

PROCESSAMENTO ANALÓGICO DE SINAIS APLICADO A EEG

ANDREI BORGES LA ROSA¹; CÉSAR AUGUSTO GATTELLI LIMA²; RAFAEL DA SILVA³; ROBERTA DE OLIVEIRA ANDRADE⁴; WILLIAM TELES MEDEIROS⁵; CARLA DINIZ LOPES BECKER⁶

¹Universidade Federal de Pelotas – andreilarosa@hotmail.com

²Universidade Federal de Pelotas – cesargattelli@yahoo.com.br

³Universidade Federal de Pelotas – rafa_action@hotmail.com

⁴Universidade Federal de Pelotas – bebeh_andrade@yahoo.com.br

⁵Universidade Federal de Pelotas – william.meds@gmail.com

⁶Universidade Federal de Pelotas – carla.diniz@ufpel.edu.br

1. INTRODUÇÃO

Muitos órgãos do corpo humano manifestam suas funções através de atividades elétricas, que apresentam informações da sua atividade funcional (ADUR, 2008). Esses tipos de atividades são originados de qualquer ser humano, e podem ser convertidos em sinais elétricos através de eletrodos de superfície.

Os neurônios estão constantemente trocando íons. Quando um grande número de íons é emitido de muitos neurônios ao mesmo tempo, eles podem arrastar íons de neurônios vizinhos, que tendem a arrastar novos íons de neurônios vizinhos sucessivamente, gerando uma onda. Esse processo é conhecido como *condução volumétrica*. Quando a onda iônica atinge as proximidades dos eletrodos no escálepo, ela tende a doar ou receber íons do metal. Isso gera uma diferença de potencial (ddp) que pode ser medida entre um par qualquer de eletrodos. A medição desta ddp ao longo do tempo é conhecida com EEG (BRAGA, 2011). Os principais sinais estudados dos seres humanos são mostrados na Tabela 1.

Tabela 1 – Principais sinais fisiológicos

Tipo	Frequência	Amplitudes
EMG (Eletromiograma)	0 – 10 kHz	100 µV – 90 mV
ECG (Eletroencéfalograma)	0,01 – 250 Hz	500 µV – 4 mV
EOG (Eletrooculograma)	0,05 – 35 Hz	50 µV – 3,5 mV
EEG (Eletroencefalograma)	0,1 – 100 Hz	20 µ - 100 µV

As larguras de banda dos sinais de EEG são divididas em seis grupos de frequência, como exposto na Tabela 2 a seguir.

Tabela 2 – Largura de banda dos sinais de EEG

	Espectro (Hz)	Amplitude (µV)	Região do Escalp	Condições
Delta	< 4	100	Frontal	Sono profundo
Theta	4 a 7	10	Temporal	Sonolência
Alpha	8 a 13	50	Occipital/Parietal	Repouso (olhos fechados)
Mi	8 a 13	100	Córtex Motor	Movimentando os membros
Beta	13 a 30	10 a 20	Frontal	Repouso (olhos abertos)
Gamma	> 30	< 10	Córtex Somatosensorial	Neurônios motores inativos

Este trabalho de pesquisa tem por objetivo principal o desenvolvimento de um sistema de instrumentação para captação de sinais de EEG, e para demonstração e avaliação dos primeiros resultados obtidos com o sistema em desenvolvimento, este foi adaptado para sinais de EOG, cuja principal diferença com relação ao sistema de captação de EEG são as relações de ganho que o sistema deve oferecer ao sinal.

O circuito base desenvolvido apresenta um amplificador de instrumentação diferencial (AID), o qual tem por função amplificar qualquer diferença entre seus sinais de entrada. Serão apresentadas também algumas abordagens estudadas a

fim de eliminação de ruídos e componentes indesejadas dos sinais captados, bem como os resultados preliminares do sistema para captação de sinais de EOG.

2. METODOLOGIA

Os sinais captados pelos eletrodos são inseridos ao circuito de processamento analógico para a extração de suas características diferenciais. O amplificador de instrumentação representa uma configuração de circuito que combina as melhores características desejáveis para um amplificador de biopotenciais, tais como alto ganho diferencial; baixo ganho de modo comum; alta rejeição em modo comum (CMRR); e alta impedância de entrada (ADUR, 2008).

Na prática, apesar das boas características do AID, é comum que componentes indesejáveis de altas frequências estejam presentes nas suas entradas, esses ruídos podem ser causados por equipamentos eletrônicos próximos ao circuito de captação do sinal, como por exemplo fontes chaveadas de computadores. Para eliminar essas altas frequências indesejáveis, pode-se utilizar um filtro passa-baixa de primeira ordem passivo. O próprio foi projetado para ter uma frequência de 1 kHz.

