

Implementação de sistema de condicionamento de sinais eletroencefalográficos portátil
Implementation of portable electroencephalographic signal conditioning system
Implementación del sistema de acondicionamiento de señal electroencefalográfico
portátil

Recebido: 12/11/2018 | Revisado: 23/11/2018 | Aceito: 10/12/2019 | Publicado: 17/12/2019

Enio Vieira Soares

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-4377-1860>

Universidade Federal de Itajubá, Brasil

E-mail: eniovieiraa@unifei.edu.br

Roger Junio Campos

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8765-3869>

Universidade Federal de Itajubá, Brasil

E-mail: rogerjcampos@gmail.com

Resumo

Este trabalho mostra o desenvolvimento de um sistema de condicionamento de sinais EEG sem fio onde os mesmos são tratados por meio de processamento digital de sinais usando o software LabVIEW para a aplicação específica de acionamento de um cooler que controla a altura de uma bola de isopor que está dentro de um tubo plástico transparente de acordo com o tipo do sinal alfa e beta que corresponde, respectivamente, ao estado de relaxamento e concentração de um indivíduo. A comunicação sem fio das informações do hardware biomédico torna a aquisição de dados mais portátil à pessoa que fará uso de tal dispositivo. Obteve-se um ganho total da placa de condicionamento de sinais EEG de 11326,36 [V/V] para sinais aplicados a uma frequência de 20 Hz e a comunicação sem fio dos dados foi obtida com êxito através de dois módulos de rádio frequência NRF24L01. O protótipo para a aplicação deste sistema de condicionamento de sinais EEG sem fio controlou perfeitamente a aplicação, ou seja, a altura da bola de isopor. E validou-se o sistema utilizando um gerador de onda arbitrária da Agilent 30MHz 32521A que simularam sinais biológicos para a faixa de frequências de 0,1 e 40 Hz.

Palavras-chave: Comunicação sem fio; Eletroencefalograma; *Hardware* biomédico.

Abstract

This work shows the development of a wireless EEG signal conditioning system where they are processed by digital signal processing using LabVIEW software for the specific application of driving a cooler that controls the height of a Styrofoam ball that It is inside a clear plastic tube according to the type of alpha and beta signal that corresponds, respectively, to the state of relaxation and concentration of an individual. Wireless communication of information from biomedical hardware makes data acquisition more portable to the person who will make use of such a device. A total gain of 11326.36 [V / V] EEG signal conditioning board was obtained for signals applied at a frequency of 20 Hz and wireless data communication was successfully achieved via two NRF24L01 radio frequency modules . The prototype for the application of this wireless EEG signal conditioning system perfectly controlled the application, in other words, the height of the Styrofoam ball. And the system was validated using an Agilent 30MHz 32521A arbitrary wave generator that simulated biological signals for the 0.1 and 40 Hz frequency range.

Keywords: Wireless communication; Electroencefalogram; Biomedical hardware.

Resumen

Este trabajo muestra el desarrollo de un sistema de acondicionamiento de señal EEG inalámbrico donde se procesan mediante procesamiento de señal digital utilizando el software LabVIEW para la aplicación específica de un *cooler* que controla la altura de una bola de espuma de poliestireno. que se encuentra dentro de un tubo de plástico transparente según el tipo de señal alfa y beta correspondiente, respectivamente, al estado de relajación y concentración de un individuo. La comunicación inalámbrica de información del hardware biomédico hace que la adquisición de datos sea más portátil para la persona que utilizará dicho dispositivo. Se obtuvo una ganancia total de 11326.36 [V / V] placa de acondicionamiento de señal EEG para señales aplicadas a una frecuencia de 20 Hz y la comunicación inalámbrica de datos se logró con éxito a través de dos módulos de radiofrecuencia NRF24L01 . El prototipo para la aplicación de este sistema inalámbrico de acondicionamiento de señal EEG controlaba perfectamente la aplicación, es decir, la altura de la bola de espuma de poliestireno. Y el sistema fue validado utilizando un generador de ondas arbitrarias Agilent 32521A 30MHz que simulaba señales biológicas para el rango de frecuencia de 0.1 y 40 Hz.

Palabras clave: Comunicación inalámbrica; Electroencefalograma; *Hardware* biomédicos.

1. Introdução

De acordo com Adur (2008) o sinal eletroencefalográfico (EEG) constitui-se no registro das atividades elétricas geradas pelo encéfalo o qual possui grande interesse clínico nos estudos e diagnósticos de diferentes tipos de epilepsia, na localização de tumores cerebrais, no estudo de doenças mentais e na polissonografia (BEAR, 2002; ISLEY, 1993; WEBSTER, 2010; ROPPER, 2005).

Lourenço (2010) afirma que em todo o mundo, mais de 400 milhões de pessoas são afetadas por distúrbios mentais ou comportamentais. Os problemas de saúde mental ocupam cinco posições no ranking das dez principais causas de incapacidade, de acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS).

Segundo Lourenço (2010) ressalta, também, que no Brasil 23 milhões de pessoas (12% da população) necessitam de algum atendimento em saúde mental e pelo menos 5 milhões de brasileiros (3% da população) sofrem com transtornos mentais graves e persistentes. Sendo que, no ano de 2009 o país aplicou R\$ 1,4 bilhão em saúde mental. Conforme Bear (2002) cita como exemplos de transtornos mentais os transtornos de ansiedade, humor e esquizofrenia.

