

## ELETROOCULOGRAFIA UTILIZADA EM INTERFACE HOMEM-MÁQUINA COMO UMA FERRAMENTA DE TECNOLOGIA ASSISTIVA

Rhaira Helena Caetano e Souza, Núcleo de Tecnologias Assistivas UFU, rhairahelena@gmail.com  
Francielen Souza Borges, Laboratório de Engenharia Biomédica UFU (Biolab), francielen\_089@hotmail.com  
Eduardo Lázaro Martins Naves, Lab. de Engenharia Biomédica UFU (Biolab), eduardonaves@yahoo.com.br

**Resumo.** De acordo com a Organização Mundial de Saúde existem milhões de pessoas em todo o mundo, que devido aos danos físicos, sensoriais ou mentais perdem parcial ou totalmente o controle dos músculos do corpo. Com o intuito de minimizar limitações relativas a esses danos, a interface homem-computador/máquina (IHM), com base em biopotenciais, tem se mostrado como uma saída real, como o sinal eletrooculográfico (EOG). A fim de executar uma emulação de comandos de mouse em tempo real, o EOG é utilizado. Foram confeccionados protótipo de um sistema de aquisição de sinais EOG e software. As partes do projeto consideraram as características do sinal, sua amplitude varia entre 50  $\mu$ V até 3,5 mV e a frequência predominante é a largura de banda de 0,1 Hz a 35 Hz. Os sinais EOG são registros suscetíveis a diversos artefatos, como movimento de eletrodos e cabos, os quais devem ser tratados. Por outro lado, a vantagem de controle do sistema por EOG, é lidar com baixo desconforto do utilizador, também é um método para o uso sob condições de baixa luminosidade. O protótipo desenvolvido apresentou resultados satisfatórios, mostrou-se compacto e de baixo custo, permitiu o desenvolvimento de uma baixa complexidade IHM para a emulação de comandos do mouse e manuseio satisfatório, embora apresente limitações.

**Palavras chave:** Biopotenciais, IHM, Eletrooculografia, Engenharia Biomédica, Tecnologias Assistivas.

### 1. INTRODUÇÃO

De acordo com a Organização Mundial de Saúde, existem milhões de pessoas em todo o mundo, que devido aos danos físicos, sensoriais ou mentais perdem parcial ou totalmente o controle dos músculos do corpo. Este dado é acerca de lesão da medula espinhal, que estima uma incidência anual global de 40 a 80 casos por milhão de habitantes (WHO, 2013). Em alguns casos de lesões na medula espinhal e doenças correlacionadas, bem como a síndrome do encarceramento e esclerose lateral amiotrófica, as pessoas acabam por perder o controle sobre os movimentos do corpo, mantendo-se apenas o controle de movimentos oculares (Dhillon *et al.*, 2009). Considerando-se as necessidades dessas pessoas, como se comunicar e realizar atividades simples, auxiliando o seu desenvolvimento, é importante a tentativa de criação de um dispositivo caseiro barato capaz de permitir aos usuários interação não-convencional com o computador, usando apenas seus movimentos oculares.

A Eletrooculografia é um método que permite captar a existência de pequenos potenciais elétricos entre a córnea e a retina, também conhecidos como sinais eletrooculográficos (provenientes da eletrooculografia, sendo estes sinais EOG) (Martins, 2010), estes potenciais são captados por sensores portáteis (Bulling *et al.*, 2009), os quais são eletrodos posicionados ao redor dos olhos. O processamento destes sinais permite conhecer a direção do olhar e os movimentos de piscadas. Sendo assim, este trabalho objetiva a criação de um sistema capaz de substituir o mouse convencional por um controle baseado em sinais EOG, como possibilitar que o usuário possa mover o cursor sobre a tela e realizar operações que gerem comandos. Além de gravar sinais EOG o sistema proporciona fácil colocação dos eletrodos. Porém, devido os arredores dos olhos estarem cheios de músculos faciais e muito perto do cérebro, suas características podem gerar interpretações equivocadas entre sinais EMG e EEG.

