

## HARDWARE PARA UM MÓDULO DE AQUISIÇÃO DE EEG COM TRANSMISSÃO SEM FIO

T.Winkert\*, P.A.Dias\*\*, V.C.Martins\*\* e F.K.Schneider\*\*

\*PEB/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil, UTFPR Curitiba, Brasil

\*\* CPGEI/UTFPR, Curitiba, Brasil

e-mail: thaiswinkert@peb.ufrj.br

**Resumo:** Sinais de eletroencefalograma (EEG) são registros das atividades elétricas do cérebro, a qual tem como característica baixa amplitude, sendo, portanto, muito susceptível a ruídos. Assim, no desenvolvimento de um módulo para aquisição desses sinais, é necessário que esse fator seja levado em consideração, visando à atenuação desse ruído. Este artigo apresenta o projeto, a construção e a validação de um *hardware* para aquisição de sinais de eletroencefalograma. Seu diferencial é a transmissão sem fio, uma estratégia adicional para redução de interferências eletromagnéticas. A validação deu-se pela aquisição de outros potenciais, considerados de mais fácil aquisição (EOG, ECG), e, por fim, a aquisição de EEG. Nota-se que a resposta em frequência do circuito atende os requisitos de um módulo para EEG, além dos sinais obtidos mostrarem semelhanças com a literatura. Os resultados foram considerados satisfatórios, uma vez que foi possível identificar padrões conhecidos de EEG nos sinais adquiridos.

**Palavras-chave:** EEG. Eletroencefalograma. Aquisição de Biopotenciais sem fio.

**Abstract:** EEG signals record electrical brain activity. This activity has low amplitude, and thus is very susceptible to noise. Therefore, the development of a module for EEG acquisition should take into account these factors, with the objective of reducing this noise. This paper presents the design, construction and validation of the hardware stage for the wireless recording of electroencephalogram signals. The main differential of the project is the wireless transmission, an additional strategy to decrease electromagnetic noise. Validation was performed through the acquisition of other, easier to acquire biopotentials (EOG, ECG) and EEG. It was observed that the frequency response of the circuit is consistent with the requirements of an EEG module. The acquired signals were similar to the literature. The results validated the project, since it was possible to identify some well know EEG patterns.

**Keywords:** EEG. Electroencephalogram. Wireless Biopotential acquisition.

### Introdução

A maior parte das informações sensoriais essenciais para a vida são processadas pela região encefálica [1], em processos que envolvem a condução de sinais elétricos, os quais são medidos por meio de um

equipamento de eletroencefalografia e são denominados de Eletroencefalograma (EEG).

Os sinais e EEG são o registro da atividade elétrica do córtex (uma fina camada do cérebro que cobre sua superfície e é responsável por sua parte funcional) e são adquiridos, não invasivamente, no escalpo. Para possibilitar a identificação de seus padrões é necessário que os potenciais estejam orientados, isso ocorre por qualquer estimulação cortical (visual, olfativa, auditiva, elétrica) Assim, os sinais de EEG são o registro dessa orientação, vista na superfície que se deseja, em relação a um eletrodo de referência [2].

Dispositivos para aquisição de sinais provenientes do cérebro utilizam eletrodos como transdutores, o que exige uma grande quantidade de cabos estendendo-se da cabeça do paciente até o módulo de aquisição. Tal configuração pode ser considerada pouco flexível e incômoda para paciente e para o médico. Ademais, cabeamentos longos apresentam maior susceptibilidade a ruídos eletromagnéticos, proveniente, principalmente, da rede elétrica. [3] Uma tendência moderna é a produção e utilização de mecanismos sem fio (*wireless*). Tais soluções aumentam a flexibilidade de instalação, utilização e manutenção desses dispositivos.

Dentro desse contexto, o presente artigo descreve o projeto, construção e validação de um *hardware* para aquisição de eletroencefalograma com oito canais de entrada e transmissão sem fio. Tais módulos trazem maior conforto para médico e paciente, possibilitam o melhor monitoramento de pacientes, são compatíveis com movimentação do paciente e abrem a possibilidade para aplicação de sinais eletroencefalográficos para mecanismos de reabilitação.

### Materiais e métodos

O diagnóstico de doenças por meio de EEG consiste na aquisição de sinais elétricos do paciente e na sua posterior comparação com padrões pré-estabelecidos. Esses sinais podem ser definidos como a diferença de potencial eletroquímico em neurônios. Essa aquisição é feita por meio de eletrodos de superfície, os quais consistem em um condutor metálico em contato com a pele, existindo uma camada de gel entre ambos.