Como exemplo de aplicação prática, a análise clínica da epilepsia já utiliza o EEG e de acordo com Scolaro (2009), a concepção atualmente mais aceita sobre o conceito de epilepsia é dada como sendo uma condição crônica, ou um grupo de doenças que têm em comum a ocorrência de crises epilépticas (GUERREIRO, 1993).

De acordo com Poeta e Rosa Neto (2004) o transtorno do déficit de atenção/hiperatividade (TDAH) é uma patologia caracterizada por desatenção, hiperatividade e impulsividade. E é um dos distúrbios comportamentais comumente diagnosticados em crianças. E segundo Pallarés (2003) O TDAH representa, junto com a dislexia, a principal causa de fracasso escolar. Sendo que a dificuldade de aprendizagem está presente em 20% das crianças com este transtorno (SALAZAR, 2003).

Existem, também, estudos onde os sinais EEG podem ser empregados conjuntamente em um sistema de interface cérebro-máquina baseada em imagética motora (ICM-IM) (PFURTSCHELLER G., 1999) por meio de movimentos executados e imaginados. Esse tipo de estudo pode ser empregado em reabilitação de pacientes com algum tipo de déficit motor e já é testado em sujeitos saudáveis (SANTOS FILHO et al., 2009).

Com essas afirmações, fica evidente a grande relevância dos estudos e desenvolvimentos tecnológicos ligados à área de aquisição de sinais eletroencefalográficos. Isso, pois as análises desses sinais podem ser empregadas em vários ramos da Medicina ligados às atividades cerebrais. Com base nestas premissas, este trabalho mostra a elaboração de um circuito de condicionamento de sinais EEG que usa a comunicação sem fio com o computador de modo que os sinais sejam tratados e analisados e usados em aplicações específicas. Assim, os sinais EEG passam pelo processamento digital de sinais pelo *software* LabVIEW para o acionamento de um cooler que controla a altura de uma bola de isopor que está dentro de um tubo plástico transparente de acordo com o ao estado de relaxamento e concentração do indivíduo. Desta forma, a comunicação sem fio das informações do *hardware* biomédico torna a aquisição de dados mais portátil e confortável à pessoa que fará uso de tal dispositivo.

2. Metodologia

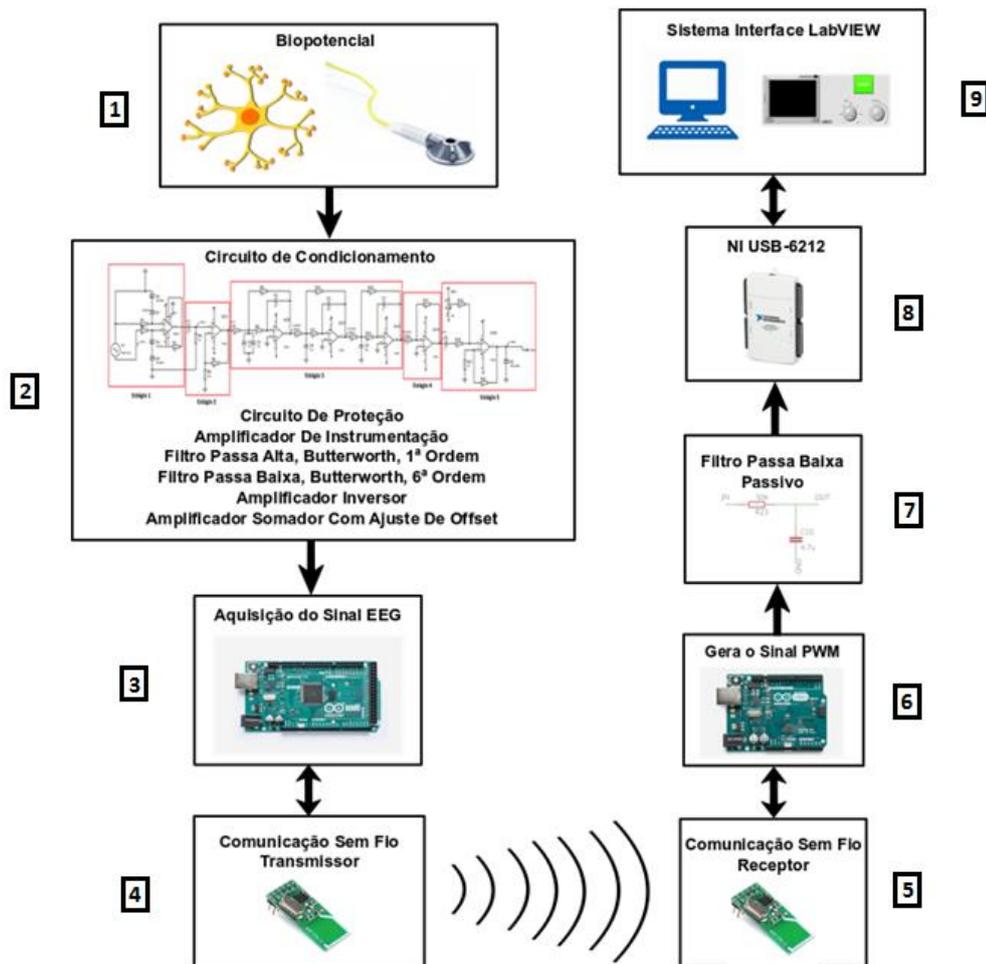
O presente projeto visou desenvolver um circuito de condicionamento de sinais EEG sem fio de modo que os sinais possam posteriormente ser tratados e analisados por meio de processamento digital de sinais para aplicações específicas. Na Figura 1 tem-se um diagrama de blocos que resume todas as partes trabalhadas neste projeto.