Nos dias atuais, as aplicações de captura de sinais EOG são usuais nas pesquisas de investigação do sistema oculomotor humano como um método de diagnóstico. Muitas vezes usa-se o EOG para registro dos movimentos oculares para pesquisas durante o sono e sonho, na gravação de movimentos dos olhos de bebês e crianças, além de avaliar as habilidades de leitura e a fadiga visual (Zhao, 2008). Um estudo moderno relevante é destaque em (Borghetti *et al.*, 2007), que se aproximou de um sistema para escrever usando dois canais EOG (verticais e horizontais).

#### 1.1 Fundamentos: Eletrooculografia

A Eletrooculografia é um método que permite captar os potenciais elétricos entre a córnea e a retina, gerando sinais proporcionais ao ângulo (ou a posição) dos olhos em relação à cabeça (Martins, 2010). Essa relação foi primeiramente observada em 1848, por Emil Du Bois-Reymond. O potencial entre a córnea e a retina é produzido pela hiperpolarização e despolarização das células nervosas na retina. O olho humano é considerado um dipolo elétrico (Martins, 2010). Muitos experimentos mostram que a córnea corresponde ao polo positivo e a retina ao polo negativo do globo ocular (Zhao, 2008), como ilustrado na Fig. (1). Portanto, o sinal resultante é essencialmente um registro da diferença da tensão elétrica entre a parte da frente e a parte de trás do olho (Borghetti *et al.*, 2007).

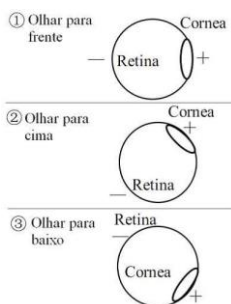


Figura 1. Esquema do dipolo elétrico para o olho (Zhao, 2008)

Este dipolo estacionário pode ser usado para medir a posição do olho por meio da colocação de eletrodos de superfície à esquerda e à direita do olho. Quando o olhar é sempre em frente, o dipolo estacionário está posicionado simetricamente entre os dois eletrodos, e a saída do sinal EOG é zero. Quando deslocado para a direita, a córnea fica mais próxima ao eletrodo direito, que se torna mais positivo. Eletrodos também podem ser colocados acima e abaixo do olho para obtenção do movimento ocular vertical (Bulling *et al.*, 2009). Portanto, há uma relação quase linear entre o ângulo do olhar e o sinal EOG para movimentos de aproximadamente 30° (Webster, 2009), sendo que para cada 1 grau do movimento dos olhos tem-se uma variação de aproximadamente 20µV do sinal (Martins, 2010).

O sinal EOG tem amplitude que varia entre 50µV a 3,5mV e que a frequência predominante está na faixa de 0,1Hz a 35Hz (Martins, 2010). A Eletrooculografia possui vantagens e desvantagens em relação a outros métodos de determinação do movimento dos olhos. A desvantagem mais importante advém do fato que sinal EOG é raramente determinístico, já que o potencial córneo-retinal não é fixo, tendo um comportamento diversificado dia-a-dia até mesmo para a mesma pessoa em diferentes experimentos (Baggio, 2003). As vantagens desta técnica incluem a captura do sinal com interferência mínima de atividades do sujeito e por ser um método onde os sinais podem ser adquiridos na total escuridão e/ou com os olhos fechados.

O sinal EOG é afetado por componentes dos sinais eletroencefalográficos (EEG) e eletromiográficos (EMG), também pelo próprio processo de aquisição dos dados, estes ruídos são equivalentes a aproximadamente 1º movimento do olho. Então, os dados do EOG sofrem com a falta de precisão nos extremos. Especificamente os movimentos dos olhos de menos de 1º ou 2º são de difícil registro. E grandes movimentos dos olhos (por exemplo, maiores do que 30º) não produzem amplitudes bioelétricas que são estritamente proporcionais à posição dos olhos (Webster, 2009).

