UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

“Júlio de mesquita Filho"

INSTITUTO DE BIOCIÊNCIAS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA

DESENVOLVIMENTO DE UM APARELHO DE ELETROENCEFALOGRAFIA *MOBILE* DE BAIXO CUSTO.

Julliano da Silva Otoni

Botucatu/SP

Abril de 2019.

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

“Júlio de mesquita Filho"

INSTITUTO DE BIOCIÊNCIAS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA

DESENVOLVIMENTO DE UM APARELHO DE ELETROENCEFALOGRAFIA *MOBILE* DE BAIXO CUSTO.

Julliano da Silva Otoni

Orientador: José Luiz Rybarczyk Filho

Dissertação de Mestrado apresentada ao Instituto de Biociências, Campus de Botucatu, UNESP, em preenchimento dos requisitos para a obtenção do título de Mestre no Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia.

Área de Concentração: Biotecnologia

Orientador: *José Luiz Rybarczyk Filho*

Botucatu/SP

Abril de 2019.

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CÂMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSANGELA APARECIDA LOBO-CRB 8/7500

Otoni, Julliano da Silva.
Desenvolvimento de um aparelho de eletroencefalografia mobile de baixo custo / Julliano da Silva Otoni. - Botucatu, 2019

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Instituto de Biociências de Botucatu
Orientador: José Luiz Rybarczyk Filho
Capes: 90400003

1. Eletroencefalografia. 2. Eletroencefalografia de ritmo alfa. 3. Arduíno (Controlador programável).

Palavras-chave: Arduino; ESP32; Eletroencefalografia; Ondas Alfa.

PENSAMENTO É ENERGIA, quando pensamos, irradiamos e atraímos energias semelhantes... ainda que a maioria das pessoas não saibam e/ou não acreditam, nosso cérebro é um potente transmissor! Aquilo que pensamos, irradiamos na atmosfera (assim como as ondas de rádio, TV, celulares, que não vemos). ***Sid Trombini***

Agradecimentos

- Agradeço a minha Mãe (em memória) por me ensinar que a alegria no viver é a melhor forma de se Viver.
- Ao meu Pai por estar sempre a apoiar minhas decisões, mesmo quando ele não concordava.
- Agradeço a minha Amada Esposa e meus Filhos, por seu apoio e compreensão constantes.
- Aos meus irmãos pelo incentivo.
- Agradeço, a Deus por sua constante presença nas realizações de minha vida.
- Agradeço à professora Valéria Sandrim e ao pessoal do Ceatox pelo apoio na realização do Mestrado.
- Agradeço a todos os professores do curso de Pós Graduação em Biotecnologia que me orientaram e forneceram os conhecimentos necessários para a realização deste Mestrado.
- Agradeço, ao professor José Luiz pelos direcionamentos que me foram dados e pela motivação na realização deste projeto.
- Agradeço ao CNPq pelos recursos utilizados do processo 458810/2013-4

Resumo

O objetivo deste trabalho foi produzir um dispositivo coletor de biopotenciais por EEG de baixo custo. Como características o protótipo apresentou alta imunidade a ruído, faixa de frequência de trabalho e tensão, seguindo as especificações necessárias para a coleta dos sinais EEG. O circuito eletrônico e o roteamento foram desenvolvidos no software Eagle® e então a placa foi construída pelo método fotográfico com posterior corrosão por percloreto de ferro e soldagem manual dos componentes. O circuito montado é composto por: amplificadores diferenciais configurados com um ganho na ordem de 169,66, filtros de frequência intercalados e um microcontrolador ESP32@ que munido de conversor analógico-digital foi configurado para uma amostragem de 356 amostras por segundo e resolução de 12 bits, o que possibilitou leituras com passos de 2,198x10-4 V. Os filtros foram projetados para atuar na redução de ruidos contidos na faixa de 50 a 60Hz. O funcionamento do dispositivo móvel microcontrolado teve seu funcionamento comprovado através do método de detecção de ondas alfa, ondas estas que alteram suas intensidade quando nos encontramos concentrados com os olhos abertos ou fechados. A captura de ondas alfa compreendidas entre 8 a 13 Hz foi validada nas seguintes condições: 1 minuto com os olhos fechados (alta atividade) e 1 minuto com os olhos abertos (baixa atividade). O dispositivo produzido mostrou-se promissor como uma alternativa de baixo custo e com simplicidade de produção, quando comparado aos modelos disponíveis no mercado para captura de sinais EEG. **Palavras-Chave: Eletroencefalografia, Ondas Alfa, Arduino, ESP32.**

Abstract

The objective of this work was to produce a low cost EEG biopotential collecting device. As characteristics the prototype presented high immunity to noise, working frequency range and voltage, following the specifications required for the collection of EEG signals. The electronic circuit and the routing were developed in the software Eagle® and the plate was constructed by the photographic method with posterior corrosion by iron perchloride and manual welding of the components. The assembled circuit consists of: differential amplifiers configured with a gain in the order of 169.66, frequency filters interleaved and an ESP32 @ microcontroller that provided analog-to-digital converter was configured for a sampling of 356 samples per second and resolution of 12 bits, which allowed for readings with steps of 2.198x10-4 V. The filters were designed to act in the reduction of noise contained in the range of 50 to 60Hz. The operation of the microcontrolled mobile device has been proven by the method of detecting alpha waves, waves that change their intensity when we are concentrated with eyes open or closed. The capture of alpha waves between 8 and 13 Hz was validated under the following conditions: 1 minute with eyes closed (high activity) and 1 minute with eyes open (low activity). The device was shown to be promising as a low cost alternative and with simplicity of production when compared to the models available in the market for EEG signal capture. **Keywords: Electroencephalography, Alpha waves, ESP32, Arduino.**

Lista de Figuras

1.1 Primeiro EEG Registrado por Hans Berger Fonte:(SABBATINI, 1997) . . . . p. 1

1.2 Relação entre o nível da portadora de sinal objeto de estudo em relação ao piso de ruído presente no sistema. Fonte: http://www.olsontech.com. . . . . p. 3

1.3 Diagrama de fluxo demonstrando a transmissão de PA entre células neuronais.Fonte: Autoria Própria 2018. . . . . p. 4

1.4 Atividade cerebral gerada por Potênciais Pós-Sinapticos(PPS).Fonte: (NIEDERMEYER; SILVA, 2005). . . . . p. 4

1.5 Comparativo de tecnicas de mapeamento de funções cerebrais com relação à resolução temporal e espacial.Fonte: (HE; LIU, 2008). . . . . p. 5

1.6 Sistema internacional 10/20 para posicionamento de eletrodos de aquisição de eletroencefalograma. Fonte:(TAVARES, 2018a) . . . . . p. 6

1.7 Gráfico de Limites de Investimentos do Ministério da Ciência e Tecnologia no período de 2005 a 2017. Fonte:(MUGNATTO, 2017) . . . . . p. 8

3.1 Diagrama de blocos do dispositivo Ref: Autoria própria . . . . . p. 11

3.2 Registros de sinais EEG em diferentes estados mentais de um paciente normal. Fonte:(SHERMAN; WALTERSPACHER, 2002) . . . . . p. 14

3.3 Imagem de estimulo padrão xadrez reverso. Fonte:(MISULIS, 2003) . . . . . p. 15

3.4 Demonstração da alternância para o estimulo por inversão de cores no padrão xadrez. Fonte: Autoria própria. . . . . p. 16

3.5 Demonstração do Potencial Evocado por estimulo visual utilizando o padrão xadrez. Fonte: (PETERS et al., 2006). . . . . p. 16

3.6 Cortel lateral de um PCI multicamadas (*multlayers*) demonstrando suas camadas internas. Fonte: www.lpkf.com/. . . . . p. 19

3.7 Caminhos de acoplamento para a transmissão eletromagnética (EMC). Emissão e recepção de ruídos. Fonte: www.smar.com. . . . . p. 20

3.8 Diagrama eletrônico de filtro tipo PI capacitivo indutivo. Fonte: http://www.circuitstoday.com. . . . . p. 21

3.9 Diagrama eletronico de filtro em *common-mode chokes*. Fonte: www. electronics.stackexchange.com. . . . . p. 21

3.10 Diagrama eletronico de filtro duplo T sintonizado corta faixa tipo *Notch Filter*. Fonte: http://www.learningaboutelectronics.com. . . . . p. 22

3.11 Vista interior com a distribuição das placas internas de uma TV, visando um melhor controle de EMI e EMC gerados. Fonte: http://www. eletronicasaobento.com. . . . . p. 22