Analizando o circuito de uma forma geral, temos um sinal diferencial de entrada no valor máximo de $100 \mu\text{V}$, e como especificação de projeto desejamos obter um sinal de saída de 5 V. Logo o circuito total deve fornecer ao sinal diferencial um ganho de 50.000 vezes.

O ganho inicial é dado pelo amplificador de instrumentação modelo INA121, e algumas informações para definição deste ganho são importantes, como por exemplo, sua resposta em frequência, que varia conforme o ganho utilizado. Portanto, foi definido que o ganho deste estágio seria de aproximadamente 100 vezes. Utilizando a equação de ganho fornecida pelo *datasheet* do fabricante, onde o ganho deste circuito é definido por um resistor colocado externamente ao seu encapsulamento.

Para a eliminação de sinais indesejáveis foram elaborados filtros de topologia *Sallen & Key*, que têm como vantagem usar de um único amplificador operacional para implementar um filtro de segunda ordem, tornando mais abrupta a transição da banda de passagem para a banda de rejeição do filtro, ou seja, torna o filtro mais seletivo. Este é um filtro ativo, isso significa dizer que ele exerce um ganho ao sinal de entrada, essa característica deve ser levada em conta para o cálculo do ganho final do processamento.

Esse tipo de topologia foi utilizada para exercer as limitações de banda em que o circuito atua, baseadas nos sinais de EEG. Foram então implementados um filtro passa-altas (FPA), e um filtro passa-baixas (FPB) em série, com frequências de cortes dimensionadas para 0,497 Hz e 102,6 Hz respectivamente.

A resposta em frequência obtida de cada filtro está exposta nas Figuras 2.2.A e 2.2.B, sendo respectivamente do FPA e FPB.

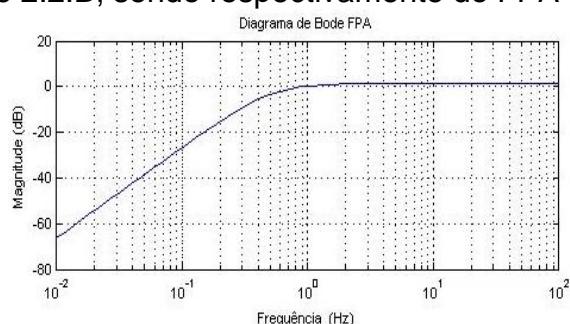


Figura 2.2.A – FPA

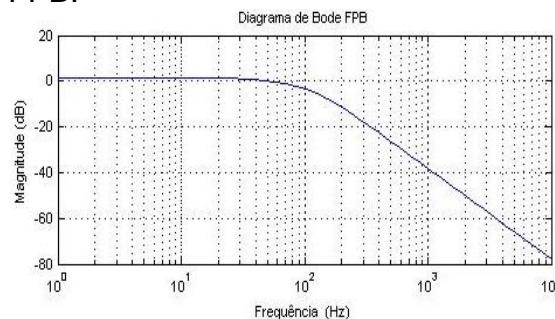


Figura 2.2.B – FPB

Além desses filtros foi utilizado um filtro rejeita faixa, o qual é responsável por eliminar a componente de 60 Hz que comumente é identificada em circuitos testados em laboratório, e são geradas pela rede de alimentação. Para isso é utilizado um filtro de alta velocidade, como é o modelo *Fliege* (ADUR, 2008). O filtro foi projetado para rejeitar frequências muito próximas de 60,28 Hz como mostra a Figura 2.3

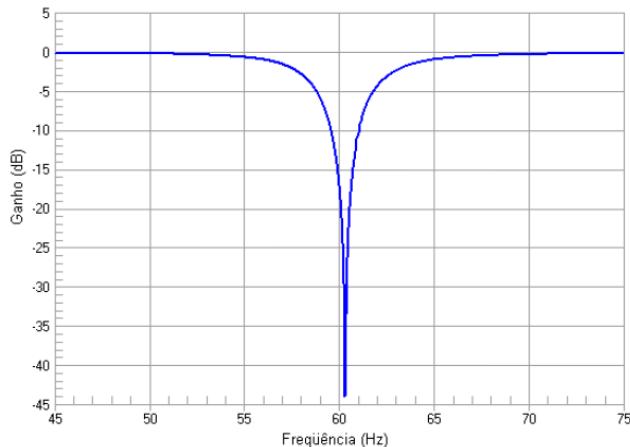


Figura 2.3 – Resposta em frequência do modelo Fliege.