No caso dos ruídos provenientes do processo de aquisição do sinal EOG, estes podem estar associados aos próprios componentes utilizados, bem como a artefatos eletromecânicos, como ruídos de 60Hz da rede, o balançar dos cabos, a presença de outros aparelhos.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

### 2.1. Visão Geral do sistema

Inicialmente o sinal eletrooculográfico é captado por sensores de superfície e enviado para um sistema de condicionamento. Devido à baixa amplitude, o sinal coletado passa pelos seguintes processos: uma fase de pré-amplificação, uma fase de pré-filtragem, um segundo estágio de amplificação, e a filtragem em si, composta por filtros analógicos para retirada das frequências indesejadas do sinal, obtendo a faixa de frequência de interesse de 0,1 a 35Hz. Em seguida, é feita a conversão analógica-digital do sinal e a transmissão do sinal para o computador via Universal Serial Bus (USB) utilizando um microcontrolador. O recebimento dos sinais no computador é feito por um software composto por três módulos: um módulo de processamento do sinal, um módulo de integração com o usuário e um módulo de visualização do sinal. A Figura (2) a seguir mostra o diagrama de blocos geral do sistema.

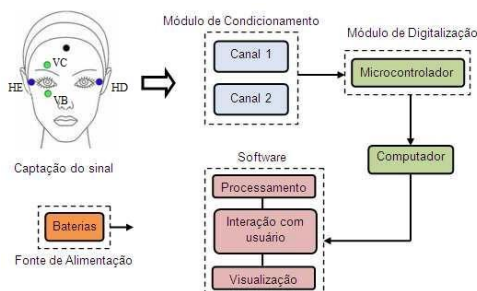


Figura 2. Diagrama de blocos geral do sistema

Na Figura (2), também é possível ver o correto posicionamento dos eletrodos, para medir movimentos horizontais, os dois azuis (HD e HE) indicam o posicionamento horizontal para detectar movimentos horizontais de olhos, nas extremidades do osso esfenóide. Dois eletrodos (VC e VB), de cor verde na Fig. (2), colocadas desta forma para recolher os movimentos verticais dos olhos, o eletrodo de referência (R) localiza-se no osso frontal, como mostrado na Fig. (2) como um ponto preto. Olhos sob condições de repouso estimulam eficazmente os eletrodos no mesmo potencial e não há tensão de captura. Em condições de rotação do globo ocular, gera impulsos positivos e negativos, tal como mostrado na Fig. (3).

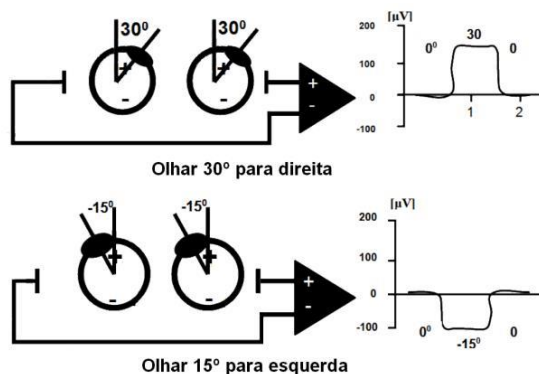


Figura 3. Sinais correspondentes a rotação do globo ocular (Martins, 2010)

## 2.2. Módulos do Sistema

O sistema a ser apresentado neste trabalho é composto por uma parte em hardware e outra em software. Sendo que os componentes do hardware promovem a correta captação e condicionamento do sinal EOG com o módulo de condicionamento e ainda o módulo de digitalização, este último necessário para a transmissão digital dos biopotenciais inicialmente analógicos. No software, os módulos existentes correspondem ao módulo de filtragem do sinal, processamento do sinal, interação com o usuário e por fim o módulo de visualização do sinal.