Para isso, utilizou-se de dois elétrodos com revestimento de Ag/AgCl de forma a se obter um sinal diferencial de impulsos elétricos do cérebro e está representado pelo bloco 1 do diagrama. Esse sinal diferencial é, então, enviado para a placa de condicionamento de sinais eletroencefalográficos desenvolvida nesta pesquisa e que está representado pelo bloco 2 do diagrama.

Na implementação da placa de condicionamento de sinais eletroencefalográficos exige-se alguns requisitos para que os sinais sejam amplificados de maneira fidedigna. Entre as principais características desejáveis, cita-se, a alta taxa de rejeição de modo comum, eliminação, de ruídos de alta frequência. Esses ruídos são provocados por interferência eletromagnética de equipamentos eletrônicos que funcionam próximos ao local de trabalho do nosso dispositivo EEG. Além disso, deseja-se um circuito que tenha alta impedância de entrada e baixa impedância de saída e que seja um dispositivo que não ofereça risco de choque elétrico ao voluntário.

O circuito de condicionamento é formado por 5 estágios que conferem as características desejáveis ao dispositivo. Esses estágios consistem em: um circuito de proteção ao voluntário contra tensões reversas e amplificador para a rejeição de ruídos de modo comum aos eletrodos; utilização de filtro para a eliminação de ruído DC; estágio de rejeição de ruído de alta frequência; estágio de amplificação final do dispositivo; e estágio de amplificador somador para ajuste do offset do sinal final gerado.

Figura 1 - Diagrama de blocos que representa o funcionamento de todo o sistema.



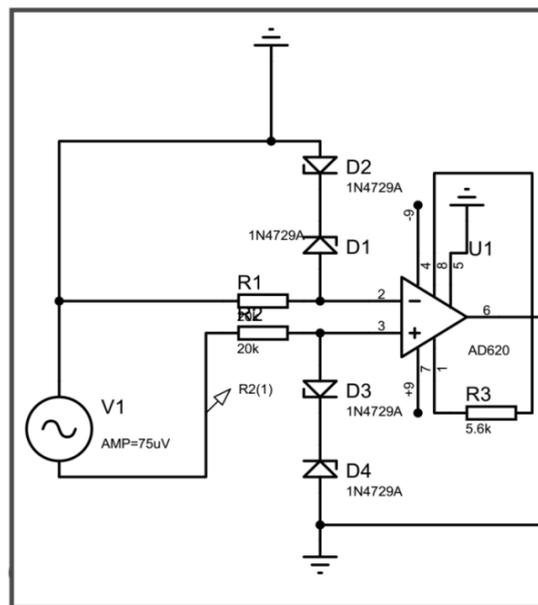
Fonte: Elaborado pelos autores.

Neste trabalho desenvolveu-se uma placa de circuito impresso (PCI) para o condicionamento do sinal eletroencefalográfico. Nessa atividade objetivou-se otimizar o tamanho da placa de forma que o mesmo pudesse se tornar mais portátil para que um sistema de comunicação sem fio pudesse trabalhar conjuntamente numa etapa posterior do projeto.

No primeiro estágio do circuito de condicionamento foram utilizados diodos zener 1N4729 para que possíveis tensões reversas geradas pelo dispositivo não ocasionassem danos

ao voluntário e utilizou-se um amplificador de instrumentação INA 129, pois este possui alta taxa de rejeição de modo comum o que elimina grande parte dos ruídos comuns aos eletrodos conectados ao circuito. Na Figura 2 tem-se o circuito projetado para o primeiro estágio.

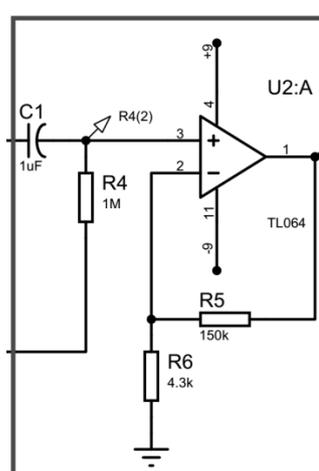
Figura 2 - Primeiro estágio correspondente ao circuito com alimentação em 75uV e circuito de proteção contra correntes reversas juntamente com o amplificador de instrumentação.



Fonte: Elaborado pelos autores.

No segundo estágio empregou-se um circuito de filtro passa alta *butterworth* que tem como objetivo eliminar o ruído DC adquirido do sinal EEG e a frequência de corte adotada foi de 0,1591 Hz. Na Figura 3 tem-se o circuito projetado para o segundo estágio.

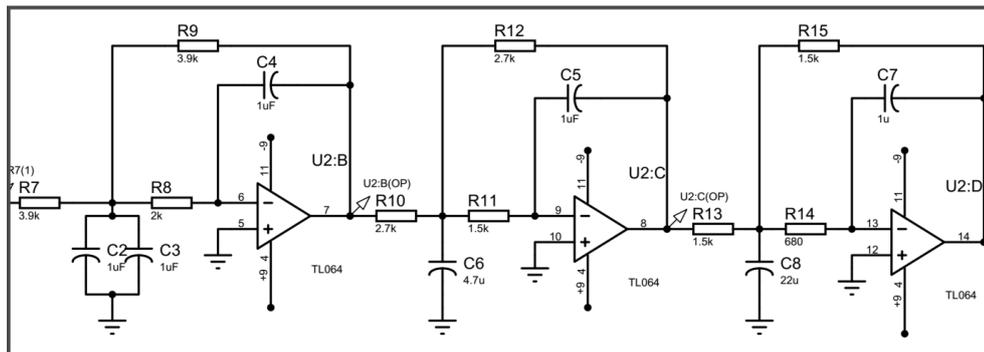
Figura 3 - Segundo estágio correspondente ao filtro passa alta, Butterworth, 1ª ordem, Polo-Real.



