

ELETRO-OCULOGRAFIA NO CONTROLE DE MOUSE, UMA FERRAMENTA DE TECNOLOGIA ASSISTIVA

Rhaíra Helena Caetano e Souza*, Francielen Souza Borges** e Eduardo Lázaro Martins Neves*

*Núcleo de Tecnologias Assistivas (NTA) e Laboratório de Engenharia Biomédica (BioLab), Engenharia Biomédica: Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Elétrica, Uberlândia – MG, E-mail: rhairahelena@gmail.com.

**Engenheira Biomédica pela Universidade Federal de Uberlândia

Resumo - O objetivo deste trabalho é mostrar uma aplicação de processamentos de sinais em Engenharia Biomédica usando biopotenciais. Os potenciais oculares variam em amplitude de 50 μ a 3,5mV, apesar de baixa, pode ser captada com equipamento adequado. A correta filtragem e processamento desses sinais pode então trazer benefícios para indivíduos deficientes, como no movimento de mouse junto a um software específico para tal fim, como o *Eyes2Talk* desenvolvido neste trabalho.

Palavras-Chave – Biopotenciais, Controle alternativo de mouse, Eletrooculografia, Engenharia Biomédica, Processamento de Sinais Biomédicos, Tecnologia Assistiva.

ELECTROOCULOGRAPHY DRIVING MOUSE COMMANDS, AN ASSISTIVE TECHNOLOGY TOOL

Abstract – This work aims to show an application of signal processing in Biomedical Engineering using biopotentials. The ocular potentials vary in amplitude from 50 μ to 3.5 mV, although low, can be captured with appropriate equipment. Proper filtering and processing of these signals can then bring benefits for handicapped individuals, like to manipulate mouse commands with specific software for this purpose, as *Eyes2Talk* developed in this work.

Keywords - Alternative mouse control, Assistive Technology, Biomedical Engineering, Biomedical Signal Processing, Biopotentials, Electrooculography.

NOMENCLATURA

AD – Analógico-digital
DC – Nível contínuo de tensão
EOG – Eletrooculografia
ETM – Emulador de Teclado e Mouse
HID – Human Interface Device
RRMC – Razão de rejeição em modo comum
USB – Universal Serial Bus



XII CEEL – ISSN 2178-8308
13 a 17 de Outubro de 2014
Universidade Federal de Uberlândia – UFU
Uberlândia – Minas Gerais – Brasil

I. INTRODUÇÃO

A Eletro-oculografia (EOG) é um método que permite captar a existência de pequenos potenciais elétricos entre a córnea e a retina, também conhecidos como sinais eletro-oculográficos (provenientes da eletro-oculografia, sendo estes sinais EOG) [1]. 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, ou seja, um sistema que permita adquirir os sinais EOG, fazer o processamento dos mesmos e realizar a emulação dos comandos de um mouse a partir destes sinais.

Tendo em vista milhões de pessoas no mundo têm necessidades especiais para se comunicar e exercer atividades que possam auxiliar seu desenvolvimento buscou-se criar um sistema capaz de permitir aos usuários a interação com um computador utilizando apenas o movimento de seus olhos. A criação desse sistema facilita a comunicação do indivíduo com o meio, fornecendo uma condição mais favorável de vida tanto aos pacientes como aos amigos e familiares que convivem diariamente com pessoas com necessidades especiais e/ou deficiências motoras graves.

O trabalho desenvolvido possibilita que o usuário possa mover o cursor sobre a tela e realizar operações que gerem comandos correspondentes aos cliques simples, cliques duplos e cliques com botão direito do mouse. E deste modo, objetiva-se a melhoria da qualidade de vida das pessoas com deficiências motoras graves, pois, o usuário poderá ter acesso a vários recursos disponíveis em um computador como navegar na internet, abrir e fechar arquivos, trabalhar com editores de texto, acionar periféricos como a impressora, ter acesso a jogos e entretenimento e o mais importante se comunicar de forma simples e rápida.

II. FUNDAMENTOS E CONCEITUAÇÃO

A. Revisão Bibliográfica

Os principais componentes do sistema visual são [2]:

- O olho que funciona como uma câmara fotográfica para focalizar a imagem visual sobre a retina;
- A retina, que é a parte que converte a imagem visual em um padrão de impulsos nervosos transmitidos pelo nervo óptico ao cérebro;
- O mecanismo encefálico para a interpretação dos sinais visuais; e
- O mecanismo encefálico para o controle das funções motoras dos olhos, como a regulação da quantidade

de luz que penetra nos olhos, a focalização, e o direcionamento dos olhos para os objetos de interesse.