3.12 Esquema eletrônico simplificado AD620 Fonte:(DEVICE, 2011) . . . . . p. 23

3.13 Diagrama ilustrativo do Amplificador Operacional CA3130 – BiMOS. Fonte :(RENESAS, 2018) . . . . . p. 25

3.14 Esquema elétrico demonstrando ligações externas do amplificador operacional CA3130. Fonte(RENESAS, 2018) . . . . . p. 25

3.15 Dimensões e tipo de encapsulamento utilizado no CA3130 - DIP[8-N]. Fonte: (RENESAS, 2018) . . . . . p. 26

3.16 Eletrodo de espuma para monitorização 3M Fonte:(3M, 2018) . . . . . p. 27

3.17 Encapsulamento QFN48 6x6mm utilizado no ESP 32. Ref:(SYSTEMS, 2018) . . . . . p. 28

3.18 ESP32 Wemos Ttgo placa de desenvolvimento com seus respectivos pinos e funções. Fonte:(TIME4EE.COM, 2018) . . . . . p. 29

3.19 Placa de desenvolvimento ESP32 Wemos TTGO Fonte:(SYSTEMS, 2018) . p. 30

3.20 Esquema eletrônico de ADC de 3 *bits* de resolução. Fonte:www.mspc.eng.br p. 31

3.21 Gráfico ilustrativo de taxa de amostragem para um ADC. Fonte:www.mspc.eng.br . . . . . p. 32

3.22 Interface de programação Arduino Fonte:(ARDUINO, 2018) . . . . . p. 33

3.23 Equação Filtro Kalman Fonte:(RIO, 2000) . . . . . p. 35

3.24 Emotiv Insight para captura de sinais que possam rastrear indicadores de desempenho e bem-estar. Fonte:(EMOTIV, 2018) . . . . . p. 37

3.25 *Emotiv Epoc*+ EEG Móvel de 14 Canais. Fonte: (EMOTIV, 2018) . . . . . p. 38

3.26 *NeuroSky MindWave Mobile 2*. Fonte: (NEUROSKY, 2016) . . . . . p. 38

3.27 placa Open EEG. Fonte: (OPENEEG, 2016) . . . . . p. 39

3.28 Placa OpenBCI. Fonte: (OPENBCI, 2016) . . . . . p. 39

4.1 Projeto do circuito eletrônico do protótipo finalizado. Fonte: Autoria própria 2018 . . . . . p. 42

4.2 Projeto da placa protótipo após roteamento das trilhas de conexão elétrica entre componentes. Fonte: Autoria Própria 2018 . . . . . p. 44

4.3 Sensibilização da tinta fotossensível por lâmpada UV. Fonte: Autoria Própria 2018. . . . . p. 45

4.4 Fotolito com imagem em negativo para impressão a laser. Fonte: Autoria própria 2018 . . . . . p. 46

4.5 Processo de corrozão da placa cobreada por percloreto de ferro. Fonte: Autoria Própria 2018 . . . . . p. 47

4.6 Placa protótipo desenvolvida já com componentes soldados vista lado superior. Fonte: Autoria Própria 2018 . . . . . p. 47

4.7 Amostra de sinal coletado para verificação de poder spectral do ruido de fundo após aplicação da Transformada de Fourier. Fonte: Autoria Própria 2018 . . . . . p. 49

4.8 Amostra de poder spectral de sinais coletados (Olhos Abertos) coletados e tratados com a aplicação da transformada de Fourrier. Fonte: Autoria Própria 2018 . . . . . p. 50

4.9 Amostra de poder spectral de sinais coletados (Olhos Fechados) com a aplicação da Transformada de Fourrier. Fonte: Autoria Própria 2018 . . . . . p. 51

4.10 Comparativo de Potêncial Spectral dos Gráficos de Piso de Ruido X Olhos Abertos X Olhos Fechados após aplicação da Transformada de Fourrier. Fonte: Autoria Própria 2018 . . . . . p. 51

4.11 Amostra de poder spectral de sinais coletados(Olhos Abertos) com a aplicação do filtro Kalman após a Transformada de Fourrier. Fonte: Autoria Própria 2018 . . . . . p. 52

4.12 Amostra de poder spectral de sinais coletados(Olhos Fechados) com a aplicação do filtro Kalman após a Transformada de Fourrier. Fonte: Autoria Própria 2018 . . . . . p. 53

4.13 Comparativos de Poder Spectral entre Olhos Abertos e Olhos Fechados após aplicação Filtro Kalman. Fonte: Autoria Própria 2018 . . . . . p. 53

Lista de Tabelas

1.1 Índices de deficiência Motora Censo 2010 - Fonte:(IBGE, 2010) . . . . . p. 8

3.1 Descrição de frequências EEG. Ref:(TAVARES, 2018b) . . . . . p. 14

Sumário

Resumo . . . . . p. iii

Abstract . . . . . p. iv

1 Introdução p. 1

1.1 Biopotênciais . . . . . p. 2

1.2 Formação dos Biopotênciais Eletroencefalográficos (EEG) . . . . . p. 3

1.3 Eletroencefalograma (EEG) . . . . . p. 5

1.4 Justificativa . . . . . p. 7

2 Objetivos p. 10

2.1 Objetivo Geral . . . . . p. 10

2.2 Objetivos Específicos . . . . . p. 10

3 Materiais e Métodos p. 11

3.1 Fluxo de Trabalho *Workflow* . . . . . p. 11

3.2 Programação . . . . . p. 12

3.3 EEG Espontâneo . . . . . p. 13

3.4 Potencial Evocado . . . . . p. 15

3.5 Potencial Evocado Visual . . . . . p. 15

3.6 Potenciais Evocados Visuais para Olhos abertos e Olhos Fechados . . . . . p. 16

3.7 Características Eletromagnéticas em Circuitos Eletrônicos Impressos . . . . . p. 17

3.8 Placa de Circuito Impresso (PCI) . . . . . p. 18

3.9 Compatibilidade Eletromagnética (EMC) . . . . . p. 19

3.10 Fontes de Ruído em Placas de Cicuito Impresso . . . . . p. 20

3.11 Caminhos de Acoplamentos em Placa de Circuito Impresso . . . . . p. 20

3.12 Lay Out da PCI . . . . . p. 22

3.13 Amplificadores Diferenciais - AD620 . . . . . p. 23

3.14 Amplificadores Instrumentais - CA3130 . . . . . p. 24

3.15 Eletrodos para Monitorização 2248BRQ - 3M . . . . . p. 26

3.16 Microcontroladores - ESP32 WEMOS TTGO . . . . . p. 27

3.17 Conversores Analógico Digitais . . . . . p. 30

3.18 Liguagem de Programação Arduino® Wiring . . . . . p. 32

3.19 Processamento de Sinais . . . . . p. 34

3.19.1 Tranformada de Fourier - FFT . . . . . p. 34

3.19.2 Filtro Kalman . . . . . p. 34

3.20 Dispositivos Vestível *Wearable* . . . . . p. 36

3.21 Produtos existentes na área de EEG . . . . . p. 37

4 Resultados e Discussão p. 41

4.1 Desenvolvimento Placa Protótipo . . . . . p. 41

4.2 Coleta de Sinais . . . . . p. 48

4.3 Análise de Sinais Coletados . . . . . p. 48

4.4 Discussão . . . . . p. 54

5 Conclusão p. 55

Referências Bibliográficas p. 56

1 Introdução

Trabalhos sobre as propriedades elétricas de células e tecidos (Eletrofisiologia) remontam aos séculos XVII e XIV. Pesquisadores como Luigi Galvani (1737 a 1798), Alessandro Volta (1755 a 1832), George Ohm (1787 a 1854) e Michael Faraday (1791 a 1867), tiveram grande atuação e forneceram uma base teórica sobre o comportamento dos pontênciais elétricos, além do descobrimento de diversas propriedades elétricas importantes que os tecidos vivos apresentam (COLLURA, 1993).

Vários cientistas tiveram papeís importantes no desenvolvimento de base teórica quanto dispositivos de instrumentação voltados para o estudos dos biosinais, mas a descoberta do Eletroencefalograma (EEG) é atribuida a Richard Caton em 1875 e a Hans Berger o primeiro registro gráfico de sinais EEG (Figura:1.1) em humanos em 1924 (COLLURA, 1993).

