



SEI-SICITE 2021

Pesquisa e Extensão para um mundo em transformação

XI Seminário de Extensão e Inovação
XXVI Seminário de Iniciação Científica e Tecnológica
08 a 12 de Novembro - Guarapuava/PR



Protótipo para captura de sinais de eletrooculografia (EOG) e de eletromiografia (sEMG) facial

Prototype for capturing electrooculography (EOG) and facial electromyography (sEMG) signals

Luiz Henrique de Almeida Mattos ^{*}, João Vítor Ferro Simões [†],
Sergio Luiz Stevan Junior [‡]

RESUMO

O corpo humano tem seu funcionamento de forma que diversas de suas funções geram sinais bioelétricos e estes podem ser coletados utilizando sensores adequados e estrategicamente posicionados. O sinal de eletromiografia de superfície (sEMG) resulta das sinapses nervosas para a movimentação voluntária de músculos. Sinais de eletro-oculografia (EOG) são resultado de uma diferença de potencial intrínseca entre a córnea e a retina, assim com o posicionamento de sensores, a rotação dos olhos gera uma diferença de potencial dando origem ao sinal de EOG. Assim esse trabalho levanta a partir de uma pesquisa bibliográfica os componentes principais de um circuito de aquisição e aborda o projeto de uma placa de aquisição para a plataforma de prototipagem rápida ESP32 que possua transmissão de dados Wi-Fi e bluetooth nativos, seja compacta e proporcione canais de aquisição para EOG e sEMG, validando o circuito projetado com o espectro da banda de passagem e coletas com sinais de EOG.

Palavras-chave: eletrooculografia. EOG. Eletromiografia de superfície. sEMG. protótipo.

ABSTRACT

The human body has its functioning in such a way that several of its functions generate bio-electrical signals, these signals can be collected utilizing sensor strategically positioned. The surface electromyography (sEMG) signal results from nerve synapses for voluntary muscle movement. Electro-oculography (EOG) signals are the result of an intrinsic potential difference between cornea and retina, so with sensor placement, a rotation of the eyes generates a potential difference giving rise to EOG signal. So this work raises from a bibliographical research the main components of an acquisition circuit and the design of an acquisition board for the rapid prototyping platform ESP32 having Wi-Fi and bluetooth native data transmission, compact board and provides acquisition channels for EOG and sEMG, validating the designed circuit with the frequency spectrum and collections with EOG signals.

Keywords: electrooculography. EOG. Surface electromyography. sEMG. prototype.

1 INTRODUÇÃO

O corpo humano possui diversas de suas funções comandados por sinais elétricos, quer sejam voluntários (movimentação de músculos) ou involuntários (movimentos cardíacos). Estes sinais podem ser adquiridos através de sensores superficiais, estrategicamente posicionados, dando origem a técnicas de aquisição de sinais biopotenciais como Eletromiograma de superfície (sEMG) e Eletro-oculograma (EOG) [1]

* Departamento, Coordenação, Programa ou Curso; ✉ lmattos@alunos.utfpr.edu.br; <https://orcid.org/0000-0000-0000-0001>.
† Departamento, Coordenação, Programa ou Curso; ✉ joaosimoes@alunos.utfpr.edu.br; <https://orcid.org/0000-0000-0000-0001>.
‡ Departamento, Coordenação, Programa ou Curso; ✉ sstevanjr@utfpr.edu.br; <https://orcid.org/0000-0002-4783-5350>.



O sinal de sEMG tem origem no sistema nervoso que transmite uma sequência de impulsos nervosos para a movimentação de um músculo, o destino final desse impulso é a unidade motora, que compreende o conjunto de todas as fibras musculares enervadas por um único neuro-motor [1, 2].

O sinal EOG tem origem a partir de uma característica biológica do olho humano, que possui uma diferença de potencial (ddp) intrínseca entra a córnea e retina, ao posicionar eletrodos na região da face, como na lateral dos olhos (direita e esquerda), é possível coletar o sinal de eletrooculografia [2].

Ambos os sinais têm tido diferentes aplicações e sistemas de aquisição. Em [3] ambos os sinais de EOG e sEMG são usados para desenvolver um teclado virtual utilizando um sistema de aquisição robusto. Em [4] um sistema de detecção do posicionamento dos olhos usando EOG com objetivos de ser aplicados a um mouse virtual. Em [5] um jogo de beisebol com interface no computador controlado por EOG. Em [6] um sistema de detecção de atenção de motoristas. Destes 4 trabalhos, 3 apresentaram o desenvolvimento de uma placa de aquisição exclusivas para EOG limitando a banda de passagem aos sinais de EOG (1 Hz a 30 Hz) não aplicando para demais sinais como em [7, 4, 6].