O sistema de condicionamento de sinais, é composto por dois canais diferenciais. Devido a sua baixa amplitude, o sinal coletado em cada canal passa por uma fase de pré-amplificação. Nesta fase é utilizado um amplificador de instrumentação (INA121), o qual possui altíssima impedância de entrada, baixa impedância de saída e razão de rejeição em modo comum (RRMC) acima de 100dB. Para a retirada do potencial de meia-célula é usado um filtro passa-alta inicial de 0,1Hz de frequência de corte. O ganho total do sistema corresponde a 2940 vezes.

Após tal estágio de amplificação, o sinal será filtrado por filtros calculados do tipo *butterworth*, sendo o primeiro de três polos passa-baixa 35Hz e o segundo passa-alta de um polo, com frequência de corte de 0,1Hz, evitando que filtros não calculados corretamente possibilitem o efeito *aliasing*, permitindo perda significativa de sinal de interesse. A partir desse estágio, existe um filtro passa-alta proporcionando níveis diminuídos de deslocamento gerados nas fases anteriores. O sinal de EOG neste módulo tem como referência o terra (*ground*) e opera numa faixa entre -2,5 V e 2,5 V.

No módulo de digitalização é usado o PIC18F2550, que converte o biopotencial de origem analógica em sinal digital e encaminha para o software no computador via USB. A resolução oferecida por tal circuito integrado é de 10 bits. Um nível DC de 2,5V é adicionado ao sinal provindo do módulo anterior, a fim de que a amplitude seja obtida de 0 a 5V. É importante lembrar que há um erro existente na conversão analógico-digital que possibilita uma amplitude um pouco inferior à 5V, por volta de 4,9V. Pelo teorema de Nyquist, a taxa de aquisição foi estipulada para 150Hz.

O sistema de fornecimento de energia utiliza duas pilhas (9V) de modo a torná-lo mais independente, seguro para o utilizador e reduzir a quantidade de ruído. Os reguladores de tensão (LM7806 e LM7906) configuram a tensão para - 6V e 6V, permitindo o fornecimento de energia da bateria para o processo de aquisição do módulo de condicionamento e de sinal. A alimentação do hardware é através da bateria. O design do software usa a linguagem de programação C# e plataforma de desenvolvimento Microsoft Visual C# 2008 Express Edition. Devido à necessidade de um processamento em tempo real e a quantidade de dados envolvidos, foi necessário usar a programação simultânea.

No módulo de processamento do sinal realiza-se a filtragem por filtro de média móvel passa-baixa de 30Hz, sendo este bastante ágil e satisfatório apesar de apresentar algumas deficiências em relação ao filtro *butterworth*. Neste módulo, a extração dos comandos é feita por meio de limiares de amplitude e tempo, ou seja, quando um determinado número de amostras atinge um valor superior ao limiar, um movimento ocular é detectado.

A determinação dos limiares foi feita de forma experimental, de maneira a maximizar a quantidade de acertos. Portanto, sendo  $X_v$  o valor da amostra do canal que detecta movimentos verticais (em mV),  $t$  é o tempo, dado em ms, e  $X_H$  o valor da amostra do canal que detecta movimentos horizontais os comandos principais serão reconhecidos conforme a Tab. (1).

Tabela 1. Reconhecimento dos comandos principais

Condições	Comando reconhecido
$X_v > 300\text{mV}$ durante $t > 97,5\text{ms}$ Olhar para cima	$X_v > 300\text{mV}$ durante $t > 97,5\text{ms}$ Olhar para cima
$X_v < -300\text{mV}$ durante $t > 39,0\text{ms}$ Olhar para baixo	$X_v < -300\text{mV}$ durante $t > 39,0\text{ms}$ Olhar para baixo
$X_H > 300\text{mV}$ durante $t > 65,0\text{ms}$ Olhar para direita	$X_H > 300\text{mV}$ durante $t > 65,0\text{ms}$ Olhar para direita
$X_H < -300\text{mV}$ durante $t > 65,0\text{ms}$ Olhar para esquerda	$X_H < -300\text{mV}$ durante $t > 65,0\text{ms}$ Olhar para esquerda
$X_v > 700\text{mV}$ durante $t > 6,5\text{ms}$ Piscada simples	$X_v > 700\text{mV}$ durante $t > 6,5\text{ms}$ Piscada simples