Fonte: Elaborado pelos autores.

No terceiro estágio foi empregado um circuito passa baixa *butterworth* com frequência de corte de 40 Hz o objetivo de eliminar os ruídos de altas frequências captadas pelo dispositivo. Na Figura 4 tem-se o circuito projetado para o terceiro estágio.

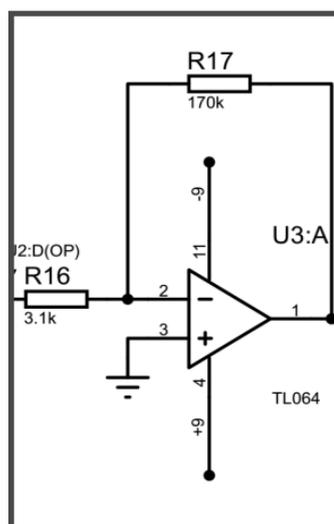
Figura 4 - Terceiro estágio correspondente ao filtro passa baixa, Butterworth, 6ª ordem, Multiple Feedback (single ended).



Fonte: Elaborado pelos autores.

No quarto estágio utilizou-se um amplificador para que se obtivesse um sinal adequado para a aquisição feita pela a entrada do *hardware* DaqAmx da *National Instruments*. Na Figura 5 tem-se o circuito projetado para o quarto estágio.

Figura 5 - Quarto estágio correspondente ao amplificador inversor.

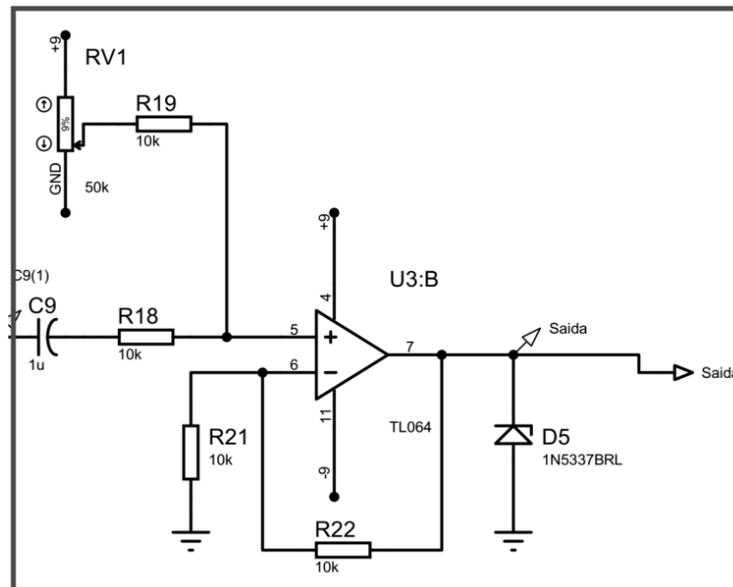


Fonte: Elaborado pelos autores.

No quinto estágio utilizou-se de um amplificador somador com ganho unitário de forma que se pudesse realizar um ajuste fino de forma que o offset dado ao sinal

condicionasse a faixa do sinal do sinal EEG a valores que não acarretasse danos à entrada analógica do arduino Mega que trabalha entre 0 e 5V. Na Figura 6 tem-se o circuito projetado para o quinto estágio.

Figura 6 - Quinto estágio correspondente ao amplificador somador com ajuste de offset.

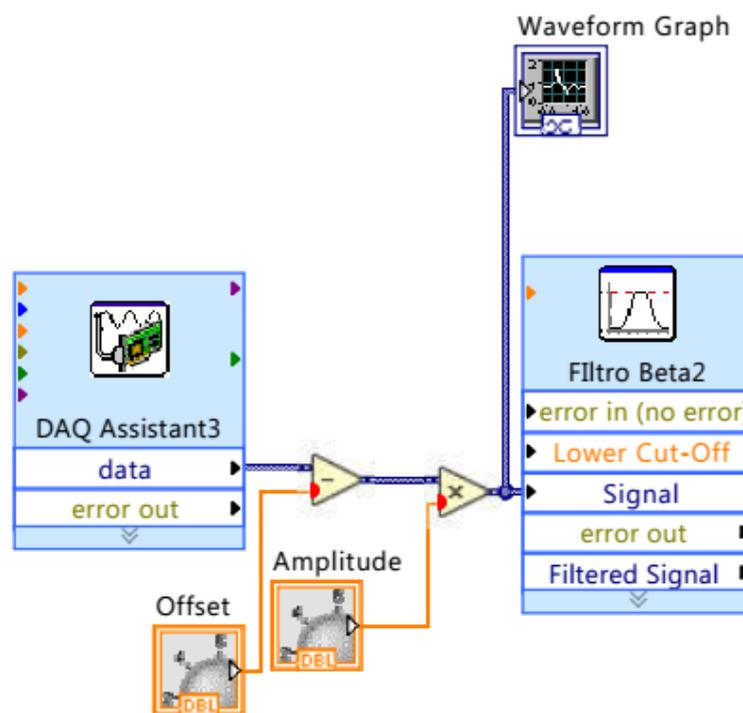


Fonte: Elaborado pelos autores.