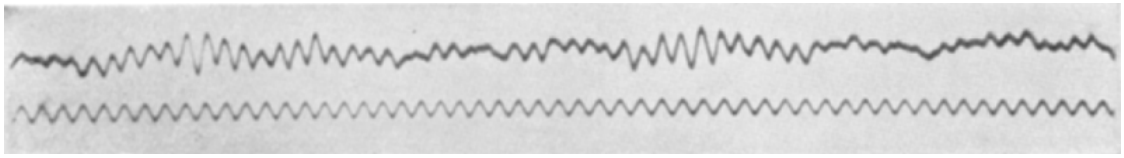

Figura 1.1: Primeiro EEG Registrado por Hans Berger Fonte:(SABBATINI, 1997)

Desde então, diversos pesquisadores contribuiram para a evolução da eletrofisiologia. A possibilidade de análise de sinais EEG e suas frequências só foi possível com o sistema analógico desenvolvido por Frederick A. Gibbs e Alber M. Grass em 1938 (COLLURA, 1995). Com o advento dos conversores analógico digitais e das memórias ferromagnéticas, foi possível em 1958 a primeira captura e armazenagem de sinais de EEG digitalizados na história. Este sistema de EEG foi desenvolvido por uma cooperação entre equipes lideradas por Dr. Walter Rosenblith, Dr. John S. Barlow e Dr. Nobert Weinter no *Massachusetts Institute of Technology* (MIT) (COLLURA, 1995).

1.1 Biopotênciais

O termo biopotenciais se refere a diferença de potencial elétrico que resulta das atividades eletroquímicas de células excitáveis presentes em diversos tecidos de seres vivos, como tecidos nervosos, musculares, glandulares.

Estes biopotenciais são responsáveis pelo envio e recepção de sinais elétricos que controlam processos vitais dos organismos vivos, tais como, batimentos cardíacos, secreções glandulares, atividades sensoriais, tipo: olfato, visão, entre outras funções necessárias ao desenvolvimento e sobrevivência das espécies.

Existe uma grande diversidade de biopotenciais com grande importância para a clínica médica, destes podemos evidenciar:

- Eletroencefalografia (EEG);
- Eletrocardiograma (ECG);
- Eletromiograma (EMG);
- Eletrooculograma (EOG);

Os dispositivos desenvolvidos para coleta de cada tipo de biospotenciais possuem cada um seu sistema específico de funcionamento e avaliação, mas todos possuem semelhanças entre seus blocos construtivos eletrônicos(NAGEL, 2000). O conhecimento dos tipos de sinais suas grandezas são de grande importancia na etapa de de moldagem do circuito eletrônico voltado para a captura destes sinais. Uma característica importante encontrada nos sinais de EEG, sua baixa razão do nível de sinal em relação ao ruído (CNR - *Carrier to Noise* - figura 1.2).

Este fato faz com que o desenvolvimento de um dispositivo capaz de efetuar a coleta e armazenamento destes biopotenciais de EEG, possibilitem que sinais com características menos desafiadoras, com melhores relações de portadora ruido(CNR), possam ser capturados e tratados pelo mesmo dispositivo eletrônico, sendo necessário apenas uma atenção especial ao firmware, para que este possa ter características adaptativas, possibilitando a análise de tipos diferentes de

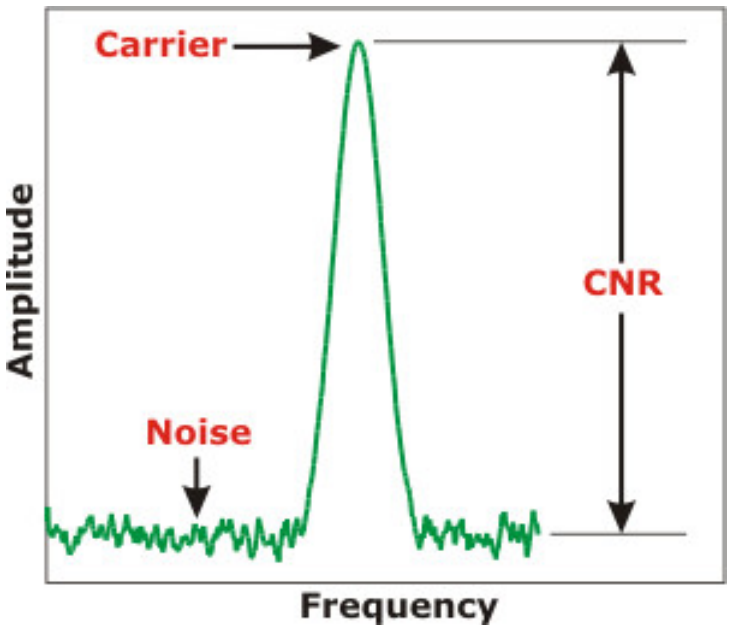

Figura 1.2: Relação entre o nível da portadora de sinal objeto de estudo em relação ao piso de ruído presente no sistema. Fonte: http://www.olsontech.com.

biopotenciais.

1.2 Formação dos Biopotênciais Eletroencefalográficos (EEG)

De acordo com Lehninger (NELSON, 2014), os biopotenciais EEG são resultados da comunicação entre células especializadas do Sistema Nervoso Central. Esta comunicação se realiza por redes de neurônios, que são células especializadas na transferência de impulsos elétricos.

Os biopotênciais eletroencefalográficos são utilizados em larga escala seja para clínica médica, determinação de patologias, modelagem de terapias a pacientes e de forma muito abrangente durante a monitorização de cirurgias. A integridade funcional do Sistema Nervoso Central pode ser aferida por uma grande variedade de exames, dos quais podemos destacar: Tomografia Computadorizada(CT- *Computed Tomography*), tomografia por emissão de Pósitrons(PET- *Positron Emission Tomography*), imagem por ressonância magnética funcional (fMRI - *Functional Magnetic Resonance Imaging*), Magnetoencefalograma (MEG) e Eletroencefalograma(EEG) (FILHO, 2010). Através dos exames de EEG e o MEG a atividade elétrica cerebral pode ser medida, esta atividade tem sua origem nos potênciais pós-sinápticos (PPS) (BAILLET S.AND MOSHER; LEAHY, 2001). Estes PPS quando atigem determinado nível podem se

tornar exitatórios quando se encotram no limiar do disparo do potêncial de ação (PA) ou inibitórios em caso contrário. O Potencial de Ação pode ser observado de forma simplificada na figura 1.3, os mecanismos de propagação ao longo de um neurônio a outro (NELSON, 2014).

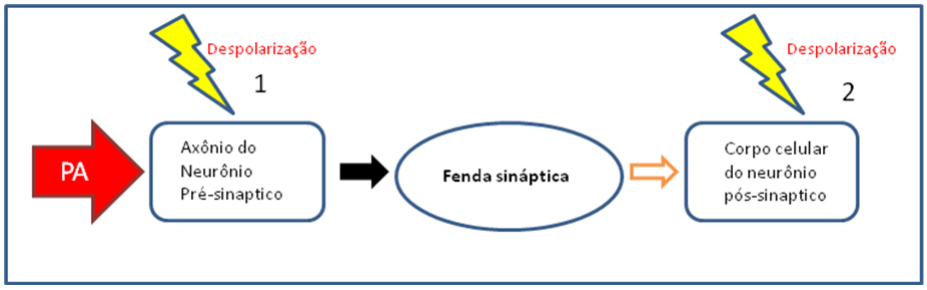

Figura 1.3: Diagrama de fluxo demonstrando a transmissão de PA entre células neuronais.Fonte: Autoria Própria 2018.

Na figura1.4 podemos observar como os PPS atuama de forma proporcionar a leitura dos biopotencias através do EEG e do MEG.

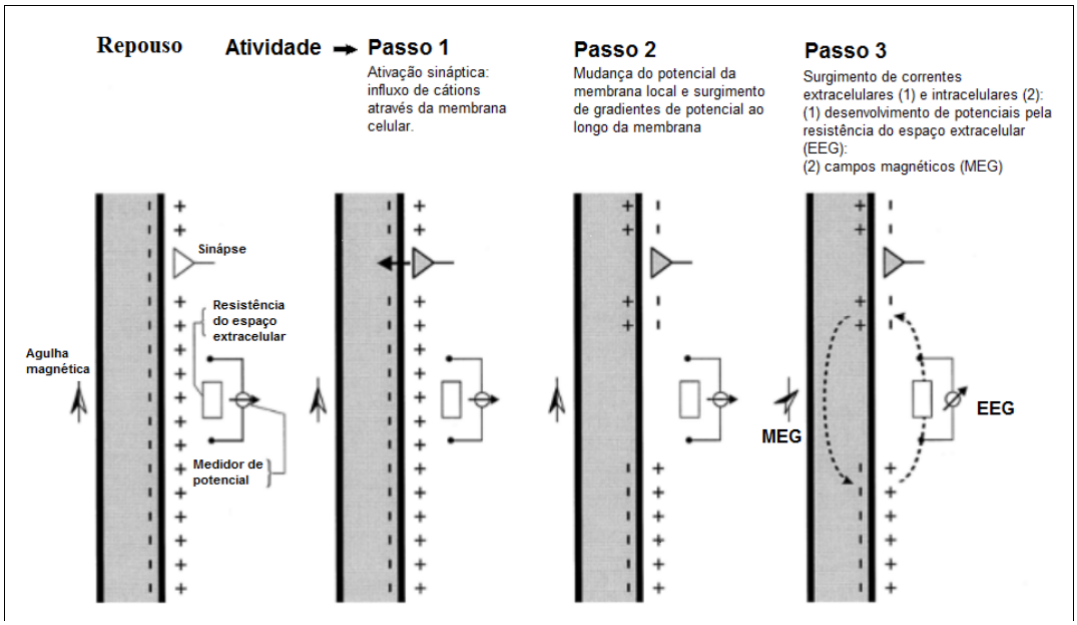

Figura 1.4: Atividade cerebral gerada por Potênciais Pós-Sinapticos(PPS).Fonte: (NIEDERMEYER; SILVA, 2005).

