

# Plataforma de Aquisição de Sinais Biomédicos Oculares

Juarez Alexandre O. Holanda, Igor Ramon F. Diniz, Ernano Arrais Junior

Universidade Federal Rural do Semi-Árido – Pau dos Ferros – RN – Brasil

Laboratório de Análise de Sinais Biomédicos – LASBIO

Grupo de Desenvolvimento e Simulação - GDeS

[juarez.alexandre@hotmail.com](mailto:juarez.alexandre@hotmail.com), [igor.ramon14@gmail.com](mailto:igor.ramon14@gmail.com),  
[ernano.arraais@ufersa.edu.br](mailto:ernano.arraais@ufersa.edu.br)

**Abstract-** *This work presents a platform for the acquisition of the ocular biopotential signal. The electric potential of the eye is generated through electrostatic polarization of the cornea and retina, which occurs when the eye is moved. The purpose is to develop a platform that helps people with special needs related to their upper limbs, which through the signal generated later will become possible to control equipment or machines, in general, perform small motor functions. The project is under way, but some results already obtained show the possible effectiveness of the system.*

**Resumo -** *Este trabalho apresenta uma plataforma de aquisição do sinal de biopotencial ocular. O potencial elétrico ocular é gerado por meio da polarização eletrostática da córnea e retina, que ocorre quando da movimentação ocular. O propósito é desenvolver uma plataforma que auxilie portadores de necessidades especiais relacionadas a seus membros superiores, que mediante o sinal gerado posteriormente se tornará possível controlar equipamentos ou máquinas, de uma forma geral, desempenhar pequenas funções motoras. O projeto encontra-se em andamento, porém alguns resultados já obtidos mostram a possível eficácia do sistema.*

**Palavras Chaves** – EOG; Amplificador de Instrumentação; Pessoas com Necessidades Especiais

## 1. INTRODUÇÃO

Verifica-se que permeando sobre a história cronológica, o homem adquiriu habilidades de desenvolver técnicas que o propiciou e auxiliou na realização de atividades antes vistas como impossível, através de observações e partindo de sua necessidade é possível criar utensílios que integrados fornecem resultado satisfatórios, a exemplo disto existem os Circuitos Integrados (CIs), que são o conjunto de componentes (diodos, transistores, capacitores) encapsulados em pastilhas de cerâmica ou silício que automatizam e desempenham diversas funções eletrônicas [Sedra & Smith 2010]

Neste sentido existem células humanas que se tornam observáveis as ocorrências de inúmeras interações extras e intercelulares e em meio essas atividades verifica-se a presença de íons localizados especificamente na membrana plasmática que são capazes de gerar pulsos elétricos, os chamados de biopotenciais [Guyton & Hall 2011]. No geral as células possuem dois estados responsáveis pela troca de substâncias iônicas que garantem a geração do potencial elétrico, dado que o ser humano exerça alguma

contração muscular, estes são chamados de potencial de repouso e potencial de ação. No primeiro caso, em sua maioria, o interior celular possui caráter negativo em relação ao seu exterior e quando excitadas ocorrem à inversão de polaridades, o que se chama de potencial de ação, neste, canais responsáveis pela passagem dos íons intercelulares são acionados permitindo o fluxo para o meio externo ou vice-versa.

Por diversos fatores sejam eles hereditários, congênitos ou de forma adquirida, alguns indivíduos apresentam-se com problemas que o impossibilitam de realizar determinadas atividades cotidianas. No Brasil cerca de 24 % da população possui alguma deficiência [Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística 2010]. Partindo do pressuposto de mitigar tal problemática, favorecendo a equidade, busca-se desenvolver uma pesquisa a respeito dos biopotenciais, desenvolvendo plataformas de aquisição de sinais, a fim de que no término da pesquisa torne-se possível desenvolver algum aparato controlado pelo biopotencial ocular (EOG), disseminando assim o conhecimento para o campo de estudo fisiológico, computacional e eletrônico.

## 2. DESCRIÇÃO DO SISTEMA

A estrutura da plataforma é composta por um amplificador EOG , futuramente será implementado um conversor analógico/digital e um sistema de controle reconfigurável implementado em *hardware*, utilizando FPGA (*Field Programmable Gate Array*).