Os olhos são dirigidos a um objeto de atenção por um sistema de três pares separados de músculos oculares ligados a cada globo ocular e que controlam [2]:

- O movimento para cima e para baixo;
- O movimento lateral e medial; e
- O movimento de rotação.

A focalização dos olhos é controlada por um músculo constritor circular e a quantidade de luz que penetra no olho é controlada pelo grau de constrição da pupila [2].

As estruturas importantes do globo ocular são ilustradas pela secção horizontal da Figura 1 a seguir:

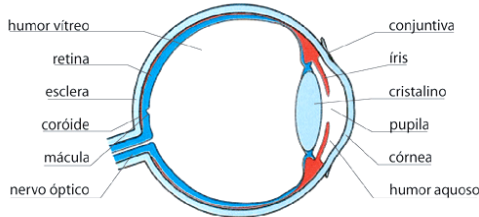


Fig. 1. Estruturas do globo ocular [3]

O olho normal é um órgão esférico de aproximadamente 24 mm de diâmetro. A retina, localizada na parte posterior, é a parte sensível do olho. As estruturas transmissoras de luz dos olhos são a córnea, a humor aquoso, o cristalino, e humor vítreo [4].

B. A 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 [1]. 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 [1]. Muitos experimentos mostram que a córnea corresponde ao polo positivo e a retina ao polo negativo do globo ocular [5], como ilustrado na Figura 2. 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 [6].

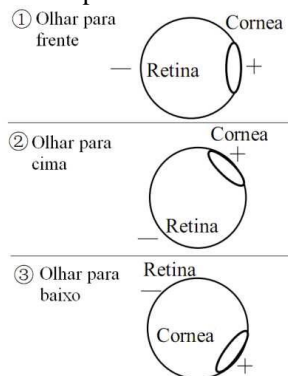


Fig. 2. Esquema do dipolo elétrico para o olho [5]

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 o olhar é 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 [4];

Portanto, há uma relação quase linear entre o ângulo do olhar e o sinal EOG para movimentos de aproximadamente 30° [4], sendo que para cada 1 grau do movimento dos olhos tem-se uma variação de aproximadamente 20µV do sinal [1].

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 [1]. 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 [7]. A vantagem desta técnica inclui a captura do sinal com interferência mínima com atividades do sujeito e mínimo desconforto. Além disto, é um método onde os sinais podem ser adquiridos na total escuridão e/ou com os olhos fechados.

Atualmente, a captura de sinais EOG é normalmente aplicada na investigação do sistema oculomotor humano como método de diagnóstico. O EOG é frequentemente o método escolhido para a gravação dos movimentos oculares em pesquisa do sono e sonho, em gravação de movimento dos olhos de bebês e crianças, e na avaliação da capacidade de leitura e fadiga visual [4].

C. Relação Sinal / Ruído

O sinal EOG é afetado por componentes dos sinais eletroencefalográficos (EEG) e eletromiográficos (EMG) e pelo próprio processo de aquisição dos dados, estes ruídos são equivalentes a aproximadamente 1° movimento do olho. Então, os dados do EOG sofrem com a falta de precisão nos extremos. Especificamente os movimentos dos olhos de menos de 1° ou 2° são de difícil registro. E grandes movimentos dos olhos (por exemplo, maiores do que 30°) não produzem amplitudes bioelétricas que são estritamente proporcionais à posição dos olhos [4].

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, pois qualquer dispositivo conectado à alimentação de linha emite algum tipo de ruído ambiente.

III. METODOLOGIA

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. Em seguida, o sinal passa para a fase de digitalização na qual é feita a conversão analógica-digital 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 3 a seguir mostra o diagrama de blocos geral do sistema.

