYSTEMS (ICDCS). mar. 2012

BOSCHMANN, A.; NOFEN B.; PLATZNER, M. Improving transient state myoelectric signal recognition in hand movement classification using gyroscopes. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 35., 2013, Osaka. **Conferência**. Osaka: IEEE, 2013. p. 6035 - 6038.

CHARTTERJEE, S.; MILLER, A. **Biomedical instrumentation Systems**. New York: Delmar, 2010.

CLANCY, E. A.; MORIN, E. L.; MERLETTI, R. Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 12, n. 1, p. 1–16, fev. 2002.

COLLEGE. **Human Anatomy and Physiology**. Disponível em: <<http://philschatz.com/anatomy-book/contents/m46526.html>>. Acesso em: 23 jun. 2016.

COLUMBIA. **Health Sciences**. 2004. Disponível em: <<http://www.columbia.edu/cu/lweb/eresources/exhibitions/treasures/html/152.html#description>>. Acesso em: 05 abr. 2016.

CONVERSE, H.; FERRARO, T.; JEAN, D.; JONES, L.; MENDIHIRATTA, V.; NAVIASKY E.; PAR, M.; RIMLINGER, T.; SOUTHALL, S.; SPRENKLE, J.; ABSHIRE, P. An EMG biofeedback device for video game use in forearm physiotherapy. In: **SENSORS**, 1., 2013, Baltimore. **Conferência**. Baltimore: IEEE, 2013. p. 1 - 4.

CRAM, J. R.. The History of Surface Electromyography. **Applied Psychophysiology And Biofeedback**, [s. l.], v. 28, n. 2, p.81-91, jun. 2003.

DELUCA, C. J. **SURFACE ELECTROMYOGRAPHY: DETECTION AND RECORDING**. 2002. Disponível em: <https://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf> . Acesso em: 24 jun. 2016.

DELUCA, C. J., Electromyography. In J. G. Webster, editor. **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**. 2ª ed. New York: Wiley, 2006. Vol 3. p. 98-109.

ELECTRONICS, C. **Core Electronics User Guide**. Disponível em: <<https://core-electronics.com.au/attachments/guides/Product-User-Guide-JY-MCU-Bluetooth-UART-R1-0.pdf>>. Acesso em: 19 ago. 2016.

FERNANDEZ, J. **Can You Really Trust Genetics? How Muscle Fiber Contributes to Your Goals**. Disponível em: <<http://theheadlock.com/genetics-muscle-fiber/>>. Acesso em: 15 jun. 2016.

FERRO, E.; POTORTI, F. Bluetooth and Wi-Fi wireless protocols: a survey and a comparison. **IEEE Wireless Communications**, v. 12, n. 1, p. 12–26, fev. 2005.

FISHMAN, L. M.; WILKINS, A. N. **Functional Electromyography: Provocative Maneuvers in Electrodiagnosis 1**. New York: Springer, 2011. 171 p.

FORVI, E. et al. Preliminary technological assessment of microneedles-based dry electrodes for biopotential monitoring in clinical examinations. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 180, p. 177–186, jun. 2012.

FOUGNER, A; SCHEME, E.; CHAN, A. D. C.; ENGLEHART, K.; STAVDAHL Ø. A multi-modal approach for hand motion classification using surface EMG and accelerometers. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 2011., 2011, Boston. **Conferência**. Boston: IEEE, 2011. p. 4247 - 4250.

FREY, R. E. **Lecture Notes for Analog Electronics**. 1999. Disponível em: <<http://pages.uoregon.edu/rayfrey/AnalogNotes.pdf>>. Acesso em: 27 jul. 2016.

GALVANI, A. **De viribus electricitatis in motu musculari commentarius**. 1791. Disponível em: <<https://archive.org/details/AloysiiGalvaniD00Galv>>. Acesso em: 04 abr. 2016.

GHISTA, D. N. Biomedical Engineering: Yesterday, Today, and Tomorrow. **IEEE Engineering In Medicine And Biology Magazine**, [s.l.], v. 19, n. 6, p.23-28, 2000.

GIL, A. C. **Métodos e Técnicas de Pesquisa Social**. 6. ed. São Paulo: Atlas, 2008. 200 p.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 12. ed. [s.l.]: Elsevier, 2011

HAKONEN, M.; PIITULAINEN, H.; VISALA, A. Current state of digital signal processing in myoelectric interfaces and related applications. **Biomedical Signal Processing And Control**, [s.l.], v. 18, p.334-359, abr. 2015. Elsevier BV.

TEXAS INSTRUMENTS, T. **TMS320F2806x Piccolo™ Microcontrollers**. 2010. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tms320f28069.pdf>>. Acesso em: 18 ago. 2016.

TEXAS INSTRUMENTS, T. **Low-Noise, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements**. 2012. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1299.pdf>>. Acesso em: 17 ago. 2016.

TEXAS INSTRUMENTS, T. **EEG Front-End Performance Demonstration Kit**. 2016. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ug/slau443b/slau443b.pdf>>. Acesso em: 23 ago. 2016.

JAMAL, M. Z. **Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis**. 2012. Disponível em: <<http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/40131.pdf>>. Acesso em: 25 jun. 2016.

JUNQUEIRA, L. C. U. **Biologia Estrutural dos Tecidos: Histologia**. Rio de Janeiro: Abdr, 2005.

LADEGAARD, J. Story of electromyography equipment. **Muscle & Nerve**, [s.l.], v. 25, n. 11, p.128-133, jun. 2002.

MEDVED, V. **Measurement of HUMAN LOCOMOTION**. [s. l.]: Crc Press, 2001. 255 p.

MERLETTI, R.; FARINA, D. EMG in Exercise Physiology and Sports. In: **Surface Electromyography: Physiology, Engineering and Applications**. [s.l.] Wiley-IEEE Press, 2016. p. 592-.

MICHELL, A. W. **Understanding EMG**. Cambridge: Oxford, 2013

OPHIR, L.; BITRAN, Y.; SHERMAN, I. **Wi-Fi (IEEE 802.11) and Bluetooth coexistence: issues and solutions**. 15th IEEE International Symposium on Personal, Indoor and Mobile Radio Communications, 2004. PIMRC 2004. **Anais...** In: 15TH IEEE INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON PERSONAL, INDOOR AND MOBILE RADIO COMMUNICATIONS, 2004. PIMRC 2004. set. 2004

PERTENCE JUNIOR, A. **Amplificadores operacionais e filtros ativos**. 6. ed. Porto Alegre: Bookman, 2003.