Visto que sinais de eletroencefalograma possuem amplitudes tipicamente da ordem de 100 $\mu$ V [4], exige-se um módulo que seja capaz de amplificar o sinal original para grandezas passíveis de conversão

analógica-digital satisfatória – com amplitudes na ordem de Volts. O processo de aquisição deve levar também em consideração as fontes de ruído eletromagnético presentes no ambiente, que podem comprometer seriamente a qualidade dos sinais adquiridos. Assim, filtragens de frequências indesejadas tornam-se necessárias para a apresentação, ao final do processo, de um sinal fiel ao original.

O desenvolvimento do circuito foi então dividido em três etapas: pré-amplificação, filtragem e aquisição.

**Pré-Amplificação** – O sinal de entrada é obtido via um par de eletrodos, e esse é muito susceptível a interferências externas. Nesse caso, pode-se caracterizá-las como “ruído comum”, uma vez que são percebidas em ambos os pontos de medição. Para atenuação de ruídos de modo comum utilizam-se os chamados amplificadores diferenciais, cuja taxa de rejeição de modo comum (CMRR – *Common Mode Rejection Ratio*) indica a capacidade de atenuação desses ruídos por parte do amplificador. A topologia conhecida como “amplificador de instrumentação” proporciona altas taxas de rejeição de sinais de modo comum (ruídos), sendo a mais adequada para aquisição de sinais de pequena escala, como os de EEG.

O amplificador escolhido para isso foi o INA 121, que possui CMRR da ordem de 100dB e faixa de frequência até 1KHz. O ganho configurado para esse estágio foi de  $G = 1000$ , o que eleva o sinal de entrada para uma ordem de mV.

**Filtros** – Para rejeição de componentes contínuas, inicialmente foi aplicado um filtro ativo do tipo passa-altas, com ganho aproximadamente  $G = 2$ . A frequência de corte definida foi de 0,5Hz, na qual começa a análise do espectro do EEG.

O circuito foi projetado para adquirir sinais de até 30Hz. Sabendo-se que a principal fonte de ruído é a rede elétrica, que apresenta componentes em 60Hz e respectivas harmônicas, foi implementado um filtro passa-baixas com frequência de corte de 50Hz. O filtro foi do tipo *Butterworth* de 4ª ordem, o qual tem como principais características apresentar pequeno *ripple* na banda de passagem e transição suave entre as bandas de passagem e corte. O ganho atribuído ao filtro foi de aproximadamente  $G = 2$  para cada estágio, totalizando  $G = 4$ .

Apesar da atenuação proporcionada pelo filtro passa-baixas, ainda foram observadas interferências em 60Hz bastante significativas. Para atenuar esses componentes, foi implementado um filtro do tipo *notch*, com ganho unitário. Assim o ganho total resultante do circuito é de  $G = 8000$ .

Para os estágios de filtragem e somador (descritos a seguir) foram utilizados os circuitos integrados TL082C.

**Aquisição**– A utilização de um circuito somador se fez necessária, pois no final do estágio de filtragem tem-se um sinal centrado em 0V. Porém, para a adequada conversão e transmissão do sinal é necessário que o mesmo apresente mínimo de tensão igual zero e máximo de 3,3V, níveis de tensão suportados pelo processador. Assim torna-se necessário adicionar um

nível DC ao sinal. Para o circuito em questão adicionou-se um nível DC de aproximadamente 1,5V, que corresponde à metade do nível máximo suportado pelo ADC. Não obstante, para proteção contra picos elevados de tensão, foram adicionados um diodo do tipo Zener e um do tipo comum.

A conversão analógica digital é feita por um ADC interno da placa IRIS *Crossbow*, utilizada para comunicação sem fio. Tal módulo de comunicação possui oito canais de ADCs com 10 bits de resolução cada, quantidade suficiente para a aplicação desejada. O circuito é alimentado por duas baterias de 9V, o que evita contatos com a rede elétrica, mantendo a segurança do paciente. Mesmo com uma alimentação por baterias, a presença de ruído de 60Hz foi detectada. Ela se deve ao ruído eletromagnético presente no ambiente de medição.

