



Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica
Graduação em Engenharia Biomédica

Yuran Costa Dias

Protótipo de um EEG portátil de três canais

Uberlândia
2017

Yuran Costa Dias

Protótipo de um EEG portátil de três canais

Trabalho apresentado como requisito parcial de avaliação na disciplina Trabalho de Conclusão de Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, orientado pelo Prof. Eduardo Lázaro Martins Naves.

Uberlândia
2017

Dedico este trabalho aos meus pais, amigos, familiares e professores, que tanto me ajudaram no percurso da minha vida cursando Engenharia Biomédica.

Agradeço ao Prof. Eduardo Lázaro pelo incentivo, além da motivação e orientação deste trabalho. Também gostaria de agradecer minha co-orientadora Ellen Zambalde pelo apoio e ajuda tanto na parte prática quanto na parte teórica e agradecer também meu amigo Eduardo Borges, o qual me ajudou muito neste trabalho.

Aos meus pais e à minha irmã que me auxiliaram e me proporcionaram condições de dedicar meu tempo aos estudos. O que sou hoje devo a eles.

Aos meus amigos de faculdade que tanto fizeram para me ajudar a conquistar tudo que tenho hoje.

RESUMO

O presente trabalho tem por objetivo apresentar o projeto de desenvolvimento e análise de sinal de um equipamento de eletroencefalografia portátil, fazendo comparações com a literatura existente. O trabalho consiste em projetar e construir um equipamento de eletroencefalografia de três canais, capaz de captar sinais oriundos da parte occipital da cabeça e posteriormente exibi-los, após processo de filtragem, em uma interface programada na linguagem C#. Além disso, o sinal coletado poderá ser salvo para realizar extrações de características do mesmo, sendo possível utilizar o arquivo em outros softwares já existentes, aumentando as possibilidades de estudos complementares. Não foi possível tratar o sinal com a placa desenvolvida, devido a fatores explicitados no decorrer do texto, porém com esse trabalho houve um acúmulo de conhecimento na área de instrumentação, a qual é disseminada aos outros docentes através dessa dissertação. Posteriormente, após alguns ajustes e testes, pretende-se usar esse protótipo numa interface cérebro computador dedicada ao comando de dispositivos de auxílio a pessoas com deficiência, utilizando-se de sinais visuais, os quais são mais intensos na região occipital do crânio, interpretados pelo cérebro e captados pelo dispositivo.

Palavras-chave: eletroencefalograma, eletrônica, processamento de sinais.

ABSTRACT

This work aims to present the project of development and signal analysis of a portable electroencephalography equipment, comparing it to the current literature. The project consists of designing and constructing a three-channel electroencephalography device capable of picking up signals from the occipital part of the head and then displaying it on a programmed C# interface, after passing it through a filtering process. In addition, the collected signal can be saved to extract characteristics of itself, making it possible to use the file in other existing softwares, increasing the possibilities of complementary studies. It was not possible to treat the signal with the developed plate, due to factors explained throughout the text, but with this work there was an accumulation of knowledge in the area of instrumentation, which is disseminated to other students through this dissertation. This prototype, after some adjustments and tests, will be later used in a future study which is basically the development of a type of command to disabled people, using visual signals, which are more intense in the occipital region of the skull, interpreted by the brain and captured by the device.

Key words: electroencephalography, electronics, signal processing.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Primeiro EEG - Hans Berger - 1928	11
Figura 2 - Desenho representativo do cérebro humano com destaque para região occipital	12
Figura 3 - Sistema 10/20	13
Figura 4 - Sistema 10/20 - Distância entre eletrodos	14
Figura 5 - Registros de um EEG coletados de um paciente normal, durante excitação, relaxamento e vários estágios do sono	16
Figura 6 - Desenho representativo de uma célula neuronal	17
Figura 7 - Desenho representativo da transmissão de um PA entre células neuronais	18
Figura 8 - Representação genérica de um amplificador não-inversor.....	19
Figura 9 - Gráfico de bode de um filtro tipo Butterworth passa baixa.....	20
Figura 10 - Gráfico do atraso de um filtro tipo Butterworth.....	21
Figura 11 - Amplificador operacional de instrumentação INA331	22
Figura 12 - Amplificador operacional MCP601	23
Figura 13 - Placa micro controladora Arduino DUE	24
Figura 14 - Representação do amplificador de instrumentação INA331	25
Figura 15 - Representação de um filtro passivo passa alta genérico	25
Figura 16 - Representação de um amplificador operacional não-inversor genérico	26
Figura 17 - Representação de um filtro passivo passa alta genérico	26
Figura 18 - Representação de um amplificador operacional não-inversor genérico, com três possibilidades de ganho	27
Figura 19 - Representação de um filtro ativo passa baixa do tipo Butterworth de três pólos genéricos	28
Figura 20 - Representação de um seguidor de tensão (buffer)	28
Figura 21 - Representação de uma placa micro controladora Arduino DUE com conversor A/D em destaque	29
Figura 22 - Diagrama de blocos esquemático do projeto	29
Figura 23 - Primeira tela do software	34
Figura 24 - Segunda tela do software	35
Figura 25 - Terceira tela do software	36
Figura 26 - Quarta tela do software	37
Figura 27 - Primeira tela. Teste com potenciômetro	38
Figura 28 - Primeira tela. Teste com potenciômetro alternando os valores de resistência interna.....	39
Figura 29 - Visão lateral da colocação dos eletrodos	40
Figura 30 - Visão anterior da colocação dos eletrodos	41
Figura 31 - Tela do gerador de função. Parâmetros de teste 1	42
Figura 32 - Tela do osciloscópio. Resultados do teste 1	42
Figura 33 - Tela do gerador de função. Parâmetros de teste 2	43
Figura 34 - Tela do osciloscópio. Resultados do teste 2	43
Figura 35 - Tela do gerador de função. Parâmetros de teste 3	44
Figura 36 - Tela do osciloscópio. Resultados do teste 3	44

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Nome do eletrodo em relação à sua região	12
Tabela 2 - Bandas de frequência de sinal de um EEG	15

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

SNC – Sistema Nervoso Central

BCI – Interface Cérebro Computador

EEG – Eletroencefalograma

PA – Potencial de Ação

EMG – Eletromiograma

Hz – Hertz

CMRR - Common Mode Rejection Ratio (Razão de Rejeição em Modo Comum)

SMD - Surface Mount Device (dispositivo de montagem em superfície)

f_c – Frequência de Corte

AOP – Amplificador Operacional

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	10
2. DESENVOLVIMENTO	17
2.1 Revisão Bibliográfica	17
2.2 Metodologia	22
2.2.1. Amplificador Operacional de Instrumentação	22
2.2.2. Amplificador operacional	23
2.2.3. Arduino DUE	24
2.2.4 Equipamento de EEG desenvolvido	24
2.2.4.1 Primeiro Estágio	24
2.2.4.2. Segundo Estágio	25
2.2.4.3. Terceiro Estágio	26
2.2.4.4. Quarto Estágio	26
2.2.4.5. Quinto Estágio	27
2.2.4.6. Sexto Estágio	27
2.2.4.7. Sétimo Estágio	28
2.2.4.8. Oitavo Estágio	29
3 Resultados	34
3.1 O Software	34
3.2 O Hardware	40
4 Discussão	45
4.1 O Software	44
4.2 O Hardware	44
5. CONCLUSÕES	47
6. REFERÊNCIAS	49
ANEXOS	

1. INTRODUÇÃO

Antigamente, o sistema de funcionamento do sistema nervoso central (SNC) não era totalmente compreendido, hoje ainda não é, porém com o decorrer dos anos e com os estudos publicados nessa área, pôde-se compreender um pouco mais sobre o assunto. Nessa época ele era compreendido como uma interpelação do corpo com a alma (RIYAH, 2014). Com o avanço das ciências biológicas e com um maior entendimento do corpo humano, foi disseminado a ideia da existência de uma hipótese sensório-motora sobre o SNC.

Ao longo dos anos o conhecimento sobre o SNC se expandiu, foi quando surgiu os princípios da conversão de sinais sensoriais vindos do cérebro, em sinais motores. Um complexo de excitações neuronais e reflexos provocados pela medula espinhal nos neurônios motores levam à função do membro físico, que é dominado e mantido no cérebro (WOLPAW, 2007).

Qualquer tipo de perturbação ou déficit de alguma dessas partes levarão à desordem motora. A vontade de muitos neurocientistas diante de pacientes que perderam alguma função motora, levantou a hipótese de criar dispositivos auxiliares que tenham como entrada as informações dos neurônios sensoriais do cérebro.

Tal ideia fez com que surgisse uma área interdisciplinar da biomédica e bioengenharia, a qual se chama Brain-Computer Interfacing ou interface cérebro-computador (BCI) (RIYAH, 2014).

O sistema BCI pode ser explicado como uma combinação de um dispositivo de gravação, que agrupa os sinais cerebrais de forma invasiva ou não-invasiva, e com um algoritmo de processamento converte os sinais gravados em comandos para o dispositivo significativo.

A maioria das pesquisas em BCI são utilizados métodos não-invasivos, que coletam os sinais com diferentes tipos de equipamentos médicos como o eletroencefalograma (EEG) e a eletrocorticografia. Os estudos chamados de não-médicos, usualmente utilizam o EEG por ser seguro e de fácil coleta.

O EEG é um exame que, por meio de eletrodos, capta sinais elétricos originários de células encefálicas. Tais sinais são coletados, processados e mostrados, com o auxílio de um computador, em telas para que possam ser estudados e entendidos. Basicamente, podemos dizer que um equipamento como esse,

consegue traduzir sinais elétricos em informações, as quais refletem o estado de saúde daquelas células ou algum evento particular (WEBSTER, 2009).

Segundo a revista eletrônica “Cérebro e mente”, Hans Berger foi pioneiro em estudos relacionados com a captação de sinais elétricos provenientes do cérebro. Ele apresentou ser possível captar as correntes elétricas, mesmo sendo de pequena amplitude, não havendo a necessidade da abertura do crânio. Dessa forma, ele denominou que esse novo registro fisiológico teria o nome de eletroencefalograma. A Figura 1 mostra o primeiro EEG registrado:

Figura 1 - Primeiro EEG - Hans Berger - 1928



Fonte: SABBATINI - Revista Cérebro & Mente - 1997.

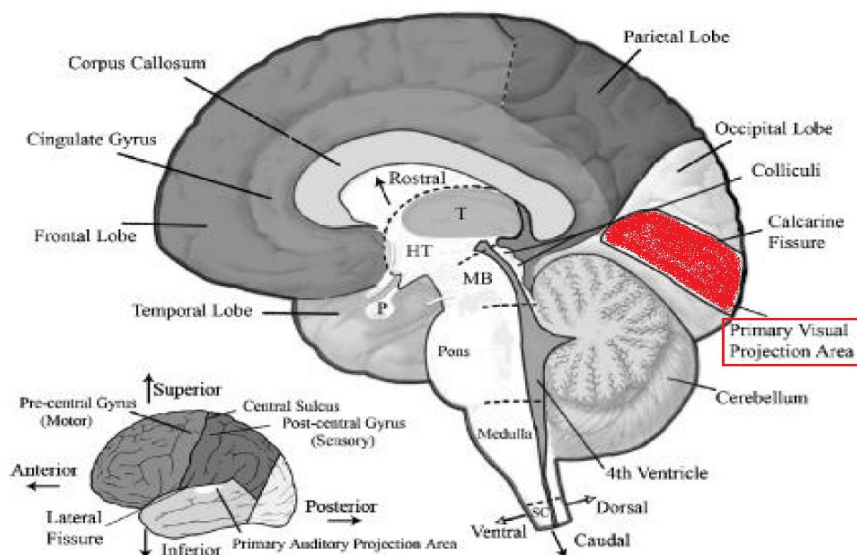
Berger também afirmou que as características do sinal coletado sofriam alterações de acordo com o estado funcional do cérebro, como sono, doenças nervosas e anestésias (SABBATINI, 1997).

Com isso, é possível associar as diferentes liberações de hormônios pelo corpo humano, em situações variáveis, com as mudanças nos sinais captados pelo EEG. Diferentes excitações ou inibições alteram a resposta hormonal do organismo, alterando, assim, a maneira com que o cérebro interpreta essa informação.

Por exemplo, se um voluntário for submetido a excitações oculares no momento de uma coleta de EEG, percebe-se alterações na atividade elétrica de determinadas regiões do cérebro, mais precisamente na região occipital, região dos sinais originários principalmente do bulbo cerebral, a qual é uma das principais estruturas que interpretam os estímulos visuais (WEBSTER, 2009).