Visando a aplicação de diferentes tipo sinais biopotenciais, esse trabalho tem como objetivo apresentar o desenvolvimento de uma placa modulo de aquisição para um microcontrolador que proporcione a comunicação dos dados, como por exemplo a plataforma de prototipagem rápida ESP32, baseada no microprocessador Xtensa® Dual-Core 32-bit LX6, a qual possui comunicações wi-fi e bluetooth nativas, a qual proporcione a aquisição de biosinais elétricos tanto de EOG e quanto de sEMG, e sua comunicação sem fio para módulos de processamento de dados.

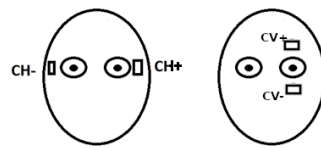
2 METODOLOGIA

Para atingir o objetivo de pesquisa de um módulo de coleta genérica e compacta, foram estabelecidos através de uma pesquisa bibliográfica três partes essenciais do projeto do circuito: pré-amplificação devido a sinais de baixa amplitude; filtragem devido a componente CC dos sinais e ruído de 60 Hz das linhas elétricas; e condicionamento do sinal para ajuste de *offset* e ganho. O circuito completo é contemplado nas seções de seguintes, este foi replicado quatro vezes na mesma placa fornecendo assim uma placa de aquisição com quatro canais diferenciais.

Para a verificação de banda de passagem, um sinal senoidal com amplitude de 3 mV foi aplicada na placa de aquisição e um osciloscópio medindo a tensão de saída da placa, com o objetivo de construir o espectro de frequência da placa. Para frequências de 3 Hz a 100 Hz o incremento foi de 1Hz, para frequências de 100 Hz a 300 Hz o incremento foi de 10 Hz.

Ao final, a placa foi submetida a testes experimentais de bancada para verificar a banda de passagem bem como uma amostra de sinal de EOG com eletrodos comerciais de superfície Ag/AgCl posicionados para coleta dos canais vertical e horizontal como mostrado na Figura 1. O voluntário (próprio autor) se posicionou a 2 metros de uma parede que possuía 5 marcações, uma central a altura do rosto, duas laterais posicionadas a esquerda e a direita da marcação central, uma posicionada acima da marcação central e a última abaixo da marcação central. Essas marcações foram usadas como alvo pelo voluntario e tinham uma distância que resultava num movimento de 35°. Os movimentos horizontais tem a sequência de centro, direita, centro, esquerda e centro, sendo essa sequência repetida duas vezes; os movimentos verticais tem a sequência de centro, cima, centro, baixo, centro sendo essa sequência repetida duas vezes.

Figura 1 – Posicionamento Eletrodos



Fonte – Autoria própria 2021

2.1 Pré-amplificação

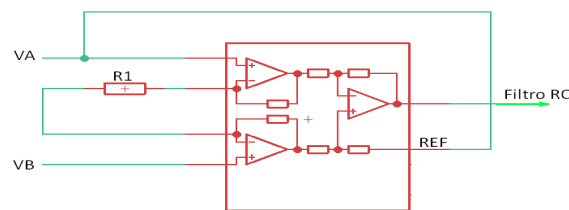
A pré-amplificação de sinais biopotenciais é necessária uma vez que possuem amplitude entre 0,4 mV a 3,5 mV [7]. Para amplificação de sinais biomédicos, são utilizados amplificadores instrumentais com alta taxa de rejeição de modo comum, reduzindo ruídos indesejadas. Para este projeto foi escolhido o amplificador de instrumentação INA 129 com ganho de $400V/V$ garantindo uma taxa de rejeição de modo comum maior do que $120dB$.

A função de transferência do amplificador de instrumentação apresentado é dada pela Eq. (1), onde V_o é o sinal de saída, V_A e V_B são as entradas diferenciais, R_A é o valor da resistência interna do amplificador e R_g é a resistência usada para definir o ganho.

$$V_o = \left(\frac{2R_A}{R_g} + 1 \right) (V_A - V_B) \quad (1)$$

Normalmente é usado um eletrodo de referência para coletas biomédicas, no entanto, analisando a equação do amplificador de instrumentação nota-se que o mesmo não requer o eletrodo de referência, apenas de V_A e V_B . Nesse projeto a referência do amplificador diferencial foi curto-circuitada com V_A como ilustrado na Figura 2, a fim diminuir o número de eletrodos necessários para coleta e menos incomodo para os usuários.