Os passos até aqui descritos relatam a composição de um canal de aquisição. Visto que o projeto tem como objetivo a construção de um módulo de aquisição em oito canais, torna-se necessário reproduzir o circuito e elaborar uma placa adicional para conexão dos módulos. A montagem do *hardware* foi feita de modo que cada placa contivesse dois canais de aquisição, com uma placa adicional capaz de acoplar quatro desses pares de canais mais o módulo de comunicação e aquisição IRIS. Como vantagem, a confecção de canais individuais possibilita uma maior flexibilidade na escolha da quantidade de canais para um módulo, sem a necessidade de alterações de *hardware*.

A transmissão sem fio é realizada pela placa IRIS *Crossbow*, a qual não exigiu desenvolvimento de *hardware*. Foi desenvolvido o *firmware* para tal aquisição, além de uma interface para a visualização, em tempo real dos sinais, as quais não foram o foco desse trabalho.

**Validação** - A validação do circuito deu-se pela aquisição de sinais eletro-oculograma (EOG), eletrocardiograma (ECG) simulado e real, e eletroencefalograma (EEG), os sinais foram adquiridos de um membro da equipe de pesquisa.

A aquisição do EOG deu-se colocando ao lado de cada olho um eletrodo do par diferencial, com um eletrodo de referência logo acima do nariz. O teste consistiu na captura de sinais com o sujeito olhando, inicialmente, para frente, e, em sequência, para a esquerda e para a direita. A parte negativa não foi considerada, pois o teste teve como objetivo verificar apenas a resposta do sistema.

Com o objetivo de avaliar a aquisição de sinais alternados foram obtidos também sinais de ECG simulados e reais, cujo padrão é bem conhecido e característico. Para o ECG real, o procedimento constituiu em colocar eletrodos diferenciais nos pulsos esquerdo e direito do paciente, enquanto o eletrodo de referência era colocado no tornozelo direito. Não foram consideradas questões como *driver* da perna direita, visto que o objetivo era verificar se o sinal aproximava-se dos padrões conhecidos.

No escopo do EEG, uma forma de validação é a comparação entre duas situações: olhos abertos e olhos fechados. Ao fechar-se os olhos cessa a estimulação visual e o sujeito tende a relaxar, entrando em estado de repouso. Os impulsos nervosos relacionados à visão podem ser verificados na região occipital, no córtex visual primário. Tais sinais podem, portanto, ser adquiridos com um eletrodo na parte posterior da cabeça (ponto Oz do sistema 10-20) [5], e outro, eletrodo de referência, próximo à testa (ponto Fz). O eletrodo de massa foi colocado atrás da orelha, próximo ao mastoide. Os testes foram realizados para apenas um canal com os demais aterrados, para a simples validação do circuito de aquisição. A aquisição dos sinais se deu em um membro da equipe que se voluntariou para tal procedimento.

## Resultados

A Figura 1 mostra a resposta em frequência do circuito. A Figura 2 mostra os sinais de EOG adquiridos. A Figura 3a mostra os resultados do circuito para aquisição de ECG simulados, enquanto que a Figura 3b apresenta sinais reais. A Figura 4 traz o resultado da aquisição de EEG com os olhos fechados. A Figura 5 mostra os resultados de sinais de EEG obtidos em momentos em que o voluntário piscava os olhos.

Nota-se, observando a resposta em frequência do circuito (Figura 1), que há uma boa atenuação em 60Hz, e que a banda de passagem condiz com a faixa de frequência típica de EEG (0,5Hz até 50Hz [4]).

Ao analisarmos a Figura 2 é possível perceber que o circuito tem uma boa resposta à sinais simples, como o EOG. Passando para um segundo estágio, a Figura 3 trás os sinais obtidos de ECG simulado e real. É possível identificar a forma característica da onda de ECG. Também nota-se uma saturação desses sinais. O espectro em frequência dos sinais revela faixa frequências características de ECG.

Por fim, nas aquisições de EEG é possível observar as frequências presentes em 10 Hz, e amplitude do sinal da ordem de  $10^{-4}$  volts (Figura 4). Além disso, é perceptível alterações no padrão do sinal ao piscar de olhos do sujeito, juntamente com componentes de frequência em, aproximadamente 3Hz (Figura 5).