Podemos observar que o ganho deste circuito nas bandas de passagem é de 0 dB, ou seja, o circuito tem um ganho unitário nessas bandas. Logo, multiplicando os ganhos do AID com os ganhos dos filtros ativos, chegamos a um valor de aproximadamente 143. Como o ganho final deve ser de 50.000, chegamos ao valor faltante do ganho que é de aproximadamente de 350 vezes. Outra característica ainda inexistente no sinal é uma componente CC com valor de 2,5 V, que defasa o sinal fazendo com que o próprio excursionie de 0 V a 5 V. O circuito utilizado para estabelecer todas essas relações é o circuito somador que soma o sinal processado ao sinal CC, este circuito proporciona estabelecer relações de resistências, caracterizando um ganho específico para cada entrada, finalizando assim o processamento do sinal de EEG.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foram realizados diversos testes com sinais de origem de equipamentos eletrônicos, como o gerador de função, que simulam sinais de EEG, com esses testes foi possível avaliar todos os limites máximos e mínimos, assim como a atenuação do sinal de 60 Hz e as especificações de ganho. Para a aferição de sinais de origem humanas foram realizados testes com sinais de EOG. Para tal, são usados eletrodos, que conforme seu posicionamento tem um sentido específico de direcionamento de olhar. A Figura 3.1.A demonstra o posicionamento dos eletrodos, onde o eletrodo posicionado na testa (preto) é o eletrodo de referência, ou seja, todos os outros sinais são comparados a ele. Os eletrodos dispostos nas laterais dos olhos são responsáveis pela captação dos olhares horizontais, os olhares para cima são detectados pelo eletrodo em azul na vertical e para baixo pelo eletrodo em vermelho. No teste demonstrado na Figura 3.1.B foi utilizado o eletrodo na posição do ponto vermelho.

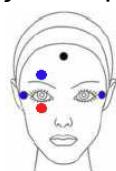


Figura 3.1.A – Modo de captação

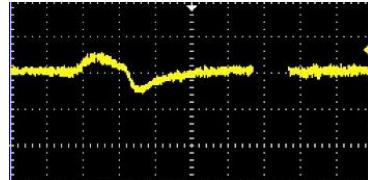


Figura 3.1.B – Estímulos Humanos

Podemos observar na onda exibida na Figura 3.1.B, o instante em que ocorre a ascendência da onda é o momento em que o indivíduo direcionou seu olhar para baixo, e no momento em que a onda retornou foi quando o humano voltou a olhar o horizonte, com isso podemos observar que já é possível fazer algumas identificações dos sinais de EOG em seres humanos. A partir de então, o objetivo é conseguir captar sinais de EEG, os quais tem sinais de menores amplitudes e mais susceptibilidade a ruídos. Concomitantemente, está sendo implementado um módulo de aquisição de sinais analógicos, para que seja possível observar esse sinal em um PC, possibilitando assim elaborar processamentos digitais de sinais.

Alguns circuitos de eliminação de ruídos e a utilização de cabos adequados para fazer a interface entre o eletrodo e o circuito, também estão sendo avaliados.

4. CONCLUSÕES

Este trabalho mostra-se uma ferramenta útil para fins acadêmicos como um princípio de estudo nesta área de pesquisa de engenharia biomédica, dentro da Universidade Federal de Pelotas, propiciando maiores ambições de desenvolvimento tecnológico para ajudar no diagnóstico de patologias cerebrais, e aplicações que proporcionem o desenvolvimento atividades antes impossíveis para pessoas como deficiências físicas.

5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

GARCIA, A.; SILVA P. T.; MASSELLI Y. Avaliação de amplificadores de instrumentação para sistemas de aquisição de sinais bioelétricos. 2013. Instituto Nacional de Telecomunicações

MARTINS, V.R. Desenvolvimento de uma placa de captura de sinais biológicos com interface com computador. 2005. Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica) - Curso de Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo.

BRAGA, R. Processamento de sinais de EEG para uma interface cérebro-computador. 2011. Monografia (Graduação em engenharia elétrica com habilitação em eletrônica) – Curso de Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Católica de Pelotas

ADUR R. Sistema de processamento de sinais biomédicos: Módulo didático de eletroencefalograma. 2008. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica, Área de concentração em Engenharia Biomédica) – Curso de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina.

SOUZA, R.; BORGES F.; NAVES E. Eletro-oculografia no controle de mouse, uma ferramenta de tecnologia assistiva. In: **XII Conferências de Estudos em Engenharia Elétrica da UFU**, Uberlândia, 2014

TEXAS INSTRUMENTS. **TL082** WIDE BANDWIDTH DUAL JFET INPUT OPERATIONAL AMPLIFIER, Dallas, 1998. Disponível em: <http://www.ti.com/lit/ds/snossbw5c/snossbw5c.pdf>

BURR-BROWN. INA121. Burr-Brown Corporation, Tucson, USA, 1998. Disponível em: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina121.pdf>