O sinal ocular é gerado pela diferença de potencial entre a córnea e a retina, variando de acordo com a angulação globo ocular, sendo assim a córnea possui caráter positivo e a retina comporta-se com potencial negativo [Arrais 2011]. O sinal ocular possui um grau elevado de dificuldade para sua aquisição, pois a ordem de amplitude varia de 10 a 100  $\mu\text{V}$  numa frequência média de 10 Hz [Venkataramanan et al 2005], porém o comportamento da onda do sinal torna-se mais aplicável devido à onda apresentar-se com caráter atenuado diferentemente dos outros sinais biomédicos.

O biopotencial ocular (EOG) para movimentos horizontais é aferido por meio da aplicação de dois eletrodos, estes geralmente composto de prata no seu interior e revestido de cloreto de prata (eletrodo de Ag/AgCl), conforme Figura 1, onde coloca-se nas extremidades do osso esfenoide (Eletrodo 1 e 2), para movimentos verticais necessita-se de apenas dois eletrodos na parte superior e inferior do olho (Eletrodo 3 e 4). Além disso, poderão ser fixados eletrodos tanto na testa como no queixo para que assim o sinal se comporte de forma constante durante a sua captação.

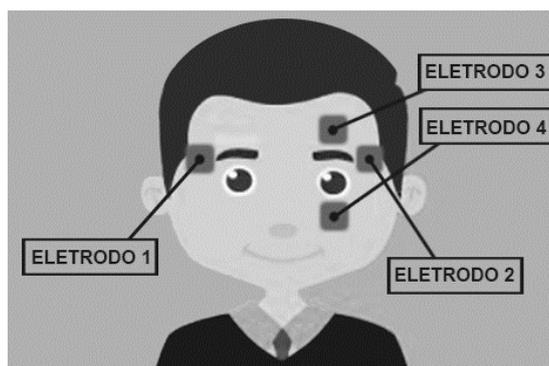


Figura 1. Ilustração da face humana com eletrodos.

### 3. DESCRIÇÃO DA ARQUITETURA

Visto que a amplitude do sinal EOG é baixa, torna-se impossível a manipulação destes para a finalidade do projeto, com isso fez-se necessário utilizar Amplificadores Operacionais (Amp Ops) onde estes garantem a operação dos sinais, amplificando-os sem alterar as características iniciais inerentes ao biopotencial [Sedra & Smith 2010].

A alimentação destes circuitos é feita através de uma fonte simétrica, pois requer a presença de tensões positivas e negativas, neles estão inseridos uma entrada não inversora (positiva) e inversora (negativa) e outro canal que denota a saída do sinal amplificado. Como ilustra a Figura 2 abaixo:

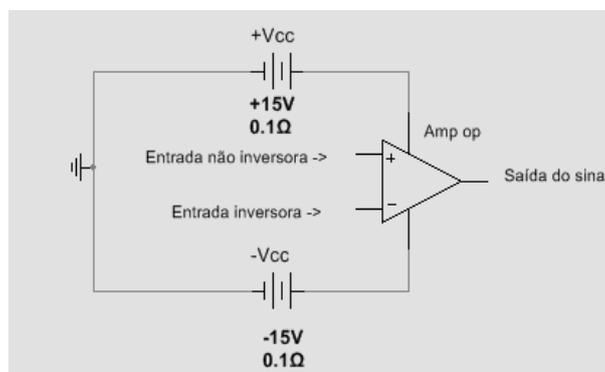


Figura 2. Amplificador operacional.

#### 3.2 Amplificador EOG

No circuito projetado utilizou-se um chip com quatro amplificadores operacionais, modelo LM324.

No primeiro estágio (Figura 3) foram utilizados dois amplificadores operacionais, onde o ganho obtido é dado pela relação entre os resistores aterrando por vez cada uma das entradas do sinal, ou seja, a saída do sinal corresponderá à soma das saídas calculadas por vez no circuito.

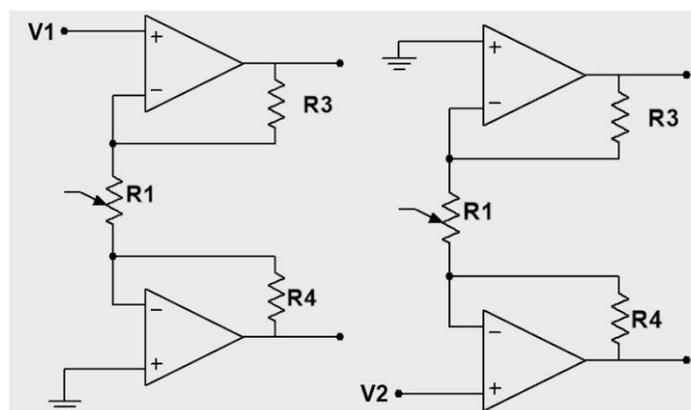


Figura 3. Circuito do primeiro estágio tanto a entrada V1 como V2.