Ao todo o circuito projetado proporciona um ganho total ao sinal EEG adquirido de 11326,36 [V/V] para sinais aplicados a uma frequência de 20 Hz que é suficiente para a amplificação de sinais EEG entre 10 a 150 uVpp. O trabalho utiliza uma placa que regula tensão para +9 V e -9 V e que alimenta a placa de condicionamento EEG e o arduino. A placa de alimentação, portanto, regula a tensão e gera uma fonte simétrica. Após o condicionamento do sinal EEG este é enviado para um arduino Mega 2560 que fará a leitura analógica do sinal a 9600 amostras por segundo, esta parte está representado pelo bloco 3 do diagrama. Nesta etapa, há a comunicação do sinal EEG entre o arduino que está no capacete com o arduino Uno que gera um sinal PWM na saída digital do mesmo, e este processo está representado pelos blocos 4, 5 e 6 do diagrama, respectivamente. Este sinal por sua vez passa a um filtro passa baixa passivo que eliminará as altas frequências do sinal PWM, e esta parte está representada pelo bloco 7 do diagrama. Após o filtro o sinal é enviado à entrada analógica da placa NI USB-6212, cuja etapa está representada pelo bloco 8 do diagrama. A comunicação é feita através dos módulos de rádio frequência NRF24L01, onde o módulo que está no capacete é o transmissor de dados e o que está ligado a placa NI USB-6212 é o receptor.

E no bloco 9 do diagrama tem-se a exemplificação de uma aplicação utilizando o processamento digital de sinais por meio do LabVIEW foi desenvolvido um algoritmo de forma a gerar as proporções do sinal PWM de acordo com as proporções dos sinais alfa e beta para o acionamento do cooler que controla a altura de uma bolinha de isopor que está dentro de um tubo plástico transparente. O sinal que é lido pela entrada analógica da placa de aquisição de dados NI USB-6212 passa por um filtro digital passa banda que deixa passar a faixa de frequências de 0,1 à 40 Hz que serviram para a análise do sinal EEG neste trabalho. Este sinal passa, também, por duas funções de forma a ajustar o sinal EEG à amplitude e ao nível de offset adequados para posterior uso no algoritmo que gera as proporções do sinal PWM para o acionamento do cooler que controla a altura da bolinha de acordo com o tipo do sinal alfa e beta. Verifica-se a primeira parte da programação na Figura 7.

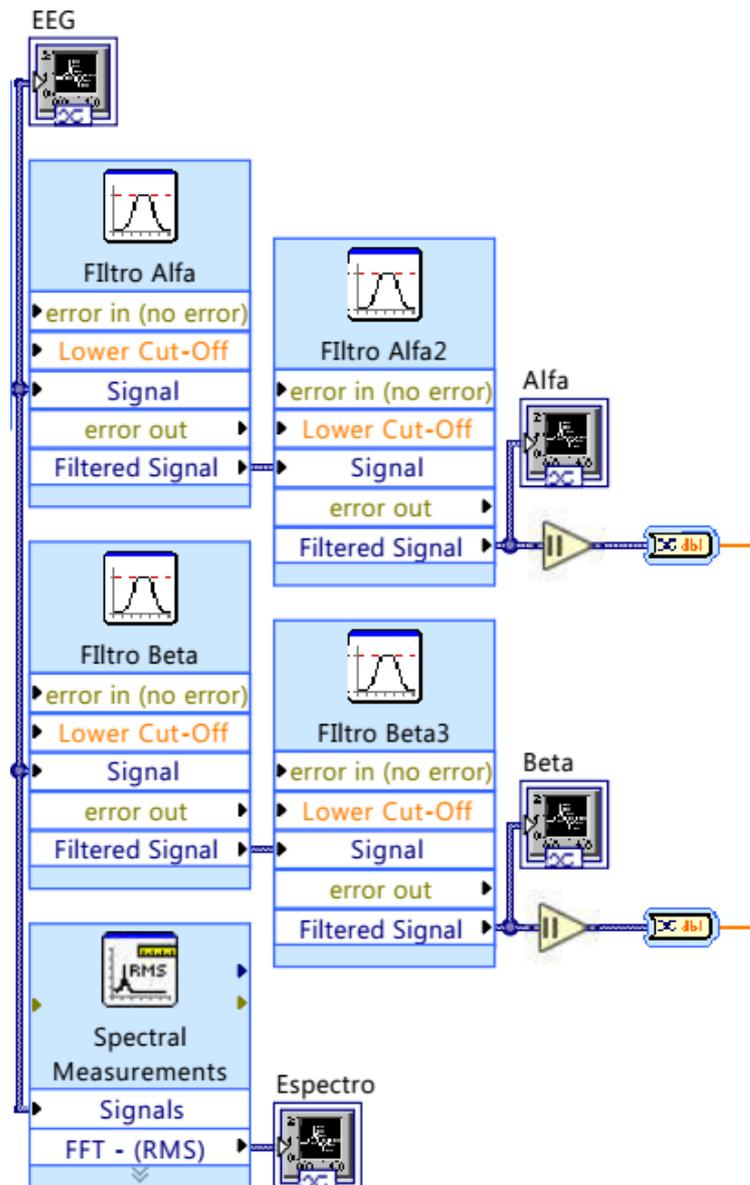
Figura 7 - Representação dos blocos de aquisição do sinal EEG e do filtro passa banda digital.