As correntes circulantes pelo volume condutor interno e externo das membranas neuronais tem como característica a capacidade de geração de potenciais elétricos e campos magnéticos no escalpo(SPECKMANN; ELGER, 2002). Contudo estes potenciais para que seja possível sua medição se faz necessário a superposição de milhares destes geradores de corrente. A estimativa é de que a cada 0,0027mm3 deste volume condutor possua em torno de 100 neurônios. Estima-

se que para a mensuração deste pontecial elétrico, sem promediação no escalpo, seja necessário algo entorno de 60 milhões de neurônios em uma disposição de dipolo e com uma ativação de forma sincrona (BAILLET S.AND MOSHER; LEAHY, 2001).

Entre as técnicas disponíveis não invasivas o EEG é amplamente utilizada, por possuir uma resolução temporal elevada que se encontra no ordem dos milissegundos dependendo de forma direta à sua taxa de amostragem (SPS - *Samples Per Second*), possui tambem um baixo custo se comparada a outras técnicas citadas anteriormente, sendo possivel observar um comparativo de resolução espacial/temporal na figura1.5 entre estas técnicas (HE; LIU, 2008).

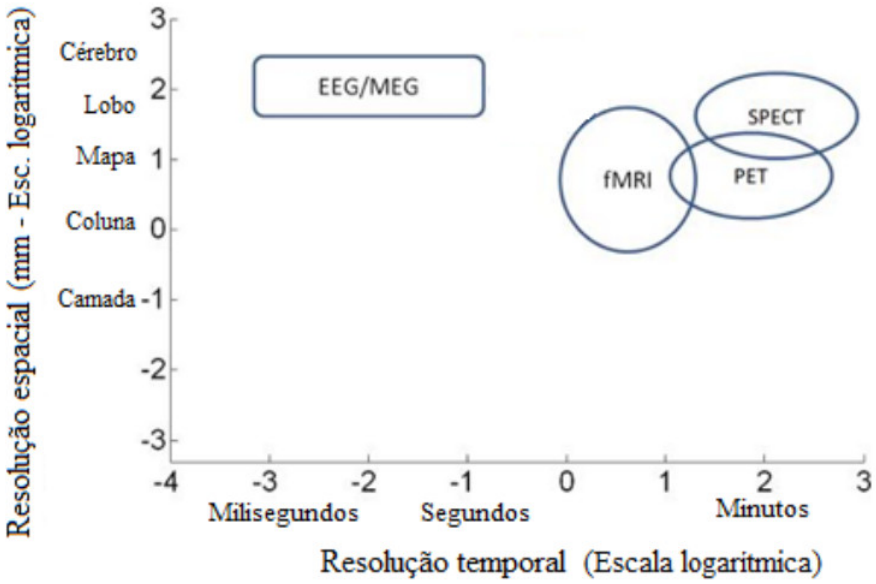

Figura 1.5: Comparativo de tecnicas de mapeamento de funções cerebrais com relação à resolução temporal e espacial.Fonte: (HE; LIU, 2008).

O eletroencefalograma espontâneo e estimulado se utiliza em inumeras aplicações, tais como monitoração de pacientes em procedimentos anestésicos, diagnístico de encefalopatias, acompanhamento de casos de eplepsia e avaliação de vias periféricas nervosas(BAGNATO et al., 2010).

1.3 Eletroencefalograma (EEG)

Eletroencefalograma é o registro da diferença de potêncial elétrico entre dois pontos localizados no ecalpo de um determinado indivíduo em função do tempo, correspondendo a uma vi-

sualização dos campos elétricos porduzidos pela atividade cerrebral. A coleta destes potênciais se faz por eletrodos metálicos dispostos em regiões de interesse. Estes eletrodos são compostos de ligas metálicas, geralmente se utiliza Prata/Cloreto de Prata (Ag/AgCl), devido ao fato de possuir baixa tensão de meia célula, se aproximando a eletrodos despolarizados(ideais) alem um baixo custo de aquisição (NEUMAN, 2000).

Em 1994 a *International Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* propôs um padrão para a disposição de eletrodos no escalpo que ficou conhecido como Sistema Internacional 10-20. Neste sistema os eletrodos estão posicionados em intervalos de 10% e 20% da distância entre pontos de referencia na cabeça, násio, ínion e pré-auriculares de acordo com a Figura 1.6.

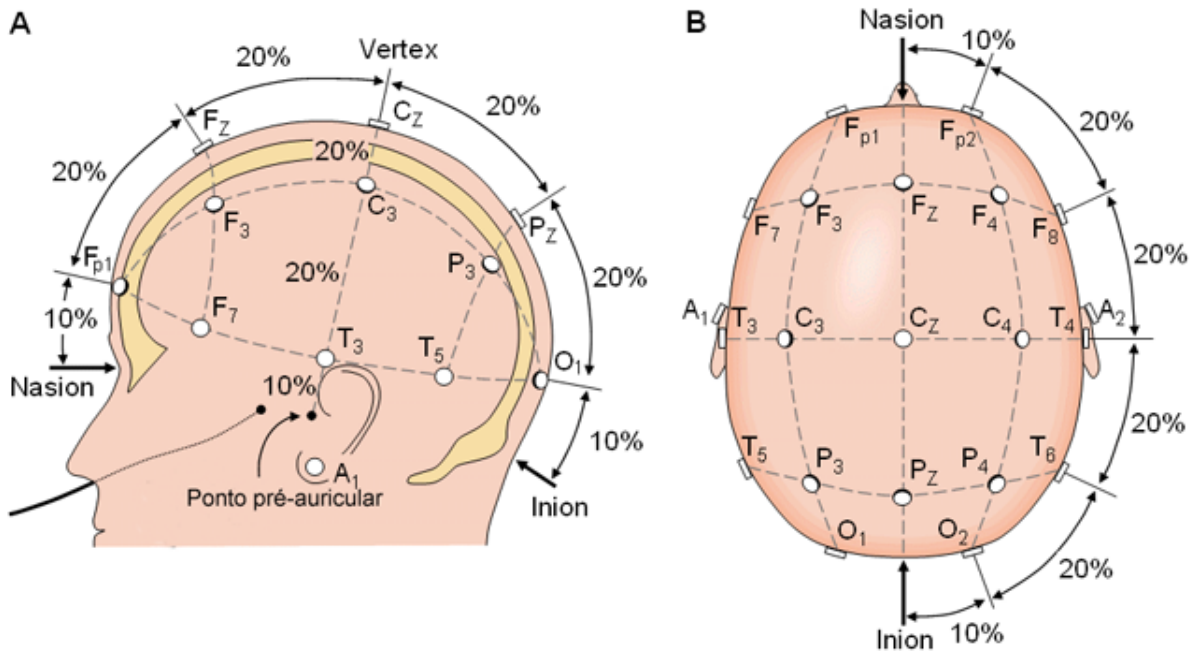

Figura 1.6: Sistema internacional 10/20 para posicionamento de eletrodos de aquisição de eletroencefalograma. Fonte:(TAVARES, 2018a)

Este padrão utiliza a posição em que o eletrodo se encontra em relação aos ossos do crânio, os pontos são nomeaods por siglas compostas por letras e números. Para indicar as regiões frontal polar (Fp), frontal (F), temporal (T), central (C), parietal (P) e ocipital (O). Os eletrodosposicionados no hemísfério direito recebem números pares enquanto aqueles no hemisfério direito números ímpares, eletrodos centrais recebem a letra "Z". Na figura 1.6 podemos observar o posicionamento dos 21 eletrodos usados neste sistema, pode observar tambem os pontos

pré-auriculares conhecidos como A1(orelha esquerda) e A2(orelha direita)(TAVARES, 2018a).