Compreendido pela seguinte equação de ganho:

$$V1 = v1' + v''2 = v1 + \frac{R3}{R4} \quad (1)$$

$$V2 = v2' + v''2 = v2 + \frac{R3}{R4} \quad (2)$$

No segundo estágio (Figura 4) do amplificador de instrumentação utilizou-se um amplificador operacional seguindo o mesmo princípio do primeiro estágio, aferindo canal por canal tem-se seguinte a equação de ganho:

Cálculo segundo estágio (V1 e V2):

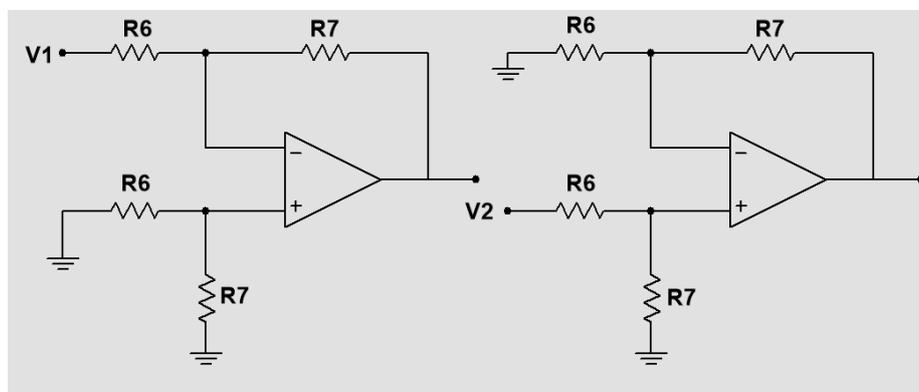


Figura 4. Circuito do segundo estágio tanto a entrada V1 como V2.

$$Vout' = \left(1 + \frac{R7}{R6}\right) \cdot V1 = \frac{R7}{R6} \cdot V1 \quad (3)$$

$$Vout'' = \left(-\frac{R2}{R1}\right) \cdot V2 \quad (4)$$

Assim sendo:

$$Vout = Vout' + Vout'' = \frac{R7}{R6} \cdot (V1 - V2) = \frac{R7}{R6} \cdot \left[\left(1 + \frac{2R3}{R1}\right) (V1 - V2)\right] \quad (5)$$

#### 4. FILTROS

Um dos problemas na captação do sinal é a grande quantidade de ruídos indesejáveis, os quais se originam a partir de qualquer dispositivo transmissor de tensão elétrica, essa interferência mantém-se em torno de 60 Hz [Barbosa 2008], tendo em vista essa adversidade é projetado um Amp Op para amenizar esse efeito, dispondo de um filtro RC passa-baixa de 1ª ordem, como ilustra a figura 5:

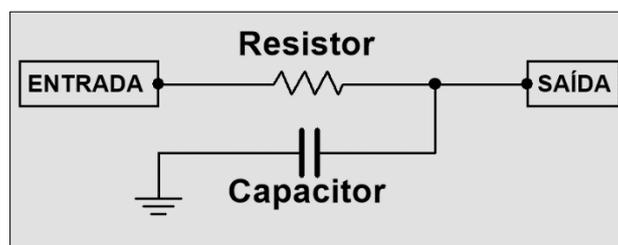


Figura 5. Filtro RC de 1ª ordem.

A frequência de corte ( $F_c$ ) é a frequência abaixo ou acima da potência de saída de um circuito eletrônico. A mesma é obtida através da função abaixo:

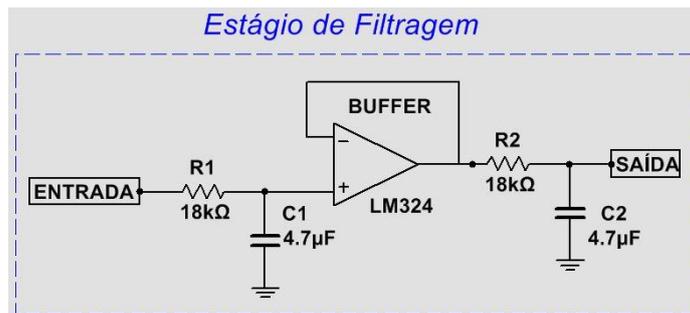
$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (6)$$

A frequência de corte obtida foi de 20 Hz.

