UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE TECNOLOGIA
CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

VICTOR LOPES GABRIEL

DESENVOLVIMENTO DE UM TRANSDUTOR DE BAIXO CUSTO PARA ELETROENCEFALOGRAFIA

CURITIBA

2019

VICTOR LOPES GABRIEL

DESENVOLVIMENTO DE UM TRANSDUTOR DE BAIXO CUSTO PARA ELETROENCEFALOGRAFIA

Trabalho apresentado como requisito parcial para a obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica no curso de Engenhaira Elétrica, Setor de Tecnologia da Universidade Federal do Paraná.

Orientador: Professor Dr. Marlio J. do C. Bonfim

CURITIBA

2019

Victor Lopes Gabriel
Desenvolvimento de um transdutor de baixo custo para Eletroencefalografia/ Victor Lopes Gabriel. – Curitiba, 2019-
60 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Professor Dr. Marlio J. do C. Bonfim

Monografia – Universidade Federal do Paraná, 2019.

1. Eletroencefalograma. Bio-sinais. Amplificador de Instrumentação.
I. Orientador: Professor Dr. Marlio J. do C. Bonfim.
II. Universidade Federal do Paraná
III.
IV. Desenvolvimento de um transdutor de baixo custo para Eletroencefalografia

CDU 02:141:005.7

TERMO DE APROVAÇÃO

VICTOR LOPES GABRIEL

DESENVOLVIMENTO DE UM TRANSDUTOR DE BAIXO CUSTO PARA ELETROENCEFALOGRAFIA

Trabalho apresentado como requisito parcial para a obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica no curso de Engenhaira Elétrica, Setor de Tecnologia da Universidade Federal do Paraná, pela seguinte banca examinadora:

Professor Dr. Marlio J. do C. Bonfim
Orientador

Professor Dr. Gustavo Henrique da Costa Oliveira
UFPR

Professor Dr. Gideon Villar Leandro
UFPR

Curitiba, 06 de Dezembro de 2019.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por ter me concedido a sabedoria e o discernimento para desenvolver esse trabalho. Agradeço também meus pais, Angeline e Jorleidan, pelo apoio incondicional nessa jornada chamada faculdade.

Agradeço a todos os professores que participaram direta e indiretamente de minha formação, e em especial aos professores Lolis, James e Lima que me orientaram nas diferentes empreitadas que trilhei nesses anos.

Agraço ao professor Dr. Marlio por todo o suporte e pelo enorme conhecimento e experiência que transferiu à mim ao longo desse semestre para o desenvolvimento deste trabalho. Agradeço também ao técnico Lécio e ao professor Bruno pelas instruções que me concederam em nossa convivência no laboratório.

Por fim agradeço a todos os meus familiares e amigos que estiveram presentes durante minha formação.

”Portanto vos digo: não andeis preocupados com a vossa vida, pelo que haveis de comer; nem com o vosso corpo, pelo que haveis de vestir. A vida vale mais do que o sustento e o corpo mais do que as vestes. Considerai os corvos: eles não semeiam, nem ceifam, nem têm despensa, nem celeiro; entretanto, Deus os sustenta. Quanto mais valeis vós do que eles? Mas qual de vós, por mais que se preocupe, pode acrescentar um só côvado à duração de sua vida? Se vós, pois, não podeis fazer nem as mínimas coisas, por que estais preocupados com as outras? Considerai os lírios, como crescem; não fiam, nem tecem. Contudo, digo-vos: nem Salomão em toda a sua glória jamais se vestiu como um deles. Se Deus, portanto, veste assim a erva que hoje está no campo e amanhã se lança ao fogo, quanto mais a vós, homens de fé pequenina! Não vos inquieteis com o que haveis de comer ou beber; e não andeis com vãs preocupações. Porque os homens do mundo é que se preocupam com todas estas coisas. Mas vosso Pai bem sabe que precisais de tudo isso. Buscai antes o Reino de Deus e a sua justiça e todas estas coisas vos serão dadas por acréscimo.”

(Bíblia Sagrada, Lucas 12, 22-31)

RESUMO

O funcionamento do cérebro humano é algo que fascina e intriga qualquer pessoa pela sua simples complexidade. Pequenas e repetidas células unitárias são capazes de armazenar, processar e transmitir informações, funcionando como um perfeito computador biológico. Para entender melhor esse funcionamento, diversas técnicas foram desenvolvidas ao longo dos anos sendo uma das mais difundidas o eletroencefalograma. Por ter um custo elevado, as aplicações desse equipamento se veem limitadas principalmente à medicina diagnóstica. Da percepção do potencial dessa tecnologia em outras áreas é que surge o tema do presente trabalho, o desenvolvimento de um aparelho de baixo custo capaz de adquirir os sinais gerados pelo encéfalo. Primeiro serão apresentados conceitos básicos necessários ao entendimento do assunto, em seguida serão demonstradas as técnicas e metodologias utilizadas e por fim serão debatidos os resultados obtidos.

Palavras-chaves: Eletroencefalograma. Bio-sinais. Amplificador de Instrumentação.

ABSTRACT

The functioning of the human brain is something that fascinates and intrigues anyone for its simple complexity. Small and repeated unit cells are capable of storing, processing and transmitting information, functioning as a perfect biological computer. To better understand this functioning, several techniques have been developed over the years and one of the most widespread is the electroencephalogram. Due to its high cost, the applications of this equipment are mainly limited to diagnostic medicine. From the perception of the potential of this technology in other areas that emerges the theme of the present work, the development of a low cost device capable of acquiring the signals generated by the brain. First it will be presented basic concepts necessary to the understanding of the subject, then it will be demonstrated the techniques and methodologies used and finally it will be debated the results obtained.

Key-words: Electroencephalogram. Biosignal. Instrumentation Amplifier

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 – TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR EMISSÃO DE PÓSITRONS DO ENCÉFALO HUMANO REALIZANDO DIFERENTES ATIVIDADES 18
FIGURA 2 – LOCALIZAÇÃO DAS FUNÇÕES DO CÉREBRO HUMANO MAPEADAS POR TÉCNICAS DE IMAGEM FUNCIONAL 18
FIGURA 3 – POSIÇÃO E ORIENTAÇÃO DO ENCÉFALO NA CAIXA CRANIANA 19
FIGURA 4 – CONCENTRAÇÕES IÔNICAS INTRA E EXTRA-CELULARES EM UMA MEMBRANA NEURAL E DISPOSIÇÃO DAS BOMBAS DE SÓDIO-POTÁSSIO 20
FIGURA 5 – CARACTERíSTICAS DO EEG PARA VÁRIOS COMPORTAMENTOS HUMANOS 21
FIGURA 6 – SIMBOLOGIA DO AMPLIFICADOR OPERACIONAL 22
FIGURA 7 – ESQUEMÁTICO DE UM AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO 23
FIGURA 8 – AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO DESENVOLVIDO NO LAMMI 24
FIGURA 9 – ESQUEMÁTICO DO AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO DESENVOLVIDO 24
FIGURA 10 – ESQUEMÁTICO DO PROCESSAMENTO DIGITAL DE UM SINAL 25
FIGURA 11 – ESPECTRO DO RUíDO FLICKER PARA UM TRANSISTOR MOS 26
FIGURA 12 – SOLUÇÕES PARA A TENSÃO DE *OFFSET* 27
FIGURA 13 – EXEMPLO DO EFEITO DE *ALIASING* 27
FIGURA 14 – AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO DESENVOLVIDO NO LAMMI 29
FIGURA 15 – CARACTERíSTICAS DO AMPLIFICADOR UTILIZADO COMO BASE 29
FIGURA 16 – ESQUEMÁTICO DO AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO DESENVOLVIDO 30
FIGURA 17 – ESQUEMÁTICO DE SIMULAÇÃO PARA O MODO DIFERENCIAL 32
FIGURA 18 – ESQUEMÁTICO DE SIMULAÇÃO PARA O MODO COMUM . . . 32
FIGURA 19 – EIXOS DE MOVIMENTO DO EQUIPAMENTO UTILIZADO 34
FIGURA 20 – FERRAMENTAS DISPONíVEIS PARA USO NO EQUIPAMENTO 35
FIGURA 21 – ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DESENVOLVIDO COM DESTAQUE PARA AS TENSÕES A SEREM AFERIDAS 36
FIGURA 22 – ESQUEMA DE TESTES PARA O MODO COMUM 37
FIGURA 23 – ESQUEMA DE TESTES PARA O MODO DIFERENCIAL 37

FIGURA 24 – LAYOUT DESENVOLVIDO PARA A PLACA DE AQUISIÇÃO . . . 39
FIGURA 25 – VISTA SUPERIOR DA SIMULAÇÃO TRIDIMENSIONAL DO LAYOUT DESENVOLVIDO PARA A PLACA DE AQUISIÇÃO 40
FIGURA 26 – VISTA SUPERIOR DA PLACA DE AQUISIÇÃO CONFECCIONADA 40
FIGURA 27 – VISTA INFERIOR DA PLACA DE AQUISIÇÃO CONFECCIONADA 41
FIGURA 28 – LAYOUT DESENVOLVIDO PARA A PLACA DO TIPO *SHIELD* . . 41
FIGURA 29 – VISTA SUPERIOR DA SIMULAÇÃO TRIDIMENSIONAL DO LAYOUT DESENVOLVIDO PARA A PLACA DO TIPO *SHIELD* 42
FIGURA 30 – VISTA SUPERIOR DA PLACA DO TIPO *SHIELD* CONFECCIONADA 42
FIGURA 31 – VISTA INFERIOR DA PLACA DO TIPO *SHIELD* CONFECCIONADA 43
FIGURA 32 – ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DESENVOLVIDO COM DESTAQUE PARA AS TENSÕES A SEREM AFERIDAS 44
FIGURA 33 – VALORES ESPERADOS E OBTIDOS DAS TENSÕES DE POLARIZAÇÃO DO CIRCUITO 45
FIGURA 34 – RESPOSTA EM FREQUÊNCIA DO CIRCUITO PARA O MODO DIFERENCIAL 46
FIGURA 35 – RESPOSTA EM FREQUÊNCIA DO CIRCUITO PARA O MODO COMUM 46
FIGURA 36 – RESPOSTA EM FREQUÊNCIA DO CMRR DO CIRCUITO 47
FIGURA 37 – SINAL DE UMA AQUISIÇÃO ELETROMIOGRÁFICA E SUA DFT 48
FIGURA 38 – DISPOSIÇÃO DOS ELETRODOS PARA A REALIZAÇÃO DE UM ELETROMIOGRAMA 48
FIGURA 39 – DIFERENTES MODELOS DE ELETRODOS QUE PODEM SER UTILIZADOS 49
FIGURA 40 – DISPOSIÇÃO DOS ELETRODOS PARA A REALIZAÇÃO DE UM EEG 49
FIGURA 41 – SINAL DE UMA AQUISIÇÃO ELETROMIOGRÁFICA E SUA DFT 50
FIGURA 42 – SINAL DE UMA AQUISIÇÃO ELETROMIOGRÁFICA E SUA DFT 51
FIGURA 43 – POSICIONAMENTO DA REGIÃO OCCIPITAL NO ENCÉFALO . . 52
FIGURA 44 – SINAL DE UM EEG NA REGIÃO OCCIPITAL COM SUA DFT . . 52
FIGURA 45 – POSICIONAMENTO DA REGIÃO TEMPORAL NO ENCÉFALO . 53
FIGURA 46 – DIAGRAMA DA SOMATOPIA DO ENCÉFALO 54
FIGURA 47 – SINAL DE UM EEG NA REGIÃO TEMPORAL SUPERIOR COM SUA DFT 54
FIGURA 48 – SINAL DE UM EEG NA REGIÃO TEMPORAL INFERIOR COM SUA DFT 55

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – bandas de frequências e amplitudes de um EEG 21
TABELA 2 – Comparação entre diferentes arquiteturas de Filtros 25
TABELA 3 – Etapas do projeto e desenvolvimento da Arquitetura 31
TABELA 4 – Valores esperados e obtidos das tensões de polarização do circuito 44
TABELA 5 – Custo de equipamentos comerciais para EEG - Coleta realizada no segundo semestre de 2019 55
TABELA 6 – Custo do Equipamento desenvolvido em duas configurações de montagem 56

LISTA DE ABREVIATURAS E DE SIGLAS

Amp. Op. Amplificador Operacional

Anvisa Agência Nacional de Vigilância Sanitária

BCI Do inglês brain–computer interface

CA Corrente Alternada

CC Corrente contínua

CI Circuito integrado

CMRR Coeficiente de Rejeição em Modo Comum *Common-mode rejection ratio*

CNC Do inglês, *Computer Numeric Control* - Controle Numérico Computadorizado

DFT Do inglês, *Discrete Fourier Transform* - Transformada Discreta de Fourier

EEG Eletroencefalograma ou Eletroencefalografia

InAmp Amplificador de Instrumentação

LAMMI Laboratório de Magnetismo, Medidas e Instrumentação

RMS Do inglês, *Root Mean Square* - Raiz da média dos quadrados, também conhecido como valor eficaz

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 14
1.1 OBJETIVOS 14
1.1.1 Objetivos Gerais 14
1.1.2 Objetivos Específicos 14
1.2 PÚBLICO ALVO 15
1.3 JUSTIFICATIVA 15
1.4 RESULTADOS ESPERADOS 15
1.5 ESTRUTURA DO TRABALHO 16

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA 17
2.1 O SINAL 17
2.1.1 Bio-sinais 17
2.1.2 O Encéfalo 17
2.1.3 O Neurônio 19
2.1.4 Eletroencefalograma 20
2.2 O CIRCUITO 22
2.2.1 Amplificadores Operacionais 22
2.2.2 Amplificador de Instrumentação 22
2.2.2.1 Amplificadores de Instrumentação Convencionais 22
2.2.2.2 Amplificador de Instrumentação Desenvolvido 23
2.2.3 Filtros 24
2.3 FONTES DE INTERFERÊNCIA 25
2.3.1 Ruído Flicker (1/f) 25
2.3.2 Tensão da Rede (60Hz) 26
2.3.3 Produto Ganho-Banda 26
2.3.4 Tensões de Offset do circuito 26
2.3.5 *Antialiasing* 27

3 METODOLOGIA 28
3.1 CIRCUITO DESENVOLVIDO 28
3.1.1 Definição dos componentes 30
3.1.1.1 Arquiteturas intermediárias 30
3.1.1.2 Valores Escolhidos 31
3.2 SIMULAÇÃO DO CIRCUITO 32
3.3 DESENVOLVIMENTO DO *LAYOUT* 33

3.4 CONFECÇÃO DO CIRCUITO 33
3.4.1 A Prototipadora 33
3.4.1.1 Arquivos Gerber e .nc 34
3.5 METODOLOGIA DE TESTE 36
3.6 TENSÕES DE POLARIZAÇÃO - DC 36
3.7 ANALISADOR DE FREQUÊNCIA - AC 36
3.8 AQUISIÇÃO DIGITAL - TIVA 37
3.8.1 Sinal Miográfico 37
3.8.2 Sinal Eletroencefalográfico 38
3.9 PROCESSAMENTO DOS DADOS 38
3.9.1 Transformada de Fourier 38

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES 39
4.1 PLACAS CONFECCIONADAS 39
4.2 TENSÕES DE POLARIZAÇÃO 43
4.3 RESPOSTA EM FREQUÊNCIA DO CIRCUITO 45
4.4 AQUISIÇÕES REALIZADAS 47
4.4.1 Sinal Miográfico 47
4.4.2 Sinal Encefalográfico 49
4.4.2.1 Ruído Intrínseco 50
4.4.2.2 EEG - Região Occipital 51
4.4.2.3 EEG - Região Temporal 53
4.5 CUSTO 55
4.5.1 Equipamentos cormerciais 55
4.5.2 Equipamento desenvolvido 56

5 CONCLUSÃO 57
5.1 CONCLUSÃO 57
5.2 DESENVOLVIMENTOS FUTUROS 57

REFERÊNCIAS 59

1 INTRODUÇÃO

Quando, no final do séc. XVIII, o médico e físico italiano Luigi Galvani descobriu que células musculares e neurais produziam eletricidade ele deu inicio à investigação fisiológica do sistema nervoso. Durante o século seguinte, Emil Dubois-Reymond, Johannes Müller e Hermann von Helmoholtz descobriram que a atividade elétrica de um neurônio influenciava a atividade de outro neurônio próximo previsivelmente (KANDEL; SCHWARTZ; JESSELL, 1997).

A partir de então, tornou-se interessante o desenvolvimento de circuitos capazes de adquirir esse sinal que possui características particulares e de difícil instrumentação. Atualmente existem diversos equipamentos comerciais capazes de realizar essa medida porém seu custo é demasiado elevado tornando o acesso à essa tecnologia quase exclusivo para a área médico-diagnóstica.

Com a evolução da eletrônica as características dos componentes, assim como seu custo, vêm se tornando atrativas para o desenvolvimento de novos métodos de aquisição desse sinal de maneira não invasiva, de baixo custo e de uso generalizado.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivos Gerais

Esse trabalho tem como objetivo desenvolver um transdutor de baixo custo capaz de captar ondas cerebrais e gerar sinais eletrônicos aos moldes dos equipamentos comerciais de Eletroencefalograma (EEG), Eletrocardiograma (ECG) e Eletromiograma (EMG).

1.1.2 Objetivos Específicos

Para alcançar esse objetivo geral se faz necessário o cumprimento dos seguintes objetivos específicos:

- Realizar estudo bibliográfico do funcionamento do encéfalo.
- Realizar estudo bibliográfico de arquiteturas de amplificadores e filtros aplicáveis ao tema.
- Projetar um circuito capaz de adquirir sinais de baixíssima amplitude e faixa de frequência.
- Simular o circuito projetado verificando suas características.

- Confeccionar o circuito desenvolvido e caracterizá-lo comparando com o resultado de simulação.
- Adquirir sinais do Encéfalo.
- Comparar o custo do equipamento desenvolvido com equipamentos comerciais.

1.2 PÚBLICO ALVO

Pode-se dividir o público para o qual o equipamento será desenvolvido em três grandes áreas:

1. **Pessoas portadoras de Necessidades Especiais:** A comunicação e a locomoção desse grupo são dificultadas por causa de suas deficiências motoras. Visando auxiliar na realização dessas atividades, o desenvolvimento um equipamento, de baixo custo, que seja capaz de captar sinais gerados diretamente pelo Encéfalo permite a ampliação do uso dessa tecnologia e seu possível uso na área.
2. **Profissionais da Saúde e população em geral:** O custo atual de um equipamento com essa funcionalidade é alto o que acaba restringindo o seu uso para casos mais específicos. O desenvolvimento de um equipamento semelhante de baixo custo pode auxiliar a difundir as pesquisas na área e o seu uso em diversos diagnósticos atualmente não convencionais.
3. **Usuários de tecnologia:** Para os usuários de tecnologia, principalmente no âmbito do lazer, novos métodos de interface com a máquina são sempre bem-vindos. Ao desenvolver um equipamento de baixo custo para captar sinais gerados pelo cérebro surge a oportunidade de utilizá-lo como Interface Cérebro-Computador (BCI - do inglês brain–computer interface)2.

1.3 JUSTIFICATIVA

Existem diversos transdutores comerciais sendo produzidos e vendidos atualmente porém seu custo é demasiado elevado. O projeto tem como diferencial o fator "baixo-custo" que permite um uso mais amplo e democrático dessa tecnologia.

1.4 RESULTADOS ESPERADOS

O desenvolvimento deste projeto abre diversas possibilidades e caminhos a serem seguidos porém para essa etapa espera-se obter como resultado um circuito capaz de adquirir bio-sinais de baixíssima amplitude e faixa de frequências passando esses dados para um computador através de comunicação serial.