A condução do sinal detectado pelo eletrodo ao sistema de coleta é realizado por cabos. Cada canal possui dois cabos ligados a dois pontos diferentes no escalpo, sendo um ativo e outro de referência em relação a um terceiro eletrodo de referência nomeado como terra local ou flutuante, este eletrodo de referência necessita ser posicionado em local com baixa atividade bioelétrica e considerado como silencioso (CONNOLLY; SHARBROUGH; WONG, 2005). Seguindo estas indicações é possivel a disposição de eletrodos no escalpo de diferentes formas de montagem:

- Bipolar: amplifica a diferença entre dois eletrodos;
- Laplaciana: utiliza a média ponderada entre um eletrodo e seu vizinho;
- Referêncial: utiliza um eletrodo como referencia comum a todos os demais. Geralmente se trabalha com esta disposição: Cz os sinais opostos de cada hemisfério são amplificados de forma igual, Lobos auriculares (mastoides) curto-circuitados(*linked ear*), média dos potenciais nos lobos auriculares(mastoides) (*earlobe average*);
- Referêncial média: a referência é a média da soma de todos os canais;

A montagem mais comum de utilização é a referêncial, podendo ser obtido apartir desta todas as outras configurações.

1.4 Justificativa

De acordo com o Censo de 2010, 6,2% da população têm algum tipo de deficiência motora, conforme distribuição da tabela 1.1, quase a metade desse total (46,8%) tem grau intenso ou muito intenso de limitações. Somente 18,4% desse grupo frequentam serviço de reabilitação, dos quais 46% das pessoas com deficiência recebem até um salário mínimo e entre maiores de 10 anos que se declararam com deficiência e tem algum tipo de trabalho, 46,4% ganha no máximo um salário mínimo (IBGE, 2010).

Tabela 1.1: Índices de deficiência Motora Censo 2010 - Fonte:(IBGE, 2010)

Deficiência Motora	População
Alguma dificuldade	8.832.249
Grande dificuldade	3.698.929
Total dificuldade	734.421
Total da população*	13.265.599

As taxas de incidência anual de epilepsia na maioria dos estudos oscilam entre 40 e 70/100.000, se elevando para 122 a 190/100.000 nos países em desenvolvimento.

A epilepsia se tornou o transtorno neurológico sério mais frequente, que atinge atualmente 50 milhões de pessoas no mundo, 40 milhões delas em países em desenvolvimento.

Constantes cortes orçamentários da União nos setores de ciência e tecnologia. Investimentos no setor caíram de R$ 8,4 bilhões em 2013 para R$ 3,2 bilhões este ano. Para 2018, o programado é ainda menor, de R$ 2,7 bilhões (Figura 1.7) (MUGNATTO, 2017).

Figura 1.7: Gráfico de Limites de Investimentos do Ministério da Ciência e Tecnologia no período de 2005 a 2017. Fonte:(MUGNATTO, 2017)

Um ponto importante a ser observado são as reduzidas amplitudes dos sinais que temos como objetivo de captura, salientando que estes se encontram imersos em ruidos diversos com amplitudes superiores e em mesmas faixas de frequências. Isso torna o desenvolvimento deste protótipo eletrônico dificil e que deve ser construido com elevada atenção, tanto na escolha dos componentes quando no desenho final do projeto eletrônico e sua respectiva placa. Como o projeto tem como objetivo um sistema embarcado e *weareble* (vestível) também é necessário uma atenção especial ao *firmware* pois o mesmo deve possibilitar uma integridade dos dados coletados, coerência no protocolo de comunicação, qualidade no formato de armazenamento

dos dados e durabilidade das baterias. Sua escalabilidade também deve ser observada, uma vez que a possibilidade de ampliações e atualizações tanto de *firmware* como de *hardware* são pontos importantes para o desenvolvimento de produtos de qualidade.

Atualmente com os avanços tecnológicos na microeletrônica, juntamente com o crescente mercado voltado para a busca de soluções tecnológicas de qualidade, passamos ter disponibilidade de eletroencefalógrafos com até 256 canais analógicos com baixo nível de ruido e alta resolução desenvolvidas com soluções completas computacionais de gerenciamento, análise de exames com uma grande diversidade de tecnicas de tratamentos e processamentos digitais de sinais EEG(BIOSEMI, 2013).

O mercado brasileiro possui eletroencefalógrafos comerciais de qualidade, que atendem aos padrões de exames clínicos exigidos, mas em sua maioria importados e que possuem alto valor para aquisição. Um exemplo seria o NeuroStyle-EEG System que possui um custo de US$ 10,000.00, cotação no próprio *website* do fabricante.

2 Objetivos

2.1 Objetivo Geral

O presente trabalho tem como objetivo desenvolver um sistema embarcado *weareble*, compacto, para a coleta, transmissão e armazenamento de biopotenciais, que tenha baixo custo, baixo consumo e possua escalabilidade de canais de aquisição.

2.2 Objetivos Específicos

Como objetivos específicos, tem-se:

- Desenvolver circuito eletrônico e montar *hardware* amplificador de biopotenciais EEG;
- Implementar os sistemas de *software* e *hardware* para a aquisição, tratamento, transmissão e armazenagem dos sinais coletados;
- Caracterizar e validar o sistema se utilizando de siniais biológicos pelo método de detecção de ondas alfa de forma qualitativa;

3 *Materiais e Métodos*

3.1 Fluxo de Trabalho *Workflow*

A placa desenvolvida para o protótipo EEG *móbile* de baixo custo teve como base as dimensões necessárias para que fosse possível o encaixe na plataforma de prototipagem ESP32 Wemos Ttgo por ser um produto comercialmente de baixo custo o que favoreceu os trabalhos de prototipagem inicial.

Conforme pode ser observado na figura 3.1 o sistema de coleta dos biopotenciais cerebrais é efetuado por meio dos eletrodos de monitorização 3M afixados ao escalpo de um indivíduo, estes eletrodos estão ligados à placa protótipo por cabos que possuem blindagem metálica que dificultam o ingresso de ruido ambiente ao sinal de interesse.

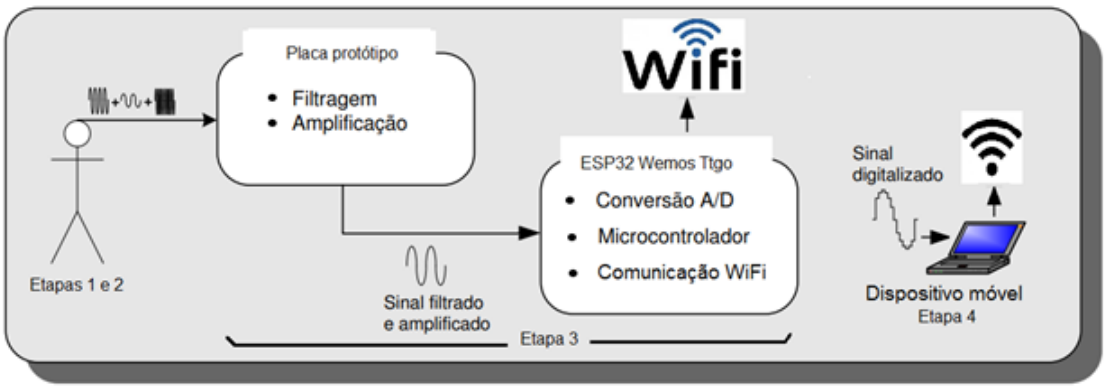

Figura 3.1: Diagrama de blocos do dispositivo Ref: Autoria própria

A placa protipo que recebe os sinais, possui um sistema de amplificadores que melhoram a relação portadora de informações em relação a ruido ambiente capturado, após são encaminhados às portas analógicas do ESP32 Wemos Ttgo, neste momento são convertidos em sinais

digitais e transferidos para a rede *Wifi* via placa de desenvolvimento ESP32 Wemos Ttgo.

Estes sinais enviados via rede WiFi são transmitidos sob o protocolo simples de camada de transporte UDP *(User Datagram Protocol)* ao computador ou dispositivo móvel responsável pela coleta, armazenamento e análise dos dados (Figura 3.1).

O diagrama de blocos do dispositivo consta de quatro etapas:

- Etapa 1: Os sensores são devidamente fixados ao escalpo nas posições F7 e F8 de acordo com o sistema internacional 10-20;
- Etapa 2: O indivíduo em uma posição sentada e confortável, produz sequencias de sinais compostos por um minuto com olhos abertos e um minuto com olhos fechados, armazenados em um arquivo;
- Etapa 3: O dispositivo inicialmente a amplifica os sinais reduzindo de forma acentuada o ruido ambiente por contar com um amplificador diferencial AD620. Ocorre uma segunda amplificação pelo amplificador instrumental CA3130,terminando com a conversão dos sinais analógicos captados em sinais digitais, que são disponibilizando via rede *Wifi* sob protocolo UDP;
- Etapa 4: O computador ou dispositivo móvel conectado à rede WiFi recebe os os dados do dispositivo e a partir deste momento os dados podem ser visualizados em tela como formas de ondas EEG e ou armazenados em arquivos digitais para posterior avaliação por parte do profissional responsável.