A Figura 2 mostra as diferentes regiões cerebrais, com destaque para uma porção específica da região occipital.

Figura 2 - Desenho representativo do cérebro humano com destaque para região occipital



Fonte: WEBSTER, 2009.

Para a realização de uma coleta efetiva do sinal eletroencefalográfico e, também, para padronização do posicionamento dos eletrodos, adota-se o método 10/20, sendo esse um dos mais utilizados atualmente. O sistema recebe esse nome pois os eletrodos possuem uma relação entre a localização de um eletrodo e a linha subjacente do córtex cerebral. O número 10 ou 20 refere-se ao fato de que a distância entre os eletrodos adjacentes é de 10% ou 20% do valor total da linha frente-trás e lado esquerdo-direito. Cada região é representada por uma letra, para diferenciar cada uma delas, como é mostrado na Tabela 1.

Tabela 1 - Nome do eletrodo em relação à sua região

Eletrodo	Região
F	Frontal
T	Temporal
C	Central *
P	Parietal
O	Occipital

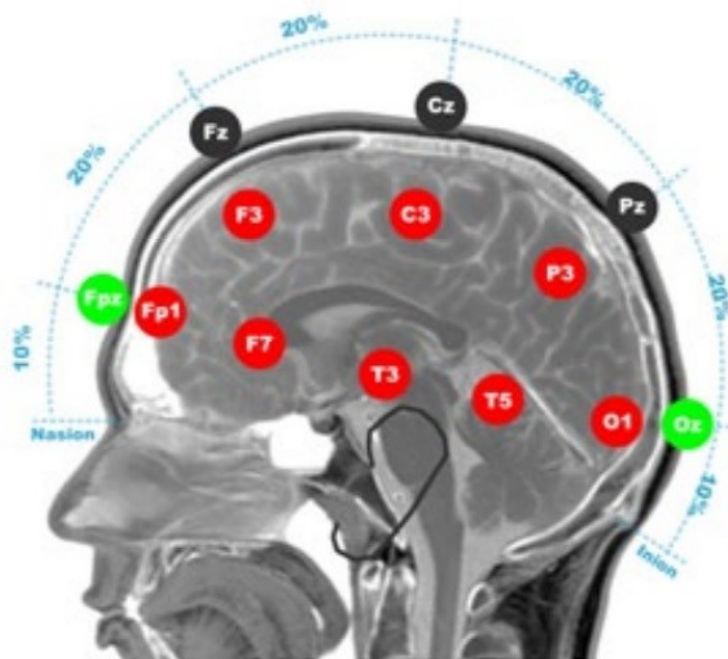
Fonte: Manual de Posicionamento do Sistema 10/20, 2012.

Além das letras, os números também acompanham, sendo que os pares compõem o hemisfério direito e os ímpares o hemisfério esquerdo.

Determinadas partes anatômicas são usadas para fazer a medição, são elas: o nasion que é a posição entre a testa e o nariz, o ínion que é o ponto mais baixo da parte de trás do crânio e os pontos pré-auriculares que estão antes da orelha. O primeiro passo é medir do ínion ao nasion e marcar metade desta distância.

O próximo passo é marcar 10% desse valor acima do nasion e do ínion, acompanhando a linha central. O próximo passo é marcar 20% da última marcação e assim por diante. A marcação látero-lateral segue a mesma lógica. A Figura 3 ilustra o método citado.

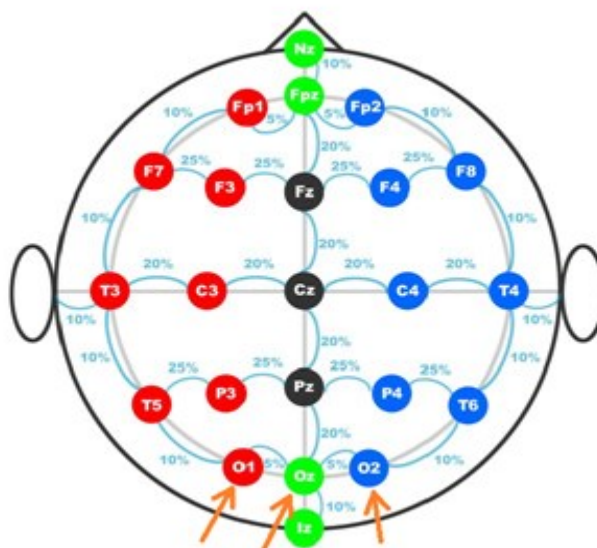
Figura 3 - Sistema 10/20



Fonte: Manual de Posicionamento do Sistema 10/20, 2012.

Para o presente trabalho, serão utilizados apenas três pontos na região occipital do crânio: O1, O2 e Oz, assim como destacados com uma seta alaranjada na Figura 4.

Figura 4 - Sistema 10/20 - Distância entre eletrodos



Fonte: Manual de Posicionamento do Sistema 10/20, 2012.

Após a coleta do sinal de EEG, tem-se para análise uma grande quantidade de informações. Assim, as ondas podem ser decompostas e analisadas de maneira específica. O sinal do EEG foi categorizado segundo a sua frequência, como pode ser visto na Tabela 2.

Cada categoria possui características únicas quanto ao tipo de atividade ou estado mental. O estudo desse trabalho será focado em analisar apenas as frequências compreendidas dentro da banda alfa e beta.

A banda beta, com frequências entre 4 a 7Hz, tem uma distribuição usualmente regional, podendo envolver vários lóbulos, esses de caráter lateral ou difusa. Essa representa um estado mental de vigília, alerta, onde o cérebro está ativo, podendo, isso, caracterizar um estado de estresse e ansiedade.

A banda alfa, com frequências entre 8 a 12Hz, tem uma distribuição regional, podendo envolver lóbulos inteiros e com forte sinal na região occipital com os olhos fechados. Representa um estado mental de relaxamento, meditação ou quando estamos em sono profundo (WEBSTER, 2009).

Tabela 2 - Bandas de frequência de sinal de um EEG

Nome da faixa de frequência	Banda de frequência (Hz)
Delta	0.1 a 3
Beta	4 a 7
Alpha	8 a 12
Low Beta	12 a 15
Mid-range Beta	15 a 18
Hight Beta	15 a 18
Gamma	40

Fonte: WEBSTER, 2009.

Atualmente o EEG é amplamente usado na área da medicina, na coleta de informações cerebrais que refletem o estado atual do órgão. Por exemplo, quando há uma falta de oxigenação e circulação de sangue no cérebro causando uma isquemia cerebral, as células que compõem o órgão morrem devido à falta de oxigênio e nutrientes e, conseqüentemente, isso afeta a atividade cerebral. Esse tipo de evento é monitorado por um tipo específico de equipamento eletroencefalográfico, chamado monitor de lesões corticais. Ele se diferencia dos demais, pois apresenta quantitativamente a qualidade da lesão cerebral provocada por uma parada cardíaca, auxiliando, assim, os médicos, em como proceder com cada paciente (WEBSTER, 2009).

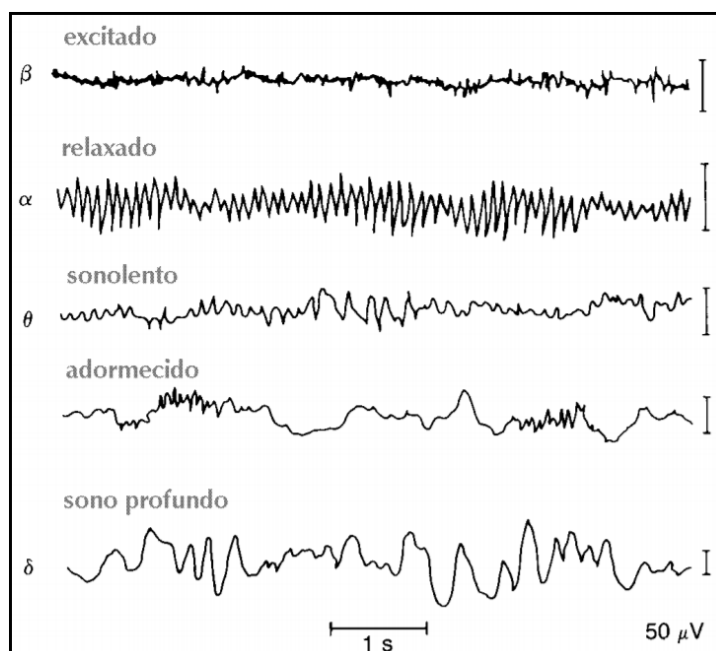
Uma outra utilidade do EEG é no monitoramento de pacientes que passam por algum processo cirúrgico e necessitam de anestesia geral. Durante o efeito anestésico, o paciente é constantemente monitorado por um monitor de anestesia, possibilitando ao médico acompanhar a progressão da ação da anestesia no organismo daquele paciente, ou seja, se as condições cerebrais permanecem normais ou se os níveis de atividade elétrica estão alterados (WEBSTER, 2009), podendo então, nesse caso, tomar as devidas providências.

Apesar do sinal EEG parecer ser um tanto quanto irregular, os padrões de funcionamento cerebral possuem características distintas e se mostram em situações diferentes. As ondas alfas, melhores captadas na região occipital, são sinais que aparecem com maior intensidade em sujeitos normais, inativos e que estejam

acordados de olhos fechados. O formato da onda geralmente é arredondado ou sinusoidal (TAVARES, 2011).

Um indivíduo tetraplégico, por exemplo, que esteja despertando do sono, ao acordar e abrir os olhos, o padrão de ondas alfa irá sofrer uma alteração, a qual se captada por um equipamento poderia soar um alarme para alertar o seu cuidador, para poder levar a pessoa para o banheiro por exemplo. A Figura 5 mostra as diferentes formas de onda de acordo com o estado mental.

Figura 5 - Registros de um EEG coletados de um paciente normal, durante excitação, relaxamento e vários estágios do sono



Fonte: TAVARES, 2011.

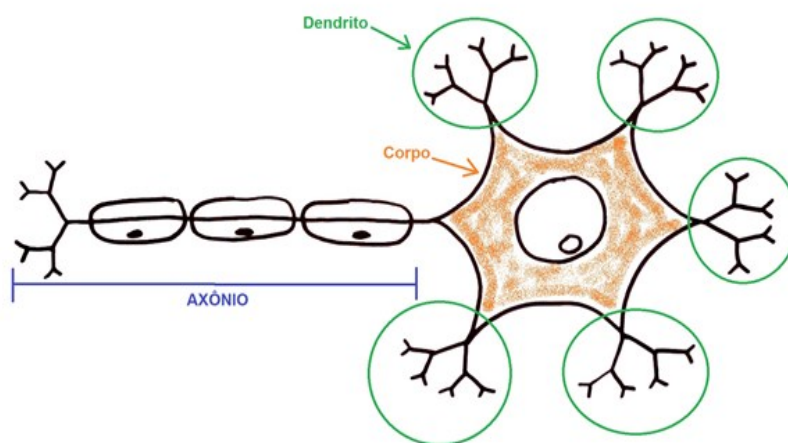
2. DESENVOLVIMENTO

Nesse capítulo será apresentado os trabalhos analisados, os quais serviram de ferramenta de estudo para desenvolvimento do projeto e também como ferramenta comparativa. Além disso, será mostrado como o projeto foi desenvolvido, os cálculos, componentes utilizados, disposição dos estágios do protótipo e qual o resultado esperado. Por fim, será apresentado os resultados obtidos comparados com a bibliografia e equipamento de EEG já existente.

2.1 Revisão Bibliográfica

Para entender as informações provenientes do equipamento de EEG, uma análise detalhada é necessária. Os humanos possuem aproximadamente 90 bilhões de neurônios (PIVETTA, 2008), os quais se comunicam entre si através de ligações neuroquímicas. Primeiramente, devemos entender o funcionamento de um neurônio. A Figura 6 representa, de forma básica, as estruturas presentes em uma célula.