POZZO, M.; FARINA, D.; MERLETTI, R. **Electromyography: Detection, Processing and Applications** in Moore J.; Zouridakis G. **Biomedical Technology and Devices Handbook** [s.l.]: Crc Press, 2004.

QUACH, J. H. **Surface Electromyography: Use, Design & Technological Overview**. 2007. Disponível em: <[http://www.bfe.org/articles/Surface Electromyography - Use, Design & Technological Overview.pdf](http://www.bfe.org/articles/Surface%20Electromyography%20-%20Use,%20Design%20&%20Technological%20Overview.pdf)>. Acesso em: 18 abr. 2016.

RAZAVI, B. **Principles of Data Conversion System Design**. Piscataway: Ieee Press, 1995.

RICHER, R.; BLANK P.; SCHULDHAUS D.; ESKOFIER B. M. Real-Time ECG and EMG Analysis for Biking Using Android-Based Mobile Devices. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON WEARABLE AND IMPLANTABLE BODY SENSOR NETWORKS, 11., 2014, Zurich. **Conferência**. Zurich: IEEE, 2014. p. 104 - 108.

SARRO JUNIOR A. D.; MENDES JUNIOR J. J. A.; FRANTZ, S. H. **CONTROLE DE UM BRAÇO ROBÓTICO ATRAVÉS DE ELETROMIOGRAFIA**. 2014. 113 f. TCC (Graduação) - Curso de Tecnologia em Automação Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Ponta Grossa, 2014.

SILVA, E. L.; MENEZES, E. M. **Metodologia da Pesquisa e Elaboração de Dissertação**. 4. ed. Florianópolis: Ufsc, 2005.

SOUSA, V. R.; SOUZA, M. A. S.; ROMERO, J. F. A. **CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS**. 2006. Disponível em: <<http://www.bibl.ita.br/xiiencita/ELE-04.pdf>>. Acesso em: 21 ago. 2016.

STEFANI, F. M. **Estudo eletromiográfico do padrão de contração muscular na face de adultos**. 2008. 105 f. Tese (Doutorado) - Curso de Ciências, Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

STORR, W. **Passive Low Pass Filter**. 2014. Disponível em: <http://www.electronicstutorials.ws/filter/filter_2.html>. Acesso em: 27 jul. 2016.

TAM, W.; ALLEN, R. H.; HOE, Y. S. G; Huang, S; Khoo I.; Outland, K. E.; Gurewitsch E. D. A Wireless Device for Measuring Hand-Applied Forces. In: IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 26., 2004, Sao Francisco. **Conferência**. Sao Francisco: IEEE, 2004. v. 12, p. 2121 - 2124.

TJONDRONEGORO, S.; SOEGIJOKO, S. Development of a new Biomedical Engineering Education Program at Institut Teknologi Bandung. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON TEACHING, ASSESSMENT AND LEARNING FOR ENGINEERING, 1., 2013, Bali. **Conferência**. Bali: IEEE, 2013. p. 742 - 745.

WILLISTON, K. **Digital Signal Processing: World Class Designs**. Burlington: Elsevier, 2009.

YOUNG, A. J.; HARGROVE, L. J.; KUIKEN, T. A. Improving Myoelectric Pattern Recognition Robustness to Electrode Shift by Changing Interelectrode Distance and

Electrode Configuration. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 59, n. 3, p. 645–652, mar. 2012.

APÊNDICE A - Programação do LabVIEW™

A.1 Programação da VI

Para realizar o processamento e apresentação do sinal de sEMG, foi desenvolvida uma VI, na qual seu diagrama de blocos está mostrado na Figura A. 1. Da mesma maneira, o painel frontal está mostrado na Figura A. 2.

O processo todo está atrelado a um *loop* inicial *while* que mantém o programa inerte até que haja o pressionamento do botão conectar. Uma função presente neste *loop* é a de permitir que o usuário acesse o botão “Exportar para Excel”, que traz informações passo-a-passo de como salvar os dados no formato apropriado. Para isto, utilizou-se uma *Case Structure*. Esta estrutura atrela a execução de uma função (no caso, abertura de uma janela de informações) à condição de uma variável (*true* para botão pressionado).

Além disso, sempre que este *loop* é executado, os gráficos de todos os canais são resetados, deixando-os limpos. Esta operação ocorre na primeira execução do programa (quando ainda não há dados) e também quando o botão desconectar (presente no *loop while* seguinte) é pressionado.

Ainda, há a configuração do parâmetro “Tempo de execução”. A captura dos dados é feita sempre em um intervalo de tempo definido. Ou seja, no painel frontal da VI, o usuário determina este parâmetro e o sistema irá ser executado durante este tempo.

Uma vez pressionado o botão conectar dá-se continuidade ao processo. Com a utilização de um bloco de função chamado *VISA Configure Serial Port* é possível estabelecer os parâmetros da comunicação serial como *baud rate*, porta de comunicação, caractere de parada entre outros.

Posteriormente o algoritmo segue para outro *loop while*, responsável pela leitura constante dos dados até que haja interrupção pelo pressionamento do botão desconectar. O bloco *VISA Read Function* é responsável pela leitura da porta serial com tamanho de leitura especificado em 11 *bytes*.

De imediato, é disponibilizado ao usuário o tamanho da mensagem, bem como sua representação em hexadecimal. Esta propriedade se torna útil para verificar a consistência dos dados codificados.

Assim como no *loop* anterior, este também deve conter a função de acesso as instruções de exportar em *software* Excel[®]. A estrutura *Case* foi apenas copiada e inserida.