3.2 Programação

O algoritmo de gerenciamento do aparato desenvolvido consta de duas partes interdependentes uma responsável por gerenciar o ESP32 Ttgo e transmissão dos dados via *WiFi* e a segunda parte se encontra em execução em um computador responsável por receber os dados enviados pelo ESP32 Ttgo.

O algoritmo que gerencia o ESP32 Wemos Ttgo,possui em sua programação itens importantes como simplificação de código e otimização do uso de recursos nos momentos de conversão analógico digital visando reduzir consumo de processamento e memória.

Este algoritimo é responsável pela leitura do valor lido pela porta analógica 32 e 33 registrando este valor em conjunto com a leitura em milissegundos de seu relógio interno, responsável pela sincronização dos dados coletados, inserindo ao final desta linha de dados o caractere '#' marcando o final da linha , a partir deste instante esta linha de dados é escrita na porta de cominicação WiFi via protocolo UDP.

O programa desenvolvido para o computador tem como atribuições, a recepção dos dados tratados, coletados e enviados pelo ESP32 Wemos Ttgo, gravá-los em arquivos de forma incremental e na tela do computador exibir de forma gráfica e em tempo real.

Os dados transmitidos pelo ESP32 Wemos Ttgo e coletados pelo computador, dados da duas portas ADC 32, 33 e tempo em milissegundos, são armazenados no formato texto e os dados organizadas no padrão csv (*comma separed value*), ou seja, os dados dos eletrodos e do tempo estão separados por vírgula.

O algoritmo de programação utilizado no sistema de coleta de dados instalado no dispositivo móvel foi desenvolvido em linguagem Python com as bibliotecas UDP e matplotlib.

A linguagem de programção Python é amplamente utilizada em algoritimos científicos. Em sua sintaxe a linguagem Python inclui inúmeras estruturas de alto nível (listas, dicionários, data/hora, números complexos e outras).

Python é uma linguagem interpretada através de bytecode por uma máquina virtual multiplataforma, podendo ser utilizada em diversas plataformas tais como Linux, Windows, entre outras(PYTHON.ORG, 05/2018).

3.3 EEG Espontâneo

O EEG espontâneo é a coleta da atividade neuronal basal, onde a faixa de frequência que apresenta maiores amplitudes se encontram entre 0,1 a 100 Hz, contendo como faixa de inte-

resse clínico 1 a 70 Hz. Abaixo podemos observar na tabela:3.1, como se subdivede as faixas de frequências EEG:

Tabela 3.1: Descrição de frequências EEG. Ref:(TAVARES, 2018b)

Tipo de Onda	Estado	Faixa de Frequência (Hz)	Amplitude
Delta	Sono profundo	0,5 a 4 Hz	Menor que 100 uV
Teta	Estados do sono	4 a 7,5 Hz	Menor que 100 uV
Alfa	Estados de vigília	7,5 a 13 Hz	Entre 30 a 50 uV
Mu	Execução de Movimentos	8 a 12 Hz	Inferior à 50 uV
Beta	Córtex ativado	13 a 50 Hz	Inferior a 30 uV

Frequências superiores a 30 Hz corresponde à banda Gama, que se relaciona à estimulação auditiva, visual e somato-sensitiva (TIERRA-CRIOLLO, 2010). O sinal EEG apresenta um formato um tanto irregular, mas os padrões de funcionamento cerebral possuem características muito distintas em situações diferentes, podendo ser observados na figura 3.2.

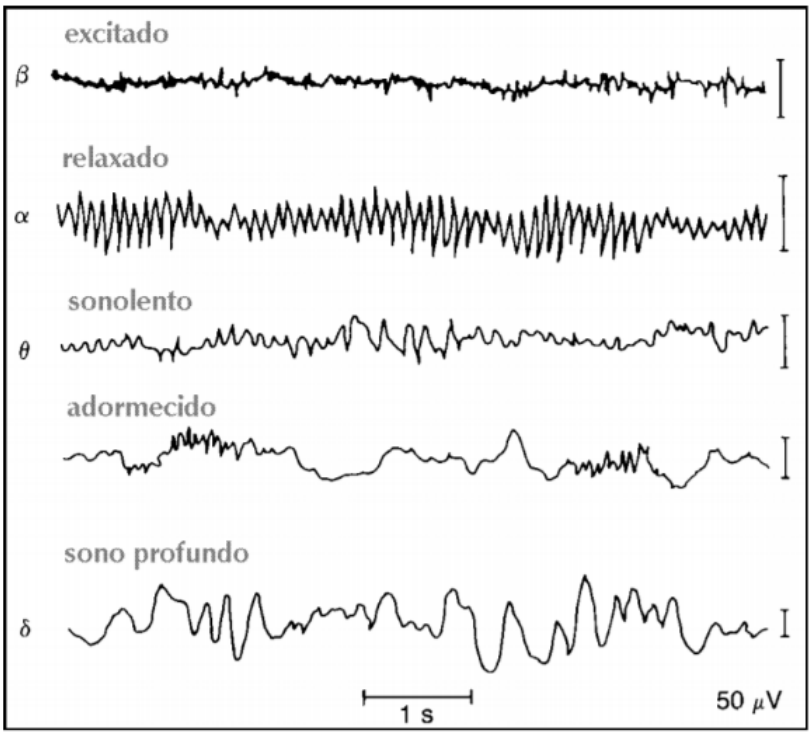

Figura 3.2: Registros de sinais EEG em diferentes estados mentais de um paciente normal. Fonte:(SHERMAN; WALTERSPACHER, 2002)

3.4 Potencial Evocado

Estimulos externos podem ser utilizados como deflagradores de PPS, podendo ser aplicados por vias sensoriais e motoras estes este tipo de resposta damos o nome de de potencial evocado (PE). Este PE possuem classificação de acordo com o tipo de estimulo usado: visual (PEV), motor (PEM), somatossensitivo (PESS) e auditivo (PEA) (MISULIS, 2003).

3.5 Potencial Evocado Visual

Diversos tipos de estimulos podem ser utilizados para deflagrar os PEs visuais (PEV). Dentre uma gama de estimulos o mais comum na clínica médica é o Padrão Xadrez Reverso (PXR - *Reverse Checkerboard Pattern*) que podemos observar na figura:3.3.

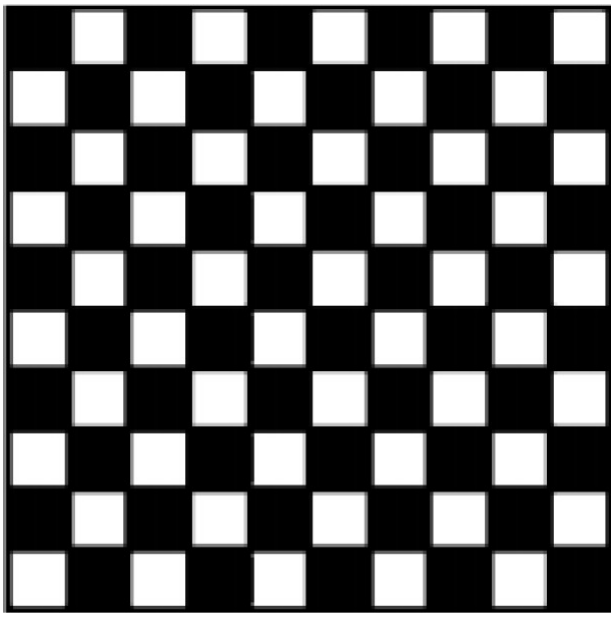

Figura 3.3: Imagem de estimulo padrão xadrez reverso. Fonte:(MISULIS, 2003)

Este padrão tem como origem um tabuleiro de xadres que possui casas brancas e pretas alternadas. Durante o estímulo visual com este tipo de padrão ocorre o preenchimento das casas claras para escuras e vice-versa, esta representação pode ser observada na figura: 3.4.