Figura 6 - Desenho representativo de uma célula neuronal

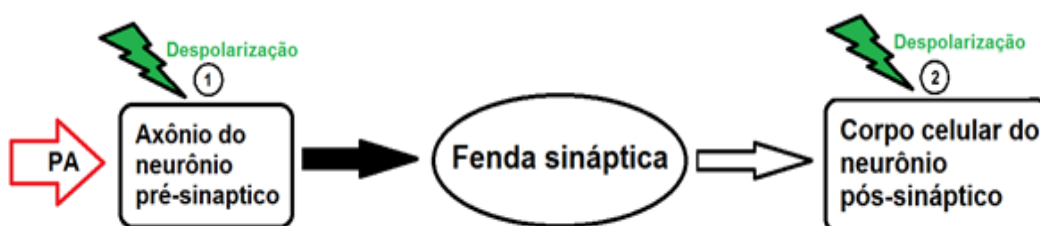


Fonte: Autoria própria.

Segundo a obra Princípios de bioquímica de Lehninger, “a sinalização no sistema nervoso é efetuada por redes de neurônios, células especializadas que transferem um impulso elétrico (potencial de ação) a partir de uma extremidade da célula (o corpo celular) ao longo de uma extensão citoplasmática alongada (o axônio)”.

O diagrama a seguir foi construído baseado no livro citado e representa de forma sucinta, os mecanismos de propagação do potencial de ação (PA) ao longo do neurônio até outro (NELSON, 2002).

Figura 7 - Desenho representativo da transmissão de um PA entre células neuronais



Fonte: Autoria própria.

O neurônio pré-sináptico (terminal de axônio) libera na fenda sináptica neurotransmissores que são captados pelo neurônio pós-sináptico (corpo da célula), realizando, assim, a sinapse nervosa excitatória. Por outro lado, quando há liberação de neurotransmissores que inibem o neurônio pós-sináptico, ocorre uma sinapse inibitória (NELSON, 2002).

Existem incontáveis sinapses ocorrendo a todo momento em nosso cérebro, porém as células neurais com maior importância para formação do sinal eletroencefalográfico são os neurônios piramidais, os quais estão dispostos de forma agrupada e perpendicular ao córtex, próximo à última camada da pele (NELSON, 2002). O sinal que enxergamos no eletroencefalograma é a somatória dos potenciais pós-sinápticos presentes nessas células (WEBSTER, 2009).

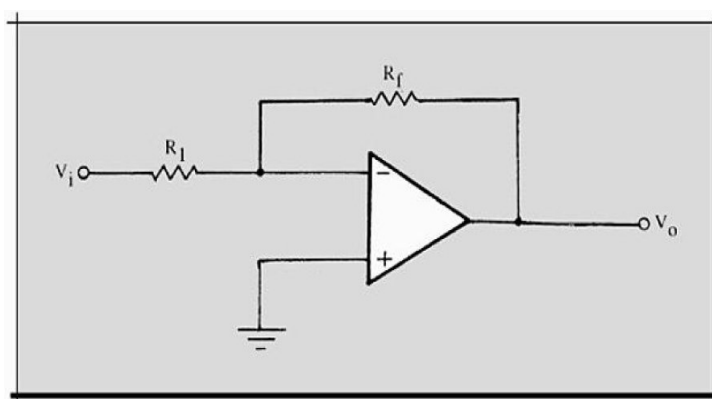
Mesmo que o sinal captado seja resultado da somatória de potenciais de ação de várias células neurais, a amplitude do mesmo está em torno de alguns microvolts. Isso ocorre porque existem estruturas anatômicas (dura-máter, estrutura craniana e pele) presentes entre o eletrodo e a origem do sinal, causando obstáculos para a captação, além de provocarem artefatos indesejáveis.

Com isso, é indispensável a precaução, com relação a esses fatores, na construção do protótipo do equipamento de EEG deste trabalho, para que a captação do sinal seja realizada com eficácia.

Além dos conhecimentos bioquímicos necessários para entendimento do princípio de um sinal elétrico que vem do corpo humano, a revisão de conceitos básicos de eletrônica foram importantes, e serão abordados a seguir. Primeiramente, algumas definições devem ser tratadas.

Os amplificadores possuem diferentes configurações e tipos, variando de acordo com o arranjo de componentes e a maneira com que eles foram relacionados entre si. Existem dois grandes grupos de amplificadores, os inversores e os não-inversores. A diferença basicamente é em qual porta o sinal vai chegar. Se o sinal chegar na porta inversora (-), o mesmo sairá invertido, caracterizando assim um amplificador inversor. Se o sinal chegar na porta não-inversora (+), o sinal não sairá invertido, caracterizando um amplificador não-inversor. A Figura 10 apresenta um amplificador não-inversor genérico.

Figura 10 - Representação genérica de um amplificador não-inversor



Fonte: PERTENCE JÚNIOR, 2015.

Outro ponto importante, é o conhecimento sobre filtros ativos, os quais possuem uma definição formal como sendo a seguinte: “Um filtro elétrico é um quadripolo capaz de atenuar determinadas frequências do espectro do sinal de entrada e permitir a passagem das demais” (PERTENCE JUNIOR, 2015). O espectro do sinal é a sua decomposição em uma escala de amplitude *versus* frequência, podendo ser determinado através das séries de Fourier, as quais são utilizados para passar um sinal do domínio do tempo para o domínio da frequência (PERTENCE JUNIOR, 2015).

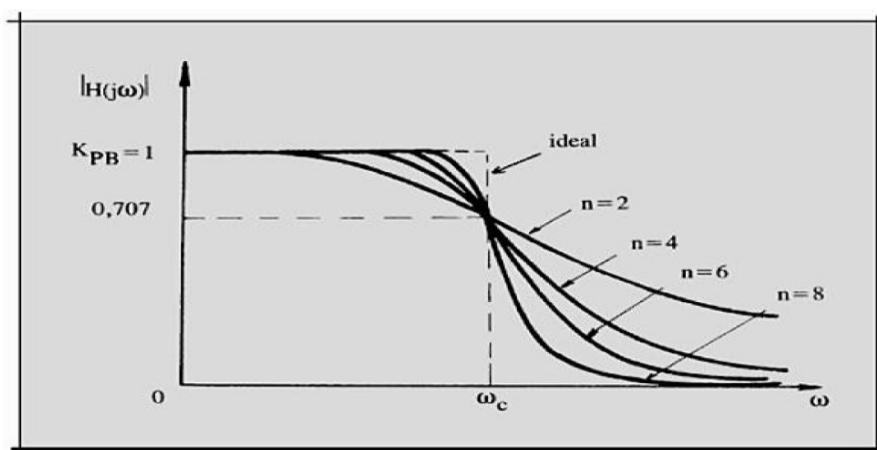
No presente trabalho, foram utilizados dois tipos de filtros no projeto, ativos e passivos. Suas definições são:

a) passivos: combinações em série ou paralelo de resistores, capacitores e indutores (BOYLESTAD, 2012);

b) ativos: além de combinações entre resistores, capacitores e indutores, também usam dispositivos ativos como transistores e amplificadores operacionais (BOYLESTAD, 2012).

Em conjunto com os tipos de filtro, existem também várias configurações, as quais se diferenciam devido às características físicas que influenciam na resposta do circuito. Por exemplo a relação de conexão entre os componentes ou devido à sua polaridade. No presente trabalho iremos utilizar um filtro do tipo Butterworth de três polos, além dos filtros passivos. Foi escolhido esse tipo de filtro pois ele apresenta uma curva de atenuação bastante linear próximo à região da frequência de corte (f_c). A Figura 8 mostra um gráfico da atenuação em relação à frequência (PERTENCE JÚNIOR, 2015):

Figura 8 - Gráfico de bode de um filtro tipo Butterworth passa baixa



Fonte: PERTENCE JÚNIOR, 2015.

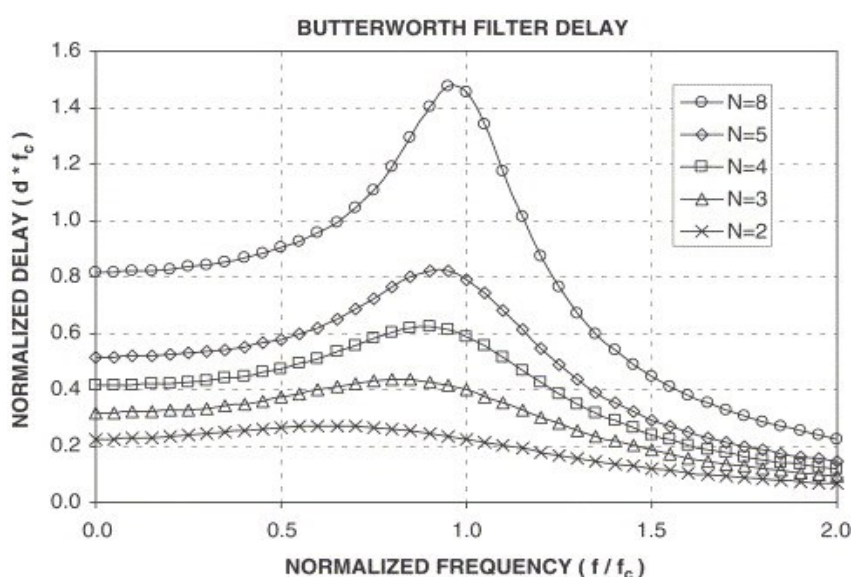
Paralelamente com a resposta em frequência, outro fator influenciou na escolha da quantidade de polos, a sua resposta de atraso. Embora seja claro o efeito de atenuação do sinal nos filtros, o efeito sobre o tempo é menos óbvio. Em geral, o sinal de saída é o resultado do sinal de entrada um pouco mais atrasado. Isso ocorre porque um filtro passa-baixa com uma ordem fixa e uma f_c , vai atrasar ondas senoidais de diferentes frequências e diferentes quantidades.

Isso é algo que não é limitado apenas aos filtros do tipo Butterworth. O atraso no sinal pode ser corrigido refiltrando o sinal no sentido inverso, ou seja, a dupla

filtragem introduz um atraso de tempo igual e oposto realinhando assim os sinais de entrada e saída no domínio do tempo (MANAL, 2007).

No caso, o método não será adotado. O filtro com três polos foi considerado suficiente para filtragem e com atraso no sinal considerado de caráter desprezível. A Figura 9 mostra a resposta do atraso em relação à frequência de um filtro Butterworth com diferentes polos.

Figura 9 - Gráfico de bode de um filtro tipo Butterworth passa baixa



Fonte: MANAL, 2007.

Pode-se observar que quanto maior a quantidade de polos o filtro tiver, mais atraso o sinal vai sofrer. Isso resulta em um sinal de saída distorcido em relação ao sinal de entrada (PERTENCE JUNIOR, 2015), o que para o projeto é algo prejudicial, justificando o não uso de um filtro com mais polos.

Basicamente em um projeto de construção de um equipamento que capta sinais biomédicos, os amplificadores são indispensáveis. O fato dos sinais biomédicos possuírem uma baixa amplitude de tensão é um bom motivo para o uso de amplificadores, porém esses são usados também para adaptar o sinal no fundo de escala do conversor A/D utilizado.

2.2 Metodologia

O equipamento de EEG pode ser projetado de várias formas dependendo da sua aplicação. Nesse caso, o equipamento desenvolvido foi um EEG de três canais unipolares.

Para a escolha do tipo de equipamento a ser construído foi preciso, primeiramente, estudar quais as características do sinal a ser coletado. Existem características básicas de cada tipo de sinal biomédico, por exemplo, características típicas de amplitude de sinal e espectro de frequência do sinal.

Com o EEG não é diferente, possui uma faixa de frequência de 0,5 a 100 Hz e uma faixa de amplitude de 2 a 100 μV (BRONZINO, 2006). A próxima fase constitui na escolha dos componentes elétricos a serem utilizados. Buscando melhor precisão nos resultados e uma coleta mais limpa e desprovida de artefatos indesejados, foram escolhidos componentes de alta qualidade, que possuem alta precisão e que se comportam de maneira estável.

2.2.1. Amplificador Operacional de Instrumentação

O INA331 é um amplificador operacional de instrumentação indicado para equipamentos biomédicos, como o EEG. Ele foi escolhido pois possui uma alta taxa de rejeição em modo comum (CMRR), baixa corrente de BIAS e por ser rail-to-rail (Datasheet INA331). Demais características podem ser analisadas no datasheet do equipamento (vide Anexo - SBOS215C. INA331. INA2331. December 2001, revised april 2005. Texas Instruments, 2015).

Figura 11 - Amplificador operacional de instrumentação INA331



Fonte: INA331, 2015.