1.5 ESTRUTURA DO TRABALHO

Este trabalho é dividido em cinco capítulos:

- No primeiro capítulo são introduzidos o tema, os objetivos do trabalho e os resultados esperados com esse.
- No segundo capítulo é apresentada a fundamentação teórica necessária para o desenvolvimento do projeto. São estudadas primeiramente as características do sinal e onde ele é gerado; na sequência são revisados os circuitos e componentes relevantes para o desenvolvimento; por fim são introduzidas as principais fontes de interferência que podem ser encontradas nessa aplicação.
- No terceiro capítulo é mostrada a metodologia seguida pelo projeto, iniciando com o desenvolvimento do circuito, sua simulação e confecção. Em seguida são apresentadas as metodologias de teste para o equipamento. Por fim é demonstrado brevemente um possível processamento dos dados adquiridos e sua aplicação.
- No quarto capítulo são discutidos os resultados obtidos iniciando com a placa de circuito desenvolvida, passando pela comparação dos resultados práticos com os simulados e finalizando com uma comparação de custo do equipamento desenvolvido com os disponíveis comercialmente.
- Por fim, no quinto capítulo, são sintetizados os resultados obtidos visando responder se o objetivo foi alcançado e demonstrando perspectivas de pesquisas futuras na área.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Um bom ponto de partida para qualquer projeto é revisar o estado da arte e os conceitos fundamentais envolvidos em seu desenvolvimento. Por isso, nesse capítulo, são apresentadas as características do sinal e onde ele é gerado; na sequência são revisados os circuitos e componentes relevantes para o desenvolvimento; por fim são introduzidas as principais fontes de interferência que podem ser encontradas nessa aplicação.

2.1 O SINAL

2.1.1 Bio-sinais

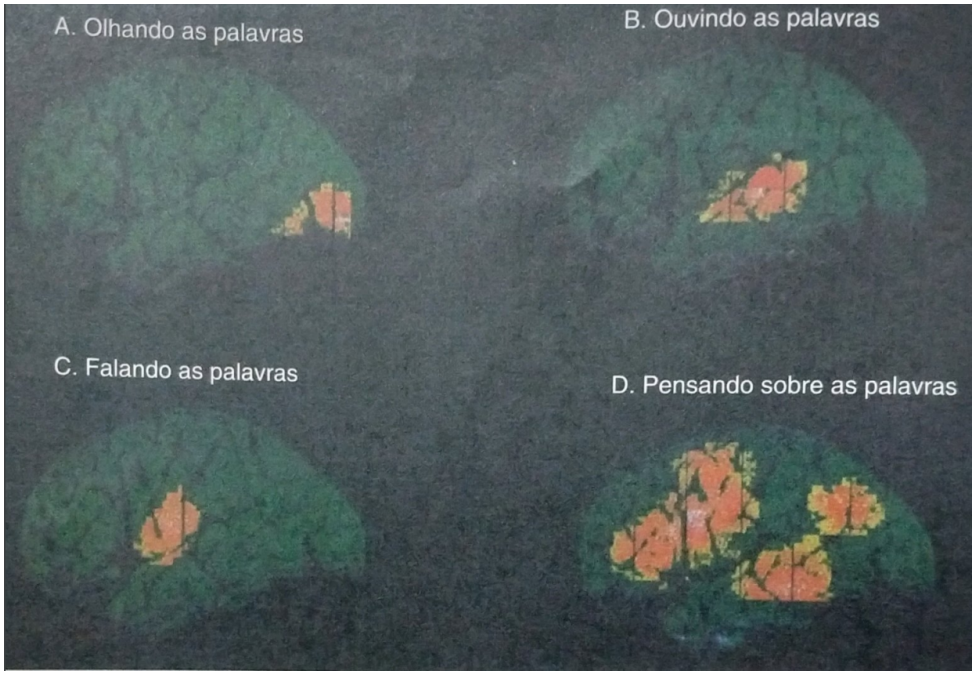
Segundo Supratak et al. (2016), uma definição para bio-sinal é aquele que pode ser medido ou monitorado continuamente em seres vivos. Ele separa ainda os bio-sinais em duas categorias: os bio-elétricos (eletroencefalograma, eletrocardiograma, eletromiograma, etc.) e os não bio-elétricos (fonocardiograma, mecanomiograma, magnetocardiograma, etc.).

A origem de quase todos os sinais bio-elétricos se deve ao transiente do potencial transmembrana que as células vivas apresentam. Por exemplo, os neurônios possuem esse potencial na ordem de 60 a 90 mV enquanto os músculos apresentam esse potencial na ordem de 80 a 95 mV (NORTHROP, 2003).

2.1.2 O Encéfalo

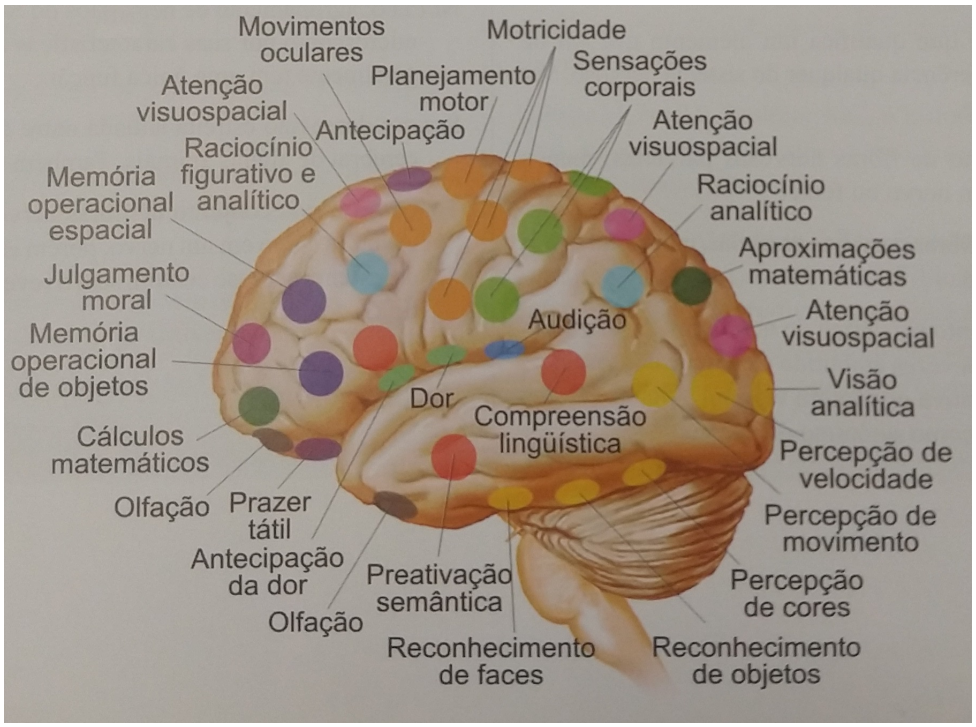
Segundo Kandel, SCHWARTZ e JESSELL (1997), o cérebro é uma rede precisa de mais de 100 bilhões de neurônios individuais onde a interconexão desses em sistemas gera nossa percepção do mundo exterior. Nas figuras 1, 2 e 3 são apresentadas diferentes visualizações do encéfalo, suas funções e localizações

FIGURA 1 – TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR EMISSÃO DE PÓSITRONS DO ENCÉFALO HUMANO REALIZANDO DIFERENTES ATIVIDADES



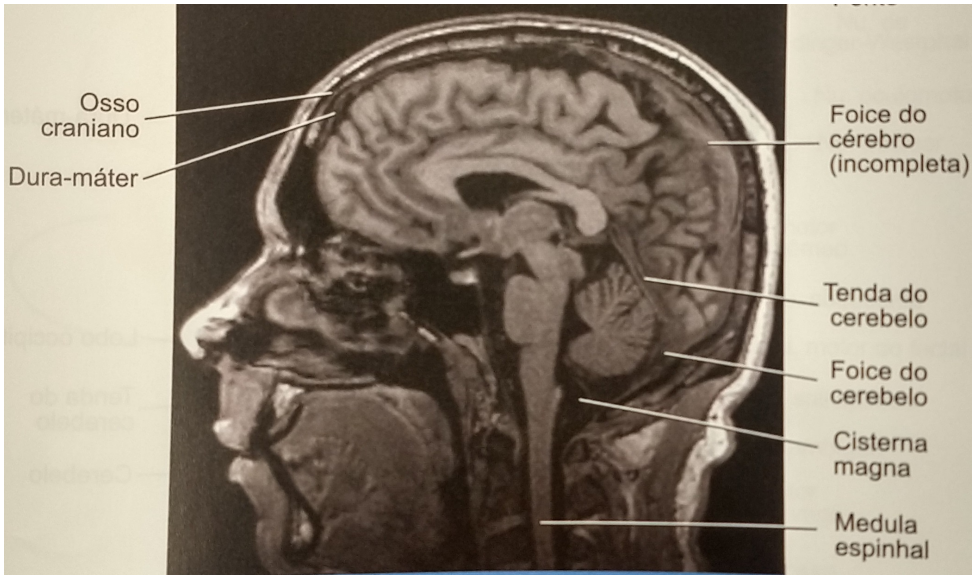
FONTE: (KANDEL; SCHWARTZ; JESSELL, 1997)

FIGURA 2 – LOCALIZAÇÃO DAS FUNÇÕES DO CÉREBRO HUMANO MAPEADAS POR TÉCNICAS DE IMAGEM FUNCIONAL



FONTE: (LENT, 2008)

FIGURA 3 – POSIÇÃO E ORIENTAÇÃO DO ENCÉFALO NA CAIXA CRANIANA

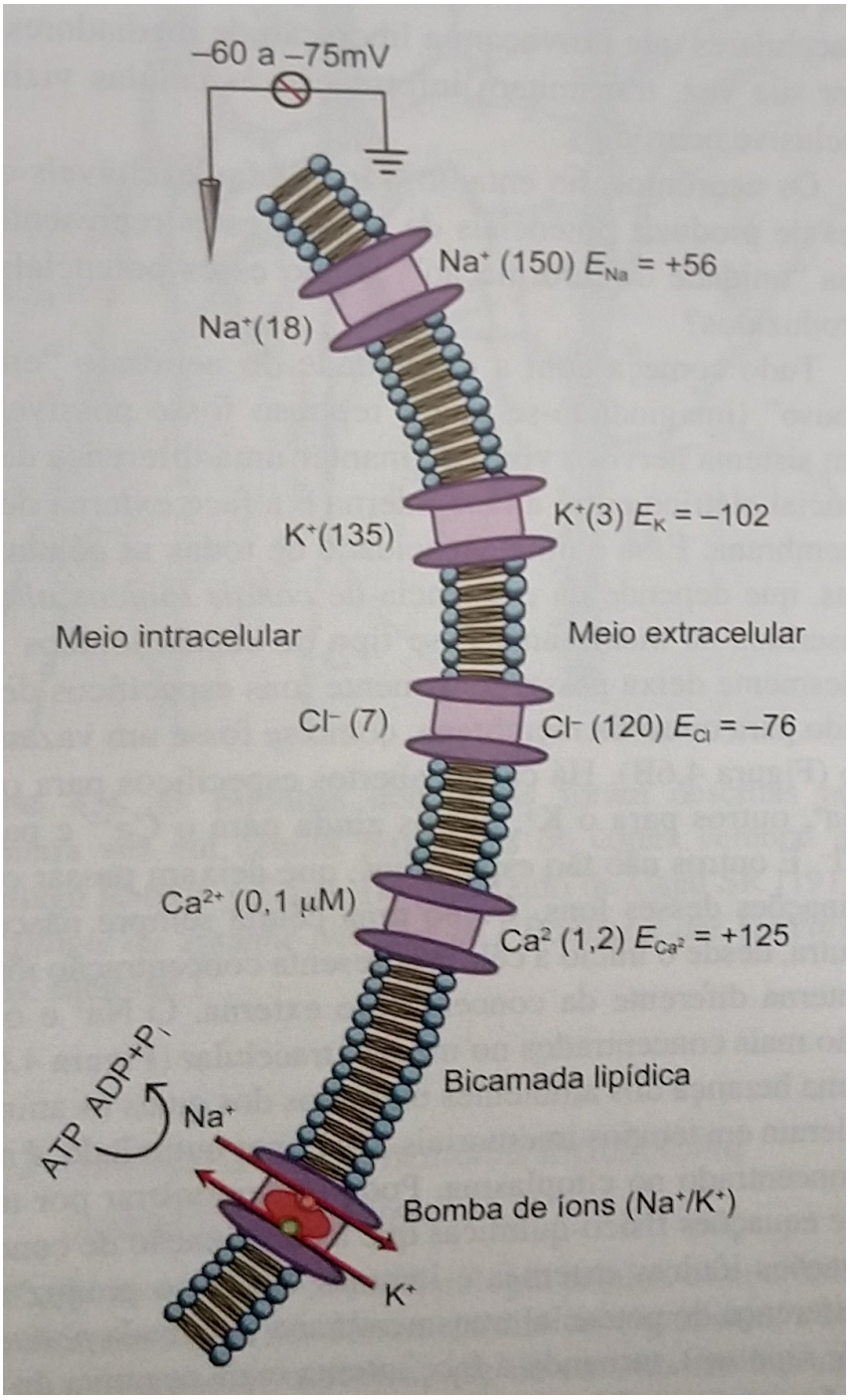


FONTE: (LENT, 2008)

2.1.3 O Neurônio

Lent (2008) classifica os neurônios como células excitáveis, ou seja, aquelas capazes de gerar sinais bio-elétricos de comunicação. Para realizar essa comunicação, os neurônios mantêm uma diferença de potencial entre as faces de sua membrana que pode ser alterada pelos *canais controlados por comportas*. Isso se dá através da capacidade das células de permearem seletivamente íons por suas membranas e, com o devido estímulo elétrico ou químico, realizarem uma brusca mudança de concentração. Essa composição pode ser verificada no diagrama apresentado na figura 4

FIGURA 4 – CONCENTRAÇÕES IÔNICAS INTRA E EXTRA-CELULARES EM UMA MEMBRANA NEURAL E DISPOSIÇÃO DAS BOMBAS DE SÓDIO-POTÁSSIO



FONTE: (LENT, 2008)

2.1.4 Eletroencefalograma

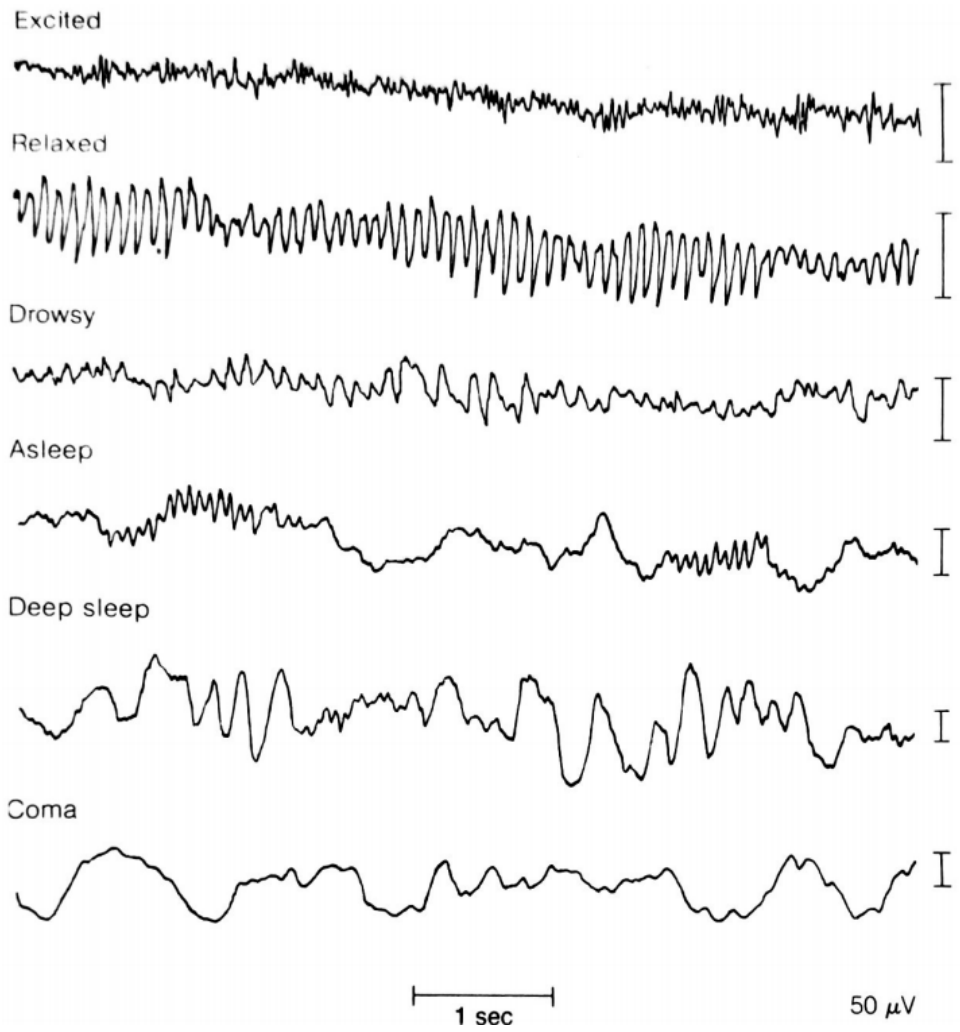
Supratak et al. (2016) classifica o eletroencefalograma como sendo a medida e a gravação da atividade elétrica do cérebro. Suas características podem ser verificadas na Tabela 1 e na Figura 5.

TABELA 1 – bandas de frequências e amplitudes de um EEG

Tipo de Onda	Frequência	Amplitude	Descrição
EEG Típico	0,5-100 Hz	2-100 μV	Aquisição via multi-canal através do escalpo
Delta (δ)	0,5-4 Hz		Primeira Infância, Sono profundo, patologias
Teta (θ)	4-8 Hz		Áreas temporal e central durante estado de Alerta
Alfa (α)	8-13 Hz		Acordado porém relaxado, olhos fechados
Beta (β)	13-22 Hz		
Gama (γ)	30-40 Hz		Desordem no Sistema Nervoso
Eixo do Sono	6-15 Hz	50-100 μV	Surtos de 0,2-0,6 segundos de duração
Complexos-K	12-14 Hz	100-200 μV	Surtos durante sono moderado e profundo

FONTE: Adaptado de (BRONZINO, 2006)

FIGURA 5 – CARACTERÍSTICAS DO EEG PARA VÁRIOS COMPORTAMENTOS HUMANOS



FONTE: (KOLB; WHISHAW, 2015)

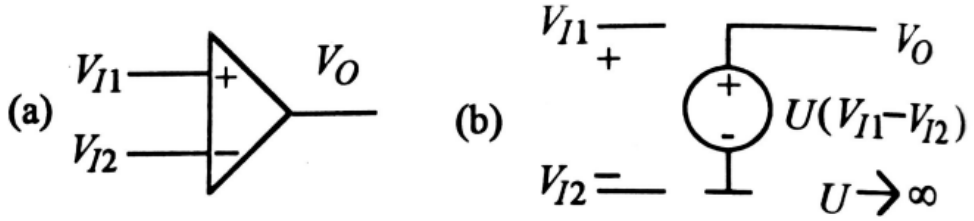
2.2 O CIRCUITO

2.2.1 Amplificadores Operacionais

Segundo Filho (1998), os amplificadores operacionais são amplificadores diferenciais que apresentam alto ganho e impedância de entrada enquanto possuem baixa impedância de saída tendo como características ideais ganho de tensão infinito, impedância de entrada infinita e impedância de saída nula, na figura 6 é apresentada a simbologia padrão para esse componente.

Horrocks (2013) exemplifica que os amplificadores operacionais foram primeiramente projetados para serem aplicados nos computadores analógicos em seus sistemas matemáticos (por isso o nome operacional) e que rapidamente foi reconhecido o potencial deles para realizar processamento analógico de sinais.