O software apresenta uma interface simples possibilitando a interação com o usuário ao mesmo tempo em que este interage com outros softwares ou aplicativos; neste módulo foi desenvolvida uma interface simples, como mostrado na Fig. (4).



Figura 4. Interface do Software

Ao clicar em verificar dispositivo, o usuário deve permanecer com o olhar fixo no centro da tela até que a calibração termine. A partir de então, o usuário pode iniciar a aquisição e operar o cursor do mouse de forma que os comandos sejam os mostrados na Tab. (2):

Tabela 2. Comandos correspondentes à operação do usuário

Operação do Usuário	Comando correspondente
1 Olhar para cima	Movimento do cursor para cima
2 Olhar para baixo	Movimento do cursor para baixo
3 Olhar para direita	Movimento do cursor para direita
4 Olhar para esquerda	Movimento do cursor para esquerda
5 Olhar para o canto superior direito	Movimento do cursor em direção ao canto superior direito
6 Olhar para o canto superior esquerdo	Movimento do cursor em direção ao canto superior esquerdo
7 Olhar para o canto inferior direito	Movimento do cursor em direção ao canto inferior direito
8 Olhar para o canto inferior esquerdo	Movimento do cursor em direção ao canto inferior esquerdo
9 Piscada dupla	Corresponde ao clique simples do mouse
10 Piscada tripla	Corresponde ao clique duplo do mouse
12 Piscada quádrupla	Corresponde ao clique com botão direito do mouse

O software funciona de modo que o cursor deve se mover por um tempo razoável para que a manipulação não seja em uma velocidade cansativa; o cursor deve permitir o acesso dos pequenos ícones, além de que o movimento dos olhos sobre a tela, sem intenção de comando por parte do utilizador, não deve ser reconhecido como um comando.

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

O desenvolvimento do protótipo para condicionar e digitalizar sinais EOG, chamado módulo de aquisição *Eyes2Talk* ocorre de forma a minimizar possíveis artefatos que restringem qualidade sinais.

O protótipo físico é composto de dois canais de referência, dezoito canais de entrada e sete LEDs para indicar se o dispositivo está ligado ou desligado. A filtragem do sinal digital, utilizando filtro de média móvel foi essencial para minimizar o ruído do sinal. Na Figura (5), existem duas imagens que mostram o sinal gravado EOG, antes e após a aplicação do filtro de média móvel.

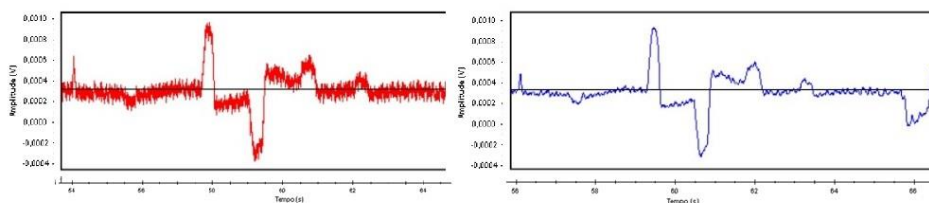


Figura 5. Movimento dos olhos, tempo (s) X amplitude (mV). Esquerda – Sinal original e Direita – Sinal filtrado por filtro de média móvel

Como resultado, foram realizados cinco ensaios com o utilizador. O protótipo apresentou resultado positivo para o reconhecimento dos grandes movimentos, sendo que, neste caso, o sistema tem uma taxa de exatidão superior a 80%.