Características principais:

- Número de canais = 1
- CMRR = 90 dB
- Corrente de BIAS = 0.5 pA
- Ganho mínimo = 5 V/V
- Ganho máximo = 1000 V/V
- Voltagem de OFFSET = $\pm 250 \mu\text{V}$
- Rail-to-rail output

2.2.2. Amplificador operacional

O MPC 601 é um amplificador operacional indicado para a construção de amplificadores de sinal e, também, para filtros ativos. Ele foi escolhido, pois possui características excelentes para a sua aplicação neste trabalho, como sua baixa corrente de BIAS e sua alta impedância de entrada em modo comum. Demais características podem ser analisadas no datasheet do equipamento (vide Anexo - SBOS215C. INA331. INA2331. December 2001, revised april 2005. Texas Instruments, 2015).

Figura 12 - Amplificador operacional MCP601



Fonte: MCP601/1R/2/3/4, 2007.

Características principais:

- Voltagem de Offset = $\pm 0,7 \text{ mV}$
- Corrente de BIAS = 1 pA
- CMRR = 90 dB

2.2.3. Arduino DUE

A placa micro controladora Arduino DUE é bastante utilizada em projetos que exigem um rápido processamento de informações. Possui um ótimo desempenho tanto quantitativamente quando qualitativamente, não deixando a desejar no quesito velocidade. Foi escolhido para o presente trabalho pois atende de forma completa, as necessidades exigidas. Mais informações podem ser consultadas no Datasheet do equipamento (vide Anexo - DS21314G. Microchip Technology Inc. MCP601/1R/2/3/4. 2007).

Figura 13 - Placa micro controladora Arduino DUE



Fonte: BOYLESTAD, 2012.

Características principais:

- Voltagem de operação = 3,3 V
- Voltagem de Input recomendada = 7 a 12 V
- Conversor A/D de 12 bits
- Faixa de trabalho do sinal (limites máximos e mínimos) = de 0 a 3,3 V

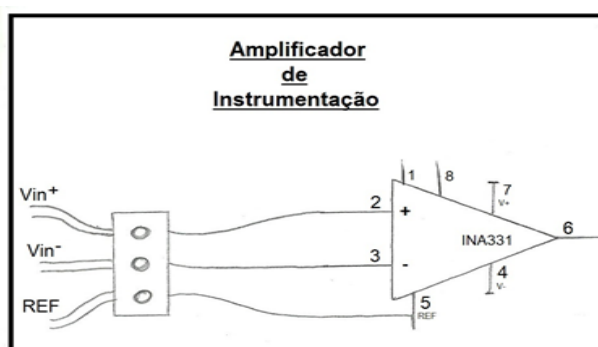
Os demais componentes são capacitores e resistores, todos do tipo montagem em superfície (SMD).

2.2.4 Equipamento de EEG desenvolvido

2.2.4.1 Primeiro Estágio

O primeiro estágio é o amplificador de instrumentação. Local onde o sinal irá receber uma amplificação de 10 vezes. Esse estágio possui caráter de importância no projeto, pois possui algumas características específicas que são de extrema importância para uma boa captação de sinal, as quais são: alta resistência de entrada, CMRR alto, tensão de *offset* de entrada baixa e *drift* extremamente baixo (PERTENCE JUNIOR, 2015). A Figura 14 representa esquematicamente o estágio citado.

Figura 14 - Representação do amplificador de instrumentação INA331



Fonte: Autoria própria.

2.2.4.2. Segundo Estágio

O segundo estágio é o primeiro filtro passivo passa alta. Responsável pela primeira filtragem passiva do sinal coletado, atenuando as frequências abaixo da f_c determinada. A f_c definida para esse estágio é de 0,16 Hz. Os valores dos componentes utilizados são: $C1 = 1\mu F$ e $R1 = 1M\Omega$. A Figura 15 representa esquematicamente o estágio citado.

Figura 15 - Representação de um filtro passivo passa alta genérico

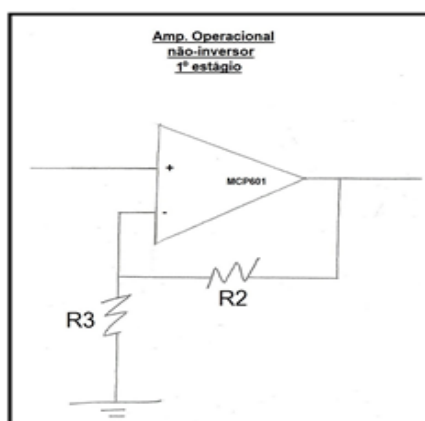


Fonte: Autoria própria.

2.2.4.3. Terceiro Estágio

O terceiro estágio é o primeiro amplificador operacional não-inversor. Responsável pela primeira amplificação do sinal, dando um ganho $G = 101$. Os valores dos componentes utilizados são: $R2 = 100K\Omega$ e $R3 = 1K\Omega$. A Figura 16 representa esquematicamente o estágio citado.

Figura 16 - Representação de um amplificador operacional não-inversor genérico



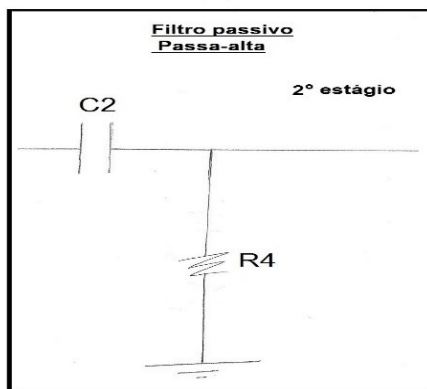
Fonte: Autoria própria.

2.2.4.4. Quarto Estágio

O quarto estágio é o segundo filtro passivo passa alta. Responsável pela segunda filtragem passiva do sinal coletado, atenuando as frequências abaixo da f_c determinada. A f_c e os valores dos componentes são iguais ao primeiro estágio,

sendo: $C2 = 1\mu F$ e $R4 = 1M\Omega$. A Figura 17 representa esquematicamente o estágio citado.

Figura 17 - Representação de um filtro passivo passa alta genérico



Fonte: Autoria própria.

2.2.4.5. Quinto Estágio

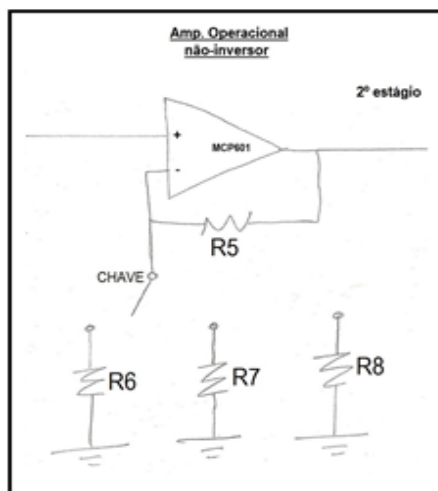
O quinto estágio é o segundo amplificador operacional não-inversor. Ele se diferencia do primeiro estágio pois possui três opções de ganho determinados por uma chave seletora alternada pelo usuário do equipamento.

Os ganhos possíveis são: $G1 = 50,5$, $G2 = 101$ e $G3 = 148,1$.

Os valores dos componentes utilizados são: $R5 = 100K\Omega$, $R6 = 2K\Omega$, $R7 = 1K\Omega$ e $R8 = 680\Omega$.

A Figura 18 representa esquematicamente o estágio citado.

Figura 18 - Representação de um amplificador operacional não-inversor genérico, com três possibilidades de ganho



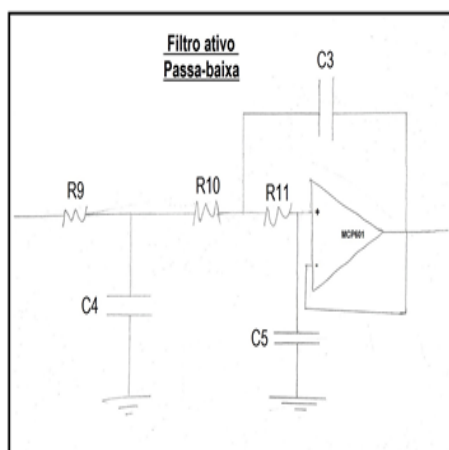
Fonte: Autoria própria.

2.2.4.6. Sexto Estágio

O sexto estágio é o filtro ativo passa baixa. Último estágio de filtragem, determina o limite superior da banda de passagem do sinal. Com a $f_c = 40\text{Hz}$, ele atenua todo sinal que tenha frequência superior a esse valor. Os valores de seus componentes são: $R_9 = R_{10} = R_{11} = 100\text{K}\Omega$, $C_3 = 150\text{nF}$, $C_4 = 68\text{nF}$ e $C_5 = 10\text{nF}$.

A Figura 19 representa esquematicamente o estágio citado.

Figura 19 - Representação de um filtro ativo passa baixa do tipo Butterworth de três pólos genéricos

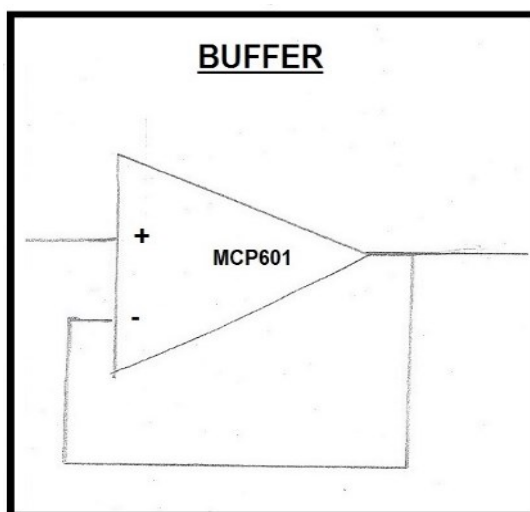


Fonte: Autoria própria.

2.2.4.7. Sétimo Estágio

O sétimo estágio é o seguidor de tensão, também conhecido como *buffer*. Devido a sua alta impedância de entrada e baixa impedância de saída, ele foi utilizado como reforçador de corrente (PERTENCE JUNIOR, 2015), garantindo que a corrente que chegue no próximo estágio seja suficiente para o sucesso da leitura do sinal. A Figura 20 representa esquematicamente o estágio citado.

Figura 20 - Representação de um seguidor de tensão (buffer)

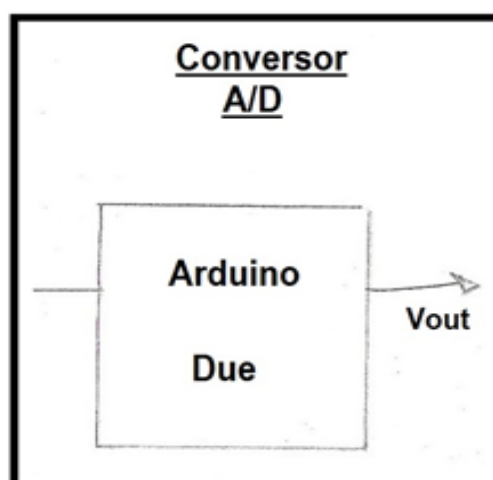


Fonte: Autoria própria.

2.2.4.8. Oitavo Estágio

O oitavo estágio é a placa micro controladora Arduino DUE. A Figura 16 foi chamada de conversor A/D para destacar a conversão do sinal analógico de origem encefálica, em sinal digital, o qual pode ser lido pelo computador e manipulado em vários softwares de análise de sinal. A Figura 21 representa esquematicamente o estágio citado.

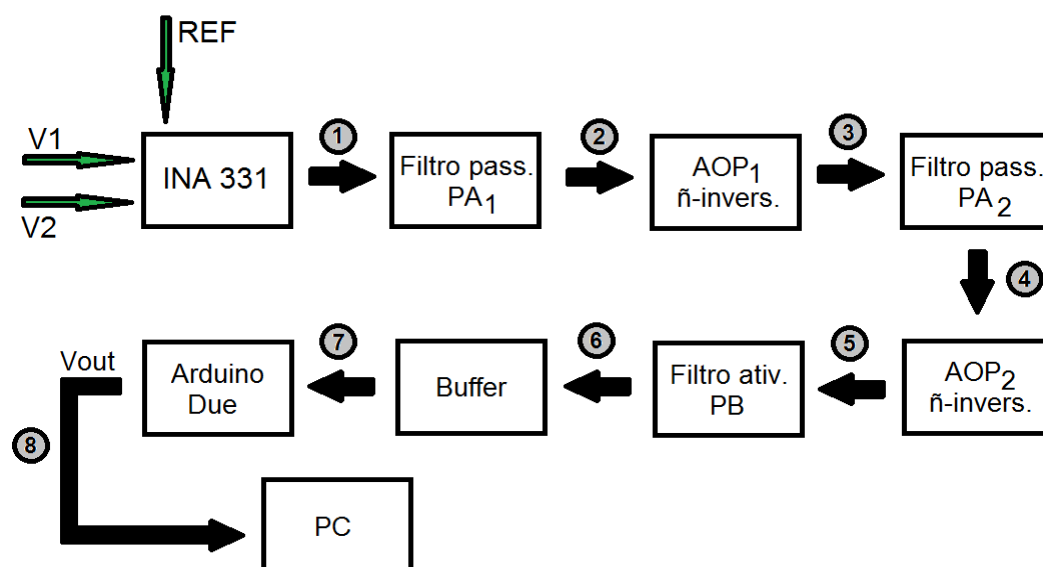
Figura 21 - Representação de uma placa micro controladora Arduino DUE com conversor A/D em destaque



Fonte: Autoria própria.