Figura 2 – Amplificador de Instrumentação



Fonte – Autoria própria 2021

2.2 Filtros

Na coleta de sinais biopotenciais uma importante análise é a banda de passagem de interesse. Para EOG normalmente é usada a faixa de frequência de 1 Hz a 30 Hz e para sEMG a banda é maior chegando até 500 Hz. Como o objetivo é uma placa que atenda a qualquer dos sinais independente do canal, é proposto um filtro passa altas com frequência de corte menor que 1 Hz e um filtro rejeita faixa com frequência de corte próxima a 60 Hz, deixando assim uma banda de passagem extensa, e caso necessário filtros digitais podem ser aplicados no

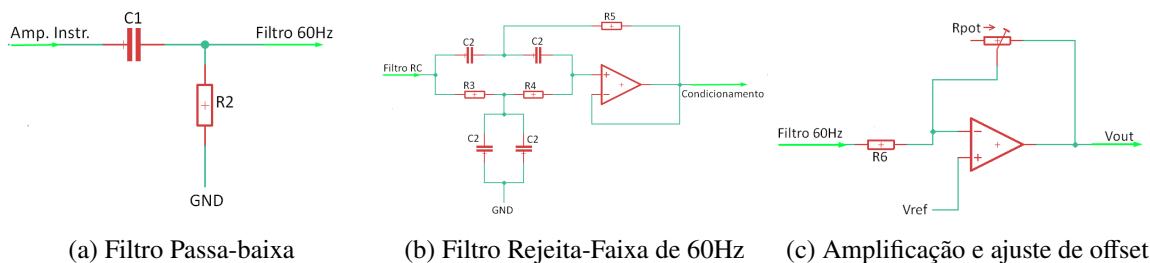
próprio microcontrolador.

Para o filtro passa altas foi utilizado um filtro RC passivo de primeira ordem com o objetivo de filtrar a componente CC do sinal. A escolha desta topologia motivou-se para a obtenção de um circuito final o mais compacto possível dentro das limitações do protótipo.

A Figura 3a mostra a topologia do filtro passa alta, o qual possui a função de transferência apresentada pela Eq. (2), em que f_c é a frequência de corte desejada e R_2 e C_1 são os valores do resistor e capacitor respectivamente. Foram escolhidos os valores de $1\text{ M}\Omega$ para R_2 e 470 nF para C_1 , resultando numa f_c de $0,34\text{ Hz}$.

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

Figura 3 – Estágios do circuito de condicionamento de sinal, pós amplificador de instrumentação



Fonte – Autoria própria 2021

Para o filtro rejeita-faixa foi utilizado a topologia de um filtro ativo mostrado na Figura 3b com a metodologia de projeto proposta por [7], onde os valores de C_2 , R_3 , R_4 e R_5 foram determinados de como: 470 nF ; $970\ \Omega$; $33862\ \Omega$; $967\ \Omega$, respectivamente, porém de acordo com a disponibilidade comercial foram escolhidos os valores de C_2 , R_3 , R_4 e R_5 como: 470 nF ; $1\text{ k}\Omega$; $33\text{ k}\Omega$; $1\text{ k}\Omega$, respectivamente.

2.3 Circuito de Condicionamento

O circuito de condicionamento tem a função de amplificar o sinal e dar um *offset* necessário para uma digitalização do sinal pelo conversor analógico digital (AD). Como o objetivo é um circuito compacto, a topologia da Figura 3c, onde há um amplificador operacional inversor com ajuste de referência. A equação dessa topologia é dada pela Eq. (3), onde V_{OUT} é saída do condicionamento, V_{REF} é a tensão de referencia comum para todos os canais e V_{IN} é a entrada do circuito de condicionamento. R_{POT} é a resistência do potenciômetro para ajuste fino do ganho, R_6 é o resistor auxiliar, usados para definir o ganho de amplificação e *offset*.

$$V_{OUT} = V_{REF} \left(\frac{R_{POT}}{R_6} + 1 \right) - V_{IN} \frac{R_{POT}}{R_6} \quad (3)$$

2.4 Alimentação

Para a alimentação da placa foi utilizado o próprio regulador de tensão de $3,3\text{V}$ do ESP32 já que este é alimentado por uma bateria Li-ion modelo 18650. Como o objeto de estudo é um sinal bioelétrico obtido com tensões diferenciais, é inevitável a presença de um sinal negativo, assim é necessário uma alimentação negativa para o amplificadores. Para gerar a tensão negativa, o circuito integrado TL7660 foi utilizado juntamente com

mais 2 capacitores externos como indicado em [8], alimentando assim todo o circuito com tensão positiva (provida pela ESP32) e negativa (convertida pelo TL7660).

3 RESULTADOS

A placa foi desenvolvida com 4 canais de aquisição diferencial e possui layout compatível com módulo de prototipagem rápida ESP32 com suporte de bateria como mostrado na Figura 4 possuindo uma dimensão de 4 cm de largura por 12 cm de altura.