FIGURA 6 – SIMBOLOGIA DO AMPLIFICADOR OPERACIONAL



FONTE: (FILHO, 1998)
LEGENDA: a)símbolo de um Amplificador Operacional Ideal; b)Modelo de um Amplificador Operacional Ideal

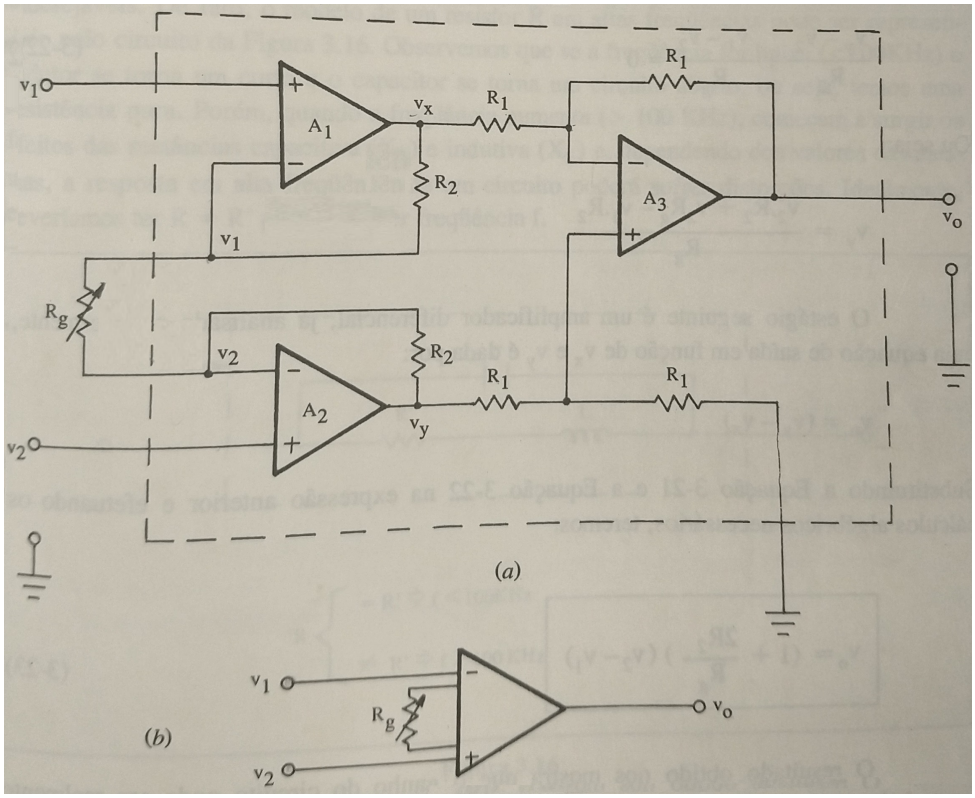
2.2.2 Amplificador de Instrumentação

Pertence (2015) caracteriza os amplificadores de instrumentação como sendo amplificadores operacionais que possuem as características práticas mais próximas das ideais (alta impedância de entrada, alto ganho em malha aberta e baixa impedância de saída) ao mesmo tempo que possui altíssimo Coeficiente de Rejeição em Modo Comum (CMRR do inglês Common-mode rejection ratio).

2.2.2.1 Amplificadores de Instrumentação Convencionais

Existem diversos modelos de amplificadores de instrumentação integrados como, por exemplo, o LH0036 que Pertence (2015) demonstra as características em seu texto e o INA128, circuito com amplo uso em projetos de instrumentação. Ambos possuem circuito interno semelhante ao da figura 7.

FIGURA 7 – ESQUEMÁTICO DE UM AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO



FONTE: (PERTENCE, 2015)

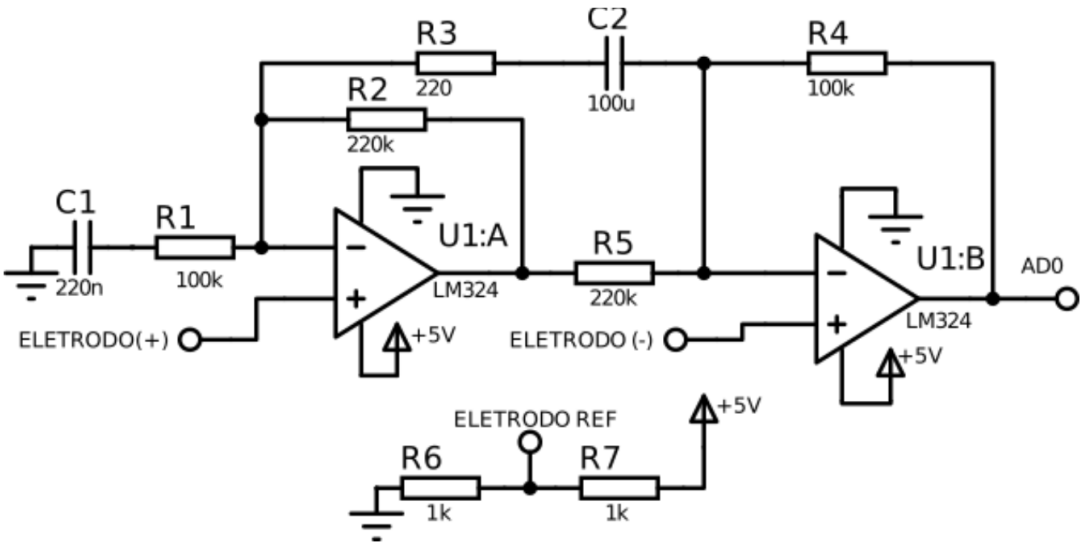
2.2.2.2 Amplificador de Instrumentação Desenvolvido

Devido a dificuldade de encontrar disponíveis comercialmente os amplificadores de instrumentação integrados se fez necessário o desenvolvimento de uma versão formada por amplificadores operacionais convencionais.

O circuito utilizado tem como base o desenvolvido pelo Laboratório de Magnetismo, Medidas e Instrumentação (LAMMI) da UFPR que pode ser verificado na figura 8.

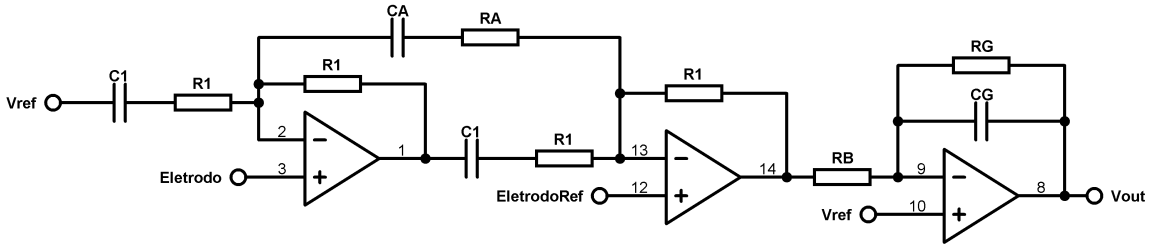
Na figura 9 é apresentado o amplificador desenvolvido, ele é composto pelo amplificador apresentado na figura 8 com modificações que serão explicadas na seção 3.1.

FIGURA 8 – AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO DESENVOLVIDO NO LAMMI



FONTE: (RODRIGUES et al., 2019)

FIGURA 9 – ESQUEMÁTICO DO AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO DESENVOLVIDO



FONTE: O AUTOR

2.2.3 Filtros

Etimologicamente filtro se refere a um dispositivo composto por uma substância permeável através da qual flui um líquido cujas impurezas ficam retidas. Com o passar do tempo as aplicações semânticas para essa palavra se ampliaram e, atualmente, ela se refere principalmente ao atributo de seletividade (SERRA, 1983). Para a aplicação eletrônica, o "líquido" que passará pela seletividade é o espectro de frequências de um sinal e as "impurezas" a serem retidas são as componentes indesejadas de frequências desse sinal.

Os primeiros filtros eletrônicos desenvolvidos eram constituídos de circuitos analógicos que manipulavam sinais também analógicos. Com o desenvolvimento do campo digital, surgiu um forte apelo ao processamento digital dos sinais para sua filtragem (SERRA, 1983). A manipulação digital de sinais geralmente implica na realização de amostragem e reconstrução como demonstrado na figura 10

Na tabela 2 são apresentadas algumas vantagens e desvantagens de três

diferentes abordagens no projeto de filtros.

FIGURA 10 – ESQUEMÁTICO DO PROCESSAMENTO DIGITAL DE UM SINAL

FONTE: (SERRA, 1983)

TABELA 2 – Comparação entre diferentes arquiteturas de Filtros

	RLC (passivos)	RC (ativos)	Digitais
Vantagens	Estáveis Baixa Sensibilidade Não exige Fonte de Alimentação Maior robustez ao Ruído	Projeto mais simples Terminação Fonte-Carga não crítica Montagem mais compacta Não exige filtros de reconstrução	Integráveis Flexível Reptibilidade Ordens superiores
Desvantagens	Utiliza Indutores Problemas para integração Terminação Fonte-Carga é Crítica Altos valores de C e L em baixa freq.	Sujeito a oscilações Sensibilidade Ativa e Passiva Faixa Dinâmica Integração	Requer filtro de reconstrução Conversores AD/DA Ruído de Quantização Limitado pelo Processador

FONTE: Adaptado de (FILHO, 1998)

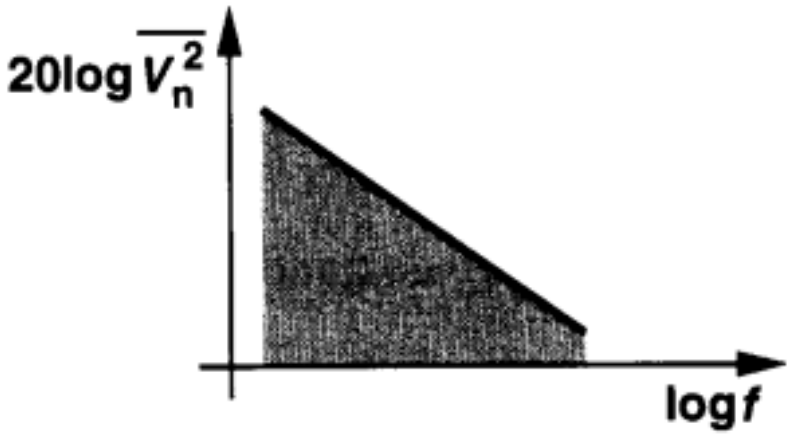
2.3 FONTES DE INTERFERÊNCIA

2.3.1 Ruído Flicker (1/f)

O verdadeiro mecanismo por trás desse fenômeno ainda é desconhecido mas a teoria mais aceita é que ele é causado por armadilhas de energia nas interfaces entre materiais causando a captura e soltura de cargas aleatoriamente gerando o ruído (LIMAYE; DESHMUKH, 2016).

Segundo Razavi (2016), a potência média do ruído Flicker não pode ser tão facilmente prevista como a do ruído branco porém é clara sua dependencia inversamente proporcional à frequência como pode ser conferido na figura 11.

FIGURA 11 – ESPECTRO DO RUÍDO FLICKER PARA UM TRANSISTOR MOS



FONTE: (LIMAYE; DESHMUKH, 2016)

2.3.2 Tensão da Rede (60Hz)

A interferência gerada pela tensão da rede é particularmente preocupante em aplicações médicas pois sua frequência se encontra dentro do domínio de frequências do próprio sinal que se deseja adquirir (LIMAYE; DESHMUKH, 2016). É tipico encontrar em circuitos de aquisição de bio-sinais filtros rejeita-faixa na frequência da rede.

2.3.3 Produto Ganho-Banda

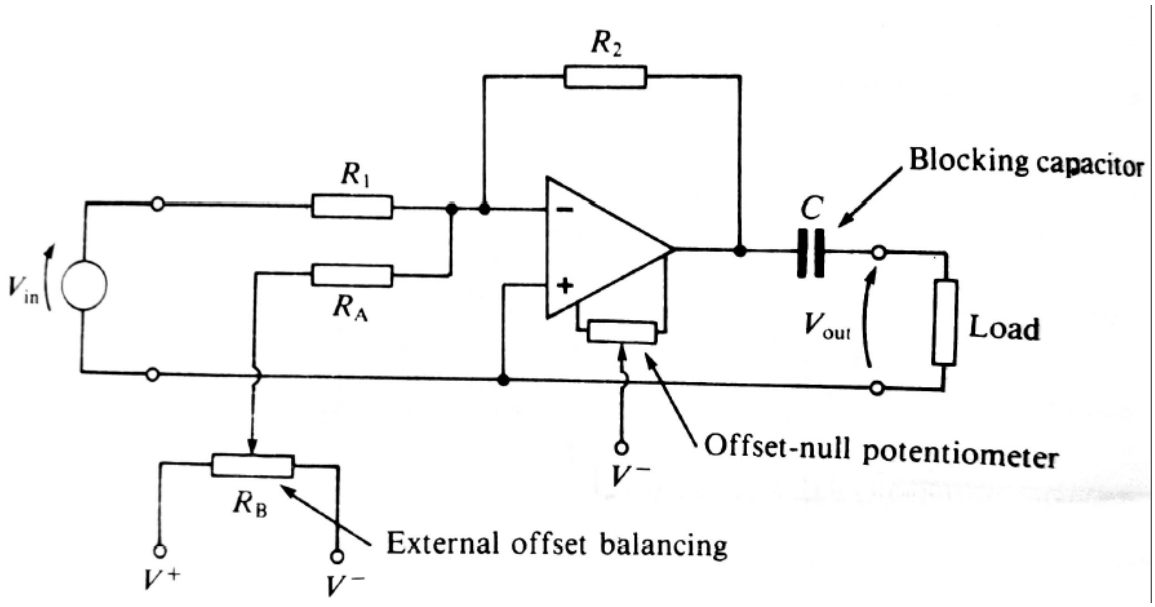
Apesar dos amplificadores operacionais possuírem grande ganho de tensão em malha aberta isso depende fortemente da frequência do sinal aplicado. A partir de uma frequência relativamente baixa (na casa das dezenas de Hz) o ganho do amplificador começa a diminuir a uma taxa constante, isso se dá por causa de capacitâncias parasitas no circuito. Quando a frequência do sinal chega a grandeza de MHz, essa queda se acentua (HORROCKS, 2013).

2.3.4 Tensões de Offset do circuito

Na teoria quando ambas as entradas de um amplificador diferencial estão curto-circuitadas a sua saída deveria ser zero mas, na prática, isso não acontece. Devido ao alto ganho, uma pequena tensão causada por desbalanceamentos de fabricação dos amplificadores se transforma em um nível DC considerável na saída. Esse efeito pode ser zerado aplicando uma tensão com mesma magnitude e sinal oposto ao citado anteriormente, essa tensão é chamada tensão de *offset* (HORROCKS, 2013).

Na figura 12 são apresentadas algumas soluções possíveis para a tensão de *offset*.

FIGURA 12 – SOLUÇÕES PARA A TENSÃO DE *OFFSET*

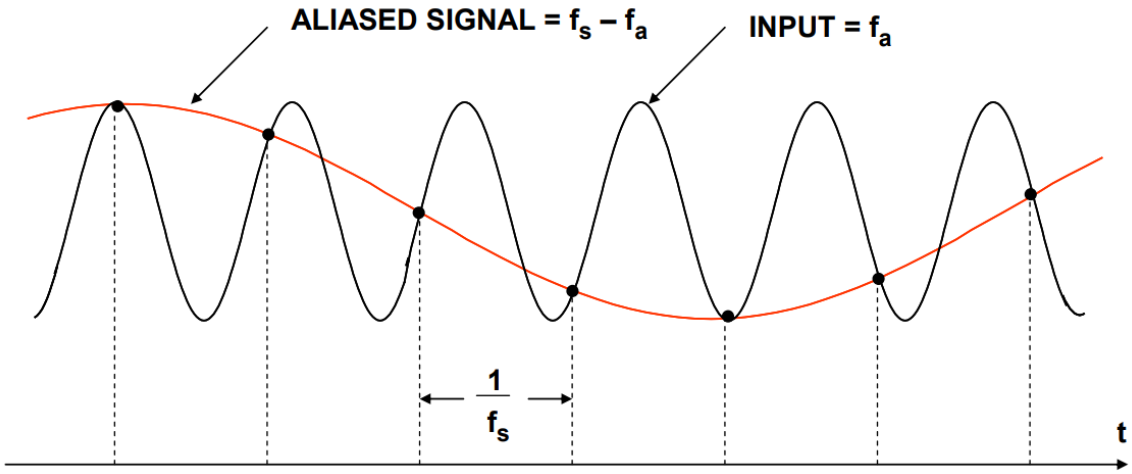


FONTE: (HORROCKS, 2013)

2.3.5 *Antialiasing*

O critério de Nyquist exige que a frequência de amostragem seja pelo menos o dobro da frequência máxima do sinal, caso contrário o sinal começará a perder informação. Caso a frequência de amostragem seja inferior ao critério estabelecido, um fenômeno conhecido como *aliasing* começa a ocorrer (KESTER, 2009). Esse fenômeno é demonstrado na figura 13.

FIGURA 13 – EXEMPLO DO EFEITO DE *ALIASING*



FONTE: (KESTER, 2009)

3 METODOLOGIA

Para aplicar os conhecimentos obtidos na pesquisa bibliográfica se faz necessária a criação de um método de desenvolvimento. Nesse capítulo é mostrada a metodologia seguida pelo projeto, iniciando com o desenvolvimento do circuito, sua simulação e confecção. Em seguida são apresentadas as metodologias de teste para o equipamento. Por fim é demonstrado brevemente um possível processamento dos dados adquiridos e sua aplicação.

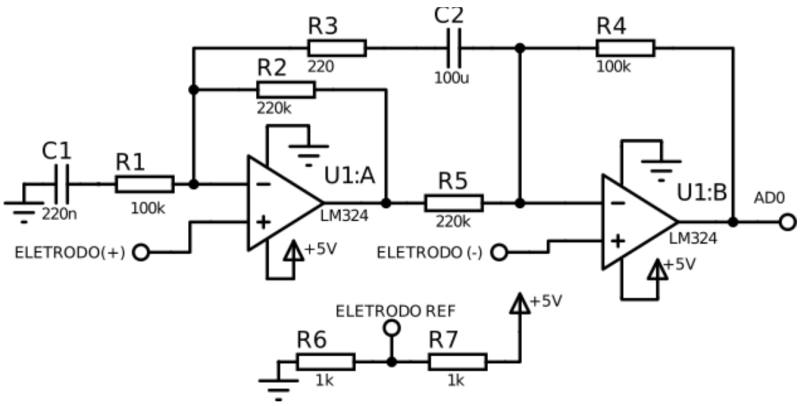
3.1 CIRCUITO DESENVOLVIDO

Após os devidos estudos bibliográficos das características do sinal e dos circuitos capazes de aferi-los, foi selecionada a arquitetura de amplificador de instrumentação desenvolvido no LAMMI como ponto de partida do projeto.

O amplificador apresentado na figura 14 possuí características desejáveis na aplicação em processamento de bio-sinais como alto CMRR, alta impedância de entrada e filtros rejeita-faixa e passa alta integrados em sua arquitetura que podem ser verificados na figura 15. Também é possível verificar o efeito do produto Ganho-Banda gerando um filtro passa-baixa no circuito.

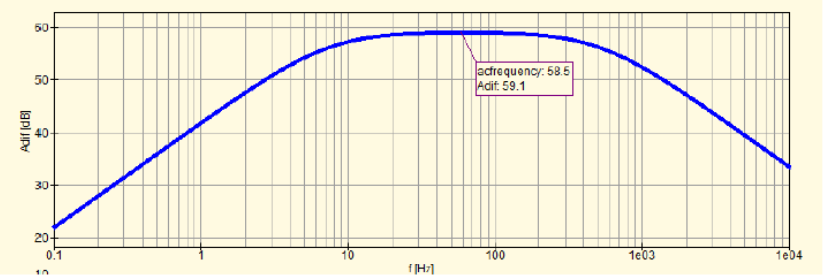
Na figura 16 é apresentado o amplificador desenvolvido, tendo em destaque as modificações em relação ao circuito base. A primeira modificação é a adição de um capacitor no amplificador de instrumentação visando melhorar o acoplamento DC diminuindo os efeitos das tensões de *offset* dos amplificadores operacionais. A segunda modificação se trata da adição de um filtro passa-baixas, com ganho, tendo como objetivos diminuir o efeito de *aliasing* e dividir ganho global do circuito em dois estágios diminuindo novamente a influência das tensões de *offset*.