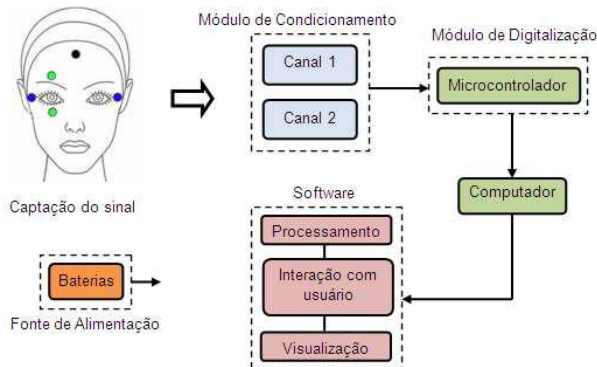


Fig. 3. Diagrama de blocos geral do sistema

Como pode ser notada também na figura 3, a disposição dos eletrodos passivos (sensores de superfície descartáveis de Ag/AgCl) é mostrada na ilustração. Depois de devida higienização do local da coleta com álcool. Dessa forma, a referência encontra-se no osso frontal na cor preta, os azuis para os movimentos horizontais e os verdes para os movimentos verticais. O sinal EOG poderá ser visualizado como mostra a Figura 4 a seguir:

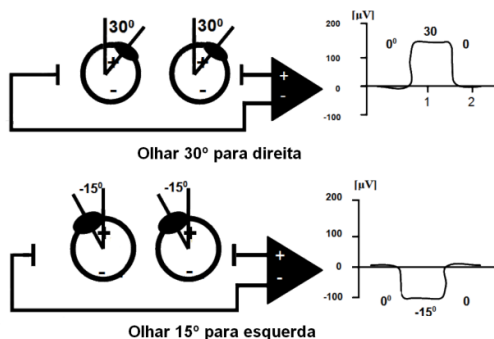


Fig. 4. Sinais correspondentes a rotação do globo ocular [1]

A. 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, necessário para a transmissão digital dos biopotenciais inicialmente analógicos. No hardware encontra-se o módulo de alimentação, o qual fornece energia para o sistema. Já para o 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.

1. Hardware

O sistema de condicionamento (Figura 5) é composto por dois canais diferenciais. Devido à 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. Nesta primeira etapa de amplificação, foi conferido ao sinal um ganho de 10 vezes.

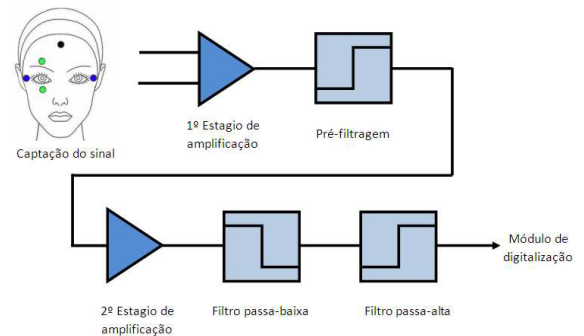


Fig. 5. Diagrama de blocos de um canal de condicionamento

Para a retirada do potencial de meia-célula é usado um filtro passa-alta inicial de 0,1Hz de frequência de corte. Em uma segunda amplificação o sinal tem um ganho de 294 vezes, obtidos por meio de um amplificador não inversor. Assim, 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.

Cada canal de condicionamento seguiu o esquema de montagem da Figura 6. Para melhor suavização dos ruídos, a fim de minimizar interferências, capacitores de tântalo foram alocados junto à alimentação dos circuitos integrados.

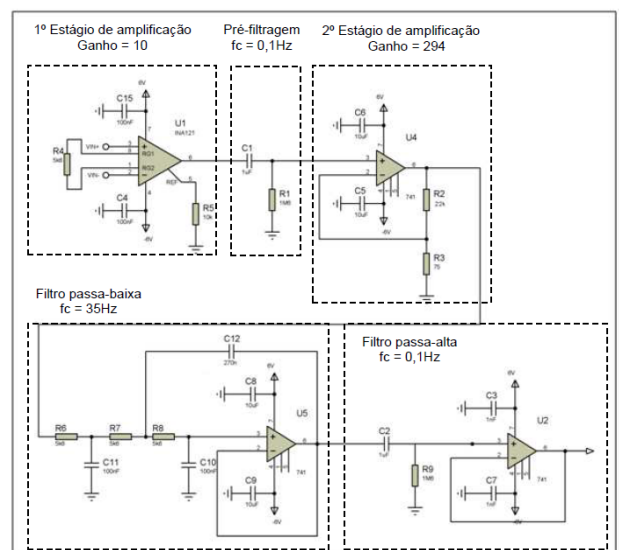


Fig. 6. Esquema de um canal de condicionamento

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 setada para 150Hz.