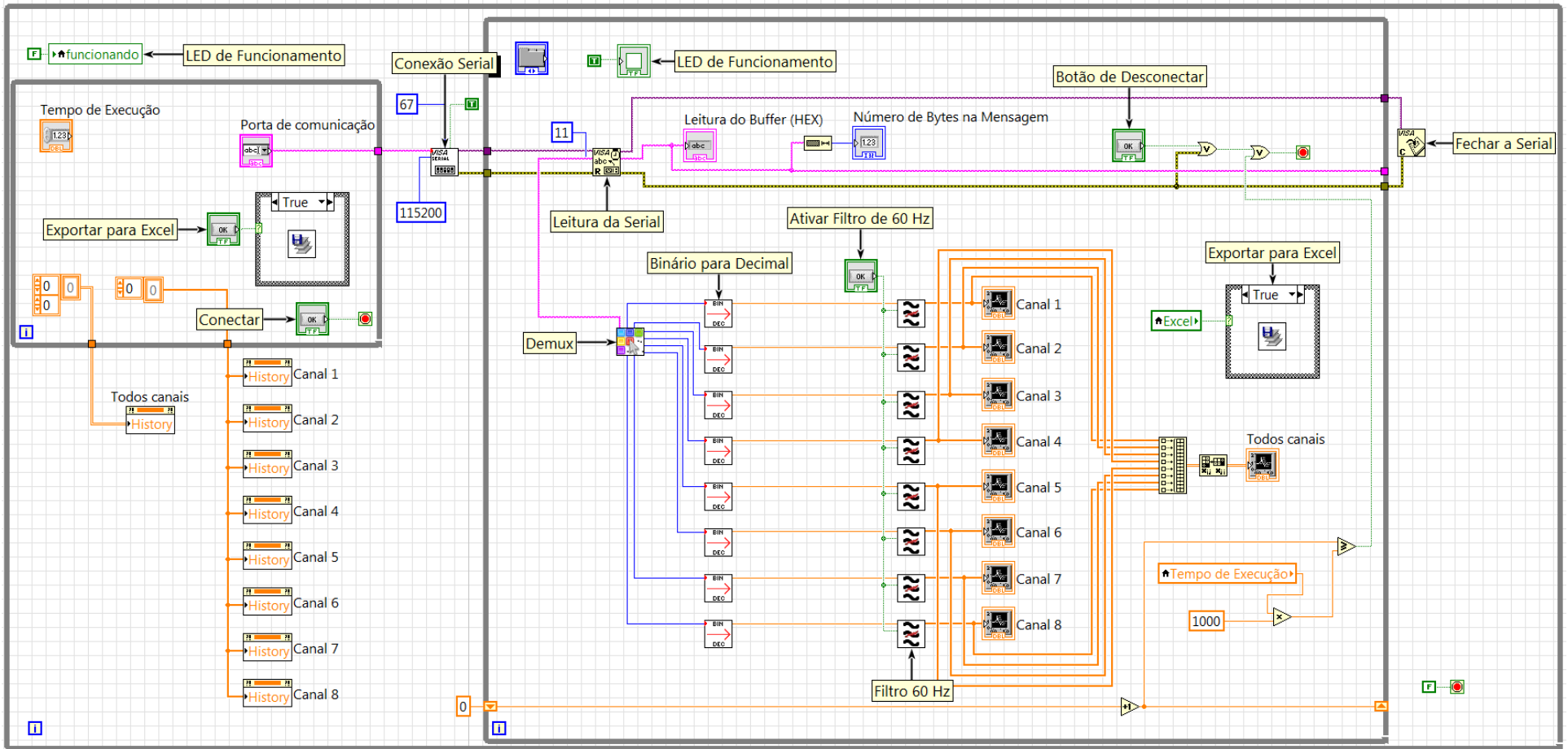


Figura A.1 – Diagrama de blocos da VI principal
 Fonte: Autoria própria.

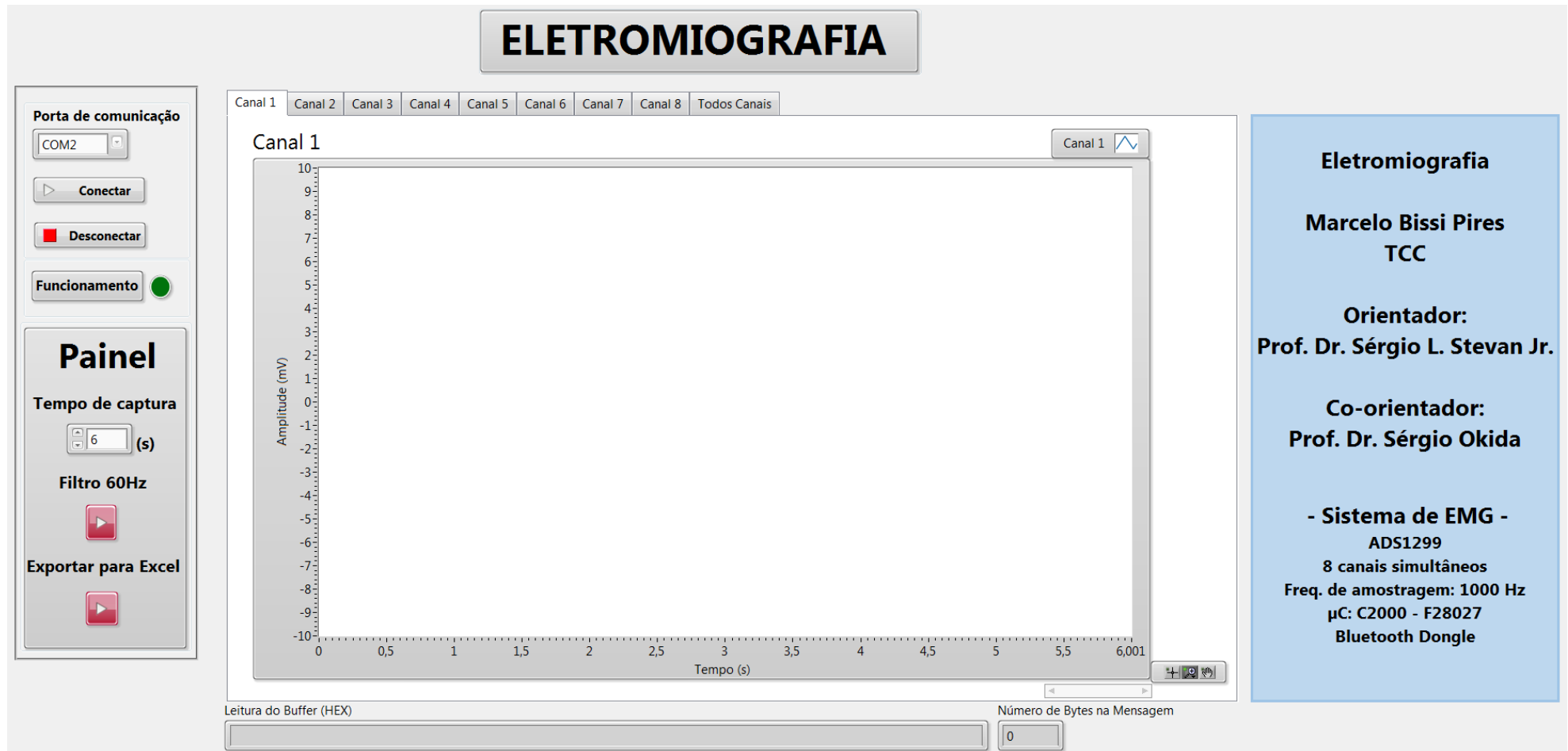


Figura A.2 – Painel frontal da VI principal
Fonte: Autoria própria.