O sistema desenvolvido se destaca dos outros pela quantidade de comandos reconhecidos. Isso torna o sistema mais intuitivo, mais fácil de controlar e, portanto, acessível a pessoas com deficiências motoras graves. Ele também permite que o usuário use qualquer recurso de computador. Em relação aos resultados dos testes, descritos em uma média de taxa de acerto satisfatório, em torno de 90%; é possível notar que o protótipo artesanal apresenta restrições relativas a ruídos de movimentos cabos e eletrodos (artefatos).

#### 4. CONCLUSÃO

A necessidade de um software simples e que apresente interface amigável, o qual possibilita que o usuário deficiente possa manipular facilmente e intuitivamente todos os comandos oferecidos depois de passar por um período de treinamento, se faz presente atualmente. Portanto, o presente estudo mostrou a viabilidade da utilização de um IHM baseada em sinais EOG. Os resultados obtidos neste trabalho podem ser utilizados em estudos futuros, a fim de melhorar o sistema, mesmo para envolver no processo de controle de diferentes dispositivos, tais como próteses e cadeiras de rodas.

#### 5. REFERÊNCIAS

- Borghetti, D., Bruni, A., Fabbrini, M., Murri, L., Sartucci, F, 2007, “A low-cost interface for control of computer functions by means of eye movements”. *Computers in Biology and Medicine*, Vol. 37, pp. 1765-70.
- Bulling, A., Roggen, D., Tröster, G, 2009, “Wearable EOG Goggles: Seamless Sensing and Context-Awareness in Everyday Environments”, *J. Ambient Intelligence and Smart Environments*. Vol. 1, n 2, pp. 157-71.
- Dhillon, H.S., Singla, R., Rekhi, N.S., Jha, R, 2009, “EOG and EMG based virtual keyboard: A brain-computer interface”, 2nd IEEE International Conference On Comp. Science And Information Tec., Aug 8-11; Beijing, China, pp. 259-62.
- Martins V.R, 2010, “Development of a hardware to capture biological signals, with Human Computer interface”. [course completion word]. Vitória: 2010.
- Trikha, M., Bhandari, A., Gandhi, T., 2007, “Automatic Electrooculogram Classification For Microcontroller Based Interface Design”, *Sys. and Information Eng. Design Symposium*, April 27-27; Charlottesville, USA. pp. 1-6.
- Webster, J.G., 2009, “Medical Instrumentation Application and Design”. 4th ed. Wiley.
- WHO (World Health Organization), 2013. Spinal cord injury. Fact sheet N°384. 2014, <<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs384/en/>>.
- Zhao, L.V., Wu, X., Li, M., Zhang, C, 2008, “Implementation of the EOG-Based Human Computer Interface System”, the 2nd International Conference On In Bioinformatics and Biomedical. May 16-18; Shanghai, China. 2008. p. 2188-91.

#### 6. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à CAPES, ao CNPq e FAPEMIG pelo apoio financeiro.

#### 7. ABSTRACT

According to the World Health Organization, there are millions of people, around the world, who due to physical, sensory or mental harm lose partially or completely control the body's muscles. In order to minimize these limitations on damages, the human-computer / machine interface (HMI), based on biopotential has proven to be a real solution, as the electrooculographic signal (EOG). In order to perform a mouse emulation commands in real time, the EOG is used. The authors designed a prototype acquisition system and software based on EOG signals. The parts of the design consider the signal features, its amplitude varies between 50  $\mu$ V to 3.5 mV and the dominant frequency is the bandwidth of 0.1 Hz to 35 Hz. EOG signal records are susceptible to various artifacts, such as movement of electrodes and cables, which should be treated. On the other hand, the advantage of the EOG system control are due to lower user discomfort handling and it is also a method to use under low light conditions. The prototype showed satisfactory results, proved to be compact and low cost, allowed the development of a low complexity HMI for emulating mouse commands and satisfactory handling, although it has limitations.

#### 8. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.