Este modelo de estimulação visual PXR apresenta é um dos mais utilizados por apresentar baixa variabilidade entre indivíduoa, ser sensivel nas vias nervosas visuais e permitir avaliações de hemi-campos visuais. Na figura: 3.5 é possível se observar as formas de sinais EEG

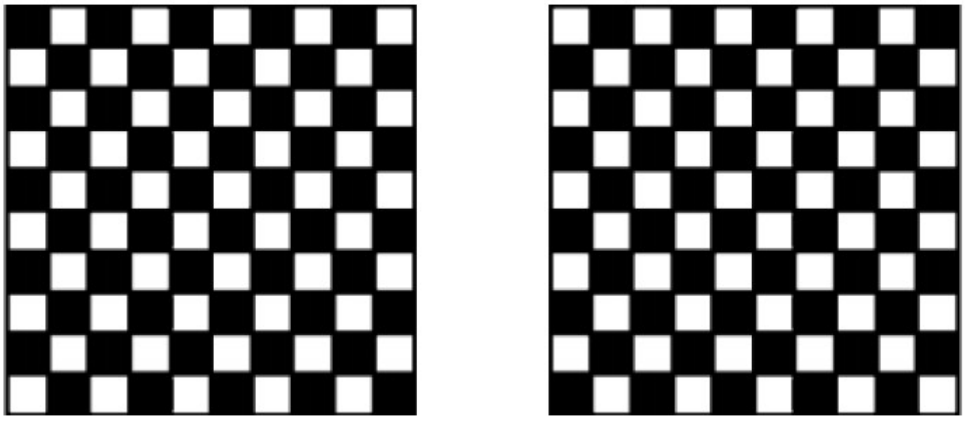

Figura 3.4: Demonstração da alternância para o estimulo por inversão de cores no padrão xadrez. Fonte: Autoria própria.

apresentados pelo estimulo do Padrão Xadrez e sua realação com a taxa de repetições por segundo(RPS).

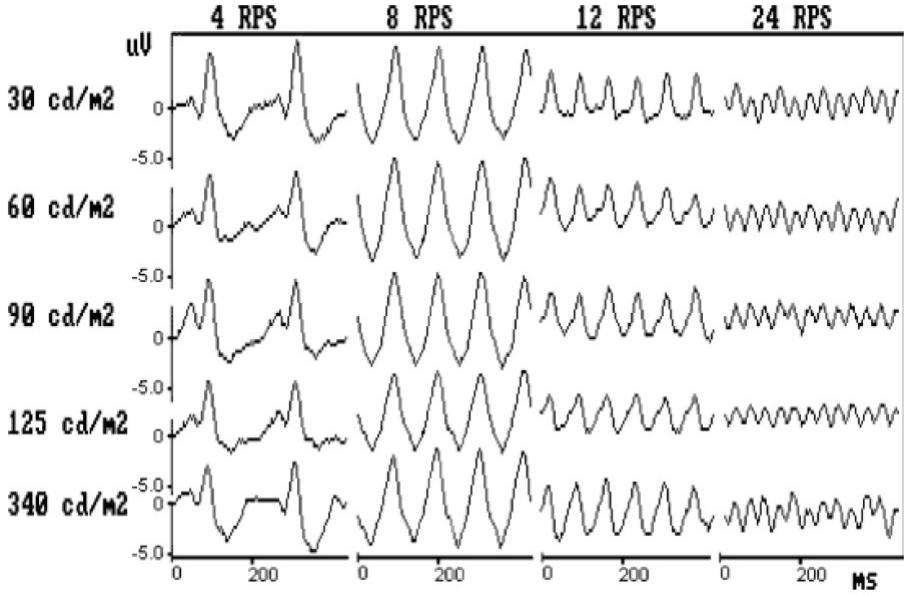

Figura 3.5: Demonstração do Potencial Evocado por estimulo visual utilizando o padrão xadrez. Fonte: (PETERS et al., 2006).

3.6 Potenciais Evocados Visuais para Olhos abertos e Olhos Fechados

O nivel de consciência de um indivíduo se relaciona de forma direta com o sinais de EEG. Quando em estado de vigília os sinais EEG tendem a maiores frequências e menores amplitudes,

quando em estado de dormência os sinais EEG tendem a frequências mais baixas e amplitudes maiores(COLLEGE., 2014). Este modelo se repete quando o indivíduo se encontra com os olhos fechados em estado de relaxamento, observa-se o aumento de amplitude na faixa de frequencia das ondas alfa, compreendida entre 7,5 a 13 Hz, este comnportamento faz com que estas ondas sejam as menos complexas de serem capturadas por um dispósitivo de EEG, este efeito é conhecido como Efeito Berguer (KIRSCHFELD, 2005).

3.7 Características Eletromagnéticas em Circuitos Eletrônicos Impressos

Um dos pontos importantes em um projeto eletrônico é o projeto e roteamento da placa de circuito impresso (PCI), muitas vezes tão importante quanto a escolha dos componentes quanto o projeto eletrônico. A compatibilidade eletromagnética (EMC - *Eletromagnetic Compability*)se encontra entre as principais dificuldade enfrentadas pelo projetista durante o processo de desenvolvimento de um novo projeto. Itens como disposição de componentes, roteamento de trilhas, blindagens podem definir as qualidades de um produto em desenvolvimento devido a sucetibilidade dos circuitos elétricos e eletrônicos a inteferência eletromagnética (EMI - *Eletromagnetic Interference*) o que acarreta a possibilidade de erros de leituras dos circuitos lógicos até a total inoperância do projeto. Diversos orgãos internacionais como a IEC - *International Electrotechnical Commission*, FCC - *Federal Communications Commission*, CISPR - C*omité International Spécial des Perturbations Radioélectriques* e nacionais como aABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas, regulamentam os limítes máximos para EMI permitidos para equipamentos eletroeletrônicos (PAUL, 2006). Dentre os principais erros cometidods no projeto de uma PCI podemos destacar:

- Ausência de filtragem de ruídos diferencias e de modo comum;
- Excesso de loops para o terra (GND - *Grounding*);
- Unidades de desacoplamento insuficientes (*bypassing*);

- Característica de componentes inadequadas ao projeto que possuam grande emissão de ruido nas faixas de rádio frequência (RF);
- Distribuição inadequada das linhas de interligação de componentes;
- Passagem de sinais que possuam anternância de tensões e correntes por caminhos inadequados da PCI;

Níveis aceitáveis de EMI em um projeto eletroeletrônico envolve a observância de todos os fatores descritos acima, prevendo soluções para estes e outras especificidades do projeto a ser desenvolvido. A necessidade de observar valores de correntes que circulam pelas trilhas de interligação de componentes, tipos de sinais envolvidos no caminho traçado, sensibilidade dos circuitos eletronicos especificados em seus respectivos manual de características técnicas *datasheets*, a observância das boa práticas amplamente divulgadas para desenvolvimento de projetos eletreletrônicos possibilitam o a redução de EMI (PAUL, 2006).

3.8 Placa de Circuito Impresso (PCI)

Para que possamos apresentar um modelo de PCI simnplificado é importante explanar sobre o conceito de circuito elétrico, este termo é usado para definir um modelo matemático que demostra de forma aproximada o comportamento de um sistema elétrico real . Podemos dizer de forma simplificada que o circuto elétrico real nada mais é do que um conjunto de componentes eletrônicos ligados eletricamente por fios que enviam e recebem diferenças de potenciais elétricos, desta forma uma uma PCI é a materialização física de um circuito ou diversos circuitos. A PCI pode ser confeccionada com uma, duas ou várias camadas sucessivas, na figura 3.6 podemos observar a disposção das camadas condutivas (*layers*) de cobre eletrolítico e camadas isolantes (*substrate*) com características que retardam a propagaçãod de chamas tipo o FR4 (*Flame Retardant 4*) que pode suportar temperaturas de até 130 graus Centígrados (NILSSON; RIEDEL, 2003).

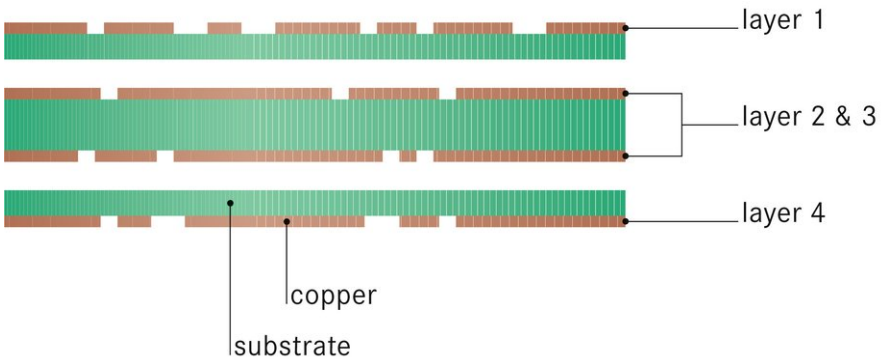

Figura 3.6: Cortel lateral de um PCI multicamadas (*multlayers*) demonstrando suas camadas internas. Fonte: www.lpkf.com/.