Uma vez lido os 11 *bytes*, estes são enviados a um bloco de função feito especialmente para realizar a decodificação e a separação correta (demultiplexar) da mensagem. As operações contidas neste bloco são mostradas na Figura A. 3.

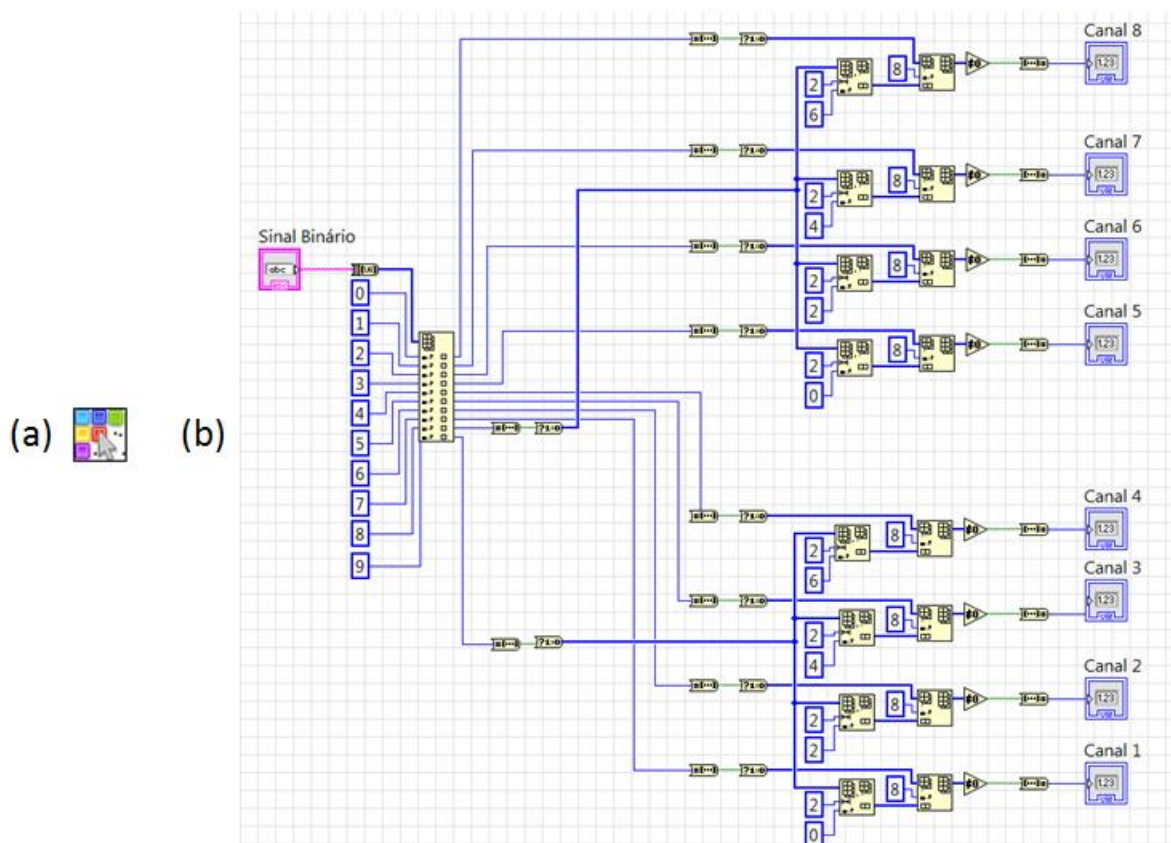


Figura A.3 – Bloco de decodificação com (a) símbolo no programa e (b) diagrama de blocos
Fonte: Autoria própria.

Primeiramente a mensagem é convertida do tipo *String* para um vetor de *bytes*. São selecionados apenas os 10 primeiros *bytes* para processamento (o *byte* não utilizado é o caractere). Mais adiante, são feitos dois tipos de operações: *Delete From Array* e *Insert Into Array*.

Como a codificação faz a quebra dos 10 *bits* de cada canal em pacotes distintos, o algoritmo em questão deve quebrar os pacotes e reconstituir os 10 *bits*. Desta forma, os *bytes* dos índices 8 e 9 são relacionados aos LSB. Dois *bits* são retirados de cada pacote (*Delete From Array*) e são concatenados aos 8 *bits* (*Insert Into Array*). Assim, os dados da serial são reconstruídos e cada canal é então separado.

A continuidade do processo se dá pela conversão binária para decimal. Um bloco de função também foi criado para esta etapa e está mostrado na Figura A. 4.

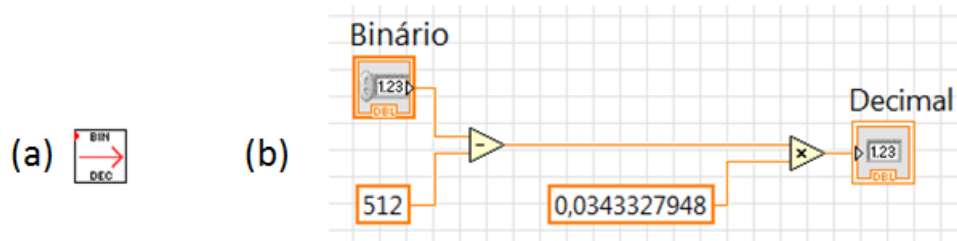


Figura A.4 – Bloco de conversão com (a) símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos
Fonte: Autoria própria.

Como forma de determinar se a conversão tem potencial positivo ou negativo, é o subtraído o *bit* mais significativo (512). Assim, é realizada a multiplicação pelo valor da resolução, resultando na magnitude correta em decimal.

Posteriormente, há a etapa de filtragem digital para remover ruídos provenientes da rede elétrica (60 Hz). O filtro é aplicado aos dados atuais quando o botão “Filtro 60 Hz” é pressionado. Para este filtro também foi criado um bloco de função, como mostrado na Figura A. 5.