A seguir na Figura 22, está representado o esquema de blocos do projeto com os estágios sequenciados, assim o leitor é capaz de entender o passo-a-passo do sinal, permitindo compreender quais as mudanças, estágio a estágio, o sinal sofre.

Figura 22 - Diagrama de blocos esquemático do projeto



Fonte: Autoria própria.

- **V1:** Sinal coletado no eletrodo 1.
- **V2:** Sinal coletado no eletrodo 2.
- **REF:** Sinal coletado no eletrodo de referência.

Quando o sinal vindo dos eletrodos chega ao primeiro estágio, ele passa pelo primeiro processo de tratamento do sinal. Nesse momento, o sinal sofre alterações que para o presente projeto são de crucial importância para que não ocorra saturação no sinal. O estado de saturação de um amplificador é quando ele atinge na saída de tensão um valor constante, sendo que a partir desse ponto não é possível a variação de sua amplitude, logo ele chegou ao seu estado de saturação (PERTENCE JUNIOR, 2015).

No caso deste projeto, todos os AOPs utilizados são do tipo rail-to-rail, o que caracteriza que o nível de tensão de saturação é muito próximo do nível de tensão de alimentação dos mesmos. Devido a isso, no momento de projetar o protótipo, foi considerado que as interferências externas (artefatos), podem causar sinais indesejados os quais estão somados ao sinal de interesse.

Tais artefatos muitas das vezes podem causar uma análise equivocada do sinal, uma vez que a amplitude é bem maior do que a do próprio sinal de EEG. Apesar do equívoco provocado, os artefatos podem causar outros tipos de problemas. Os ganhos projetados para amplificar o sinal, amplificam o mesmo como um todo, ou seja, eles amplificam tanto o sinal de EEG quanto os artefatos.

Se o artefato presente possuir uma amplitude maior que a do sinal e receber um ganho que aumenta ainda mais essa amplitude, o AOP pode chegar ao seu estado de saturação, tornando a leitura impossível. Para que isso não ocorra, foi tomado a providência de escolher um amplificador de instrumentação que possua um alto CMRR.

Os sinais em modo comum (mesma amplitude, frequência e fase), que são captados em todos os eletrodos, são cancelados quando um deles entra na porta negativa do amplificador de instrumentação e o outro na porta positiva. O cancelamento deles é uma hipótese ideal, porém na prática uma pequena parcela ainda aparece na saída do amplificador.

Então, teoricamente, o que vemos basicamente em 1 é o sinal amplificado em dez vezes, com artefatos atenuados onde o sinal do EEG se sobressai e com toda banda de frequência do sinal original.

No segundo estágio, o sinal recebe sua primeira filtragem. No caso uma filtragem passiva que atenua todas as frequências abaixo de 0,16Hz. O que vemos em 2 é o mesmo sinal de 1 porém com atenuação nos sinais que possuem frequência abaixo de 0,16Hz.

No próximo estágio, o sinal recebe um novo ganho de cem vezes. Logo o que vemos em 3 é o sinal de 2 com uma amplitude de sinal cem vezes maior. O próximo estágio tem a mesma função do primeiro filtro passivo. Foi escolhido dois estágios para garantir uma melhor atenuação dos sinais de baixa frequência, os quais não estão possuem sinais de EEG.

Logo o que vemos em 4 é o sinal em 3 filtrado. No estágio seguinte temos a última fase de amplificação do sinal, porém de uma maneira um pouco diferente. Foi projetado uma chave seletora para que o sinal possa ser amplificado em três valores diferentes, que são: 50, 100 e 147,06. Nesse estágio o usuário do aparelho pode selecionar o ganho podendo amplificar mais ou menos o sinal. O que vemos em 5 é o sinal em 4 amplificado.

Os próximos estágios não modificam o sinal em sua amplitude ou frequência, o que temos é que em 7 temos um sinal que recebeu um ganho de corrente e em 8 o sinal convertido para digital.

O software foi desenvolvido na plataforma Microsoft Visual Studio 2015 e foi usado para mostrar, através de gráficos escalonados, o sinal coletado. O programa mostra simultaneamente o sinal de cada canal do EEG em seu respectivo gráfico, ou seja, no gráfico 1 ele apresenta o canal 1, no gráfico 2 ele apresenta o canal 2 e assim por diante. Assim que iniciamos a coleta, damos início à gravação daquele sinal.

Quando o comando “para” é executado, o programa encerra a coleta e salva a mesma em um diretório o qual é escolhido pelo usuário. Com isso, além do software nos possibilitar enxergar o sinal em tempo real ele também grava o mesmo em um formato genérico, para que seja estudado ou manipulado de uma outra maneira, por exemplo por algum software de tratamento de sinal. O formato padrão de gravação do sinal é o “.txt”.

O software foi desenvolvido utilizando a IDE (Integrated Development Environment) da Microsoft, o Visual Studio Community, utilizando a linguagem C-Sharp (C#). Nele tem-se uma interface visual para exibição dos sinais que são coletados via comunicação serial utilizando um micro controlador ATMEL SAM3X8E.

Para tanto foi utilizado três threads que são um artifício da programação que possibilita a execução de tarefas em paralelo para otimização dos scripts. Esse artifício nos permite visualizar o sinal em tempo real no monitor do computador.

Além da thread principal da aplicação, uma thread é a responsável por fazer a aquisição e armazenar os dados em um buffer circular, que é responsável por gerenciar os dados para que eles não sejam perdidos entre o processo de aquisição e plotagem e os mesmos sejam armazenados seguindo a lógica FIFO (First In, First Out) de pilhas, ou seja, o primeiro dado que entrar no buffer será o primeiro dado a sair, garantindo assim que os dados estarão ordenados conforme o fluxo da aquisição.

A outra Thread é responsável pela exibição dos dados na interface do usuário, na qual a mesma acessa o buffer circular utilizado na thread de aquisição para buscar os dados armazenados e desenha-los na interface do usuário de maneira ordenada.

Como temos dois processos paralelos acessando o mesmo endereço de memória para buscar os dados armazenados, que é o buffer circular, foi necessário utilizar outro artifício de programação que é a técnica de exclusão mútua, conhecida como mutex. Com ela é possível que dois processos simultâneos compartilhem um

recurso, que no caso do software desenvolvido é o buffer circular, pois tem-se o armazenamento dos dados no buffer circular pela thread de aquisição e a leitura dos dados armazenados no buffer circular pela thread de plotagem dos dados.

Para garantir que os dados de cada canal fossem devidamente lidos e plotados, cada qual com seu respectivo gráfico, foi necessário o envio de dados por pacotes. Ou seja, cada entrada de sinal analógico enviava o valor do sinal lido e junto com ele era enviado um identificador, que era específico para cada canal.

Esse identificador funciona como um endereço de remetente. Quando o dado chega no software desenvolvido, o mesmo é lido pela thread de aquisição e separado de acordo com o remetente, que nos informará de qual canal é aquele valor, permitindo, assim, que o software discrimine cada valor para seu respectivo canal, impedindo que haja uma falha de alocação de valores e consequentemente um erro na plotagem.

Além disso, o software também conta com um sistema que permite o armazenamento dos dados coletados para posterior análise em qualquer software estatístico ou matemático. O armazenamento é feito durante toda a coleta e os valores são salvos em um arquivo em formato de texto (.txt) juntamente com a data e a hora do início da coleta e o fim da mesma. Para tanto é sugerido que o usuário selecione a pasta e o nome do arquivo antes da coleta.

3. Resultados

Nesse capítulo será apresentado os resultados obtidos em face com os objetivos propostos por esse trabalho.

3.1 O Software

Um dos objetivos principais era o desenvolvimento de um software capaz de ler, interpretar, plotar em forma de gráfico, gravar e armazenar o sinal do hardware, tudo isso acontecendo em tempo real, o qual foi alcançado com sucesso.

Com uma interface simples e de fácil compreensão, o software proporciona ao usuário uma ferramenta ideal para se analisar as ondas do sinal de EEG provindo do equipamento.

A Figura 23 mostra a primeira tela do software.

Figura 23 - Primeira tela do software



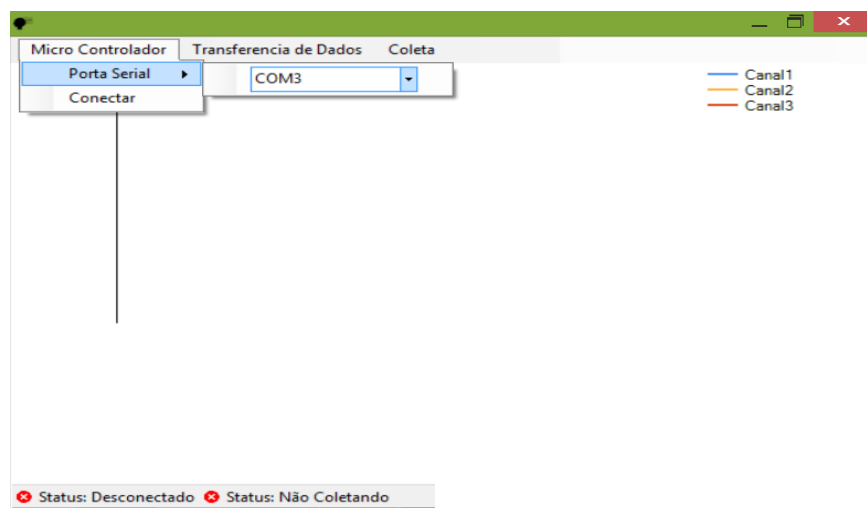
Fonte: Autoria própria.

Começando pelo canto inferior esquerdo, temos duas notificações as quais mostra ao usuário o estado de conexão do hardware e o software.

A primeira notificação mostra o status de conexão entre a placa micro controladora Arduino e o computador (PC), por meio da escolha de porta “COM” mostrada na Figura Y e selecionando “Conectar”.

A segunda notificação é para mostrar se o software está coletando os sinais da placa, quando o usuário opta por começar a transmissão de informação, como mostrado na Figura 24.

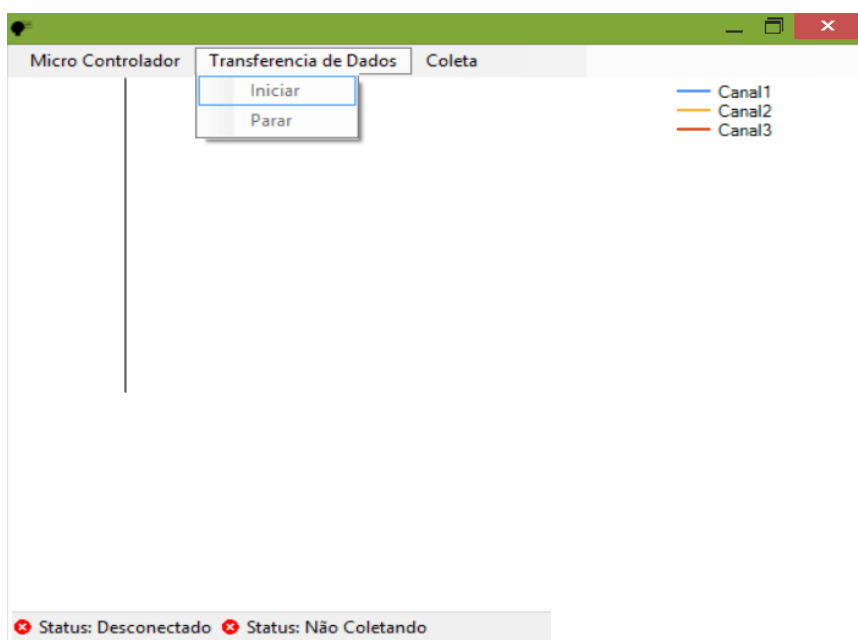
Figura 24 - Segunda tela do software



Fonte: Autoria própria.