Fonte: Elaborado pelos autores.

Passando pelo filtro passa banda o sinal pode, então, ser dividido em dois sinais: o alfa e o beta. Para a seleção de ambos os sinais utilizou-se dois filtros: um filtro passa alta e posteriormente um filtro passa baixa resultando assim um filtro passa banda. Na Figura 8 tem-se uma representação com maiores detalhes desta parte do programa.

Figura 8 - Representação dos blocos de seleção para sinais alfa e beta usando filtros passa alta e passa alta em cascata.



Fonte: Elaborado pelos autores.

Depois de passado por estes filtros, ambos os sinais passam por funções de módulo (|) com o objetivo que os mesmos forneçam os dados ao algoritmo que faz a conversão das proporções dos sinais alfa e beta em informações para o bloco que gera o sinal PWM. A representação do código empregado para essa conversão de informações é mostrada na Figura 9.

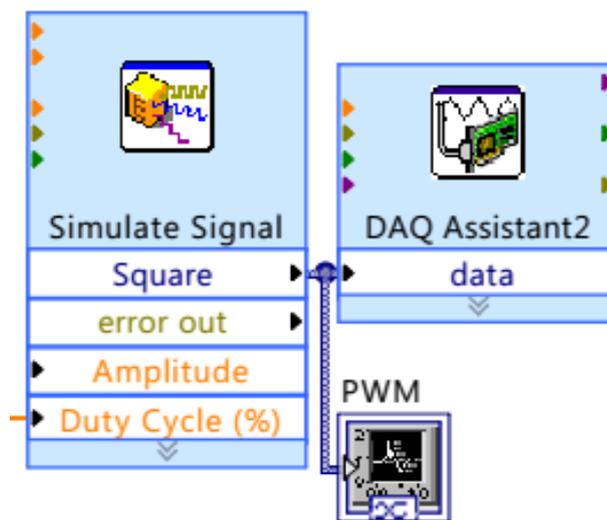
Figura 9 - Código empregado para a conversão das proporções dos sinais alfa e beta em duty-cycle para o sinal PWM.

```
if (alfa<1.3 && beta>1.9 && beta <=2.4)
y=100;
else if (alfa<1.3 && beta<=1.9 && beta>1.7)
y=95;
else if (alfa<1.3 && beta<=1.7 && beta>1.4)
y=89;
else if (alfa<1.3 && beta <=1.4 && beta>1.2)
y=83;
else if (alfa<1.3 && beta <= 1.2 && beta>=0.9)
y=72;
else if (alfa>=1.3)
y=0;
else if (beta>2.5)
y=0;
```

Fonte: Elaborado pelos autores.

E na Figura 10 tem-se os blocos que recebem as informações de *duty-cycle* e geram o sinal PWM na saída digital da placa.

Figura 10 - Representação dos blocos que recebem as informações de duty-cycle e geram o sinal PWM.



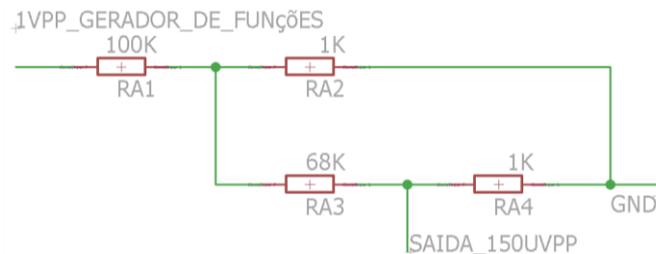
Fonte: Elaborado pelos autores.

3. Resultados e discussão

Desenvolvida a placa de condicionamento realizou-se testes para que se pudesse verificar o devido funcionamento do dispositivo. Com a utilização de um gerador de sinais

pode-se analisar o comportamento de cada amplificador operacional utilizado no circuito eletrônico da placa. Cada parte do circuito foi classificado neste tópico como estágios, desta forma tem-se 5 estágios. Para a simulação de um sinal EEG com amplitude de 75 uV foi utilizado um circuito divisor de tensão como mostrado na Figura 11.

Figura 11- Circuito divisor de tensão usado para reduzir o sinal do gerador de funções.

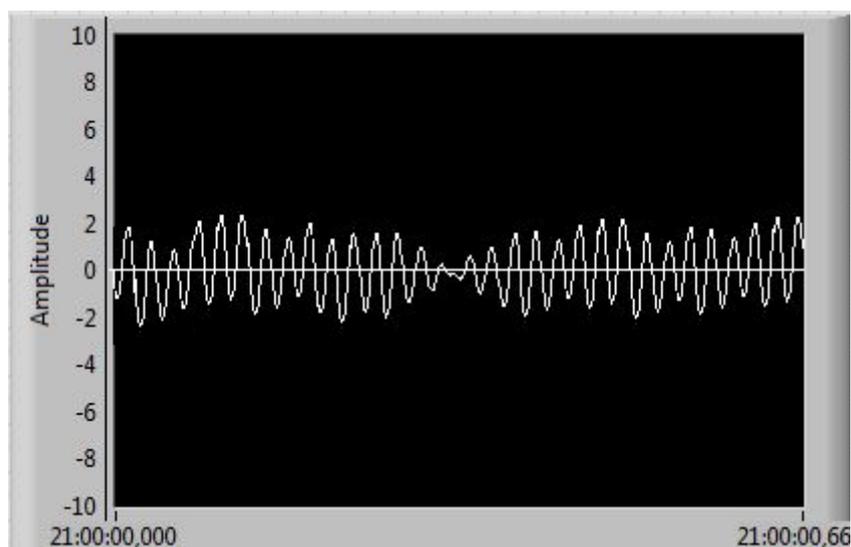


Fonte: Elaborado pelos autores.