A transmissão dos sinais para o computador foi feita pelo protocolo de comunicação USB. Uma das características marcantes deste protocolo é a sua grande versatilidade, pois consegue abranger diversos tipos de periféricos. O reconhecimento do dispositivo é automático, ou seja, a porta USB reconhece o aparelho conectado à mesma através de um processo de configuração inicial denominado enumeração [8].

A fonte de energia do sistema foi feita por baterias de 9V, de forma que possibilitou uma fonte segura, com pouco ou nenhum ruído associado e independente para locomoção do sistema.

2. Software

O software foi desenvolvido utilizando a linguagem de programação C# e a plataforma de desenvolvimento Microsoft Visual C# 2008 Express Edition. É importante ressaltar que devido à necessidade de processamento em tempo real e a quantidade de dados envolvidos, foi necessário utilizar programação concorrente. A Figura 7 mostra o esquema básico dos processos concorrentes (threads) e dos bancos de memória (buffers) utilizados. A Thread Producer coleta os dados da USB e armazena no Buffer1. Para fazer esta coleta, esse thread estabelece o protocolo de comunicação HID com o microcontrolador PIC18F2550, que é o responsável pela digitalização do sinal e eu envio ao computador. A Thread Consumer acessa os dados do Buffer1, realiza o processamento dos mesmos a fim de extrair os comandos, exibe os dados e descarrega-os no Buffer2, para que possam ser salvos posteriormente.

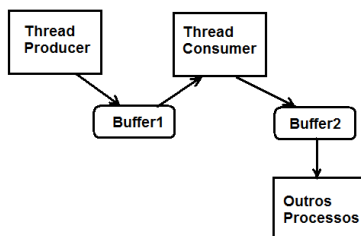


Fig. 7. Esquema básico dos processos concorrentes (threads) e dos bancos de memória (buffers) utilizados

O software desenvolvido possui três módulos:

- Módulo de processamento do sinal - realiza o processamento do sinal a fim de obter os comandos necessários para a emulação dos comandos do mouse; neste estágio foi feita 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 e X_H o valor da amostra do canal que detecta movimentos horizontais os comandos principais serão reconhecidos conforme a Tabela I.

Tabela I – 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

É importante ressaltar que para que não aconteça de um mesmo comando ser reconhecido várias vezes consecutivas, foi adotado um período refratário no qual o comando não poderá ser reconhecido novamente. Como amplamente conhecido na literatura, a amplitude de -300mV e $+300\text{mV}$ são atingidas quando há geração de sinal EOG pelo globo ocular, no movimento da córnea, um exemplo de trabalho que destaca a mesma amplitude para controle pode ser encontrado em [9].

- Módulo de Interação com usuário - 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 Figura 8. Esta interface é semelhante a uma barra de ferramentas e se localizada na parte superior da tela inicial do Windows. Isto possibilita que interação do usuário com o software seja feita de forma rápida e direta e que o mesmo possa interagir com outros softwares e aplicativos livremente.

Eyes2Talk Verificar Dispositivo Iniciar Aquisição Parar Aquisição Sair Visualizar Sinal EOG

Fig. 8. Interface do Software

Os principais casos de uso do software são:

- Verificar dispositivo: verifica se o aparelho está conectado à USB do computador e calibra o software;
- Iniciar aquisição: habilita o recebimento de dados;
- Parar aquisição: desabilita o recebimento de dados;
- Visualizar sinal: abre o módulo de visualização do sinal;
- Sair: sai do programa.

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 Tabela II:

Tabela II – 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

· Módulo de visualização do sinal - permite que os sinais EOG sejam visualizados em tempo real, armazenados para posterior análise.

Este módulo permite exibir os sinais coletados pelos dois canais em tempo real, armazenar os dados coletados (salvar) e apresentar os dados armazenados anteriormente (abrir). Este módulo se torna visível ao habilitar a opção “Visualizar Sinal EOG” no software.