Para que o usuário comece uma coleta, é necessário escolher a porta em que o Arduino esteja conectado.

O primeiro passo é clicar no botão "Micro Controlador" e escolher a opção "Porta Serial". Nesse momento, uma nova janela lateral é aberta e assim pode-se escolher a porta de conexão. Escolhida a porta, é só apertar o botão "Conectar" para estabelecer a comunicação. O status de conexão fica verde.

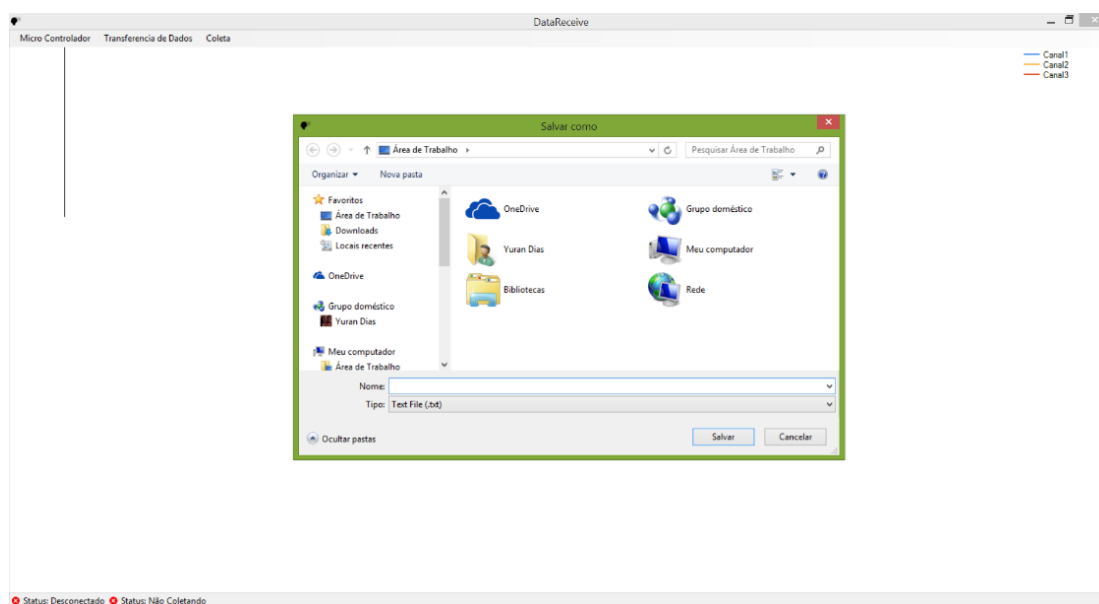
Figura 25 - Terceira tela do software

Fonte: Autoria própria.

Após estabelecer a comunicação, o usuário pode dar início à sua coleta. Apertando o botão "Transferência de dados" e depois apertando "Iniciar". O status de coleta fica verde. Nesse momento os três gráficos aparecem na tela mostrando o sinal em tempo real dos três canais do equipamento de EEG.

Para para a coleta, o usuário deve clicar no botão "Parar". Se o usuário desconectar o cabo USB ou desligar o software sem parar a coleta, o sinal coletado não será salvo.

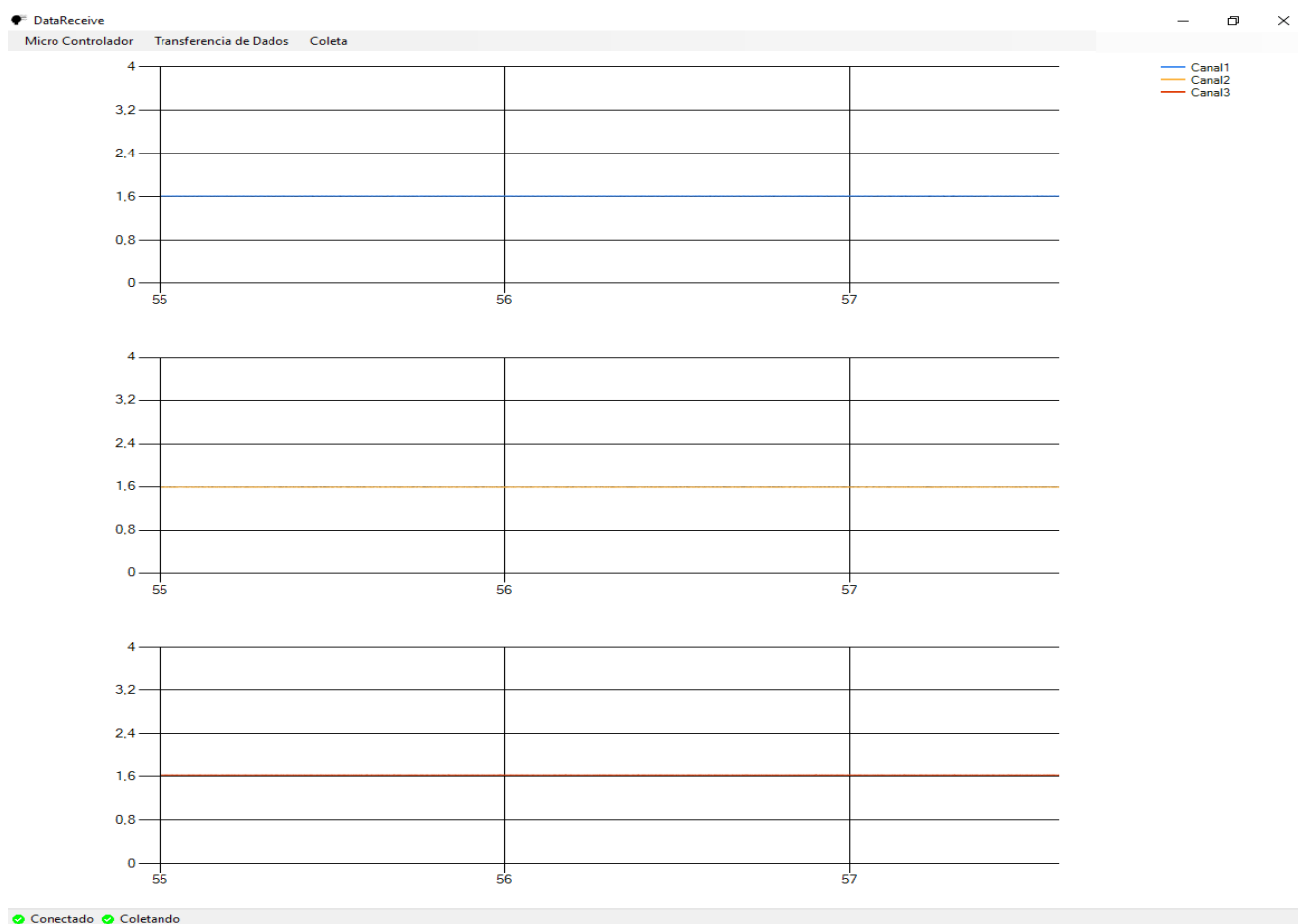
A Figura 26 mostra outra função que o software possui, a de troca de local de salvamento do arquivo coletado.

Figura 26 - Quarta tela do software

Fonte: Autoria própria.

Apertando o botão “Coleta”, o usuário pode mudar o diretório de coleta para salvamento do arquivo gerado. Se o usuário não determinar, o programa já possui em seu código um diretório padrão de salvamento, garantindo que o arquivo não seja perdido. Além da escolha do diretório, um nome pode ser escolhido para aquela coleta específica. Do mesmo jeito, se o usuário não nomear, um nome padrão já está programado para ser colocado. Os testes do software foram feitos com potenciômetros, os quais simularam os sinais provindos da placa Arduino. As Figuras 27 e 28 mostram os canais em momento de coleta. Figura 27, os potenciômetros estão posicionados na região de referência, em aproximadamente 1,65V.

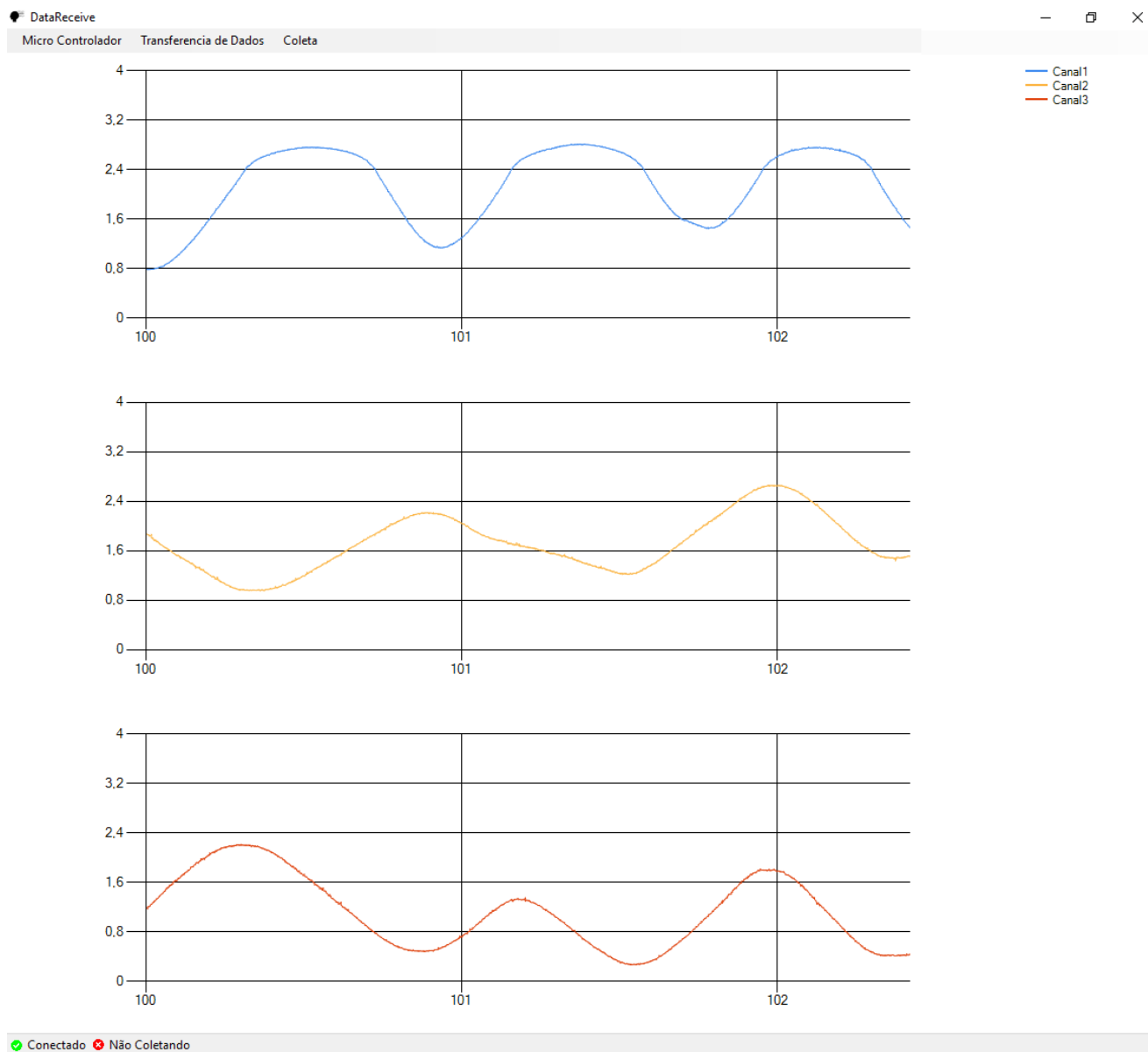
Figura 27 - Primeira tela. Teste com potenciômetro



Fonte: Autoria própria.

Na tentativa de simular a variabilidade dos sinais de um EEG, os três potenciômetros foram movimentados, alterando sua resistência interna e apresentando no gráfico alterações em seus valores. A Figura 28 ilustra o fato.

Figura 28 - Primeira tela. Teste com potenciômetro alternando os valores de resistência interna



Fonte: Autoria própria.

No canto superior direito, existe uma legenda que mostra para o usuário qual cor corresponde a cada canal de coleta. Além disso, o canal 1 é posto em primeiro lugar de cima para baixo e os demais seguindo a ordem. Isso faz com que aumente ainda mais o potencial entendimento do software. No geral, em relação ao software, pode-se dizer que o objetivo foi alcançado.