FIGURA 14 – AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO DESENVOLVIDO NO LAMMI

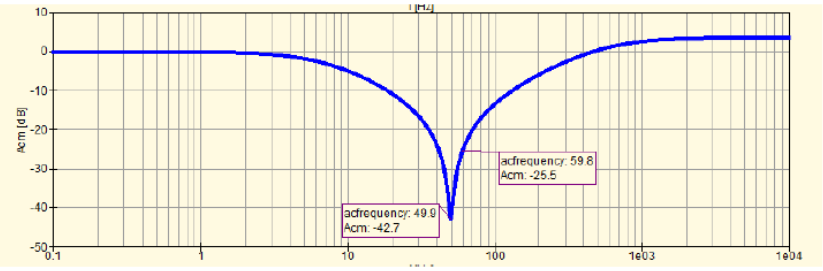


FONTE: (RODRIGUES et al., 2019)

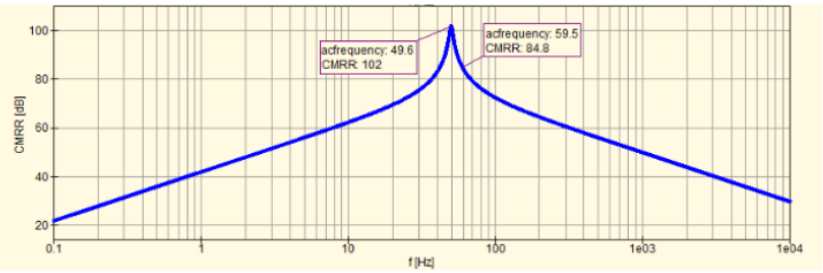
FIGURA 15 – CARACTERÍSTICAS DO AMPLIFICADOR UTILIZADO COMO BASE



Resposta do Ganho Diferncial



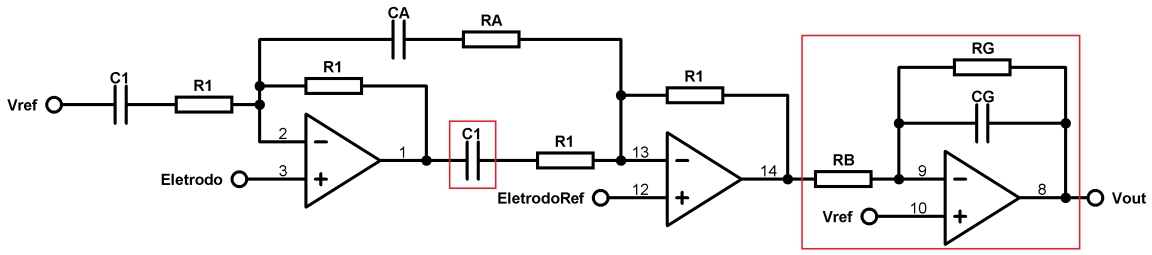
Resposta do Ganho Modo Comum



Resposta do CMRR

FONTE: (RODRIGUES et al., 2019)

FIGURA 16 – ESQUEMÁTICO DO AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO DESENVOLVIDO



FONTE: O AUTOR

3.1.1 Definição dos componentes

Tendo a arquitetura definida, se faz necessário selecionar os valores dos componentes que produzam as características desejadas no comportamento do circuito. A seguir serão apresentados os estágios de desenvolvimento até chegar aos valores finais utilizados na confecção.

3.1.1.1 Arquiteturas intermediárias

Durante o processo criativo dificilmente a primeira opção se torna a que apresenta os melhores resultados e não pode ser diferente no projeto de um circuito.

A primeira arquitetura a ser testada foi a original, sem modificações, nela foi verificada a necessidade um maior ganho. Para chegar nesse maior ganho, a segunda versão testada excluía os capacitores da arquitetura (retirando os efeitos de filtragem e acoplamento DC) permitindo a livre manipulação dos resistores. Apesar do ganho chegar aos patamares desejados os efeitos das tensões de *offset* se acentuaram. Nessa versão também já foi adicionado um filtro passa-baixa de segunda ordem com o objetivo de eliminar o efeito de *aliasing* na amostragem do conversor analógico digital.

Visando retirar as tensões de offset, os capacitores foram recolocados na arquitetura adicionando ainda o capacitor citado anteriormente na malha direta do amplificador. Durante a simulação verificou-se que para atingir o ganho desejado o valor do capacitor CA deveria ser muito alto (na casa de Farads) e ele foi retirado novamente da arquitetura. Essa versão do circuito apresentou o ganho desejado porém perdeu a característica do filtro passa-alta que o capacitor CA desempenhava.

Ao realizar a medida prática, foram notados os efeitos do ruído Fliker (já explicado na fundamentação teórica) e foi necessário o retorno do capacitor CA. No entanto, o ganho desse estágio deveria diminuir gerando a necessidade de se adicionar um ganho em cascata. Isso foi solucionado com a troca do filtro passa-baixa de segunda para primeira ordem possibilitando a adição de um ganho nesse estágio. A distribuição de ganho nessa versão posicionava a maior parte dele no primeiro estágio deixando uma pequena parcela para o segundo estágio. Com isso verificou-se que os efeitos

das tensões de *offset* voltaram a ser um problema significativo.

Para diminuir novamente os efeitos das tensões de *offset* o ganho foi redistribuído entre os estágios aumentando o ganho do segundo estágio enquanto diminuindo o ganho do primeiro. Com essa versão o circuito chegou às características desejadas sendo necessário somente definir os valores comerciais dos componentes para sua montagem.

Na tabela 3 é apresentado um descritivo resumido das modificações de arquitetura para melhor compreensão do processo.

TABELA 3 – Etapas do projeto e desenvolvimento da Arquitetura

Partida	Circuito LAMMI	Versão 1	Versão 2	Versão 3	Versão 4	Versão 5
Problema	Baixo ganho	Tensões de Offset	Valor de CA alto	Ruído Flicker	Filtro sem ganho	Tensões de Offset
Solução	Exclusão dos Cap.	Adição Cap. Extra	Retirada de CA	Adição CA+Cascata	Troca para 1ª ordem	Distribuição do Ganho
Versão	Versão 1	Versão 2	Versão 3	Versão 4	Versão 5	Versão 6

3.1.1.2 Valores Escolhidos

Primeiramente foram escolhidos valores baseados nas equações teóricas dos circuitos (amplificador e filtro) e, através de simulações, esses valores foram adaptados para componentes comerciais.

Para o amplificador de Instrumentação teve-se como base para cálculo as equações 3.1, 3.2, 3.3 e 3.4 sendo G_{MAX} o ganho máximo desejado do circuito, GBP o produto ganho banda do amplificador operacional utilizado, f_2 a frequência de corte do filtro passa-baixa embutido no amplificador diferencial, $fdip$ a frequência de corte do filtro rejeita-faixa e f_1 a frequência de corte do filtro passa-alta.

$$G_{MAX} = 4 + 4 \cdot \frac{R_1}{R_A} \tag{3.1}$$

$$GBP = f_2 \cdot G_{MAX} \tag{3.2}$$

$$fdip = 0,2 \cdot \sqrt{\frac{GBP \cdot R_A}{C_1 \cdot {R_1}^2}} \tag{3.3}$$

$$f_1 = 0,2 \cdot \frac{1}{\sqrt{R_1 \cdot C_1 \cdot R_A \cdot C_A}} \tag{3.4}$$

Para o filtro teve-se como base as equações 3.5 e 3.6 sendo f_c a frequência de corte do filtro passa-baixa e A o ganho aplicado.

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot R_g \cdot C_g} \tag{3.5}$$

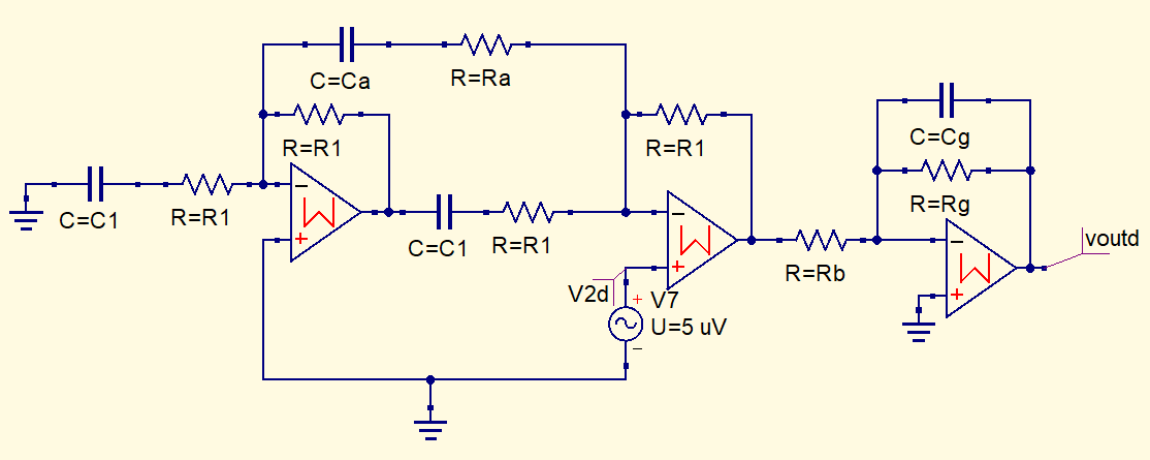
$$A = -\frac{R_g}{R_b} \tag{3.6}$$

3.2 SIMULAÇÃO DO CIRCUITO

Para realizar a simulação do circuito o software selecionado foi o *qucs* (disponível em qucs.com) por se tratar de um programa de simulação de circuitos *open software* com uma qualidade considerável em simulações analógicas.

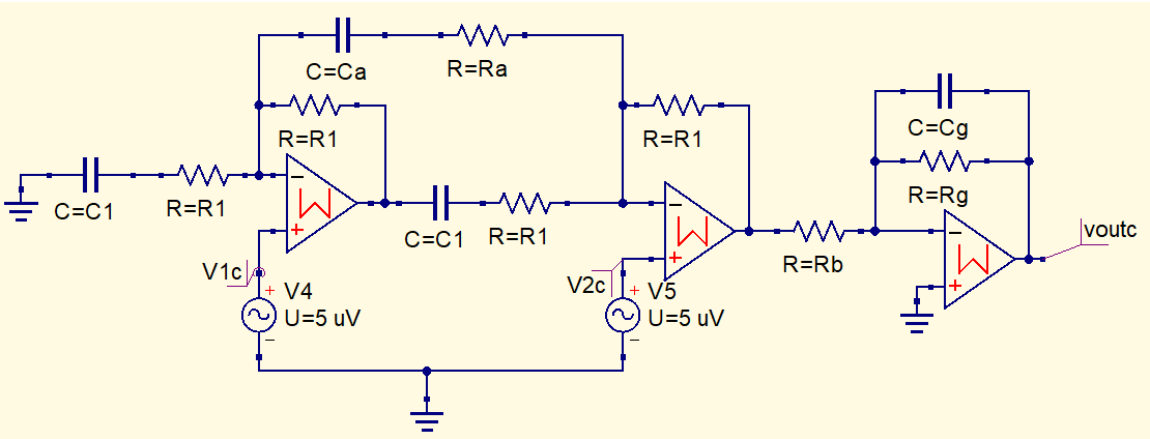
Nas figuras 17 e 18 são apresentados respectivamente os esquemáticos de teste para as configurações em modo diferencial e em modo comum.

FIGURA 17 – ESQUEMÁTICO DE SIMULAÇÃO PARA O MODO DIFERENCIAL



FONTE: O AUTOR

FIGURA 18 – ESQUEMÁTICO DE SIMULAÇÃO PARA O MODO COMUM



FONTE: O AUTOR

3.3 DESENVOLVIMENTO DO *LAYOUT*

Com a arquitetura e os valores definidos, o próximo passo é o desenvolvimento de um *layout* para o circuito projetado. Visando maximizar o uso dos amplificadores operacionais optou-se por desenvolver placas modulares para quatro canais unipolares cada.

Essa decisão foi tomada levando em consideração que cada Circuito Integrado (CI) LM324 utilizado no projeto possui internamente quatro amplificadores operacionais e que o circuito desenvolvido utiliza três amplificadores por canal. Sendo o Mínimo Múltiplo Comum da quantidade de amplificadores igual a doze, são utilizados três CI's LM324 e quatro canais por placa de aquisição. Vale ressaltar que foram preparados pinos para conectar possíveis circuitos de polarização uma vez que podem vir a ser necessários, dependendo do processo de fabricação dos próprios circuitos integrados, para diminuir a influência do *offset*.

Também foi projetada uma placa do tipo *shield* para o μcontrolador utilizado que possui doze pinos de entrada analógica visando, novamente, maximizar o uso da placa essa foi projetada com capacidade para até doze canais, ou seja, três placas de aquisição com quatro canais cada uma.

No *shield* também foi incluído um circuito gerador de referência (metade da tensão dos conversores analógicos digitais) e conectores de alimentação para as placas de aquisição.

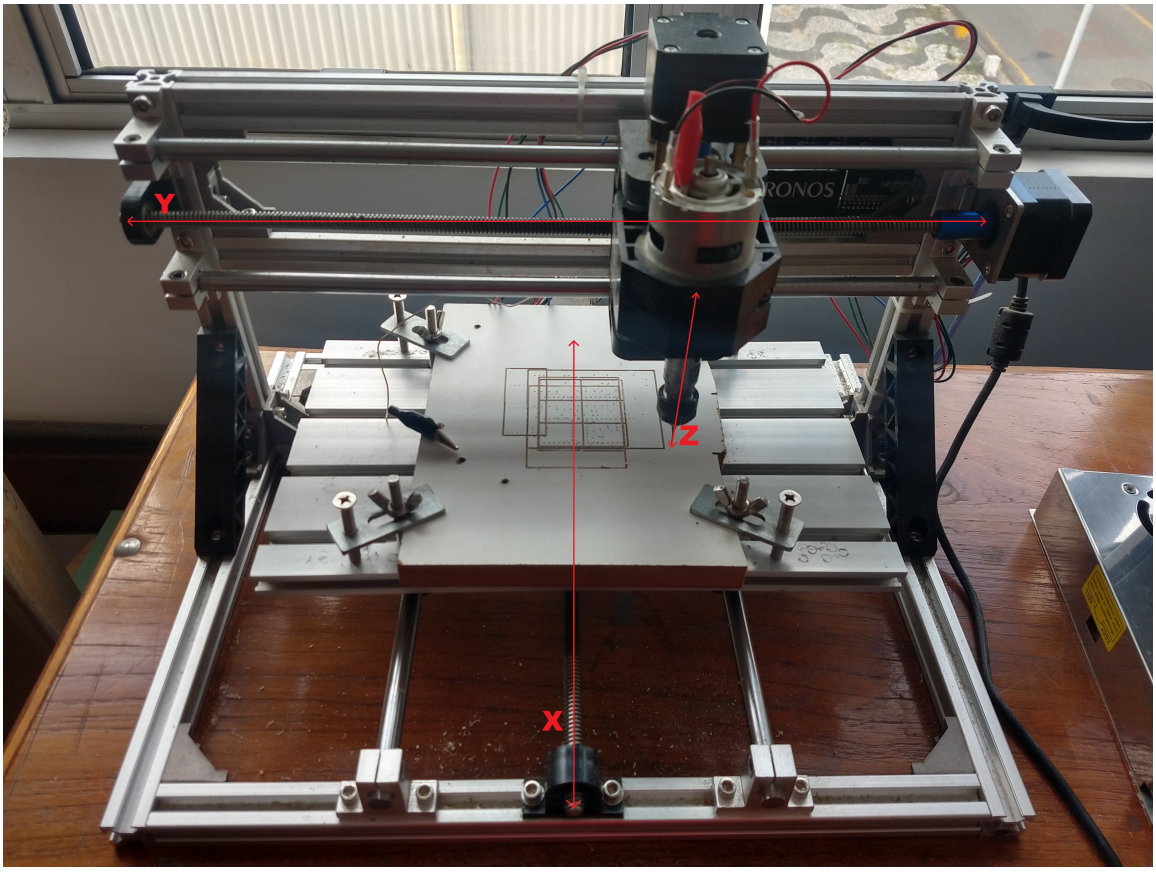
Todos os circuitos foram alimentados apenas com tensão positiva de 5 V. Isto, além de simplificar o projeto, torna-o mais econômico pois é utilizada a própria alimentação fornecida pela interface USB.

3.4 CONFECÇÃO DO CIRCUITO

3.4.1 A Prototipadora

Dentro os métodos possíveis para a confecção do circuito o escolhido foi utilizar a prototipadora disponível no LAMMI. Esse equipamento é do tipo CNC (do inglês *Computer Numeric Control*) com eixos X, Y e Z e troca manual de ferramentas. Na figura 19 é apresentada a prototipadora destacando seus eixos de movimento e na figura 20 são apresentadas algumas das ferramentas disponíveis assim como suas funções:

FIGURA 19 – EIXOS DE MOVIMENTO DO EQUIPAMENTO UTILIZADO



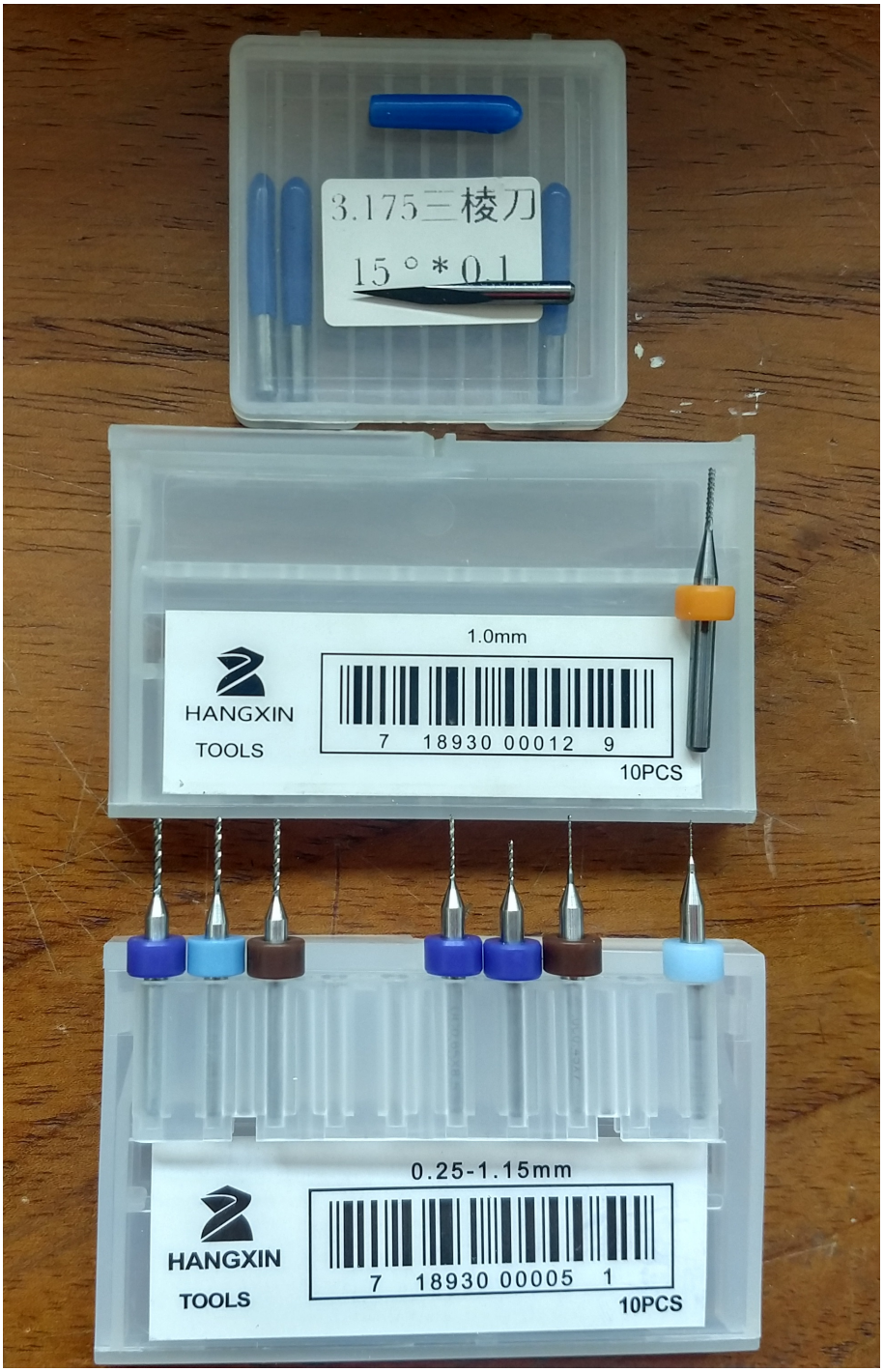
FONTE: O AUTOR

3.4.1.1 Arquivos Gerber e .nc

A prototipadora, por ser um equipamento do tipo CNC, necessita receber um arquivo com formatação .nc (do inglês *Numerical control*) para realizar os procedimentos de isolamento, corte e furação da placa.