Dessa forma, o ganho total da placa de condicionamento de sinais EEG foi de 11326,36 [V/V] para sinais aplicados a uma frequência de 20 Hz.

Na Figura 12, visualiza-se, também, a forma do sinal EEG característica de um voluntário fechando e abrindo o olho obtido com o equipamento biomédico desenvolvido neste trabalho.

Figura 12 - Representação gráfica do sinal EEG de um voluntário fechando e abrindo o olho.



Fonte: Elaborado pelos autores.

Considerações finais

Este trabalho desenvolveu um sistema de condicionamento de sinais EEG sem fio onde os mesmos são tratados por meio de processamento digital de sinais usando o *software* LabVIEW para a aplicação específica de acionamento de um cooler que controla a altura de uma bolinha de isopor que está dentro de um tubo plástico transparente de acordo com o tipo do sinal alfa e beta. Este trabalho usou conceitos de eletrônica analógica de forma a se desenvolver uma placa de condicionamento de sinais EEG. Os *hardwares* usados para comunicação sem fio entre o capacete e o microcomputador foram os módulos de rádio frequência NRF24L01 e os arduinos Mega e Uno. O *software* LabVIEW foi usado, também, para a interface gráfica dos sinais EEG e desta forma verificou-se que o sinal EEG que chegava na interface era o mesmo gerado pelo gerador de funções. Assim, validou-se o sistema utilizando sinais senoidais que simularam sinais biológicos para a faixa de frequências de 0,1 e 40 Hz.

A realização dessa pesquisa contribui para o desenvolvimento tecnológico de equipamentos biomédicos nacionais na área de sinais EEG, desta forma esta pesquisa pode servir para a redução do preço de produtos que utilizem esse tipo de tecnologia, pois este projeto utiliza componentes baratos e de simples implementação para a fabricação.

Sugere-se novas pesquisas nessa área, cita-se o uso de componentes SMD para a maior compactação do tamanho da placa de condicionamento de sinais EEG; aumento do número de canais para acoplamento de maior quantidade de elétrodos e desenvolvimento de *hardwares* de aquisição/comunicação de dados usando PIC.

Referências

Arduino. *Arduino*: Plataforma de prototipagem eletrônica de hardware livre e de placa única. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/>>. Acesso em: 12 ago. 2018.

Adur, Robson. *SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS: MÓDULO DIDÁTICO DE ELETROENCEFALOGRAMA*. 2008. 137 f. Dissertação (Mestrado) - Curso

de Engenharia Elétrica, Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2008. Cap. 2 e 2.1.

Alcantra, Fernando M. *Monitoramento de EEG*. 2006. 52 f. TCC (Graduação) - Curso de Engenharia da Computação, Núcleo de Ciências Exatas e Tecnológicas, Centro Universitário Positivo, Curitiba, 2006. Cap. 22.

Baillet, Sylvain; Mosher, John C; Leahy, Richard M. Electromagnetic Brain Mapping. *Ieee Signal Processing Magazine*, p. 14-30. nov. 2001.

Bear, Mark Firman. *Neurociências: desvendando o sistema nervoso*. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2002. 855 p.

CarboFix. *Pasta Condutora Para EEG - Carbofix 1kg*. Disponível em: <https://www.marcamedica.com.br/pasta-condutora-para-eeg-carbofix-1kg?gclid=Cj0KQCQjwtb_bBRCFARIsAO5fVvFelyneD9BroNDxmw9E2o5O_-XKDaOM7dI3w5Do-onviUc9JEdf1N0aAoEhEALw_wcB>. Acesso em: 12 ago. 2018.

Collura, Thomas F. History and evolution of electroencephalographic instruments and techniques. *Journal Of Clinical Neurophysiology*, New York, v. 10, n. 4, p.476-504, 1993.

Correia, José Higino; Carmo, João Paulo. Eléctrodo e Aquisição de Biopotenciais. In: Correia, José Higino; Carmo, João Paulo. *INTRODUÇÃO À INSTRUMENTAÇÃO MÉDICA*. Lisboa: Lidel, 2013. p. 211, 213, 220.

Dangelo, José Geraldo; Fattini, Carlo Américo. *Anatomia Humana Básica*. 2. ed. Rio de Janeiro: Livraria Atheneu, 2002. 184 p.

Ebersole, John S; Husain, Aatif M; Nordli Junior, Douglas R. *Current Practice of Clinical Electroencephalography*. 4. ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health, 2014.661p.

Griss, P. et al. Micromachined electrodes for biopotential measurements. *Journal Of Microelectromechanical Systems*, [s.l.], v. 10, n. 1, p.10-16, mar. 2001. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/84.911086>.

Griss, P. et al. Spiked biopotential electrodes. *Proceedings Ieee Thirteenth Annual International Conference On Micro Electro Mechanical Systems (cat. No.00ch36308)*, [s.l.], v. 27, n. 23, p.323-328, jan. 2000. IEEE.

Guerreiro, Carlos A M; Guerreiro, Marilisa M. **Epilepsia**. São Paulo: Lemos Editorial, 1993. 200 p.