##### 4.1 Estágios de Filtragem

O circuito utilizado no sistema apresenta dois estágios de filtragem, os quais foram isolados por um BUFFER que é um amplificador no qual possui um ganho unitário onde é utilizado conectando um estágio de baixa impedância de saída a uma carga de alta impedância de entrada, o objetivo de separar os estágios de filtragem é simplificar circuito, tendo em vista que a manipulação de filtros RC de 1ª ordem é mais simples e capaz de realizar a ligação em cascata, além disso, a utilização do BUFFER torna o filtro antes passivo agora em ativo permitindo uma grande flexibilidade no projeto e eliminando indutores volumosos, de baixa frequência e caros. Desse modo facilitando a implementação de filtros de 2ª ordem.

Além disso, os estágios de filtragem auxiliam de forma crucial na eliminação de sinais indesejáveis de ruídos, os quais geralmente se originam a partir de motores, disjuntores, chaves, linhas de alimentação. A topologia do filtro proposto está representada na Figura 6.



**Figura 6. Estágio de Filtragem com BUFFER.**

## 6. RESULTADOS E DISCUSSÕES



**Figura 7. Teste prático da plataforma.**

Foi possível realizar a aquisição do sinal ocular e verificou-se que o mesmo se apresentou com o comportamento próximo de um sinal CC devido a sua baixa amplitude, além disso, verificou-se que amplitude variou conforme o posicionamento do olho seja esquerdo/direito numa variação de 1V, como estava previsto e com o olhar fixo para frente tomou-se como marco zero do sinal ocular. Como ilustra a Figura 8.

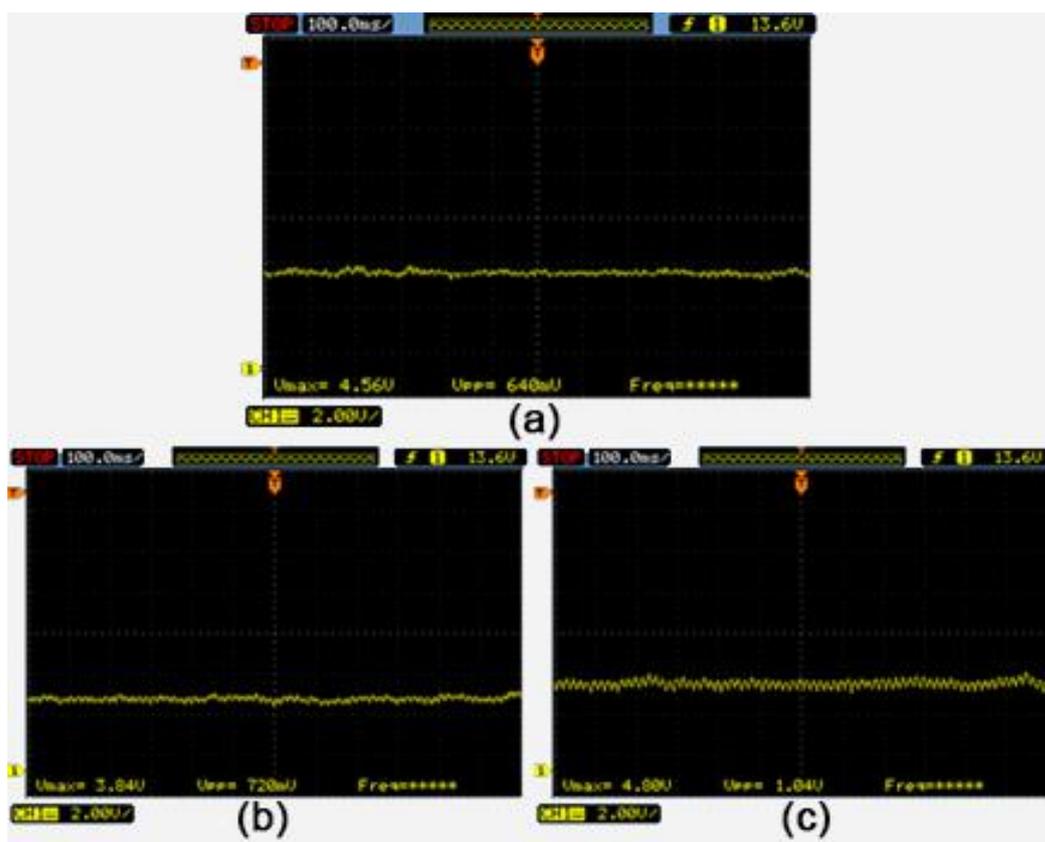


FIGURA 8. (a) comportamento do sinal com olhar frontal, (b) comportamento do sinal com movimentação esquerdo, (c) Comportamento do sinal com movimentação direito.