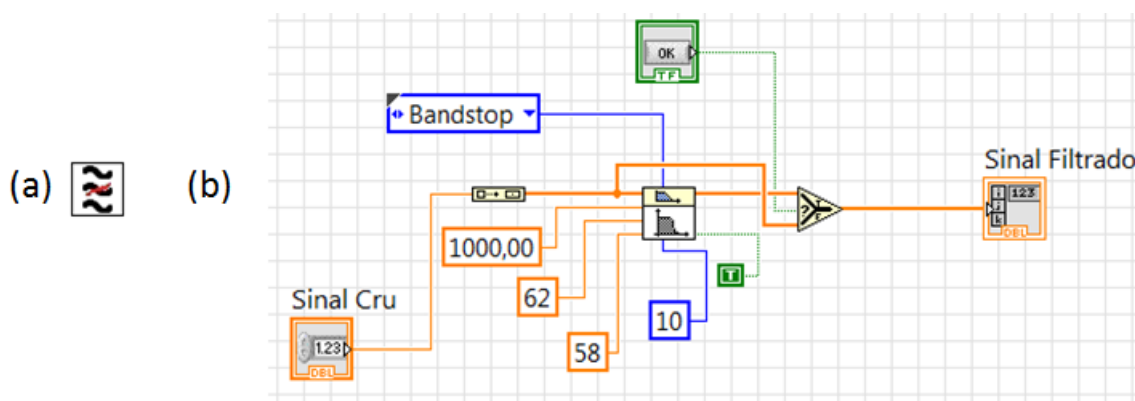


Figura A.5 – Bloco de filtragem com (a) símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos
Fonte: Autoria própria.

O sinal cru é enviado para um bloco próprio do LabVIEW™ chamado *Butterworth Filter* que realiza filtragem do tipo *Butterworth*. As configurações utilizadas incluem: filtro rejeita-faixa, taxa de amostragem de 1000 Hz, limite de banda superior de 62 Hz, limite de banda inferior de 58 Hz e ordem 10.

Uma vez que a ativação deste filtro é opcional, o sinal cru e o filtrado podem ser selecionados através do bloco *Select Function* que atrela o estado do botão a um dos sinais (*true* – sinal filtrado, *false* – sinal cru).

Por fim, basta que os sinais de cada canal sejam direcionados a um gráfico presente no painel frontal. Há também a presença de um único gráfico que contém

todos os canais. Para isso, cria-se um *array* de dados através do bloco *Build Array* e conecta-os ao gráfico.

Este *loop while* permanece em funcionamento durante o “Tempo de execução”. Uma simples lógica aritmética é realizada, verificando se o tempo de execução do *loop* é maior do que o configurado. Caso for, então ocorre a parada do programa. Do contrário, o programa segue a sua execução.

APÊNDICE B - Esquemáticos em Eagle®

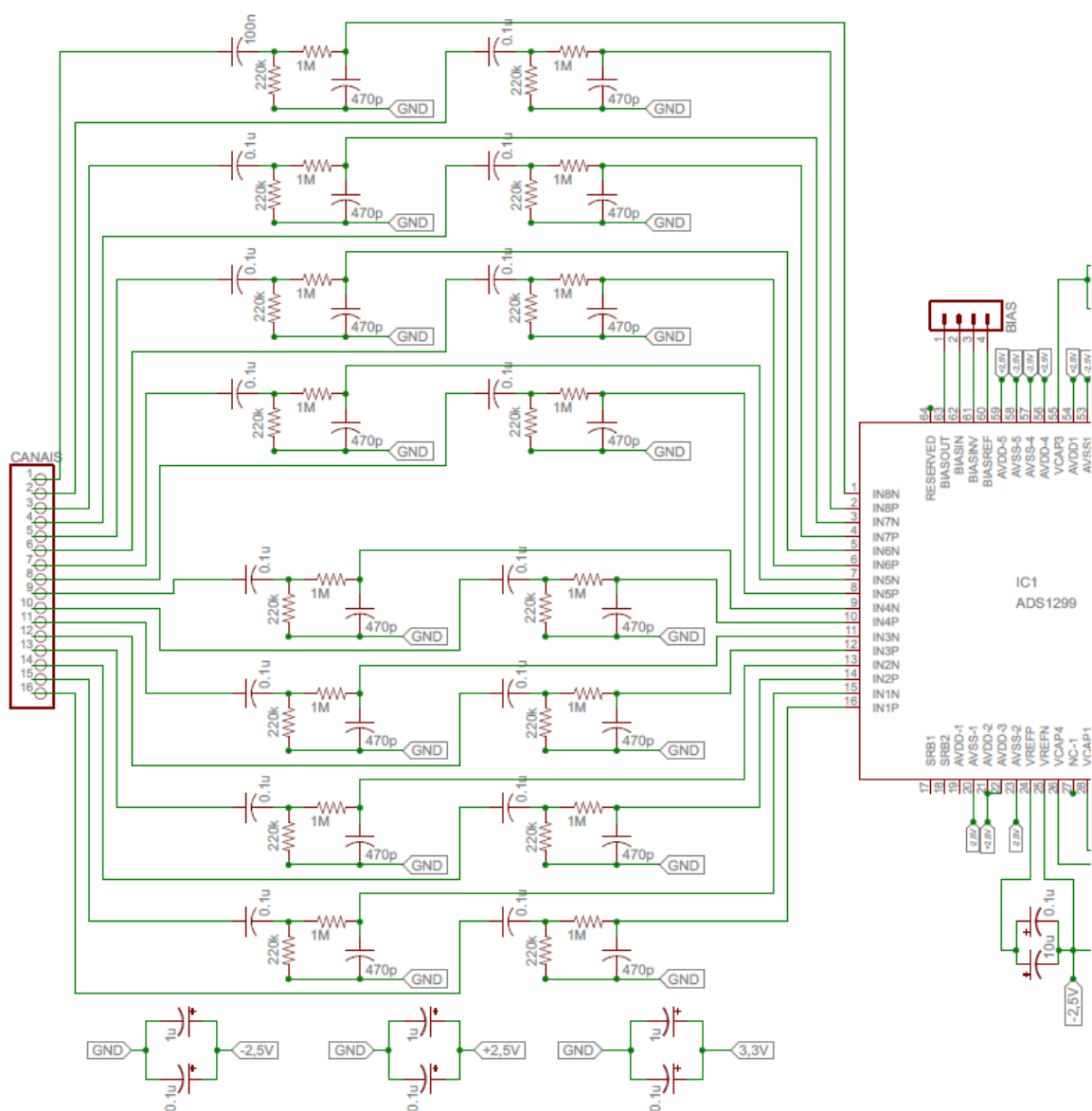


Figura B.1 – Esquemático das entradas, dos filtros e dos capacitores de *bypass*
 Fonte: Autoria própria.