Instruments, National. *LabVIEW*: Software que utiliza linguagem de programação gráfica. Disponível em: <<http://www.ni.com/pt-br/shop/labview/download.html>>. Acesso em: 12 ago. 2018.

Instruments, Texas. *FilterPro*: Software de Desenvolvimento de Filtros Ativos. Disponível em: <http://www.ti.com/tool/filterpro&DCMP=hpa_amp_general&HQS=NotApplicable+OT+filterpro>. Acesso em: 12 ago. 2018.

Isley, M.R. *Biophysical Measurements Series Electromyography / Electroencephalography*. Space Labs Medical, Inc. United States of America, 1993.

Lourenço, Luana. *Transtornos mentais atingem 23 milhões de pessoas no Brasil*. 2010. Disponível em: <<http://memoria.ebc.com.br/agenciabrasil/noticia/2010-06-28/transtornos-mentais-atingem-23-milhoes-de-pessoas-no-brasil>>. Acesso em: 14 abr. 2017.

Luccas, Francisco J.c. *etal*. Recomendações para o registro/interpretação do mapeamento topográfico do eletroencefalograma e potenciais evocados: Parte II. *Arquivos de Neuro-psiquiatria*, [s.l.], v. 57, n. 1, p.132-146, mar. 1999. Fap UNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s0004-282x1999000100026>.

Neurobase. *Eletrodos de EEG descartáveis Ambu Neuroline 726*. Disponível em: <<https://neurobase.com.br/loja/suprimentos/eletroencefalografia/eletrodos-de-egg-descartaveis-ambu-neuroline-726.html>>. Acesso em: 12 ago. 2018.

Nordic. **Nordic**: Solução System-on-Chip. Disponível em: <<https://www.nordicsemi.com/eng>>. Acesso em: 12 ago. 2018.

Nuwer, Marc R. Fundamentals of evoked potentials and common clinical applications today. *Electroencephalography And Clinical Neurophysiology*, [s.l.], v. 106, n. 2, p.142-148, fev. 1998. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0013-4694\(97\)00117-x](http://dx.doi.org/10.1016/s0013-4694(97)00117-x).

Pallarés, Josep Artigas. Comorbilidade nel trastorno por déficit de atención/hiperactividad. *Revue Neurologique*, Paris, v. 36, n. 1, p.68-78, nov. 2003.

Pfurtscheller, Gert *etal.* Visually guided motor imagery activates sensorimotor areas in humans. *Neuroscience Letters*, Graz, v. 269, p.153-156, abr. 1999.

Poeta, Lisiane Schilling; Rosa Neto, Francisco. Estudo epidemiológico dos sintomas do transtorno do déficit de atenção/hiperatividade e transtornos de comportamento em escolares da rede pública de Florianópolis usando a EDAH. *Revista Brasileira de Psiquiatria*, [s.l.], v. 26, n. 3, p.150-155, set. 2004. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s1516-44462004000300004>.

Ropper, Allan; Brown, Robert H. *Principles of Neurology*. 8. ed. Estados Unidos da América: Mcgraw-hill, 2005. 1384 p.

Salazar, Fernando Sell. Síndrome de hiperactividad y deficit de atencion. *Revue Neurologique*, Paris, v. 37, n. 4, p.353-358, 2003.

Santos Filho, Sady Antonio dos. *Magnitude Quadrática da Coerência na Detecção da Imaginação do Movimento para Aplicação em Interface Cérebro-Máquina*. 2010. 50 f. Tese (Doutorado) - Curso de Engenharia Elétrica, Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2010.

Santos Filho, Sady *etal.* Magnitude Squared of Coherence to Detect Imaginary Movement. *Eurasip Journal On Advances In Signal Processing*, [s.l.], v. 2009, n. 1, p.1-12, 2009. Springer Nature. <http://dx.doi.org/10.1155/2009/534536>.

Scolaro, Geovani Rodrigo. *CLASSIFICAÇÃO DE EVENTOS EPILEPTIFORMES EM SINAIS DE ELETROENCEFALOGRAFIA UTILIZANDO CLASSIFICADOR NEURAL*. 2009. 52 f.

Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica, Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2009.

Sedra, Adel S; Smith, Kenneth C. Amplificadores Operacionais. In: Sedra, Adel S; Smith, Kenneth C. *Microeletrônica*. 5. ed. São Paulo: Pearson, 2007. Cap. 2. p. 38-80.

Tatum, William O *etal.* **Handbook of EEG interpretation**. Estados Unidos da América: Demos Medical Publishing, 2008. 276 p.

Wang, Wei *etal.* Neural Interface Technology for Rehabilitation: Exploiting and Promoting Neuroplasticity. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, Pittsburgh, v. 21, n. 1, p.157-178, fev. 2010.

Webster, John G. *Medical Instrumentation: Application and Design*. 4. ed. New York: Wiley, 2010. 736 p.

Zanetti, Renato. *DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA EMBARCADO PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS BIOMÉDICOS*. 2013. 54 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica, Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2013.

Instruments, Texas. *FilterPro*: Software de Desenvolvimento de Filtros Ativos. Disponível em:<http://www.ti.com/tool/filterpro&DCMP=hpa_amp_general&HQS=NotApplicable+OT+filterpro>. Acesso em: 12 ago. 2018.

Porcentagem de contribuição de cada autor no manuscrito

Enio Vieira Soares – 50%

Roger Junio Campos – 50%