Os principais casos de uso são:

- Salvar: armazena os dados coletados;
- Abrir: apresenta os dados armazenados anteriormente;
- Fechar: fecha o sinal apresentado;

IV. RESULTADOS

O sistema desenvolvido mostrou-se uma ferramenta bastante útil tanto para fins acadêmicos quanto no auxílio, em um futuro próximo, para portadores de deficiências motoras graves. A aparência do protótipo desenvolvido, o qual se refere a um dispositivo em fase de testes proveniente do Núcleo de Tecnologias Assistivas (NTA) da UFU (Bloco 1A – Sala 220), confeccionado pela segunda autora deste trabalho, pode ser observado na Figura 9 a seguir:



Fig. 9. Protótipo Desenvolvido

O painel dianteiro do equipamento é composto por: Botão liga/desliga; Canal do eletrodo de referência; Canal de entrada do eletrodo posicionado abaixo da linha média do olho; Canal de entrada do eletrodo posicionado acima da linha média do olho; Canal de entrada do eletrodo

posicionado na extremidade direita do osso esfenóide; Canal de entrada do eletrodo posicionado na extremidade esquerda do osso esfenóide; LED para indicar se o aparelho está ligado ou desligado. Já o painel traseiro é composto por uma entrada para conexão de cabo USB.

A vista superior com os cabos utilizados é mostrada na Figura 10 a seguir:

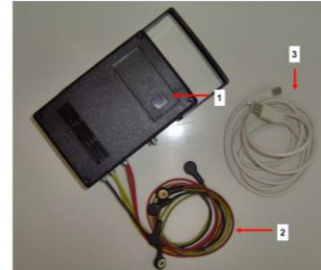


Fig. 10. Vista Superior

A vista superior do equipamento mostra:

1. Compartimento para colocação de baterias;
2. Cabos para eletrodos;
3. Cabo USB.

A filtragem digital do sinal utilizando o filtro de média móvel de 30Hz foi essencial para minimizar os ruídos e possibilitar o processamento do sinal. O módulo de processamento do sinal possibilitou o reconhecimento de diferentes movimentos oculares em tempo real.

Foram realizados cinco testes a fim de verificar a precisão do sistema desenvolvido, para um usuário. Não foi seguido protocolo específico e sim comparado o efeito real, percebido visualmente em confronto com a intenção do usuário. Posteriormente, foi feita uma verificação para avaliar se o sistema conseguiu reconhecer corretamente os movimentos executados, pelo rastreamento dos comandos gerados salvos pelo software.

Sendo assim, inicialmente definiram-se dez sequências de realização dos movimentos oculares, cada uma foi composta pelos doze movimentos em ordem totalmente aleatória. Utilizou-se o software Matlab, versão R2009b, para a determinação das sequências aleatórias. Tais testes representaram bem a situação real do sistema. Os resultados foram estudados e então satisfatórios, como mostrados no gráfico abaixo da Figura 11.

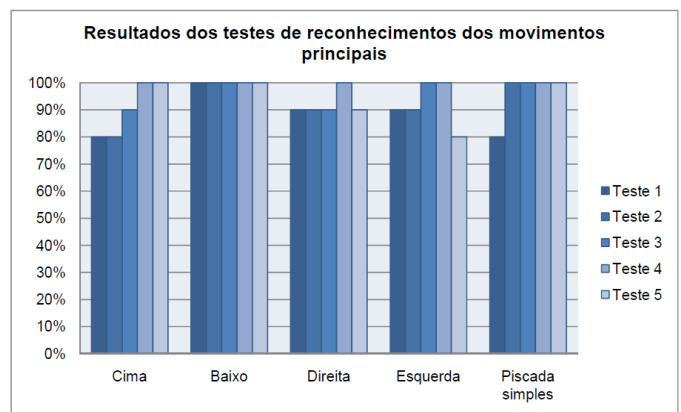


Fig. 11. Resultados dos testes de reconhecimentos dos movimentos principais

Em uma posterior análise das médias dos resultados obtidos, em confronto com os almejados é possível observar a média dos resultados dos testes realizados. Isto mostra que de maneira geral o reconhecimento dos comandos teve um resultado satisfatório, com taxa de acerto média de 90%.

O módulo de interação com o usuário se mostrou simples possibilitando que a interação do mesmo com o software seja feita de forma rápida e direta sem prejudicar a utilização simultânea de outros softwares e aplicativos. É importante ressaltar que a utilização deste sistema necessita de uma fase treinamento e adaptação.