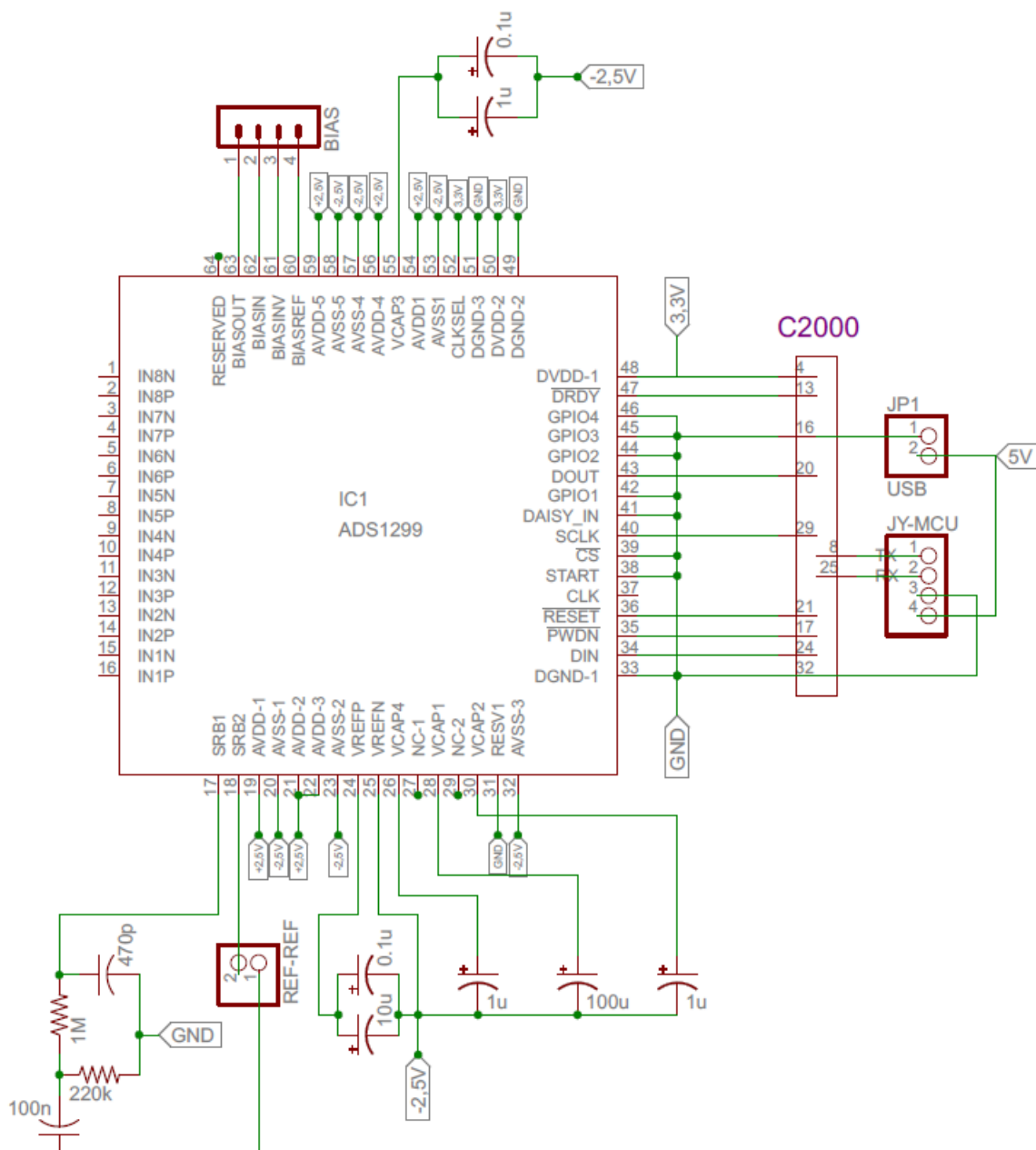


Figura B.2 – Esquemático do ADS1299 e suas conexões com o C2000 e JY-MCU
Fonte: Autoria própria.