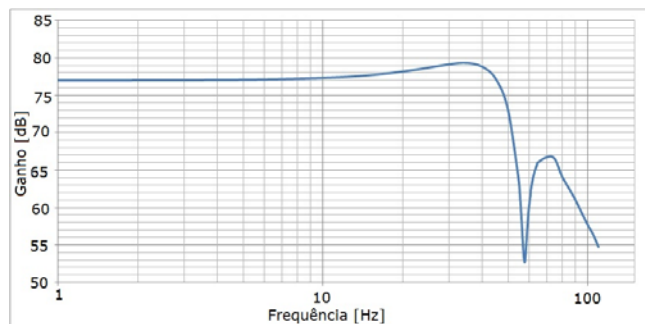


Figura 1: Levantamento da resposta em frequência do circuito completo.

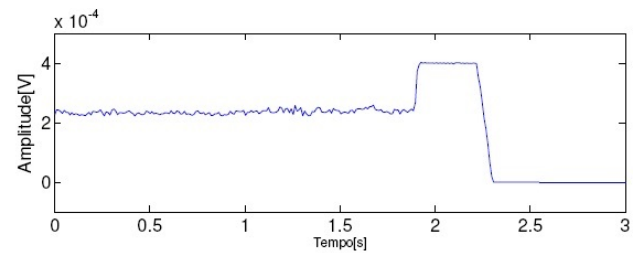


Figura 2: Sinal de EOG adquirido no tempo mostrando a variação do sinal com o piscar de olhos, demonstrando a resposta rápida do circuito.

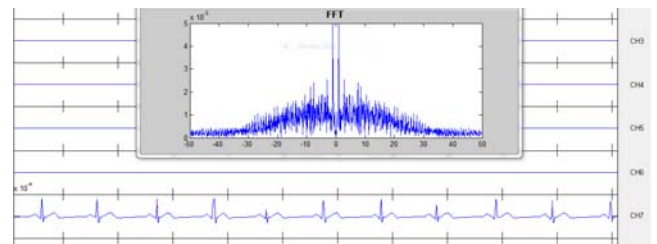


Figura (a)

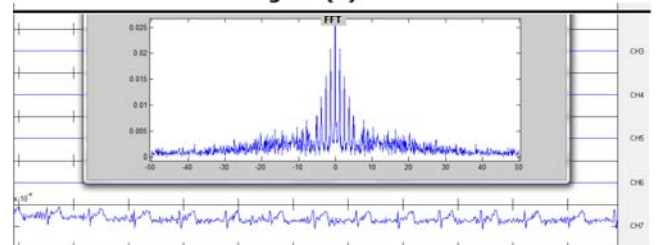


Figura (b)

Figura 3: (a) Sinal de ECG adquirido de um simulador; (b) Sinal de ECG adquirido de um sujeito.

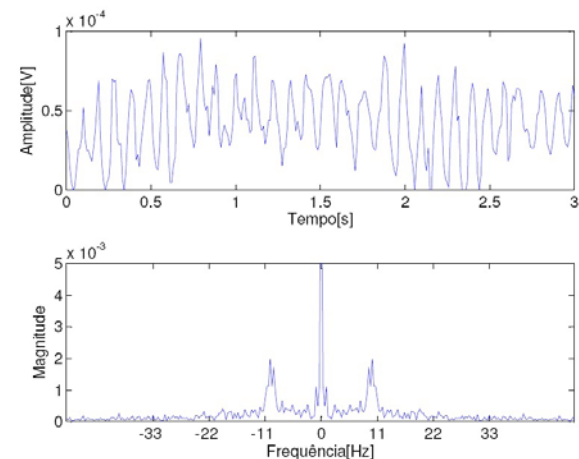


Figura 4: Sinal de EEG obtido com o voluntário de olhos fechados, no tempo e espectro em frequência.

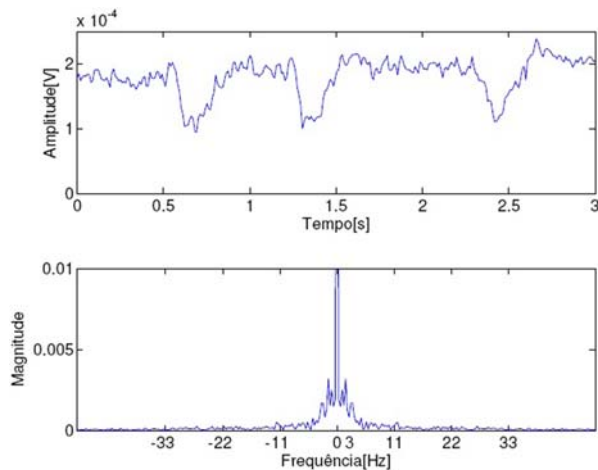


Figura 5: Sinal de EEG obtido com o voluntário piscando os olhos no tempo e espectro em frequência, obtido nos pontos Fp1 e Fp2 do sistema 10-20.