O módulo de visualização dos sinais EOG, além de essencial para o desenvolvimento do projeto por permitir a extração de características do sinal, é uma ferramenta importante para o estudo do sinal, bem como de suas variações entre diferentes pessoas e condições.

V. CONCLUSÕES

O trabalho descrito envolve conhecimentos sobre diversos assuntos relevantes para um profissional da área de Engenharia Biomédica, desenvolvido tendo por base somente os conhecimentos adquiridos no curso de graduação em Engenharia Biomédica. Foram abrangidos conceitos de fisiologia, anatomia, eletrônica analógica e digital, construção de hardwares bem elaborados, minimização de interferências eletromagnéticas, desenvolvimento de softwares, processamento de sinais, interface homem-máquina e vários outros.

O protótipo elaborado apresentou resultados satisfatórios, mostrou-se compacto, de baixo custo e permitiu o desenvolvimento de uma IHM de baixa complexidade para a emulação dos comandos de um mouse.

Os comandos gerados pelo processamento dos sinais EOG foram satisfatórios e permitiram o controle do cursor bem como realizar ações que correspondam aos cliques simples, duplos e com botão direito do mouse.

Na elaboração do software procurou-se desenvolver interfaces bem simples e amigáveis, a fim de que o usuário pudesse manipular de forma fácil e intuitiva todos os comandos oferecidos a ele, após passar pela fase de treinamento.

Portanto o presente trabalho mostrou a viabilidade da utilização do EOG numa IHM. Os resultados obtidos neste trabalho podem ser utilizados em trabalhos futuros com o intuito de aperfeiçoar o sistema desenvolvido ou mesmo para o controle de diferentes dispositivos, como próteses e cadeiras de rodas.

A implementação de um algoritmo de diferenciação de piscadas voluntárias das piscadas involuntárias e também a emulação do comando de arrastar e soltar do mouse, são trabalhos futuros que podem ser desenvolvidos visando aperfeiçoar o sistema.

VI. REFERÊNCIAS

[1] V. R. Martins. “Desenvolvimento de uma Placa de Captura De sinais Biológicos com Interface Com computador.” Disponível em: <http://www2.ele.ufes.br/~projgrad/documentos/PG2005_1/viniusruizmartins.pdf>. Acesso em: 15 set. 2010.

[2] A. C. Guyton, *Fisiologia Humana*. Guanabara Koogan 6ª Edição, Rio de Janeiro, 1988.

[3] NOE: Núcleo De Oftamologia Especializada. Anatomia do olho e fisiologia da visão. Disponível em: <<http://www.nucleomg.com.br/index.php?id=03>>.

Acesso em: 20 out. 2010.

[4] J. G. Webster, *Medical Instrumentation Application and Design*. 4ª Edição, Wiley, 2009.

[5] LV, Z. *et al.* “Implementation of the EOG-Based Human Computer Interface System”. In: The 2nd International Conference In Bioinformatics And Biomedical Engineering, 2008, Shanghai. Shanghai: IEEE, 2008. p. 2188 - 2191.

[6] M. Trikha, A. Bhandari, T. Gandhi. “Automatic Electrooculogram Classification for Microcontroller Based Interface Design”. In: Systems and Information Engineering Design Symposium, Charlottesville. IEEE, 2007. p. 1 - 6. Disponível em:

<http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=4373994&tag=1>. Acesso em: 20 set. 2010.

[7] R. E. R. Baggio, “Dispositivo Baseado em Eletro-Oculografia para Auxilio de Deficientes Físicos na Utilização do Computador.” 2003. 54 f. Curso de Engenharia da Computação, Departamento de Núcleo de Ciências Exatas e Tecnológicas, Centro Universitário Positivo, Curitiba, 2003

[8] USB IMPLEMENTERS FORUM. Universal Serial Bus (USB) - Device Class Definition for Human Interface Devices (HID): Firmware Specification-6/27/01. Disponível em:

<http://www.usb.org/developers/devclass_docs/HID1_11.pdf>. Acesso em: 20 set. 2010.

[9] J. J. P. Tironi, R. A. Lial, S. V. F. Moura. “Braço Mecânico Controlado pela Diferença de Potencial Ocular”. 2012, 99f. Graduação em Engenharia Mecânica, Ênfase em Mecatrônica, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2012.