3.2 O Hardware

Em se tratando do hardware, não foi possível coletar sinal da região occipital da cabeça devido a alguns fatores que serão abordados a seguir. Em primeiro lugar, alguns conhecimentos devem ser lembrados antes de começar a explicação das possíveis falhas do projeto.

O amplificador de instrumentação é um dispositivo eletrônico de estrutura extremamente pequena, de difícil manipulação e de fácil avaria. O INA331 é um amplificador que possui limites de temperaturas, as quais devem ser respeitadas no momento da solda. Um grande problema é a distância entre os seus terminais, que é bastante pequena e dificulta a soldagem do componente na placa. Todos esses fatores contribuem para que o dispositivo sofra algum dano no momento de sua instalação.

Outro ponto é sobre a confecção da placa (soldagem dos componentes), a qual foi feita por uma empresa, impossibilitando saber se o estado dos componentes, antes testados e garantido seu funcionamento, permaneceu inalterado após sua soldagem da placa. Foi feito o teste em todos os componentes com a placa montada, e algumas avarias foram encontradas.

Após o teste do circuito completo com eletrodos conectados segundo o manual do sistema 10/20 utilizado como referência, foi percebido que o sinal plotado no software não condizia com a literatura estudada sobre os sinais de EEG. A Figura 29 e a Figura 30, mostram como os eletrodos foram colocados.

Figura 29 - Visão lateral da colocação dos eletrodos



Fonte: Autoria própria.

Figura 30 - Visão posterior da colocação dos eletrodos



Fonte: Autoria própria.

O sinal lido na saída do circuito estava repleto de artefatos, sendo o mais presente o ruído de 60Hz. O canal 2 não apresentou artefatos, porém foi observado que estava saturando em +3,3V, ou seja, o sinal ultrapassou o limite de alimentação do circuito. O ganho variado do quinto estágio apresentou defeitos, não cumprindo com a sua função de alternar o ganho com a seleção das chaves, isso para os três canais.

Diante do ocorrido, uma série de testes foi feita para tentar encontrar em qual parte do circuito o erro estava presente. Foi utilizado para os testes os seguintes equipamentos: gerador de função digital, osciloscópio digital, fonte simétrica DC e multímetro. Os equipamentos possuíam algumas limitações, as quais prejudicaram ou impossibilitaram testes em determinados estágios do circuito.

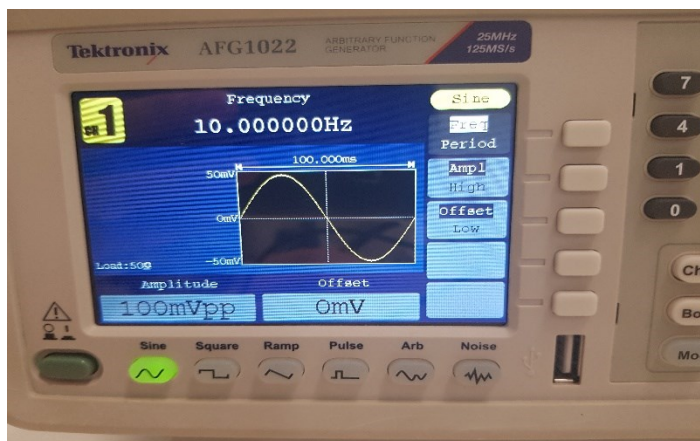
Os estágios de amplificadores foram feitos com a menor amplitude disponível no gerador de função que era de 1mVpp. Foi aplicado na entrada do terceiro estágio esse sinal, com uma frequência de 30Hz.

Teoricamente, o sinal recebeu um ganho de 101 vezes, resultando em uma saída saturada. Mesmo que o ruído atrapalhasse a visualização do sinal, foi observado um ganho, atestando que a função do amplificador estava sendo feita. No quinto estágio, segunda amplificação do sinal, não foi possível testar. Os botões utilizados para a escolha do ganho não funcionaram devidamente como o projetado. Sendo assim, nesse estágio não foi possível realizar testes com sinais gerados.

Foi analisado o primeiro estágio do circuito, o INA331. Foi aplicado em sua entrada positiva um sinal de 300mVpp e na sua entrada negativa 100mVpp. Logo, na saída deveríamos enxergar a diferença dos sinais com um ganho de dez vezes. Porém não foi o observado na saída do AOP de instrumentação. Foi observado um sinal ruidoso, oscilando em torno de 1,6V, porém com uma amplitude ainda na casa dos milivolts. O mesmo fato ocorreu para os outros dois INA331.

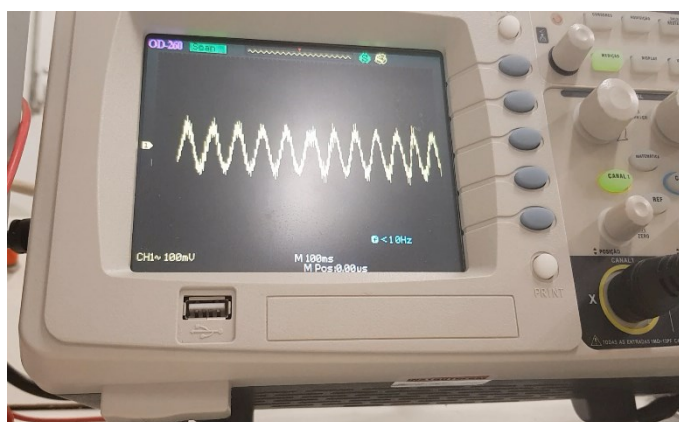
Foi analisado o filtro passa-baixa, sexto estágio, com um sinal de 100mVpp gerado pelo gerador de função. Inicialmente foi colocado 10 Hz (teste 1), o sinal não foi atenuado, como esperado. A Figura 31 e 32 mostram os parâmetros utilizados e a saída do filtro, respectivamente.

Figura 31 - Tela do gerador de função. Parâmetros de teste 1



Fonte: Autoria própria.

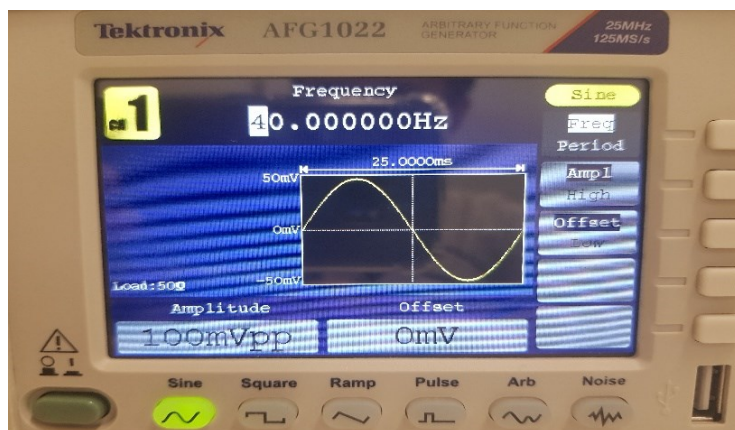
Figura 32 - Tela do osciloscópio. Resultados do teste 1



Fonte: Autoria própria.

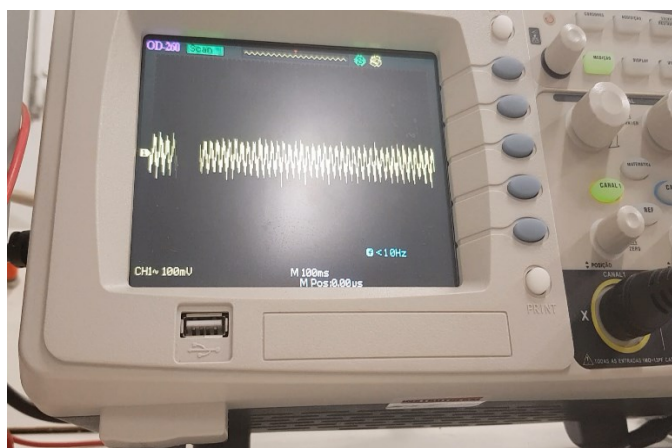
O segundo teste (teste 2), foi regular a frequência do sinal para 40Hz, a qual é a f_c do filtro. Logo, obtivemos os resultados mostrado nas Figuras 33 e 34.

Figura 33 - Tela do gerador de função. Parâmetros de teste 2



Fonte: Autoria própria.

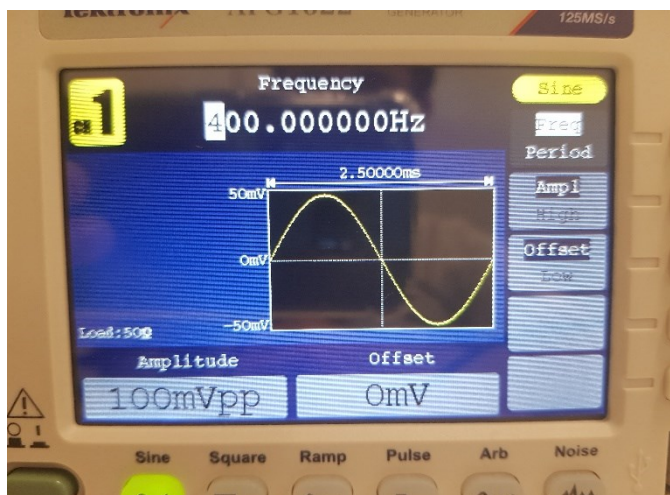
Figura 34 - Tela do osciloscópio. Resultados do teste 2



Fonte: Autoria própria.

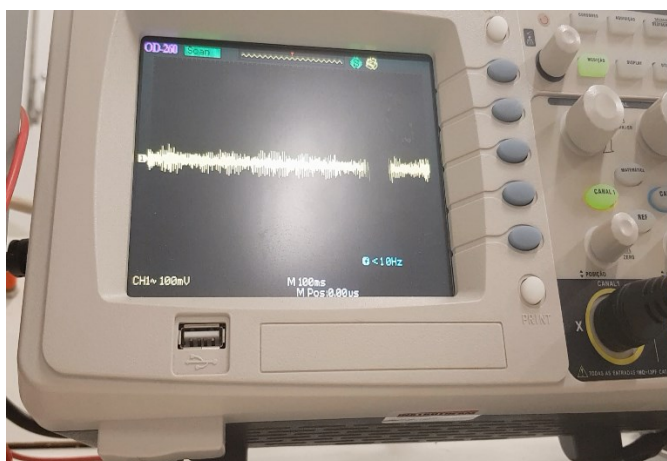
Podemos observar que houve uma pequena atenuação no sinal, algo que é esperado devido à característica da curva de bode do filtro Butterworth. Em seguida, ocorreu mais um fator que comprovou o correto funcionamento do filtro. Para finalizar, foi ajustado o sinal para a frequência de 400Hz (teste 3), dez décadas acima da f_c . Teoricamente, a cada década o sinal sofre uma atenuação de -60dB (PERTENCE JUNIOR, 2015), algo que podemos observar nas Figuras 35 e 36 abaixo.

Figura 35 - Tela do gerador de função. Parâmetros de teste 3



Fonte: Autoria própria.

Figura 36 - Tela do osciloscópio. Resultados do teste 3



Fonte: Autoria própria.

Para finalizar a bateria de testes, colocamos um sinal de 100mVpp na entrada do oitavo estágio, o buffer, e conseguimos observar que na saída o sinal estava sem alterações.

4. Discussão

Neste capítulo serão apresentadas algumas alternativas, explicações e sugestões para possíveis trabalhos futuros.

4.1 O Software

Comparando o resultado obtido no software com o propósito inicial, pode-se dizer que o objetivo foi alcançado, executando as funções de maneira perfeita, com uma interface simples e amigável.

Algumas atualizações podem ser sugeridas, como por exemplo programar um filtro para eliminar ruídos ou ainda mais, filtrar as ondas intrínsecas do EEG como as ondas alfa e beta.

Outro ponto que poderia ser implementado, é o carregamento do arquivo salvo e a sua mostra na tela do PC. Falhas e anomalias não foram observadas, comprovando que o código foi bem escrito e seguiu uma lógica correta. Talvez uma possível otimização, afim de tornar o programa mais leve, pode ser implementada também.