Esse tipo de arquivo pode ser gerado a partir dos *layouts* em formatação gerber utilizando o programa de *software* livre *FlatCam* (disponível em flatcam.org).

FIGURA 20 – FERRAMENTAS DISPONÍVEIS PARA USO NO EQUIPAMENTO



FONTE: O AUTOR

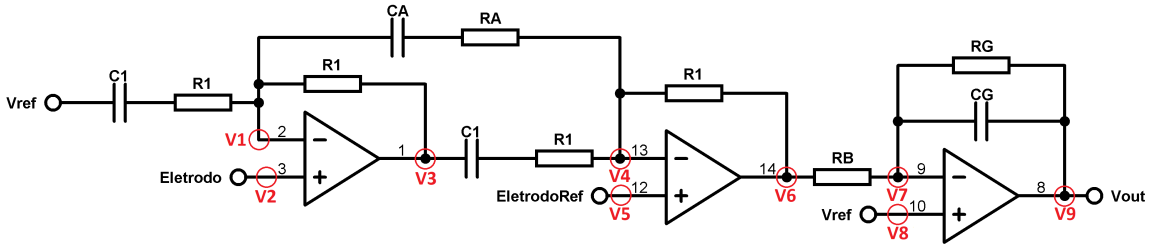
LEGENDA: De cima para baixo estão as ferramentas: Fresa para removimento de cobre (isolamento das trilhas); Fresa para corte de placa; Broca para perfuração da placa

3.5 METODOLOGIA DE TESTE

3.6 TENSÕES DE POLARIZAÇÃO - DC

O primeiro teste a ser realizado consiste em verificar as tensões de polarização tanto nas alimentações do circuito quanto nas saídas dos amplificadores tendo suas entradas em modo comum. A figura 21 apresenta os pontos onde as tensões devem ser medidas.

FIGURA 21 – ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DESENVOLVIDO COM DESTAQUE PARA AS TENSÕES A SEREM AFERIDAS



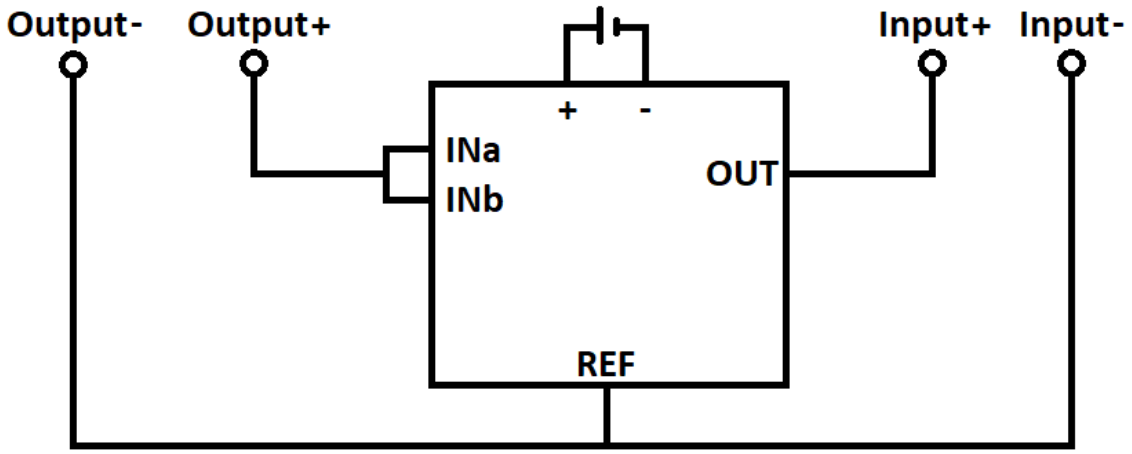
FONTE: O AUTOR

3.7 ANALISADOR DE FREQUÊNCIA - AC

Tendo passado no teste de polarização, o próximo passo consiste em verificar se o circuito apresenta as características desejadas na sua resposta em frequência. Para tal, foi utilizado um equipamento capaz de realizar uma varredura em frequência do ganho de tensão do circuito.

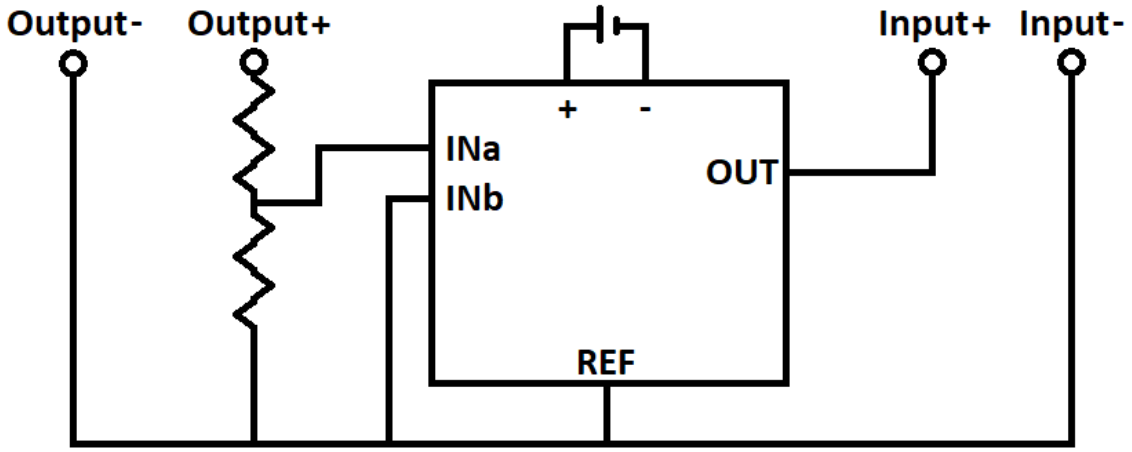
Dadas as limitações do equipamento a varredura iniciou em 5Hz e foi necessário o uso de um divisor de tensão na saída desse para evitar a saturação após o ganho do modo diferencial do amplificador em teste. As figuras 22 e 23 apresentam respectivamente o esquema de testes para modo comum e para modo diferencial

FIGURA 22 – ESQUEMA DE TESTES PARA O MODO COMUM



FONTE: O AUTOR

FIGURA 23 – ESQUEMA DE TESTES PARA O MODO DIFERENCIAL



FONTE: O AUTOR

3.8 AQUISIÇÃO DIGITAL - TIVA

O μcontrolador utilizado para realizar a aquisição digital do sinal é o Tiva série C com o processador TM4C123G. Ele possui dois ADC's de 12 bits, 256kB de memória Flash, 32kB de memória SRAM, 2kB de memória EEPROM com um clock de 80MHz numa arquitetura de 32 bits ARM com ponto flutuante.

3.8.1 Sinal Miográfico

Um primeiro teste a ser realizado na aquisição digital é da obtenção de um sinal miográfico. Como já estudado na fundamentação teórica, esse sinal possui maior amplitude tornando mais simples sua distinção do ruído. Por ser de maior amplitude

se comparado ao sinal do encéfalo é esperado que esse sinal sature a saída do amplificador tornando mais clara a sua presença.

Essa medida pode ser realizada em qualquer músculo do corpo sendo selecionado o músculo do braço para essa etapa.

3.8.2 Sinal Eletroencefalográfico

Funcionando a aquisição do sinal miográfico, a próxima etapa consiste na aquisição do sinal encefálico. Esse sinal terá menor amplitude porém se encontra dentro da faixa dinâmica e da resolução (equação 3.7) do ADC em uso.

$$R = \frac{3,3}{2^{12}} = 0,00080\ V/bit \tag{3.7}$$

Dentre as diversas áreas apresentadas na fundamentação teórica, as escolhidas para se realizar a aquisição dos sinal são o córtex da visão - localizado na parte posterior do encéfalo - e o cóxtex motor - localizado na parte lateral do encéfalo - vide figuras 2 e 3.

3.9 PROCESSAMENTO DOS DADOS

3.9.1 Transformada de Fourier

A transformada de Fourier foi aplicada com a finalidade de verificar em quais frequências estão presentes os sinais aproveitando para extrair *features* para um possível aprendizado de máquina.

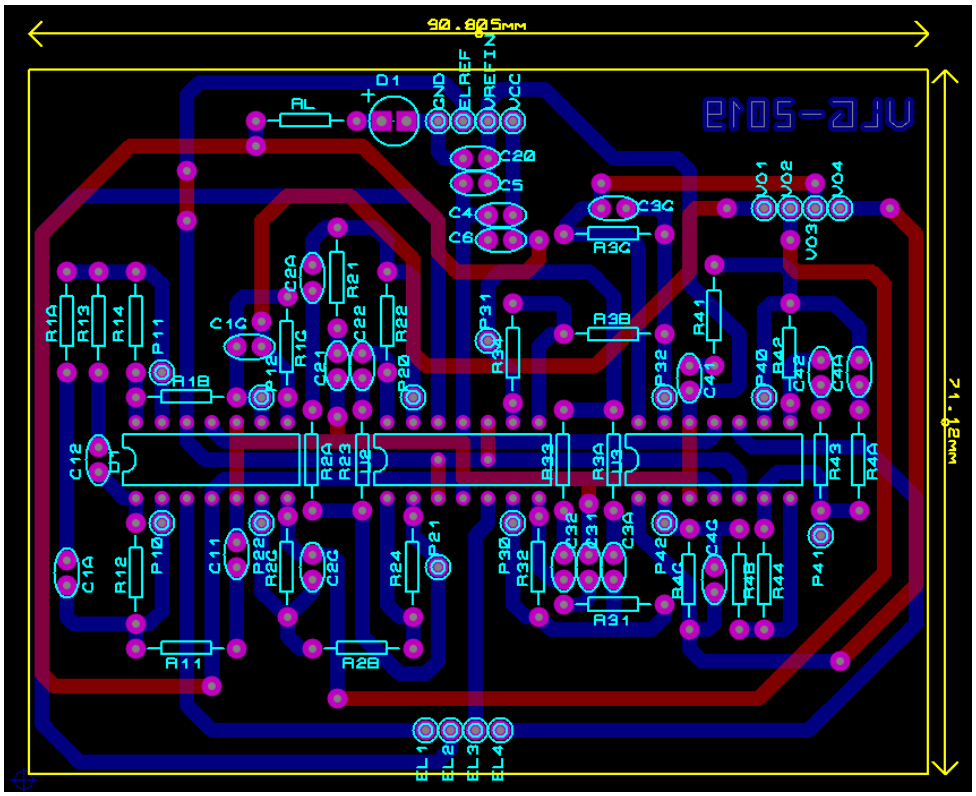
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Depois do desenvolvimento do projeto é importante verificar seu funcionamento e a qualidade do resultado obtido. Nesse capitulo são discutidos os resultados obtidos iniciando com a placa de circuito desenvolvida, passando pela comparação dos resultados práticos com os simulados e finalizando com uma comparação de custo do equipamento desenvolvido com os disponíveis comercialmente.

4.1 PLACAS CONFECCIONADAS

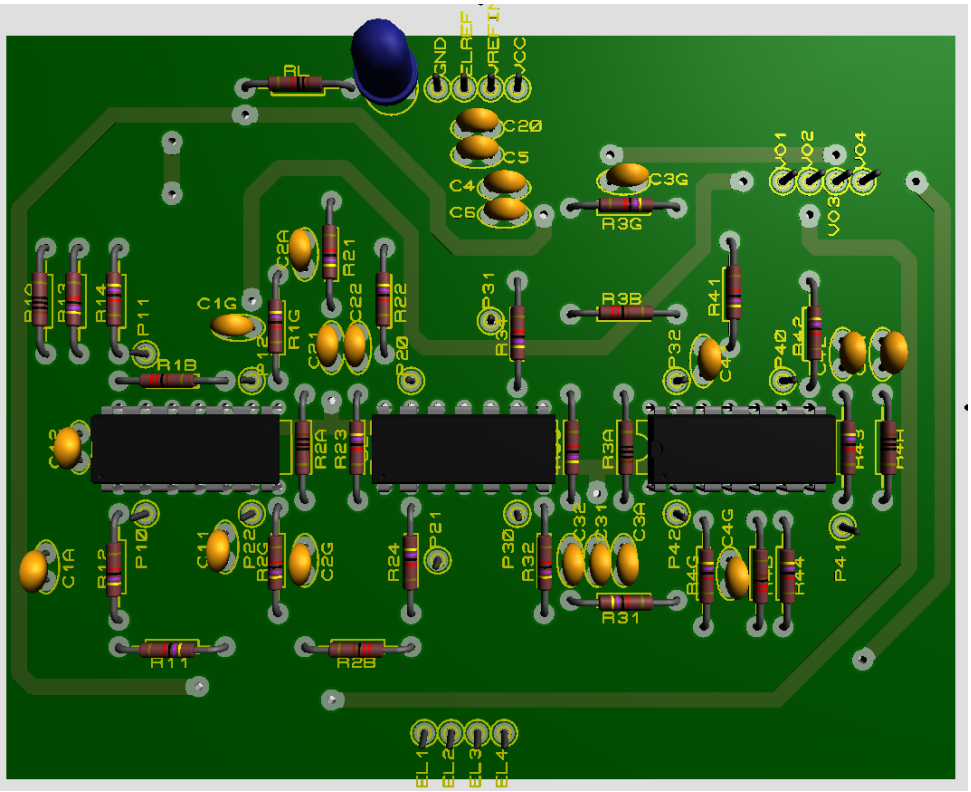
Nas figuras 24, 25, 26 e 27 são apresentados respectivamente o projeto do *layout*, sua simulação tridimensional e o circuito montado nas vistas superior e inferior para a placa de aquisição. Nas figuras 28, 29, 30 e 31 são apresentados respectivamente o projeto do *layout*, sua simulação tridimensional e o circuito montado nas vistas superior e inferior para a placa do tipo *shield*.