Em testes realizados fez-se necessário verificar a eficiência do amplificador proposto, nos amplificadores de instrumentação utiliza-se o conceito de CMRR – Rejeição em modo comum e este é obtido através da seguinte equação e obteve-se os seguintes resultados:

$$CMRR = 20 \text{Log} \frac{A_d}{A_{mc}} \quad (7)$$

- $A_d$ : Ganho diferencial;
- $A_{mc}$  : Ganho em modo comum.

$$A_d = \frac{\text{Saída do sinal}}{\text{Entrada } V_1} \quad (8) \quad A_{mc} = \frac{\text{Saída do sinal}}{\text{Entrada } V_1 \text{ e } V_2} \quad (9)$$

Conseqüentemente devido as imperfeições existente no circuito obteve-se um CMRR de aproximadamente 20 dB, o que é consideravelmente baixo, futuramente será aperfeiçoado este CMRR para um nível da ordem de 80 dB, valor considerado para Amp Ops como eficientes.

## 7. CONCLUSÕES

Portanto o uso da biotecnologia permite utilização de agentes biológicos presentes no nosso organismo para propiciar a oportunidade de deficientes físicos, principalmente àqueles com problemas nos membros inferiores/superiores transformando a incapacidade em oportunidade através do avanço tecnológico, esta área

é considerada pela ciência um campo inovador, desse modo espera-se obter êxitos quantos aos resultados e as suas aplicações, sejam estes para prototipagem de cadeiras de rodas, membros mecânicos ou utensílios de reabilitação.

## 8. AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer à Universidade Federal Rural do Semi-Árido (UFERSA), ao Laboratório de Análises de Sinais Biomédico (LASBIO) e ao Grupo de Pesquisa e Desenvolvimento (GDeS) da UFERSA pelo suporte ao longo do trabalho.

## 9. REFERÊNCIA

Sedra, A. and Smith, K. (2010). "Microelectronic circuits", 6th ed., New York, Oxford, Oxford University.

Guyton, A.C. and Hall, J.E. (2011). Tratado de Fisiologia Médica. 12ª ed. Rio de Janeiro, Elsevier Ed.

Censo Demográfico (2010). Características gerais da população, religião e pessoas com deficiência. Rio de Janeiro: IBGE.

Arrais, E. J. (2011). Plataforma de Controle Ocular (PCO). 50 f.- Curso de graduação em Engenharia Elétrica, UFRN, Natal;

Venkataramanan, S. Prabhat, P.; Choudhury, S. R.; Nemade, H. B. and Sahambi, J. S. (2005). Biomedical Instrumentation based on Electrooculogram (EOG) Signal Processing and Application to a Hospital Alarm System. Proceedings of ICISIP.

Barbosa, G.V.D.(2008) Análise De Problemas Causados Por Interferência Eletromagnética Irradiada Durante Medições De Sinais Biomédicos. Grau de Mestre em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Minas Gerais.

Razavi, B. (2008) "Circuitos Elétricos", John Wiley Professio, USA.

Balsara, B. (2016). EyeMove: Using Electrooculography to Provide Mobility for the Disabled. Global Science Engagement.

Johnson, D.E. and Hilburn, J.L. (1994) Johnson J.R. "Fundamentos de Análises de Circuitos Elétricos", 4ª Edição, Ed. LTC.

Quillfeldt, J.A. (2005) Origem Dos Potenciais Elétricos Das Células Nervosas. Departamento de Biofísica, IB, URGs

Arrais Junior, E. and Sousa, F. R.(2008). Eye Movement Controlled Mouse Pointer. In: Chip in the Pampa, Gramado - RS. VIII Microelectronics Students Forum, 2008.

Alexander, C.K. and Sadiku, M.N.O.(2013). Fundamentos de circuitos elétricos. 5. ed. Porto Alegre: AMGH.