### Discussão

Estratégias convencionais para eliminar a influência de ruídos consistem na utilização de pares trançados e circuitos amplificadores que proporcionem uma alta taxa de rejeição de ruído comum. O presente artigo apresenta um módulo para aquisição de EEG com tais características, as quais, somadas à transmissão sem fio, possibilitam posicionar o módulo em uma região mais próxima à cabeça do paciente, como, por exemplo, o pescoço. Essa estratégia reduz o comprimento do cabeamento, e, por consequência, a interferência eletromagnética no sinal adquirido.

A validação do circuito foi realizada com o levantamento de sua resposta em frequência. Os resultados atenderam aos requisitos do projeto, com faixa passante dentro do espectro do EEG (até 30Hz) e uma forte atenuação em 60Hz, como desejado.

A aquisição foi avaliada inicialmente pela análise de sinais de EOG, que, devido a sua característica contínua, são de detecção mais fácil. Para tanto, o filtro DC no início da aquisição foi “curto-circuitado”, sendo então possível detectar para qual lado o paciente olhava, por meio dos níveis diferentes de DC associados a movimentação dos olhos (Figura 2).

Como relatado, a etapa que posterior constitui-se em validar o circuito para sinais com componentes alternadas (ECG). Essa escolha ocorreu porque esses sinais apresentam um padrão de fácil identificação [2]. Na Figura 3a é possível verificar uma onda típica de ECG (principalmente as componentes RST). As distorções no sinal são consequências de artefatos de movimento e de saturação, uma vez que a amplificação é configurada para um sinal de EEG, tipicamente dez vezes menor que o ECG. O mesmo teste foi também realizado medindo-se sinais de ECG reais, adquiridos de um membro da equipe de projeto, com resultados satisfatórios (Figura 3b).

É possível observar, na Figura 4 um aumento considerável nas componentes de frequência próxima a 10 Hz, indicando um aumento de ondas alfa. Tais ondas

têm como característica uma faixa de frequência entre 8 a 13 Hz e caracterizam o estado de repouso [3], comprovando a eficiência do circuito. Já uma análise da Figura 5 permite identificar picos negativos no sinal adquirido. Esses ocorreram no instante em que o paciente piscava, quando a frequência do sinal deve ter um aumento na faixa de 0,5-3Hz [8], o que também comprova a eficácia do circuito na medição de sinais de EEG.

Em conclusão, os resultados podem ser considerados condizentes com os objetivos do projeto ao serem comparados com a literatura, principalmente em termos dos padrões de onda conhecidos [1,2,4]. Foi possível a visualização do sinal de EEG com suas principais componentes. Além disso, verificou-se a eficácia do *hardware* de aquisição para o ECG e o EOG. Em relação aos produtos comerciais similares, como, por exemplo, o FRONT-END ADS 1299, esse projeto tem a vantagem de tentar aproximar a aquisição à conversão AD, além de custos mais baixos.

### Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio do Professor Renan Moritz VR Almeida, PEB/ COPPE/UFRJ na redação e submissão deste trabalho.

### Referências

- [1] Guyton AC. Fisiologia Humana. Guanabara; 1988.
- [2] Webster JG. Medical Instrumentation – Application and Design. 4th. edition. John Wiley & Sons, Inc.; 2010.
- [3] Bronzino JD. The Biomedical Engineering Handbook. 2nd. Edition CRC Press LLC/IEEE Press; 2000.
- [4] Malmivuo, J, Plansey R. Bioelectromagnetism; 1995.
- [5] Technologies TC. 10/20 System Positioning Manual; 2012.
- [6] Sovierzoski MA, Argoud FIM, Azevedo FMD. Identifying Eye Blinks In EEG Signal Analysis. 5th International Conference on Information Technology and Application in Biomedicine, in conjunction with the 2nd International Symposium & Summer School on Biomedical and Health Engineering, p. 406–409, 2008. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org>>, acessado em junho de 2014.
- [7] Rani MSbAR, Mansor Wb. Detection Of Eye Blinks From EEG Signals For Home Lightning System Activation. 6th International Symposium on Mechatronics and its Applications; 2009.
- [8] Manoilov P. EEG Eye-Blinking Artefacts Power Spectrum Analysis. International Conference on Computer Systems and Technologies – Comp Sys Tech 06; 2006