FIGURA 24 – LAYOUT DESENVOLVIDO PARA A PLACA DE AQUISIÇÃO



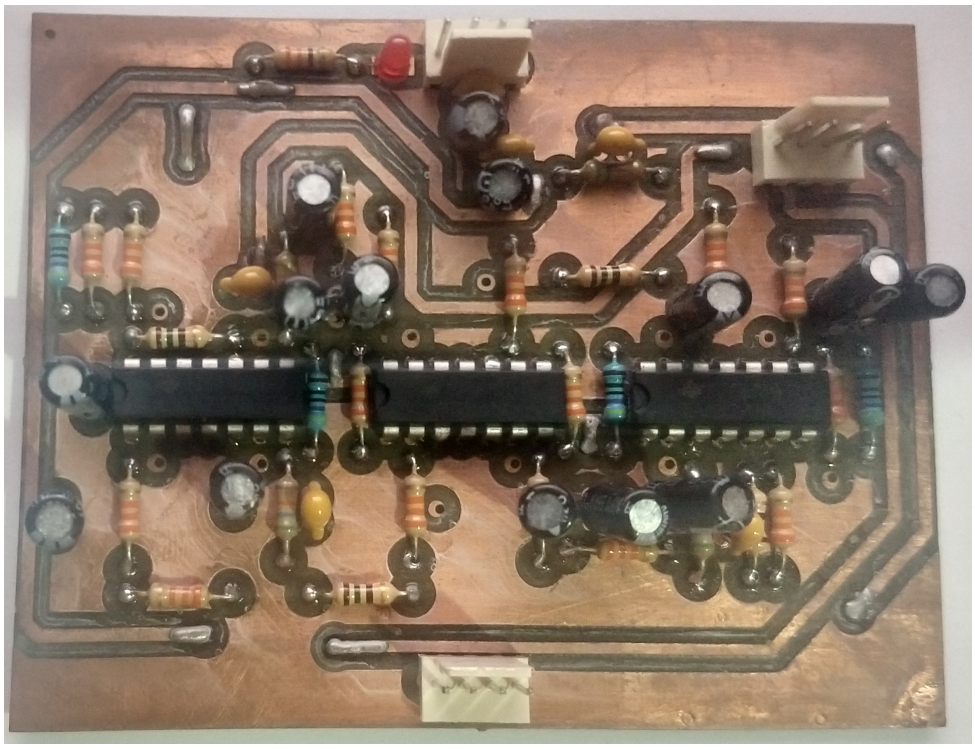
FONTE: O AUTOR

FIGURA 25 – VISTA SUPERIOR DA SIMULAÇÃO TRIDIMENSIONAL DO LAYOUT DESENVOLVIDO PARA A PLACA DE AQUISIÇÃO



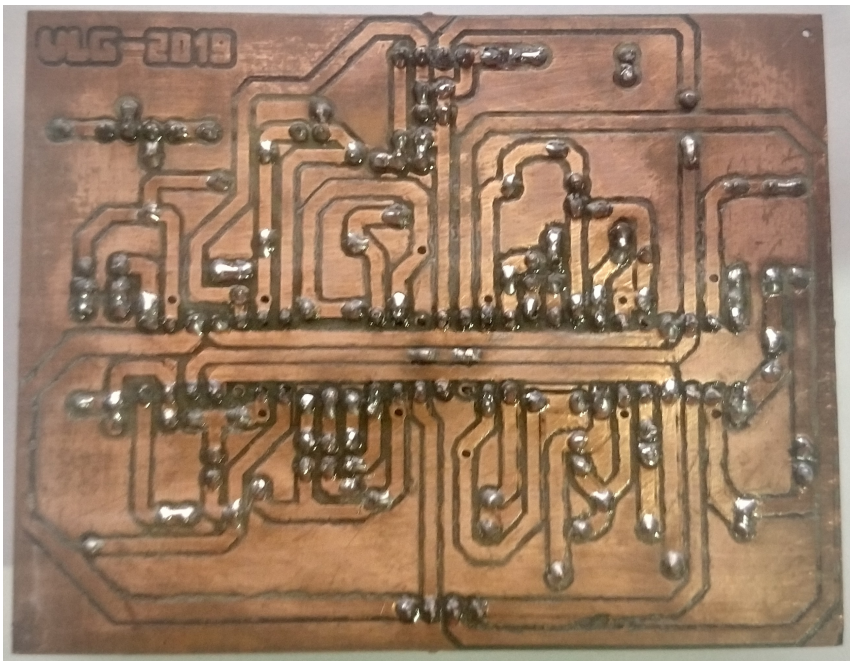
FONTE: O AUTOR

FIGURA 26 – VISTA SUPERIOR DA PLACA DE AQUISIÇÃO CONFECCIONADA



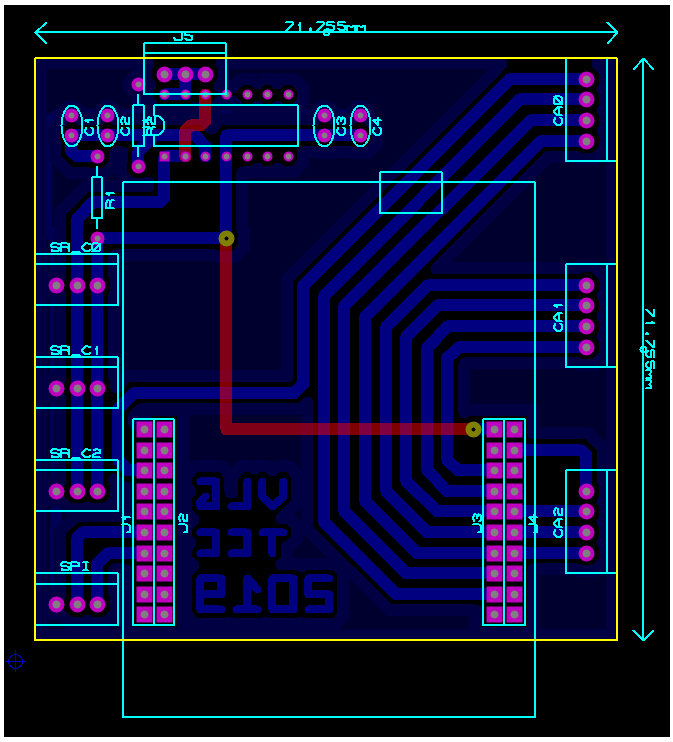
FONTE: O AUTOR

FIGURA 27 – VISTA INFERIOR DA PLACA DE AQUISIÇÃO CONFECCIONADA



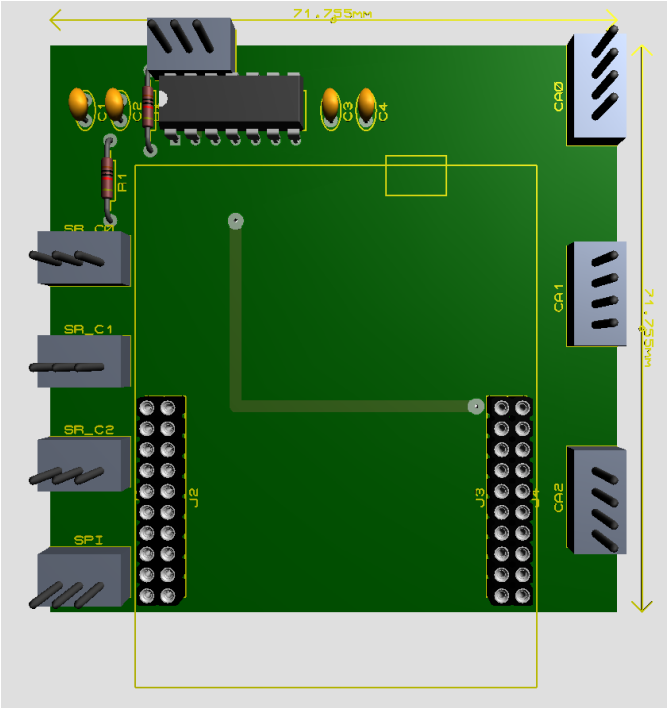
FONTE: O AUTOR

FIGURA 28 – LAYOUT DESENVOLVIDO PARA A PLACA DO TIPO *SHIELD*



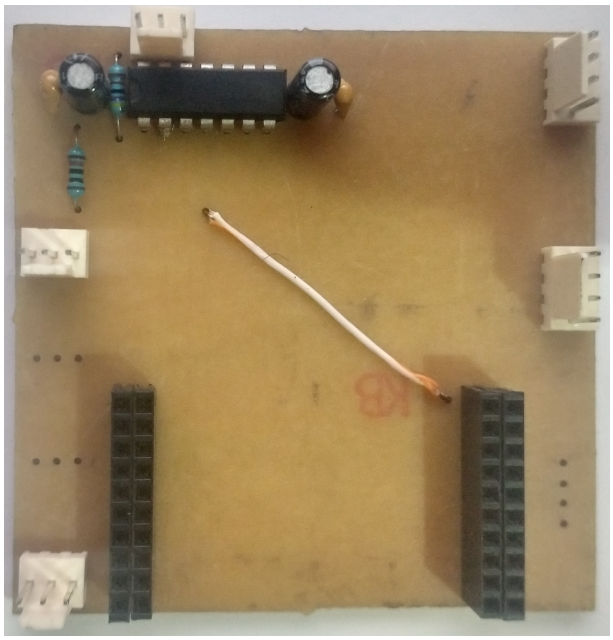
FONTE: O AUTOR

FIGURA 29 – VISTA SUPERIOR DA SIMULAÇÃO TRIDIMENSIONAL DO LAYOUT DESENVOLVIDO PARA A PLACA DO TIPO *SHIELD*



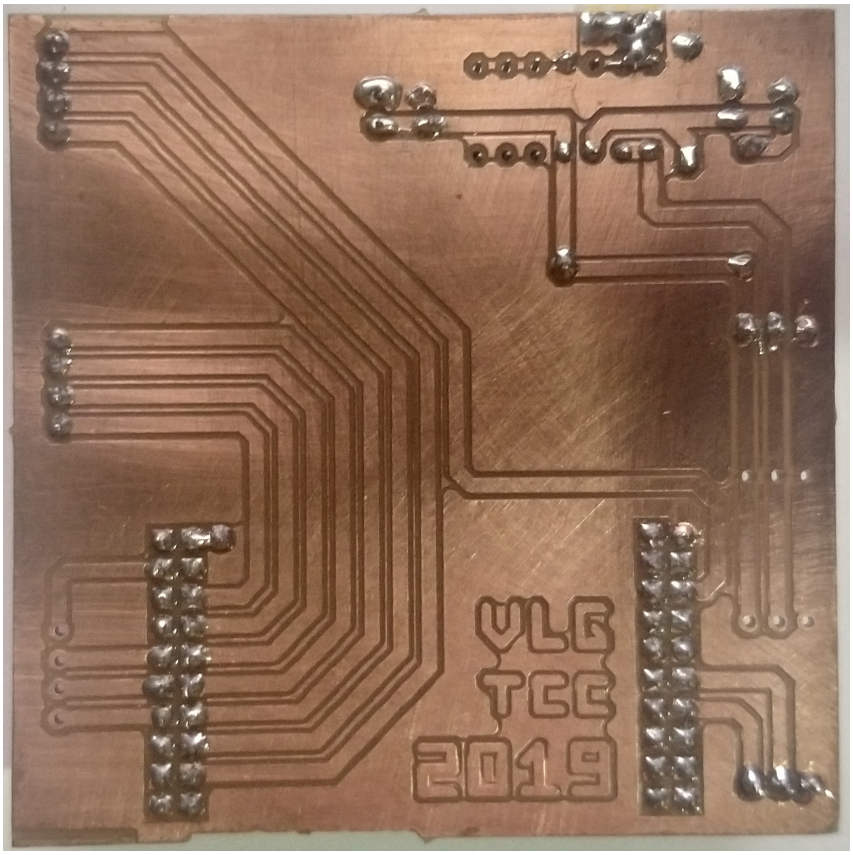
FONTE: O AUTOR

FIGURA 30 – VISTA SUPERIOR DA PLACA DO TIPO *SHIELD* CONFECCIONADA



FONTE: O AUTOR

FIGURA 31 – VISTA INFERIOR DA PLACA DO TIPO *SHIELD* CONFECCIONADA



FONTE: O AUTOR

4.2 TENSÕES DE POLARIZAÇÃO

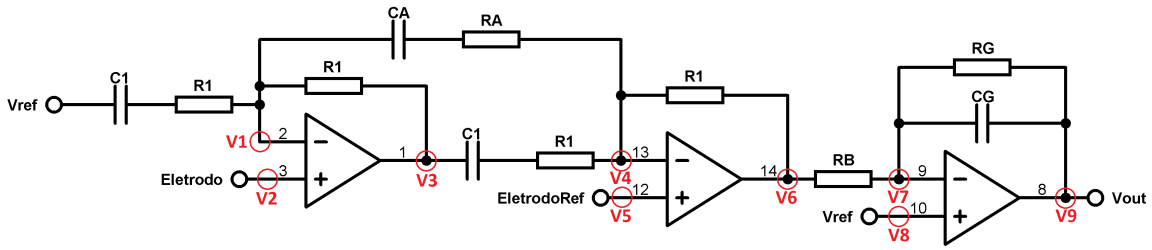
A tabela 4 apresenta os valores esperados e medidos das tensões de polarização conforme definido na figura 21, colocada novamente na figura 32 para facilitar a consulta. A figura 33 reapresenta os mesmos valores em um gráfico de colunas para auxiliar na comparação.

TABELA 4 – Valores esperados e obtidos das tensões de polarização do circuito

	Esperado	Medido Canal 01	Medido Canal 02	Medido Canal 03	Medido Canal 04
Alimentação	5,00 V	5,04 V	5,04 V	5,04 V	5,04 V
V1	1,599 V	1,623 V	1,621 V	1,622 V	1,622 V
V2	1,599 V	1,622 V	1,622 V	1,623 V	1,623 V
V3	1,599 V	1,622 V	1,621 V	1,622 V	1,621 V
V4	1,599 V	1,621 V	1,623 V	1,644 V	1,623 V
V5	1,599 V	1,623 V	1,623 V	1,623 V	1,623 V
V6	1,599 V	1,621 V	1,622 V	1,643 V	1,622 V
V7	1,599 V	1,621 V	1,622 V	1,635 V	1,623 V
V8	1,599 V	1,622 V	1,623 V	1,622 V	1,622 V
V9	1,599 V	1,613 V	1,625 V	1,550 V	1,840 V

FONTE: O AUTOR

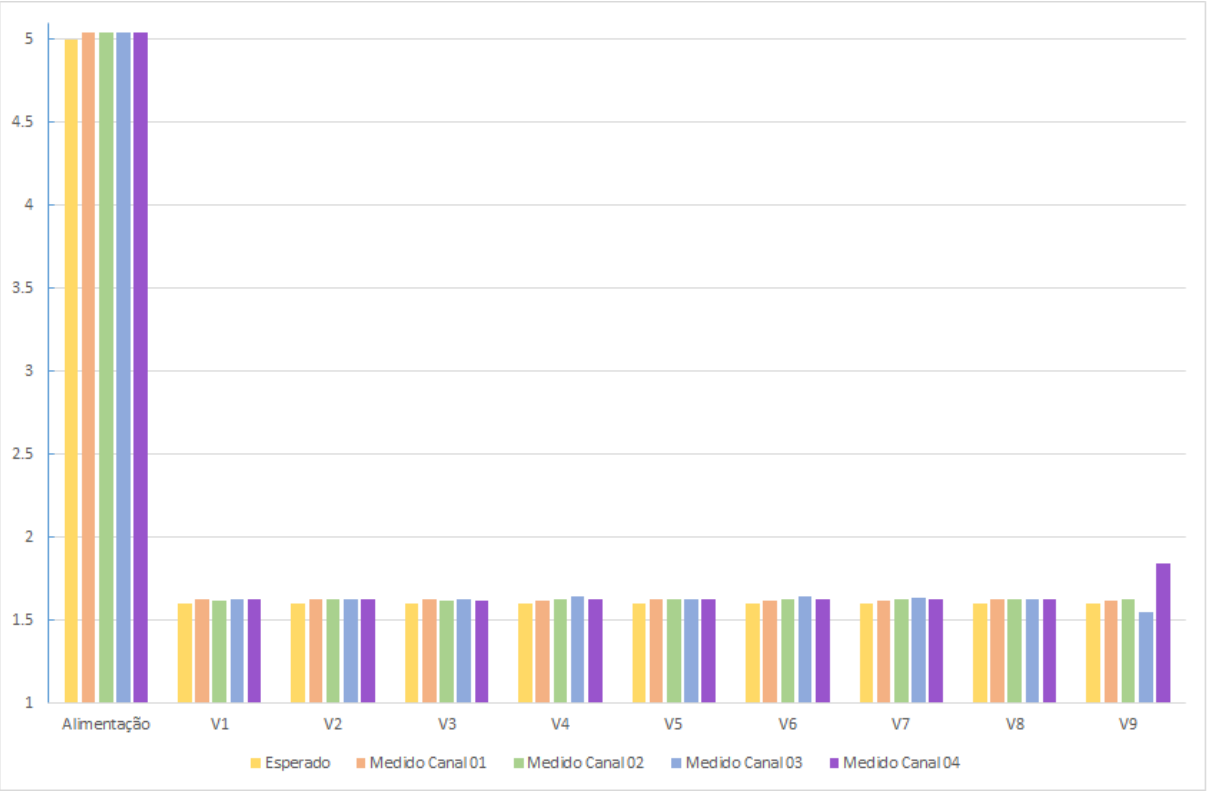
FIGURA 32 – ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DESENVOLVIDO COM DESTAQUE PARA AS TENSÕES A SEREM AFERIDAS



FONTE: O AUTOR

A pequena diferença nos valores obtidos em relação aos esperados acontece devido à tensão de *offset* que está sempre presente nesse tipo de aplicação. Como seu valor não move o ponto de operação do circuito para fora de sua faixa dinâmica não foi necessária a utilização dos pinos de polarização.

FIGURA 33 – VALORES ESPERADOS E OBTIDOS DAS TENSÕES DE POLARIZAÇÃO DO CIRCUITO



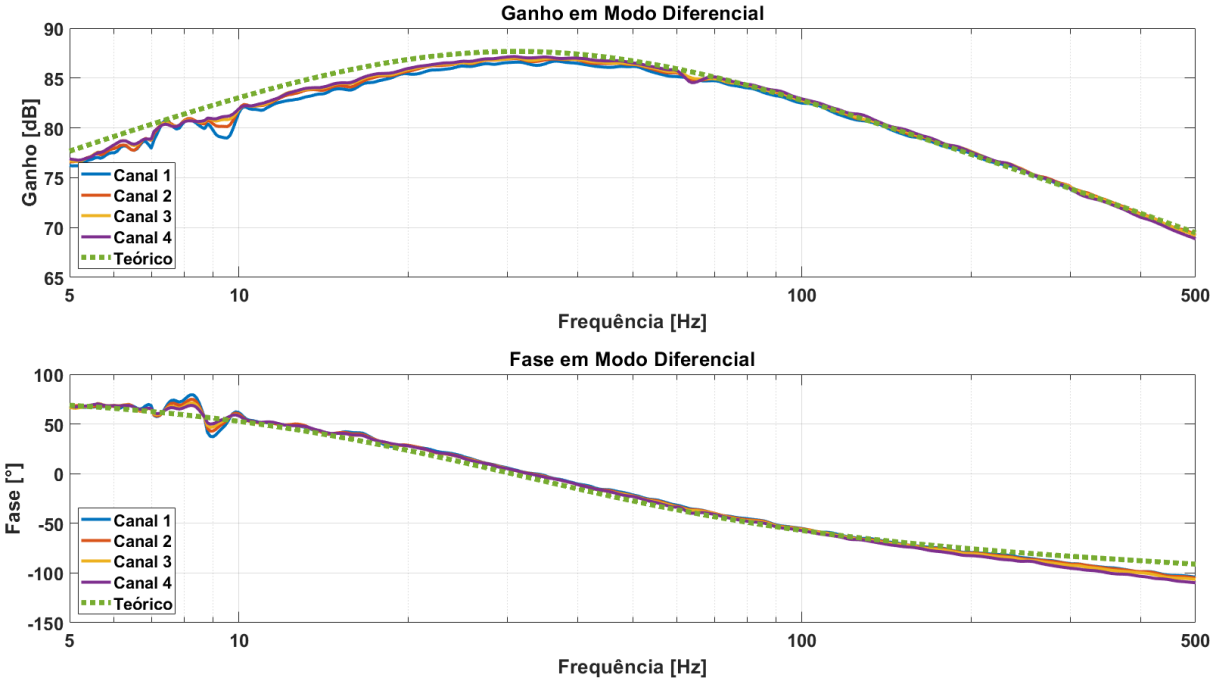
FONTE: O AUTOR

4.3 RESPOSTA EM FREQUÊNCIA DO CIRCUITO

A figura 34 apresenta as curvas da resposta em frequência (magnitude e fase) para os quatro canais em Modo Diferencial tendo também uma sobreposição com o resultado de simulação. De modo similar, a figura 35 apresenta essas curvas para o Modo Comum do circuito. Por fim, a figura 36 apresenta as curvas do CMRR para os quatro canais confeccionados assim como para o resultado da simulação projetada.

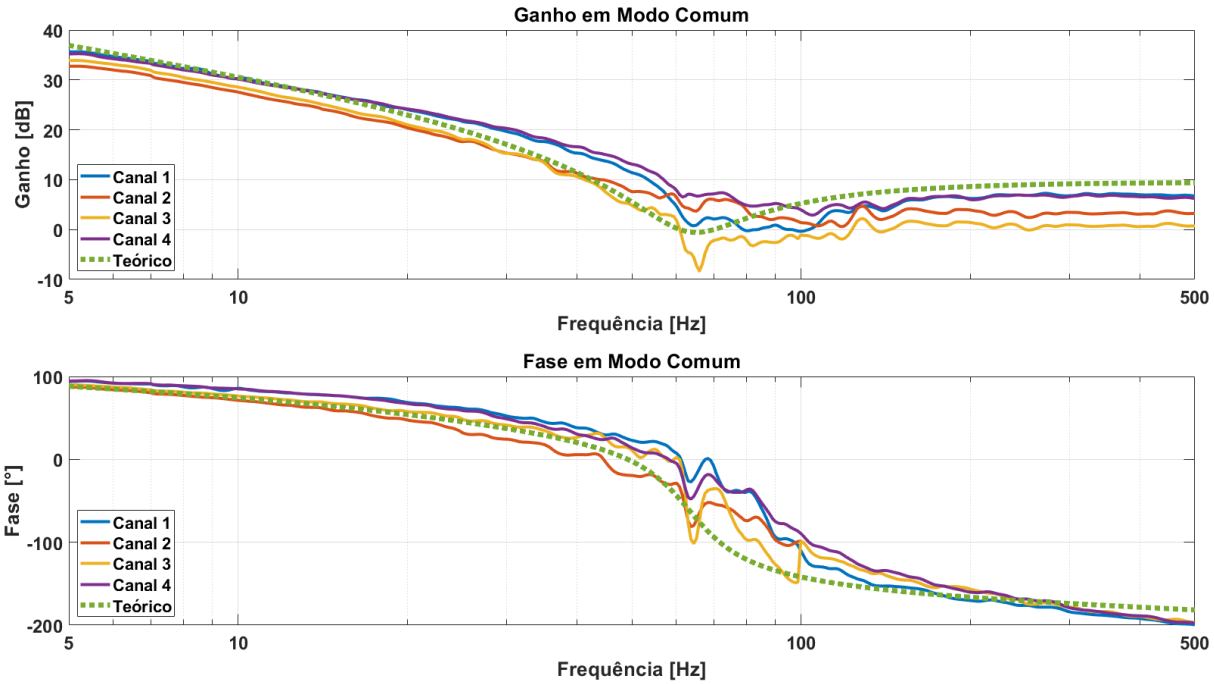
Observa-se uma boa concordância entre os resultados medidos experimentalmente e os simulados, validando assim o correto funcionamento dos circuitos desenvolvidos.