APÊNDICE C - Resultados da captura de eletromiografia de superfície

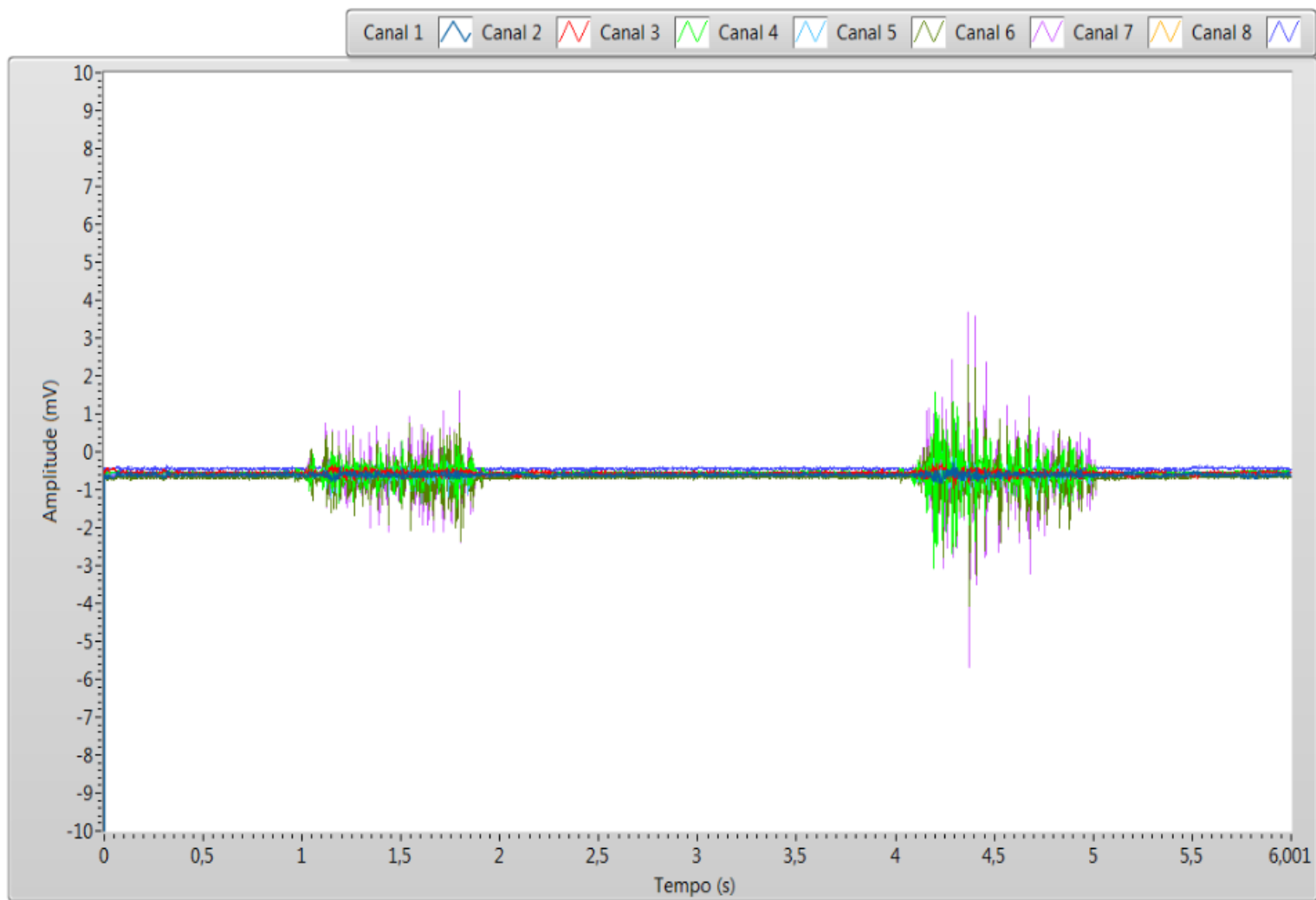


Figura C.1 – Eletromiografia dos oito canais da contração do tríceps pelo sistema próprio
Fonte: Autoria própria.

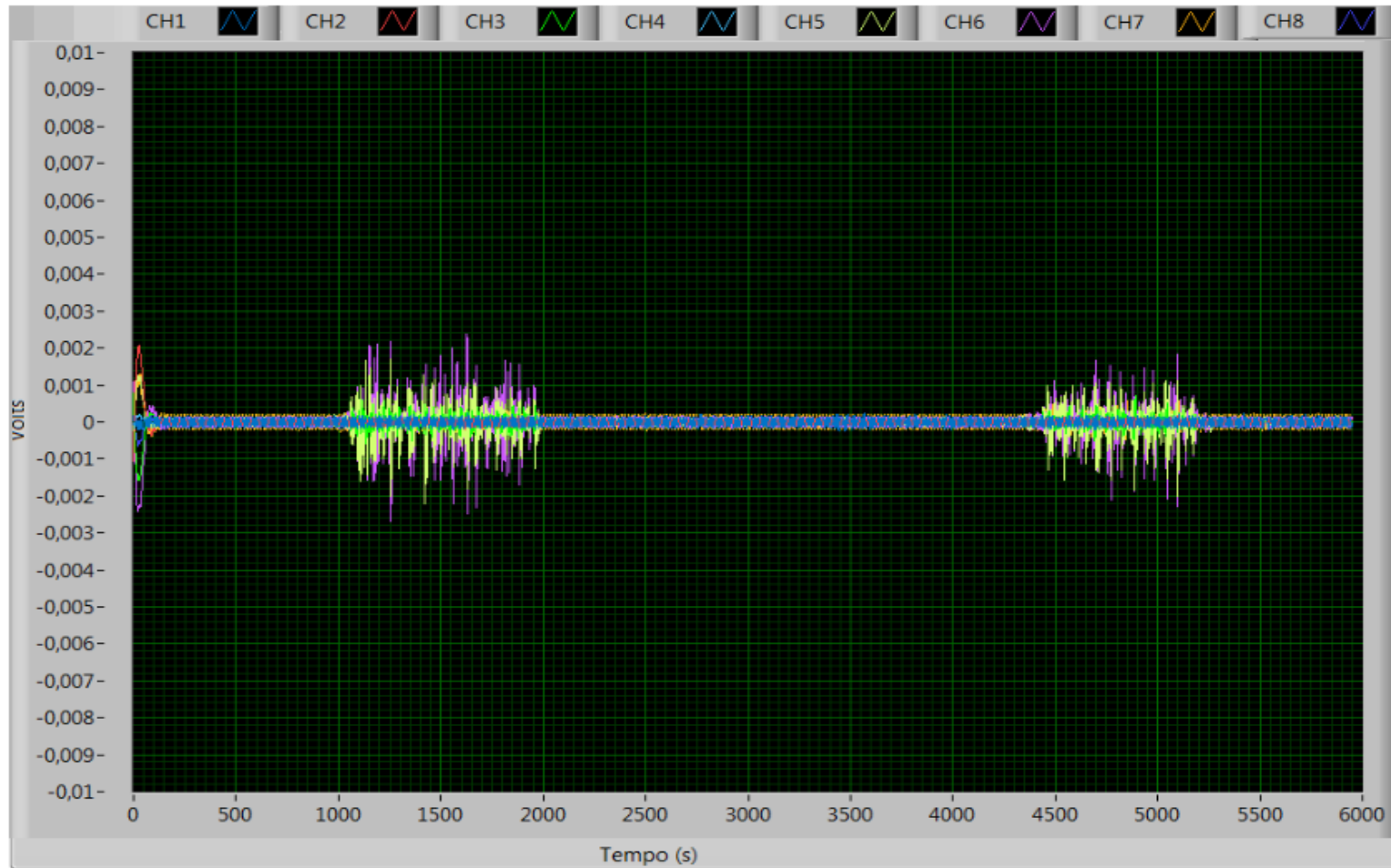


Figura C.2 – Eletromiografia dos oito canais da contração do tríceps pelo módulo de validação
Fonte: Autoria própria.