4.2 O Hardware

Já se tratando da placa de EEG, algumas sugestões podem ser ditas com clareza após a sequência de testes realizada. A principal sugestão para os próximos trabalhos é a necessidade de se ter em mãos todos os equipamentos necessários para a soldagem dos componentes na placa. Com isso, o engenheiro projetista tem o poder da manipulação correta dos componentes eletrônicos, sendo assim, se algo ocorrer de estranho no sinal, será mais fácil de encontrar o erro e saná-lo de forma mais ligeira.

Em se tratando dos amplificadores, a saturação observada no terceiro estágio foi ocasionada por artefatos originários do gerador de função, pois anteriormente foi medida a saída do gerador no osciloscópio e foi observado que quanto menor a amplitude, mais ruído estava presente no sinal.

Em relação ao segundo estágio de amplificação, quinto estágio do circuito, o teste feito para esse caso, foi utilizando o multímetro na função de continuidade e que

por meio dele conseguimos perceber curtos-circuitos entre a trilha que saía do MCP601 com o terra, algo que não deveria acontecer. Conclui-se que o botão estava com defeito de fábrica ou sofreu alguma avaria no momento de sua soldagem na placa.

Para o estágio de filtragem passiva, pode-se abstrair que uma boa opção é analisar melhor os filtros passivos em relação à sua resposta em frequência, pois os mesmos não apresentaram uma filtragem satisfatória. Isso pode ter sido ocasionado devido à baixa frequência de corte programada. Analisar a sequência dos estágios e uma possível alteração nos filtros passivos, ou a substituição por algum outro modelo pode ser considerada para o caso.

Para o estágio de filtragem ativa, os testes comprovam seu funcionamento coerente e satisfatório. O tipo de filtro Butterworth correspondeu muito bem com o esperado e executou seu papel, resultando em um sinal filtrado de acordo com a f_c de corte programada.

5. CONCLUSÕES

Com esse trabalho podemos concluir que o engenheiro com o intuito de desenvolver um equipamento de EEG, deve-se primeiramente ter em mente qual as características do seu sinal alvo o qual ele vai extrair as informações necessárias para utilizar como fonte de comando. Com isso ele consegue dar início aos cálculos do projeto, filtros e amplificadores, pois as amplitudes e frequências estão determinadas.

Dentre os equipamentos captadores de sinais biomédicos, o EEG é um dos mais difíceis de ser construído devido à baixa amplitude do sinal a ser coletado. Altos ganhos estão sujeitos a altas interferências e conseqüentemente a possíveis saturações.

Como sugerido anteriormente, um outro ponto positivo na questão de não terceirizar a soldagem dos componentes, é que o teste por estágios pode ser feito com maior precisão, ou seja, o projetista pode soldar o primeiro estágio e testá-lo, assim será possível ver defeitos antes de terminar as soldas, garantindo o processo por inteiro.

Outra sugestão é não utilizar o mesmo tipo de botão utilizado, além de ser muito frágil ele é bastante simples e feito de material de baixa qualidade. Todos esses fatores podem ter sido causadores da falha do estágio. Procurar uma outra solução para o ganho alternado é uma melhor opção.

Algo que se pode pensar também é na reestruturação dos filtros ativos. Talvez a separação em dois estágios de filtragem ativa é interessante, podendo garantir ainda mais o janelamento do sinal desejado.

Uma sugestão seria adicionar um filtro ativo passa alta, para eliminar sinais de baixa frequência, porém um estudo mais aprofundado em relação à sua curva de bode deve ser feito, analisando os efeitos que isso poderia ocasionar.

A dificuldade na simulação de um sinal biomédico de baixa amplitude como o EEG também foi um grande limitador dos testes. Com o acesso a um gerador de função de sinais de baixas amplitudes e de boa qualidade, poderia ser feito testes com sinais artificiais gerados com as mesmas características do EEG convencional.

Não distante do gerador, também seria necessário um osciloscópio com fundo de escala que abrangesse essa faixa de amplitude também. Assim os sinais não seriam saturados tão facilmente, facilitando o teste em geral.

O desenvolvimento de uma placa EEG tem seus desafios, possui um grau de dificuldade elevado em sua confecção, porém se o projeto estiver bem feito, os componentes forem de boa qualidade e não houver avarias no momento de soldagem, é possível de ser feito e utilizado como fonte captadora de sinais encefálicos.

6. REFERÊNCIAS

BOYLESTAD, R. L. **Introdução à análise de circuitos elétricos**. Tradução de José Lucimar do Nascimento. 10ª. ed. v. 10. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2012.

BRONZINO, J. D. (Ed.). **Medical devices and systems**. Boca Raton, Flórida: CRC, 2006.

DS21314G. Microchip Technology Inc. **MCP601/1R/2/3/4**. 2007.

MANAL, K.; ROSE, W. A general solution for the time delay introduced by a low-pass Butterworth digital filter: An application to musculoskeletal modeling. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 3, p. 678-681, 2007.

MALVINO, A. P.; BATES, D. J. **Eletrônica**. 8ª. ed. v. 2. São Paulo: McGrawHill do Brasil, 2016.

10/20 System Positioning Manual. **Trans Cranial Technologies** Ltd, 2410 Fortis Tower, 77-79 Gloucester Road, Wanchai, Hong Kong. v. 1.0. 2012.

NELSON, D. L.; COX, M. M. **Lehninger: princípios de bioquímica**. v.3. São Paulo: Sarvier, 2002.

PERTENCE JUNIOR, A. **Amplificadores operacionais e filtros ativos-8**. Porto Alegre: Bookman, 2015.

PIVETTA, M. Na raiz do Alzheimer. **Revista Pesquisa Fapesp**. São Paulo, n.153, p. 16-21, nov. 2008. Disponível em:<<http://revistapesquisa.fapesp.br/2008/11/01/na-raiz-do-alzheimer/>>. Acesso: 25 out. 2017.

RIYAH, Pouria. A steady-state visual evoked potential brain-computer interface system evaluation as an in-vehicle warning device. 2014. Tese (Doutorado) - The George Washington University, 2014.

SABBATINI, R. M. E. Mapeando o cérebro. **Revista Cérebro & Mente**, ago./set. 1997. Disponível em:<http://www.cerebromente.org.br/n03/tecnologia/eeg_p.htm>. Acesso: 25 out. 2017.

SBOS215C. **INA331**. INA2331. December 2001, revised april 2005. Texas Instruments, 2015.

TAVARES, M. C. **EEG e potenciais evocados: uma introdução**. Pelotas, RS: Contronic Sistemas Automáticos, c2011. p. 1-13. Disponível em:<<http://www.contronic.com.br/artigo/EEG-e-Potenciais-Evocados-Uma-Introducao.pdf>>. Acesso em: 25 out. 2017.

WEBSTER, J. **Medical instrumentation: application and design**. Nova Jersey: John Wiley, 2009.

WOLPAW, J. R. Brain–computer interfaces as new brain output pathways. **The Journal of Physiology**, v. 579, n. 3, p. 613-619, 2007.

RIYABI, Pouria. **A Steady-State Visual Evoked Potential Brain-Computer Interface System Evaluation as an In-Vehicle Warning Device**. 2014. Tese de Doutorado. The George Washington University.

ANEXOS

Cálculos matemáticos utilizados no trabalho:

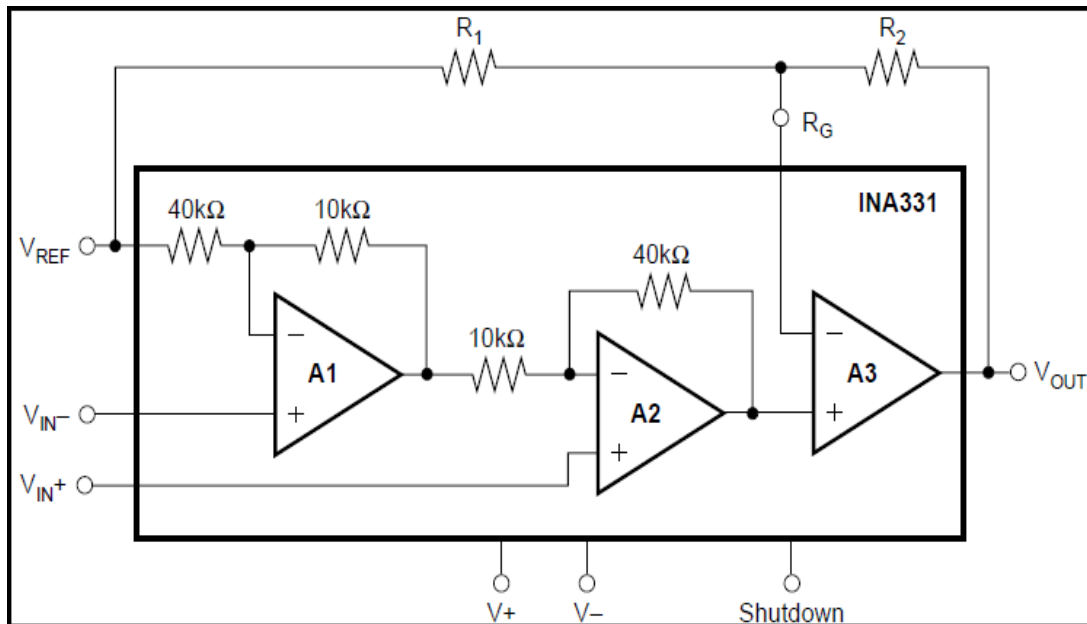
1. Cálculo do ganho do amplificador de instrumentação (Datasheet INA331, 2015).

$$G = 5 + (5R_2/R_1)$$

$$R_2 = R_1 = 100K\Omega$$

$$G = 5 + (5 * 1)$$

$$G = 10$$



2. Cálculo dos filtros passivos passa-baixa (MALVINO, 2016).

$$fc = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$fc = \frac{1}{2\pi * 10^6 * 10^{-6}}$$

$$fc \cong 0,16Hz$$

3. Cálculo do ganho dos amplificadores operacionais (MALVINO, 2016).

1º amplificador

$$Av = \frac{V_o}{V_i} = 1 + \frac{R_2}{R_3}$$

$$Av = 1 + \frac{100K}{1K}$$

$$Av = 1 + 100$$

$$Av = 101$$

2º amplificador

$$Av_1 = \frac{V_o}{V_i} = 1 + \frac{R_2}{R_3}$$

$$Av_1 = 1 + \frac{100K}{1K}$$

$$Av_1 = 101K$$

$$Av_2 = \frac{V_o}{V_i} = 1 + \frac{R_2}{R_3}$$

$$Av_2 = 1 + \frac{100K}{2K}$$

$$Av_2 = 50,5K$$

$$Av_3 = \frac{V_o}{V_i} = 1 + \frac{R_2}{R_3}$$

$$Av_3 = 1 + \frac{100K}{680}$$

$$Av_3 = 148,1K$$

4. Cálculo do filtro ativo passa-baixa utilizando a Tabela 1:

Tabela 1 - Valor de unidade de ganho do capacitor

UNITY-GAIN NETWORK CAPACITOR VALUES IN FARADS						
Poles	BUTTERWORTH			BESSEL		
	C ₁	C ₂	C ₃	C ₁	C ₂	C ₃
2	1.414	0.707		0.907	0.680	
3	3.546	1.392	0.202	1.423	0.988	0.254
4	1.082	0.924		0.735	0.675	
	2.613	0.383		1.012	0.390	
5	1.753	1.354	0.421	1.009	0.871	0.309
	3.235	0.309		1.041	0.310	
6	1.035	0.966		0.635	0.610	
	1.414	0.707		0.723	0.484	
	3.863	0.259		1.073	0.256	
7	1.531	1.336	0.488	0.853	0.779	0.303
	1.604	0.624		0.725	0.415	
	4.493	0.223		1.098	0.216	
8	1.091	0.981		0.567	0.554	
	1.202	0.831		0.609	0.486	
	1.800	0.556		0.726	0.359	
	5.125	0.195		1.116	0.186	

$$C_1 = 3,546$$

$$C_2 = 1,392$$

$$C_3 = 0,202$$

$$R_1 = R_2 = R_3 = 100K$$

$$fc = 40Hz$$

$$C'_1 = \frac{3,546}{2\pi * 40} = 14,11 * 10^{-3}$$

$$C'_2 = \frac{1,392}{2\pi * 40} = 5,54 * 10^{-3}$$

$$C'_3 = \frac{0,202}{2\pi * 40} = 0,8037 * 10^{-3}$$

$$C_1 = \frac{C_1}{100K} \cong 150nF$$

$$C_2 = \frac{C_2}{100K} \cong 56nF$$

$$C_3 = \frac{C_3}{100K} \cong 10nF$$