FIGURA 34 – RESPOSTA EM FREQUÊNCIA DO CIRCUITO PARA O MODO DIFERENCIAL



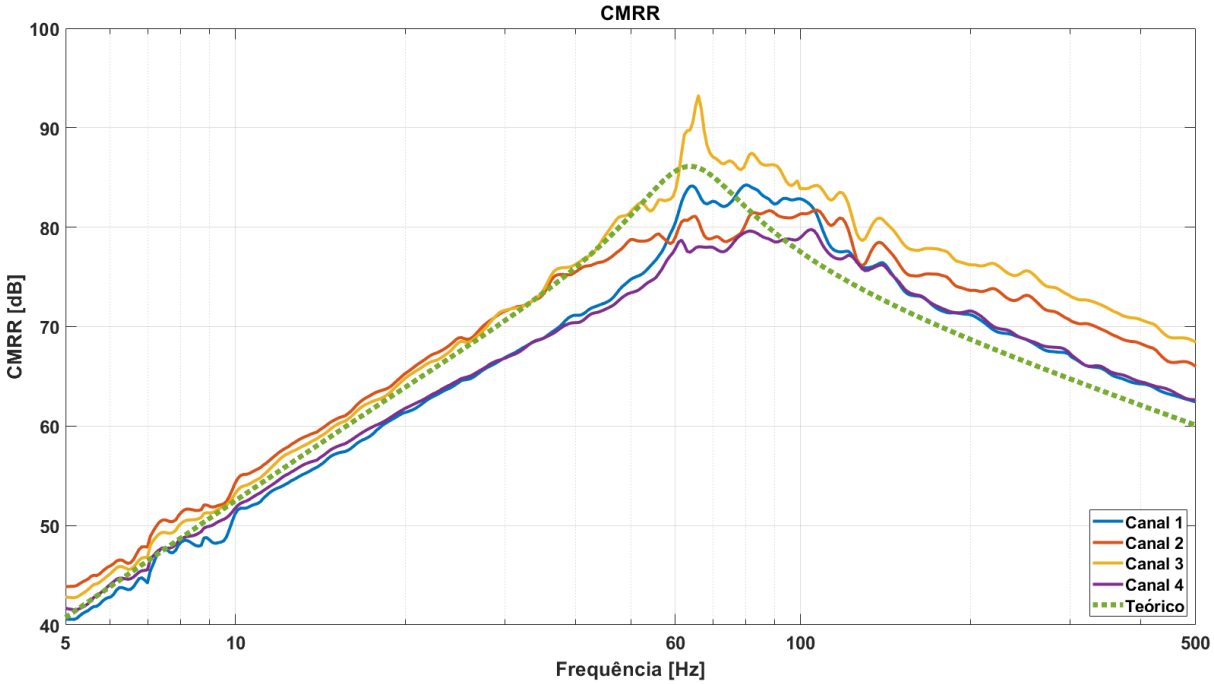
FONTE: O AUTOR

FIGURA 35 – RESPOSTA EM FREQUÊNCIA DO CIRCUITO PARA O MODO COMUM



FONTE: O AUTOR

FIGURA 36 – RESPOSTA EM FREQUÊNCIA DO CMRR DO CIRCUITO



FONTE: O AUTOR

4.4 AQUISIÇÕES REALIZADAS

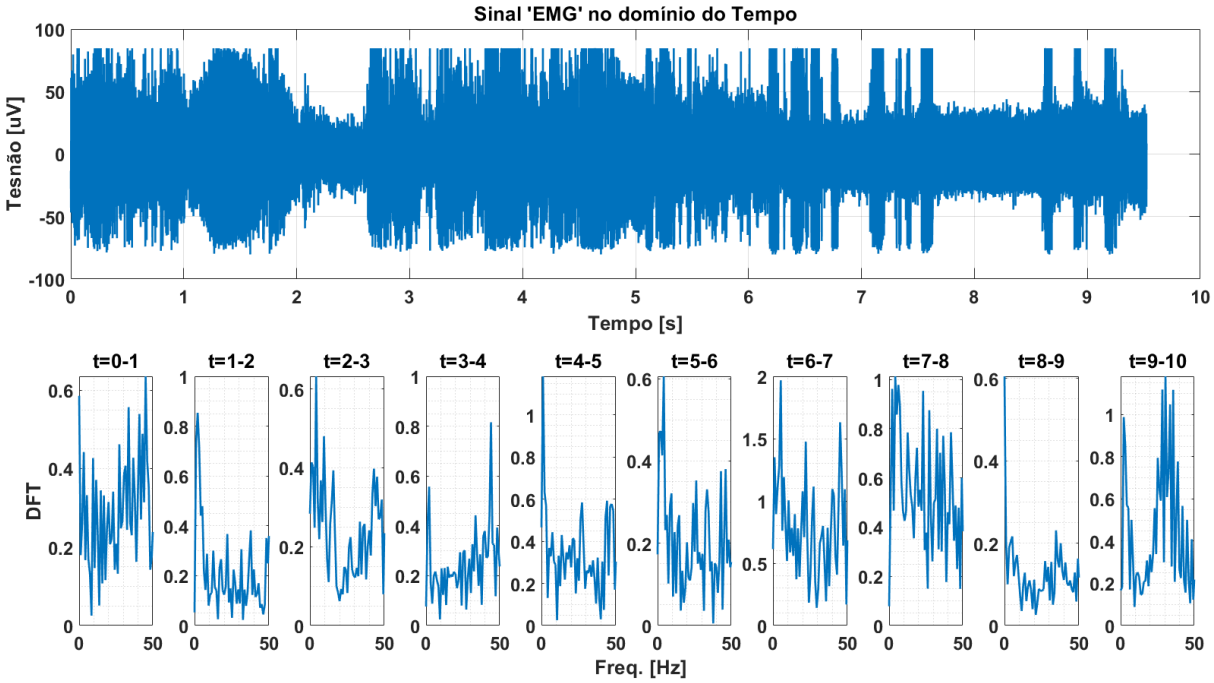
A seguir serão apresentados alguns dos sinais adquiridos para validar o funcionamento do circuito. Esses sinais são acompanhados da Transformada Discreta de Fourier (DFT) aplicada em 10 janelas igualmente espaçadas temporalmente no sinal.

Optou-se por realizar a transformada em janelas do sinal para verificar que, para diferentes situações de pensamento/movimento, obtém-se diferentes faixas de frequências ativas no encéfalo.

4.4.1 Sinal Miográfico

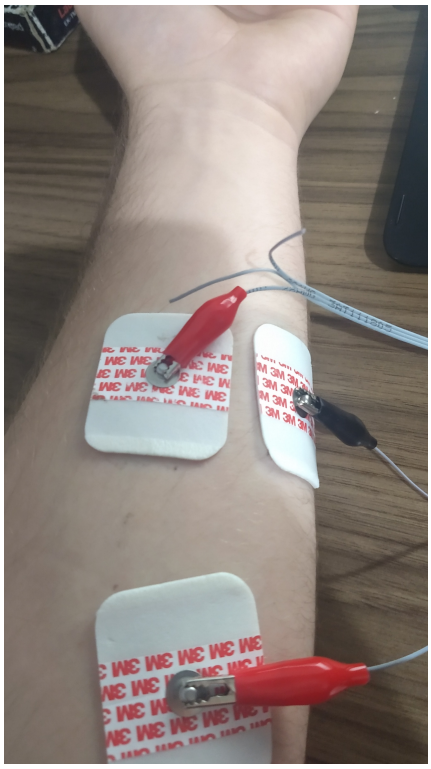
Para adquirir esses sinais foram utilizados os eletrodos do tipo descartável dispostos conforme a figura 38. Durante a aquisição desse sinal foi possível verificar que o tipo de eletrodo exerce forte influência na medida. Apesar do nível de ruído na figura 37 estar acima do desejado, é possível validar o funcionamento do circuito uma vez que os sinais miográficos foram capazes de saturar a saída do circuito.

FIGURA 37 – SINAL DE UMA AQUISIÇÃO ELETROMIOGRÁFICA E SUA DFT



FONTE: O AUTOR

FIGURA 38 – DISPOSIÇÃO DOS ELETRODOS PARA A REALIZAÇÃO DE UM ELETROMIOGRAMA



FONTE: O AUTOR

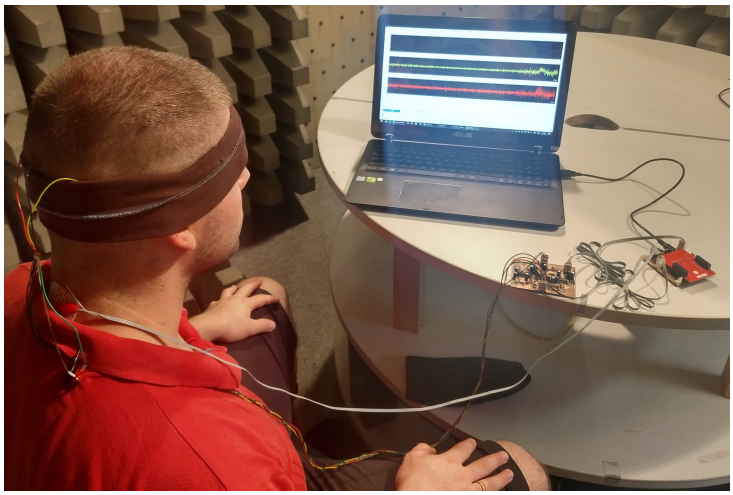
4.4.2 Sinal Encefalográfico

Para realizar a aquisição de um sinal encefalográfico foi modificado o tipo de eletrodo utilizado conforme ilustra a figura 39. A figura 40 apresenta a montagem do sistema para realizar a medida assim como o posicionamento e a fixação dos eletrodos na região occipital do encéfalo.

FIGURA 39 – DIFERENTES MODELOS DE ELETRODOS QUE PODEM SER UTILIZADOS

FONTE: O AUTOR
LEGENDA: Da esquerda para a direita encontram-se o Eletrodo banhado a ouro específico para realização de EEG e o eletrodo descartável comumente utilizado em EMG

FIGURA 40 – DISPOSIÇÃO DOS ELETRODOS PARA A REALIZAÇÃO DE UM EEG



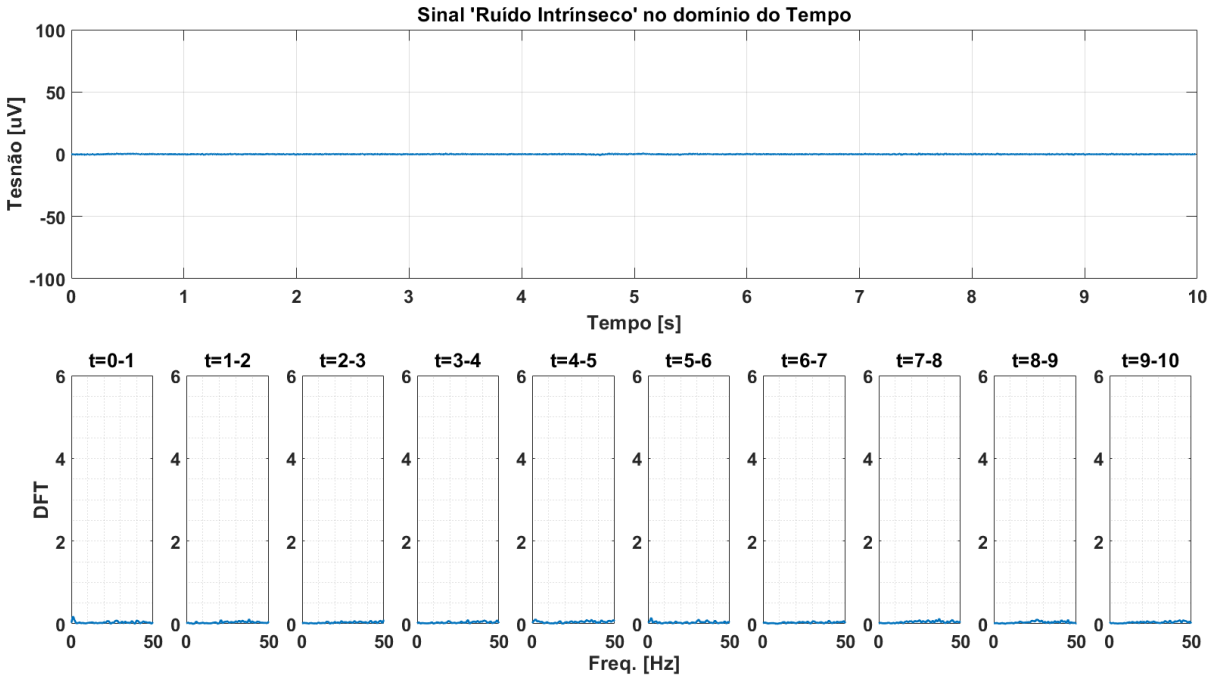
FONTE: O AUTOR

4.4.2.1 Ruído Intrínseco

A primeira medida realizada com os novos eletrodos foi a do ruído intrínseco do sistema, sendo ele a medida da saída tendo as entradas curto-circuitadas em modo comum. Esse ruído é a composição dos diversos ruídos presentes no circuito como o ruído Flicker e o ruído da Rede.

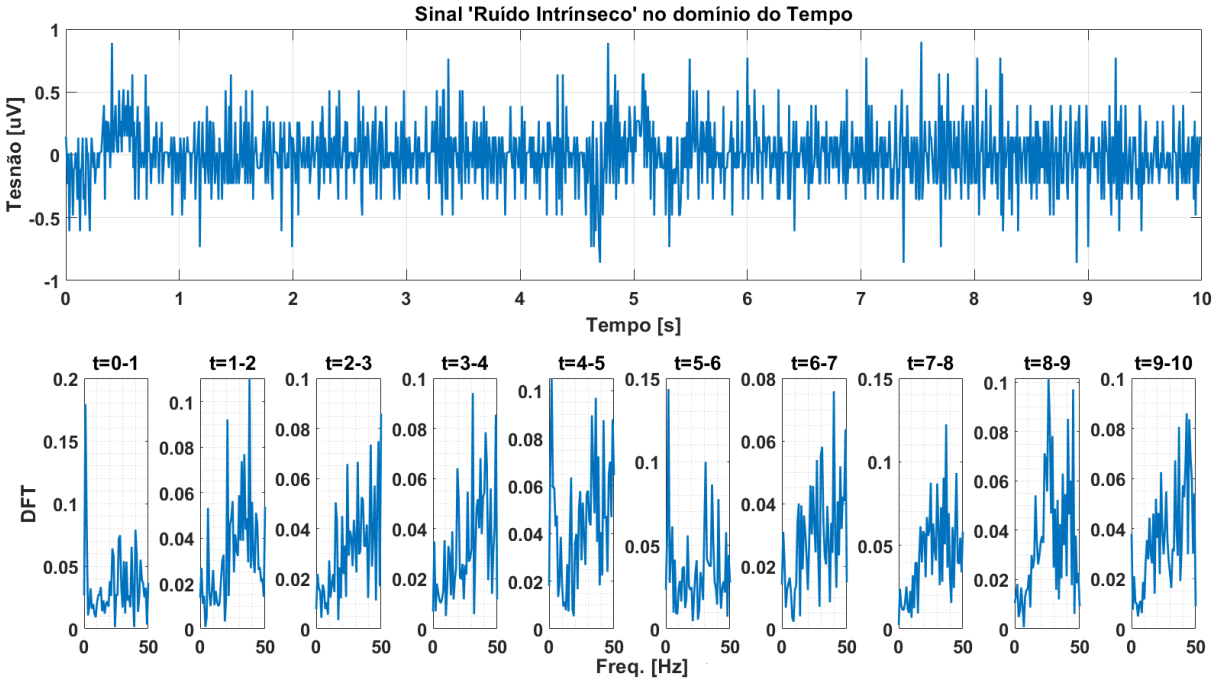
Através do sinal obtido, apresentado na figura 41 (com *zoom* na figura 42), foi realizado o cálculo do valor *RMS* do ruído resultando em $4.9mV_{rms}$ que, em escala pré-amplificação, equivale à $0.25\mu V_{rms}$. Esse valor está muito abaixo do nível do sinal que se deseja realizar a medida demonstrando a qualidade do circuito desenvolvido.

FIGURA 41 – SINAL DE UMA AQUISIÇÃO ELETROMIOGRÁFICA E SUA DFT



FONTE: O AUTOR

FIGURA 42 – SINAL DE UMA AQUISIÇÃO ELETROMIOGRÁFICA E SUA DFT



FONTE: O AUTOR

4.4.2.2 EEG - Região Occipital

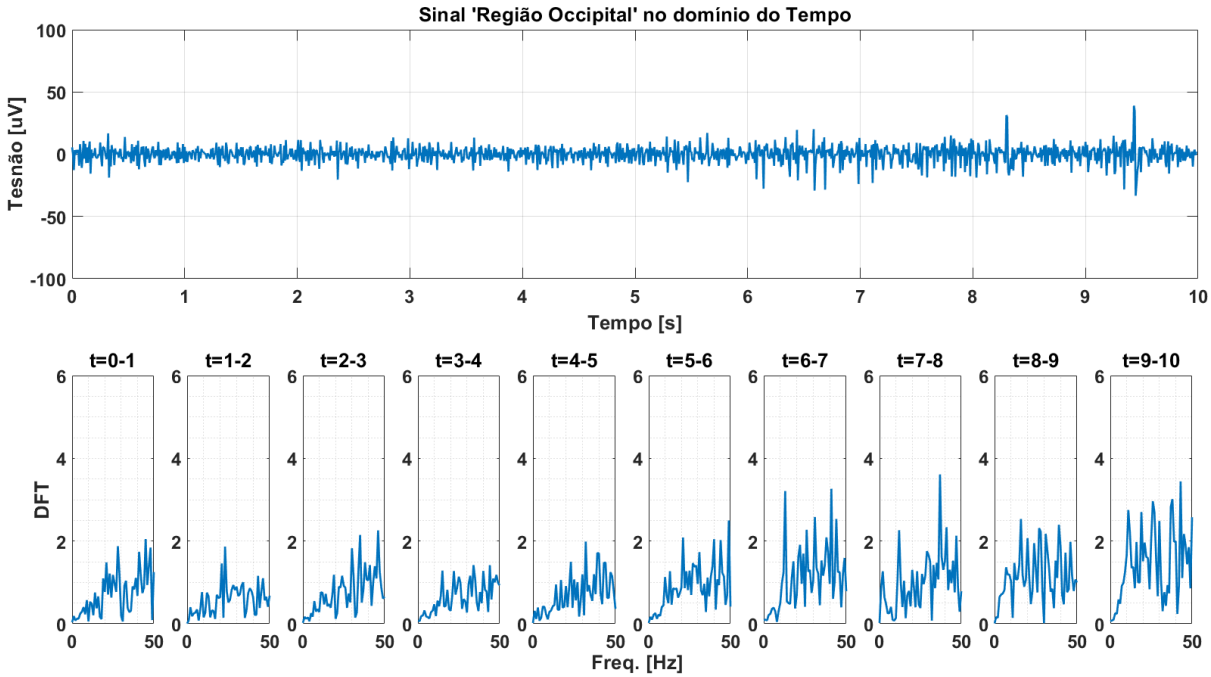
A figura 43 ilustra o posicionamento no encéfalo da referida região. Essa porção do cérebro é responsável pelo processamento da Visão, nela espera-se obter diferenças nos valores medidos para os olhos abertos e fechados.

Na figura 44 é apresentado o sinal obtido para essa região. Aproximadamente na metade do intervalo da medida os olhos foram fechados e é possível verificar uma leve modificação no espectro de frequências a partir desse momento validando o funcionamento do cirucito.

FIGURA 43 – POSICIONAMENTO DA REGIÃO OCCIPITAL NO ENCÉFALO

FONTE: Adaptado de (LENT, 2008)

FIGURA 44 – SINAL DE UM EEG NA REGIÃO OCCIPITAL COM SUA DFT



FONTE: O AUTOR

LEGENDA: De 0 a 5 s os olhos estão abertos; de 5 s a 10 s os olhos estão fechados modificando a DFT a partir de então.