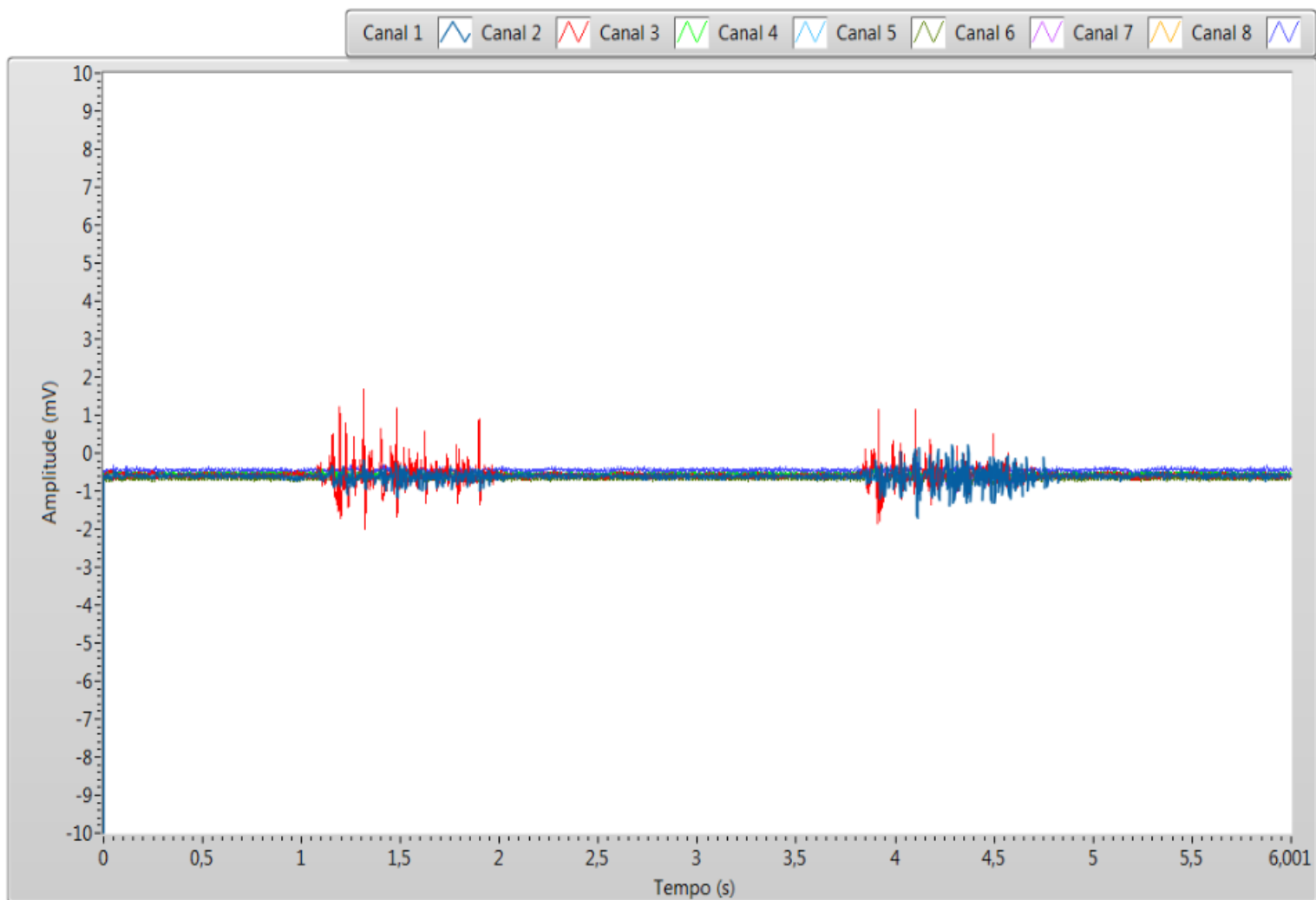


Figura C.3 – Eletromiografia dos oito canais da contração do bíceps pelo sistema próprio
Fonte: Autoria própria.

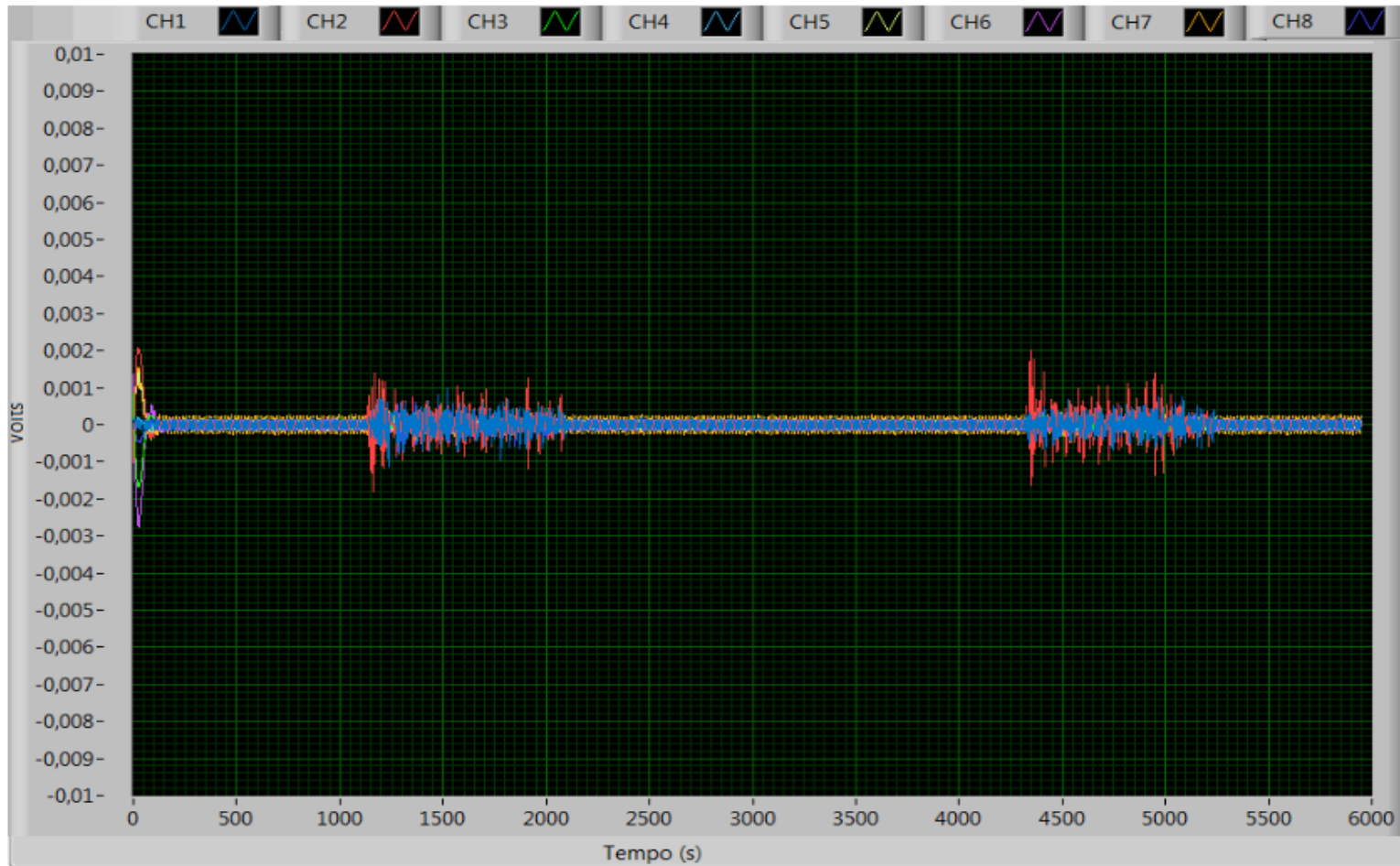


Figura C.4 – Eletromiografia dos oito canais da contração do bíceps pelo módulo de validação
Fonte: Autoria própria.