Figura 4 – Placa de Aquisição



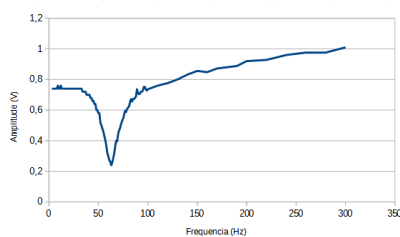
(a) Placa vista frontal

(b) Placa vista traseira

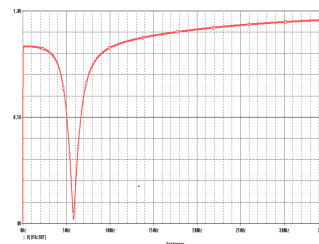
Fonte – Autoria própria 2021

A Figura 5a mostra os resultados experimentais de avaliação da banda de passagem pelo processo de condicionamento de sinais enquanto a Figura 5b mostra o resultado desta avaliação por simulação. O valor de menor atenuação foi para frequências de 63 Hz devido a disponibilidade de componentes comerciais para atender o projeto.

Figura 5 – Análise do Espectro de Frequência



(a) Banda de passagem real



(b) Banda de passagem simulada

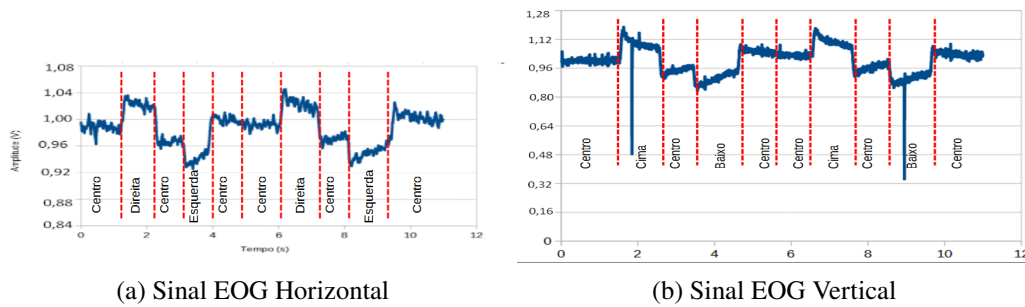
Fonte – Autoria própria 2021

A Figura 6 mostra uma coleta de sinais mediante o protocolo estabelecido na metodologia de dois sinais de EOG, na Figura 6a o canal horizontal e na Figura 6b o canal vertical.

4 CONCLUSÕES

Diante do objetivo de fornecer uma placa compacta e disponibilidade de canais para EOG e EMG, a placa possui tamanho pouco maior do que a placa de prototipagem rápida ESP32 e com alta densidade de componentes, cumprindo seu objetivo de tamanho.

Figura 6 – Amostra de Sinais



Fonte – Autoria própria 2021

O circuito testado na pela banda de passagem apresenta resultados semelhantes ao circuito projetado, estando apto para coletar também sinais de sEMG, entretanto, devido a não utilização de um filtro passa baixas e a amplificação não esperada de alta frequência, a placa demonstrou susceptível à ruídos de alta frequência. Para solução deste um filtro passa baixas RC de 1 ordem com frequência de corte de 500 Hz é suficiente.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pela bolsa de Iniciação em Desenvolvimento Tecnológico e Inovação.

REFERÊNCIAS

- [1] SCHEEREN, E. M. **Eletromiografia**: o que é e para que serve. São Paulo: Saraiva, 2017.
- [2] MALMIVUO, J. **Bioelectromagnetism**: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. Nova Iorque: Oxford University Press, 1995.
- [3] DHILLON, H. S. et al. EOG and EMG based virtual keyboard: A brain-computer interface. In: 2009 2nd IEEE International Conference on Computer Science and Information Technology. [S.l.: s.n.], 2009. P. 259–262.
- [4] SHAWON, A.-U.; SHAHIN, F.; ISLAM, M. K. Design and Implementation of an EOG-based Mouse Cursor Control for Application in Human-Computer Interaction. In: v. 1487, p. 012043.
- [5] LIN, C.-T. et al. EOG-Based Eye Movement Classification and Application on HCI Baseball Game. **IEEE Access**, v. 7, p. 96166–96176, 2019.
- [6] ZHENG, W.-L. et al. Vigilance Estimation Using a Wearable EOG Device in Real Driving Environment. **IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems**, v. 21, n. 1, p. 170–184, 2020.
- [7] LÓPEZ, A. et al. High-Performance Analog Front-End (AFE) for EOG Systems. **Electronics**, v. 9, n. 6, 2020.
- [8] TEXAS INSTRUMENTS. **TL7660 CMOS VOLTAGE CONVERTER**. [S.l.], jun. 2006.