4.4.2.3 EEG - Região Temporal

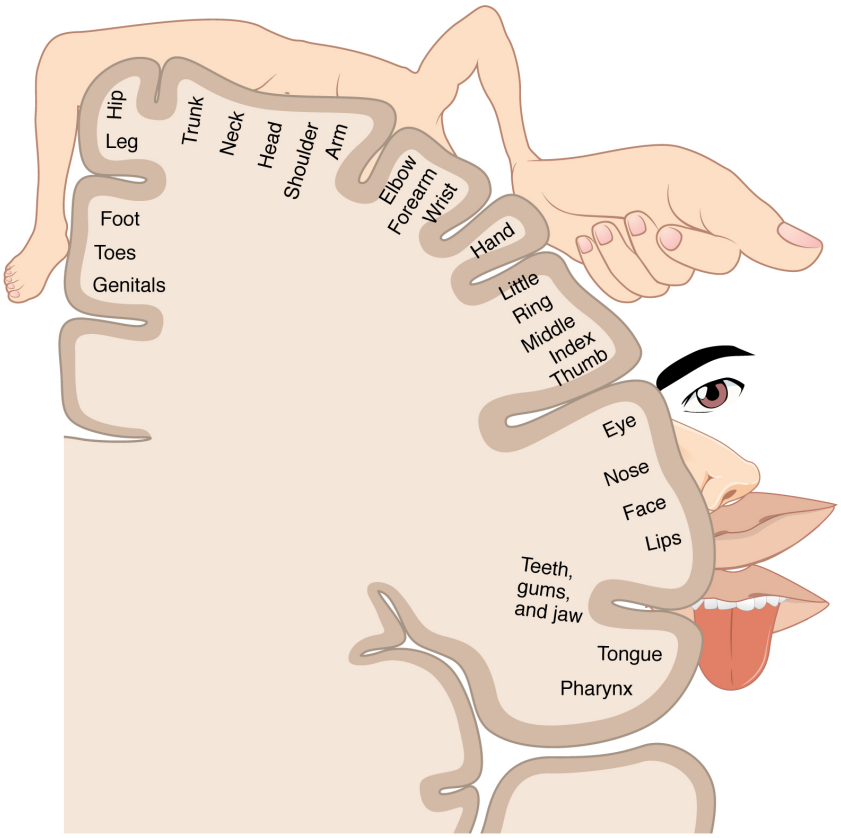
A figura 45 ilustra o posicionamento no encéfalo da referida região. Essa porção do cérebro é responsável pelo processamento sensorial e motor.

FIGURA 45 – POSICIONAMENTO DA REGIÃO TEMPORAL NO ENCÉFALO

FONTE: Adaptado de (LENT, 2008)

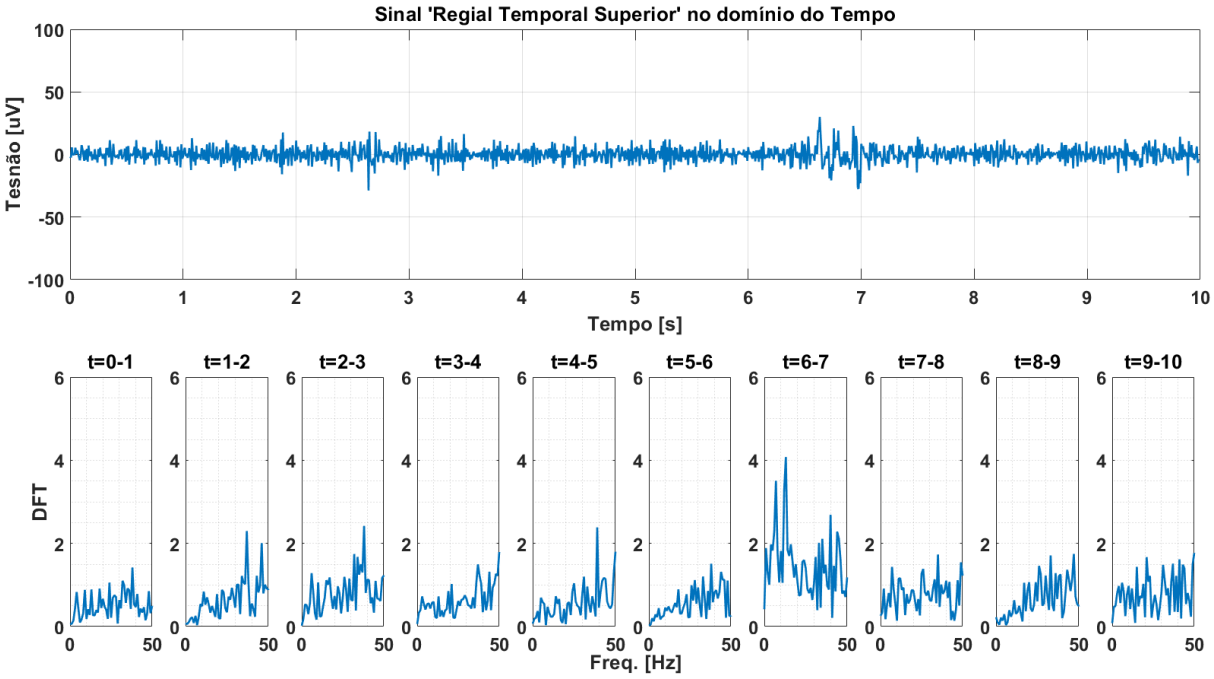
Nas figuras 47 e 48 são apresentados respectivamente os sinais obtidos pela parte Superior e Inferior dessa região. A figura 46 ilustra o que cada parte é responsável por processar no encéfalo sendo as regiões medidas as da Face e dos membros superiores.

FIGURA 46 – DIAGRAMA DA SOMATOPIA DO ENCÉFALO



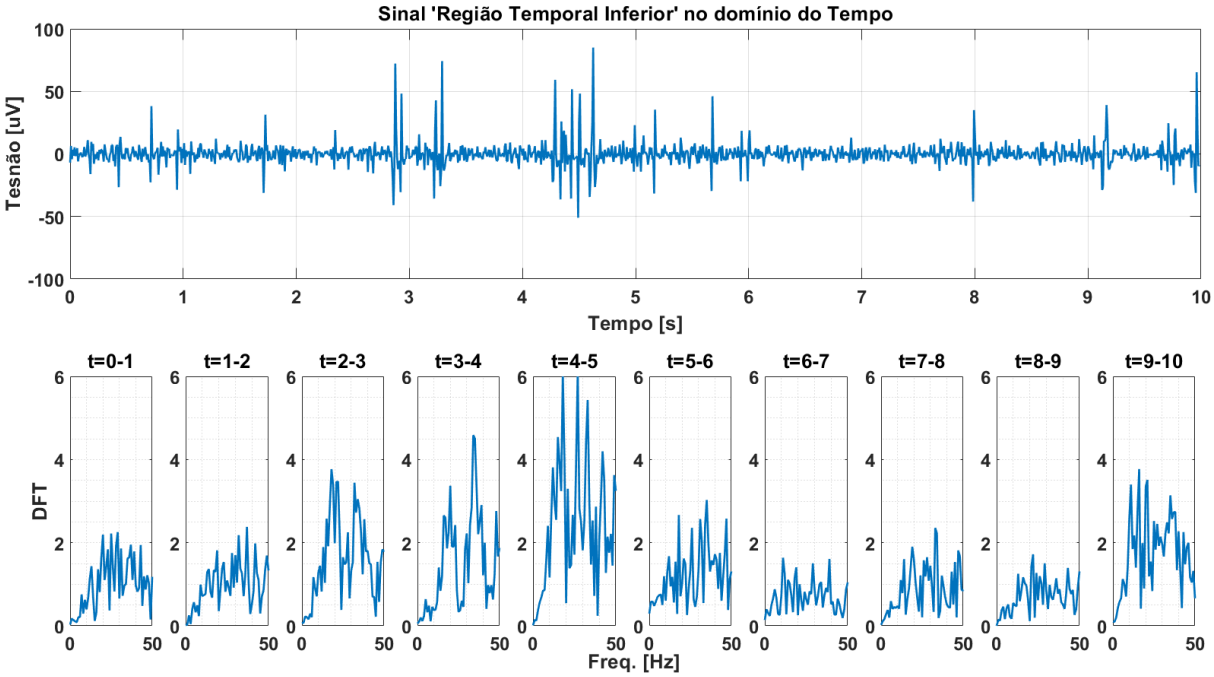
FONTE: *Anatomy and Physiology*

FIGURA 47 – SINAL DE UM EEG NA REGIÃO TEMPORAL SUPERIOR COM SUA DFT



FONTE: O AUTOR

FIGURA 48 – SINAL DE UM EEG NA REGIÃO TEMPORAL INFERIOR COM SUA DFT



FONTE: O AUTOR

4.5 CUSTO

4.5.1 Equipamentos cormerciais

Na tabela 5 são apresentados os custos dos equipamentos comerciais disponíveis para a realização desse tipo de medida.

TABELA 5 – Custo de equipamentos comerciais para EEG - Coleta realizada no segundo semestre de 2019

Loja	Produto	Canais	Preço	Preço por Canal
meditron	SHADER SC840	40	R$ 20.000,00	R$ 500,00
meditron	VERTEX SC823	23	R$ 16.500,00	R$ 717,39
meditron	VERTEX SC823aeeg	23	R$ 32.000,00	R$ 1.391,30
marcamedica	Iblue 52	26	R$ 15.500,00	R$ 596,15
marcamedica	Brain Wave II	25	R$ 15.500,00	R$ 620,00
marcamedica	Brain Wave III	36	R$ 15.500,00	R$ 430,56
icelera	iBlue 64	24	R$ 27.250,00	R$ 1.135,42
icelera	iBlue 52	26	R$ 17.500,00	R$ 673,08
icelera	nano EEG	20	R$ 15.500,00	R$ 775,00
icelera	nano Poli	10	R$ 25.000,00	R$ 2.500,00
neurosoft	Neuron-Spectrum-4	21	R$ 25.000,00	R$ 1.190,48
neurovirtual	BWMini EEG	21	R$ 17.500,00	R$ 833,33
neurovirtual	BWIII EEG Plus	50	R$ 29.300,00	R$ 586,00
neurovirtual	BWIII EEG	36	R$ 16.500,00	R$ 458,33

FONTE: O AUTOR

4.5.2 Equipamento desenvolvido

A tabela 6 descreve os custos envolvidos na fabricação do projeto proposto levando em consideração também os custos com eletrodos.

TABELA 6 – Custo do Equipamento desenvolvido em duas configurações de montagem

CONFIGURAÇÃO BÁSICA (4 CANAIS)			
	R$/Un	Quantidade	Total
Tiva	R$ 88.74	1	R$ 88.74
LM324	R$ 0.75	4	R$ 3.00
Cap Eletrolítico	R$ 0.45	16	R$ 7.20
Cap Cerâmico	R$ 0.20	8	R$ 1.60
Resistor	R$ 0.10	30	R$ 3.00
Led	R$ 0.50	1	R$ 0.50
Barra de Pinos	R$ 1.50	2	R$ 3.00
Conector 3 vias macho	R$ 0.30	5	R$ 1.50
Conector 4 vias macho	R$ 0.40	6	R$ 2.40
Placa	R$ 0.03	112	R$ 3.36
		Total	R$ 114.30
Serviço Placa Shield	R$ 0.40	49	R$ 19.60
Serviço Placa Aquisição	R$ 0.40	63	R$ 25.20
Setup	R$ 15.00	2	R$ 30.00
		Total	R$ 74.80
Eletrodo EMG	R$ 0.50	1	R$ 0.50
Eletrodo EEG	R$ 12.00	5	R$ 60.00
		Total	R$ 60.50
Cabo Flat	R$ 3.00	1	R$ 3.00
Garra Jacaré	R$ 0.50	1	R$ 0.50
Conector 3 vias fêmea	R$ 0.15	2	R$ 0.30
Conector 4 vias fêmea	R$ 0.20	3	R$ 0.60
Terminal fêmea	R$ 0.15	20	R$ 3.00
		Total	R$ 7.40
		Total	R$ 257.00
		Total/Canal	R$ 64.25

CONFIGURAÇÃO COMPLETA (12 CANAIS)			
	R$/Un	Quantidade	Total
Tiva	R$ 88.74	1	R$ 88.74
LM324	R$ 0.75	10	R$ 7.50
Cap Eletrolítico	R$ 0.45	44	R$ 19.80
Cap Cerâmico	R$ 0.20	20	R$ 4.00
Resistor	R$ 0.10	89	R$ 8.90
Led	R$ 0.50	3	R$ 1.50
Barra de Pinos	R$ 1.50	2	R$ 3.00
Conector 3 vias macho	R$ 0.30	5	R$ 1.50
Conector 4 vias macho	R$ 0.40	12	R$ 4.80
Placa	R$ 0.03	238	R$ 7.14
		Total	R$ 146.88
Serviço Placa Shield	R$ 0.40	49	R$ 19.60
Serviço Placa Aquisição	R$ 0.40	189	R$ 75.60
Setup	R$ 15.00	4	R$ 60.00
		Total	R$ 155.20
Eletrodo EMG	R$ 0.50	3	R$ 1.50
Eletrodo EEG	R$ 12.00	15	R$ 180.00
		Total	R$ 181.50
Cabo Flat	R$ 3.00	3	R$ 9.00
Garra Jacaré	R$ 0.50	3	R$ 1.50
Conector 3 vias fêmea	R$ 0.15	4	R$ 0.60
Conector 4 vias fêmea	R$ 0.20	12	R$ 2.40
Terminal fêmea	R$ 0.15	60	R$ 9.00
		Total	R$ 22.50
		Total	R$ 506.08
		Total/Canal	R$ 42.17

FONTE: O AUTOR

Como o equipamento foi desenvolvido pensando em modularidade pode-se configurar a quantidade de canais conforme a necessidade. Na tabela 6 são apresentados os custos para quatro canais (somente uma placa de aquisição) e os custos para a configuração completa com doze canais (três placas de aquisição).

5 CONCLUSÃO

5.1 CONCLUSÃO

Os resultados obtidos demonstram sucesso na aquisição de sinais do encéfalo utilizando o sistema de aquisição desenvolvido. Os sinais apresentados são provenientes de apenas um par de eletrodos (um canal), sendo que o sistema pode ser configurado para obtenção de até 12 canais. A DFT aplicada aos sinais temporais mostra a presença de frequências características do encéfalo, tais como encontradas na literatura, o que também corrobora para a validação do projeto.

Para tornar possível a comparação do equipamento desenvolvido com os comerciais disponíveis no mercado toma-se como medida o custo por canal sendo caracterizado como o custo total do equipamento divido pela quantidade de canais disponíveis para serem utilizados.

O custo médio por canal dos equipamentos comerciais é de R$886,22 enquanto o custo médio por canal para o equipamento desenvolvido é de R$42,17 para a configuração completa.

Percebe-se que objetivo do projeto foi alcançado com a considerável diferença, mais de 20 vezes, entre o custo dos equipamentos comerciais e o desenvolvido.

Vale também ressaltar que, apesar da características únicas desse tipo de biosinal como baixíssima amplitude e baixa faixa de frequências, foi possível desenvolver uma arquitetura de circuito amplamente acessível com componentes comerciais simples e disponíveis sem necessidade de importação. Isso torna o projeto, além de baixo custo, escalável e aplicável nas mais diversas áreas propostas no inicio do trabalho.

Por fim, o desenvolvimento desse projeto levou ao limite os conhecimentos e os estudos de circuitos para instrumentação sendo de grande valia para a formação acadêmica e profissional deste que o escreve.

5.2 DESENVOLVIMENTOS FUTUROS

Com os resultados obtidos abrem-se diversos caminhos para a continuação desse estudo. Uma primeira possibilidade se dá na miniaturização do protótipo desenvolvido assim como sua integração em outros equipamentos. Também é possível desenvolver versões *wireless* e de baixo consumo para aplicações em *wearables* e internet das coisas.

Outra possibilidade se dá no aperfeiçoamento mecânico e na robustez elétrica

passando pelos mais diversos crivos técnicos para obter aprovação da Anvisa e dos órgãos médicos competentes. Mesmo que esse desenvolvimento envolva certo custo, ao levar em consideração a diferença de preço dos equipamentos comerciais atuais para o proposto, acredita-se que é possível chegar a um equipamento comercial competitivo com essa arquitetura.

Com diversos pesquisadores utilizando essa tecnologia uma maior quantidade de dados eletro-encefálicos ficam disponíveis possibilitando o desenvolvimento de algoritmos de aprendizado de máquina mais amplos e assertivos. Também abre caminho para o estudo e desenvolvimento de tecnologias assistivas mais acessíveis e democráticas.

Por fim também é possível utilizar esse estudo como base para o desenvolvimento de outros circuitos adaptados às tecnologias capazes de adquirir bio-sinais como sinais magnéticos, luminosos, sônicos, etc.

REFERÊNCIAS

BRONZINO, J.D. **The Biomedical Engineering Handbook, Third Edition - 3 Volume Set**. [S.l.]: Taylor & Francis, 2006. (Electrical Engineering Handbook). ISBN 9780849321245. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?id=7fhNDQEACAAJ>. Citado 0 vez na página 21.

FILHO, S.N. **Filtros seletores de sinais**. [S.l.]: Editora da UFSC, 1998. (Série Didática). ISBN 9788532801418. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?id=P7q5AQAACAAJ>. Citado 1 vezes nas páginas 22, 25.

HORROCKS, D.H. **Feedback Circuits and Op. Amps**. [S.l.]: Springer Netherlands, 2013. (Tutorial Guides in Electronic Engineering). ISBN 9789401176095. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?id=V7sqBgAAQBAJ>. Citado 3 vezes nas páginas 22, 26, 27.

KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSELL, T.M. **Fundamentos da neurociência e do comportamento**. [S.l.]: Guanabara-Koogan, 1997. ISBN 9788527706124. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?id=Jf4pAAAACAAJ>. Citado 2 vezes nas páginas 14, 17, 18.

KESTER, Walt. What the Nyquist criterion means to your sampled data system design. **Analog Devices**, p. 1–12, 2009. Citado 1 vez na página 27.

KOLB, B.; WHISHAW, I.Q. **Fundamentals of Human Neuropsychology**. [S.l.]: Worth Publishers, 2015. ISBN 9781319031862. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?id=--ltBgAAQBAJ>. Citado 0 vez na página 21.

LENT, R. **Neurociência da mente e do comportamento**. [S.l.]: Guanabara Koogan, 2008. ISBN 9788527713795. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?id=Zp6HPgAACAAJ>. Citado 1 vezes nas páginas 18–20, 52, 53.

LIMAYE, Hrishikesh; DESHMUKH, VV. ECG noise sources and various noise removal techniques: a survey. **International Journal of Application or Innovation in Engineering & Management**, v. 5, n. 2, p. 86–92, 2016. Citado 2 vezes nas páginas 25, 26.

NORTHROP, Robert B. **Analysis and application of analog electronic circuits to biomedical instrumentation**. [S.l.]: CRC press, 2003. Citado 1 vez na página 17.

PERTENCE, A. **Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos - 8.Ed.** [S.l.]: Bookman Editora, 2015. (Tekne). ISBN 9788582602751. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?id=kNG1BAAAQBAJ>. Citado 2 vezes nas páginas 22, 23.

RAZAVI, B. **Design of Analog CMOS Integrated Circuits**. [S.l.]: McGraw-Hill Education, 2016. (IRWIN ELECTRONICS & COMPUTER E). ISBN 9781259255090. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?id=YXtqjwEACAAJ>. Citado 1 vez na página 25.

RODRIGUES, I. T. et al. **Dispositivo de aquisição de sinais eletromiográficos de superfície para monitoramento em tempo real**. [S.l.], 2019. Disponível em: <http://eletrica.ufpr.br/microeletronica/pdfs/SeMicro-PR_2019_paper_20.pdf>. Citado 0 vezes nas páginas 24, 29.

SERRA, Celso Penteado. **Teoria e projeto de filtros**. Campinas, SP: CARTGRAF, 1983. Citado 2 vezes nas páginas 24, 25.

SUPRATAK, Akara et al. Survey on feature extraction and applications of biosignals. In: MACHINE Learning for Health Informatics. [S.l.]: Springer, 2016. p. 161–182. Citado 2 vezes nas páginas 17, 20.