3.9 Compatibilidade Eletromagnética (EMC)

Um sistema considerado eletromagneticamente compatível quando atende a três critérios:

- Não gerar ruído intereferente em outros sistemas;
- Possuir imunidade a ruídos emitidos por outros sistemas;
- Não se auto inserir ruído;

Problemas em sistemas causadores de EMC pode ser modelao apartir de 3 elementos:

- Fonte: setor do projeto responsável pela emissão e ou geração de ruídos, podendo ser: fontes chaveadas, setores com mudanças bruscas de correntes, circuitos chaveadores de alta frequência baseados em transistores, sinais digitais responsáveis por relógios internos (*clock*) onde a mudança de estado do sinal se se faz de forma rápida;
- Caminhos de acoplamentos: caminho pelo qual é possivel a emissão de energia de forma que ela possa ser recebida pelo dispositivo receptor;
- Vítima: dispositivo que recebe a interferência eletromagnética;

Uma vez determinados os elementos de importância nos caminhos da EMC podemos trabalhar de forma efetiva na supressão de emissões da fonte, redesenhar caminhos de acoplamentos e reduzir a suceptibilidade a ruídos do recptor (PAUL, 2006).

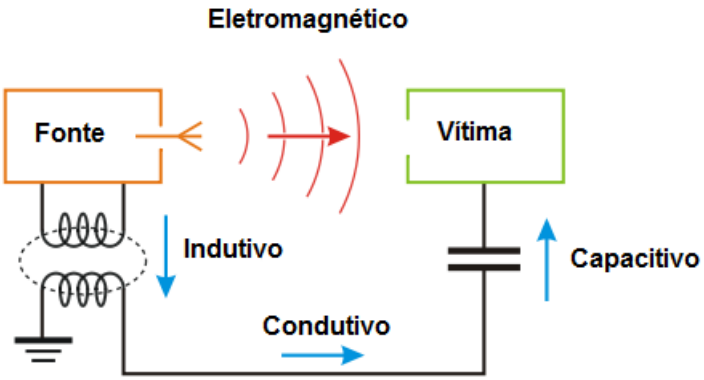

Figura 3.7: Caminhos de acoplamento para a transmissão eletromagnética (EMC). Emissão e recepção de ruídos. Fonte: www.smar.com.

3.10 Fontes de Ruído em Placas de Cicuito Impresso

Os circuitos microcontrolados devido as suas velocidade de operação e o formato de onda que trabalham são ruidosas. É conhecido que o formato de onda quadrado utilizado nos sistemas digitais quando decompostas geram uma somatória de harmônicos ímpares apartir de sua frequência fundamental, ou seja um microcontrolador que possui um *clock* de 1Mhz possui harmônicas em portadoras localizadas nas frequências adjacentes tais como: 3, 5, 7 Mhz, etc.

As fontes chaveadas são outra importante fonte geradora de ruído, estas não só geram ruído por operarem com ondas quadradas como tambem podem ocasionar oscilações no terra da placa de circuito impresso devido ao seu consumo de corrente. Estes ruídos causados por estas oscilações do aterramento podem ser conduzidos pelos cabos de conexão que operam como verdadeiras antenas distribuindo assim esta EMI. Estes efeitos indesejados podem ser minimizados com o desacoplamento de cada bloco funcional do circuito, segmentando-os fisicamente, utilizando-se de isolamento galvânico, agrupando circuitos digitais de alta velocidade separando-os de circuitos analógicos da PCI (PAUL, 2006).

3.11 Caminhos de Acoplamentos em Placa de Circuito Impresso

O ruído eletromagnético pode ser emitido por condução e Radiação(PAUL, 2006). Através de condutores elétricos, trilhas de PCI, cabos de interconexão de sistemas, os ruídos eletromag-

néticos podem ser conduzidos. Observando desta forma poderemos ter ruídos diferênciais e ou de modo-comum.

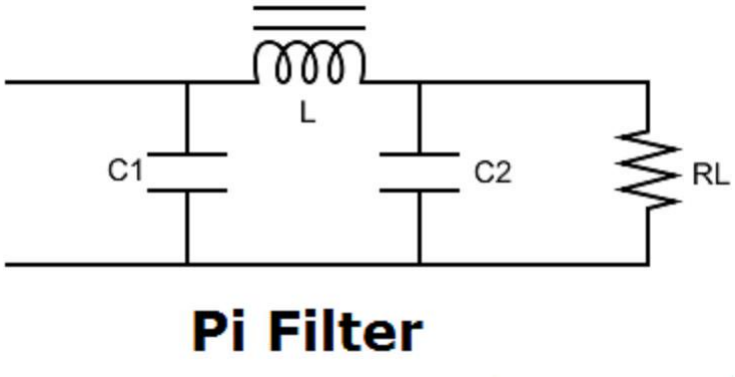

Figura 3.8: Diagrama eletrônico de filtro tipo PI capacitivo indutivo. Fonte: http://www. circuitstoday.com.

No sistema de condução diferêncial de dois fios, teremos o ruído percorrendo um fio condutor e retornando e pelo outro. Já no modo-comum teremos o ruído caminhadno pelos dois fios condutores e retornando à fonte por um caminho qualquer que possua baixa impedância a sua passagem.

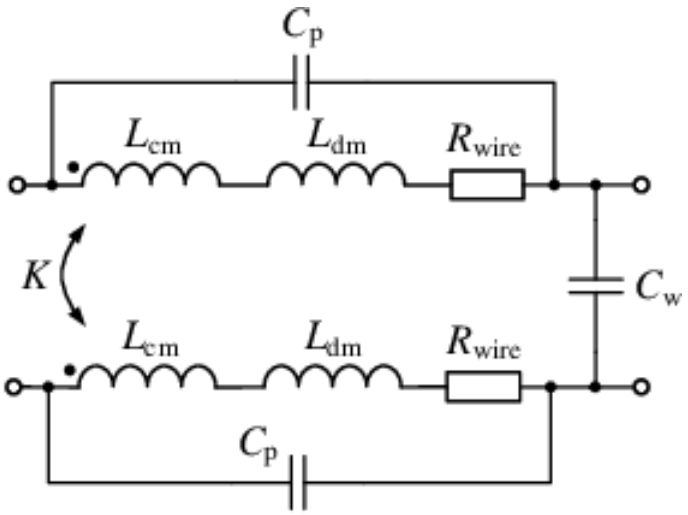

Figura 3.9: Diagrama eletronico de filtro em *common-mode chokes*. Fonte: www. electronics.stackexchange.com.

Na maioria das vezes a utilização de filtros indutivos e capacitivos são utilizados para a redução de ruídos diferenciais(figura:3.8 e (*common-mode chokes*)(figura:3.9 para ruidos modo-comum e notch-filters para casos onde o ruído possui frequência conhecida (MONTROSE M. I.; LIU EN-XIAO, 2004).

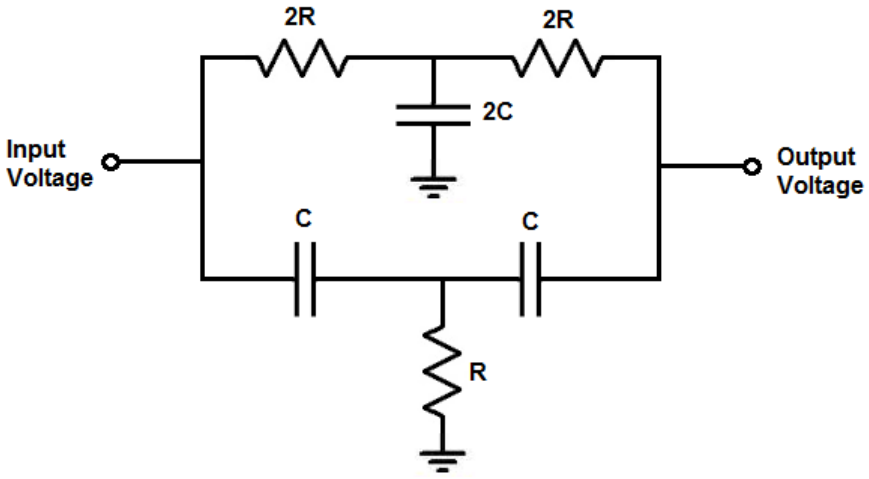

Figura 3.10: Diagrama eletronico de filtro duplo T sintonizado corta faixa tipo *Notch Filter*. Fonte: http://www.learningaboutelectronics.com.

3.12 Lay Out da PCI

Como abordado nos topicos anteriores o desenho e distribuição dos blocos funcionais do projeto proporciona um melhor desempenho ao dispositivo nos quesitos de geração e propagação de ruído para os circuitos adjacentes, circuitos de baixa velocidade, alto consumo, fontes de alimentação,etc.. podem ter sua EMI e EMC reduzida. Em alguns casos a separação das placas se faz necessária como se pode ver na figura:3.11 onde observamos uma moderna TV com tecnologia atual (PAUL, 2006).

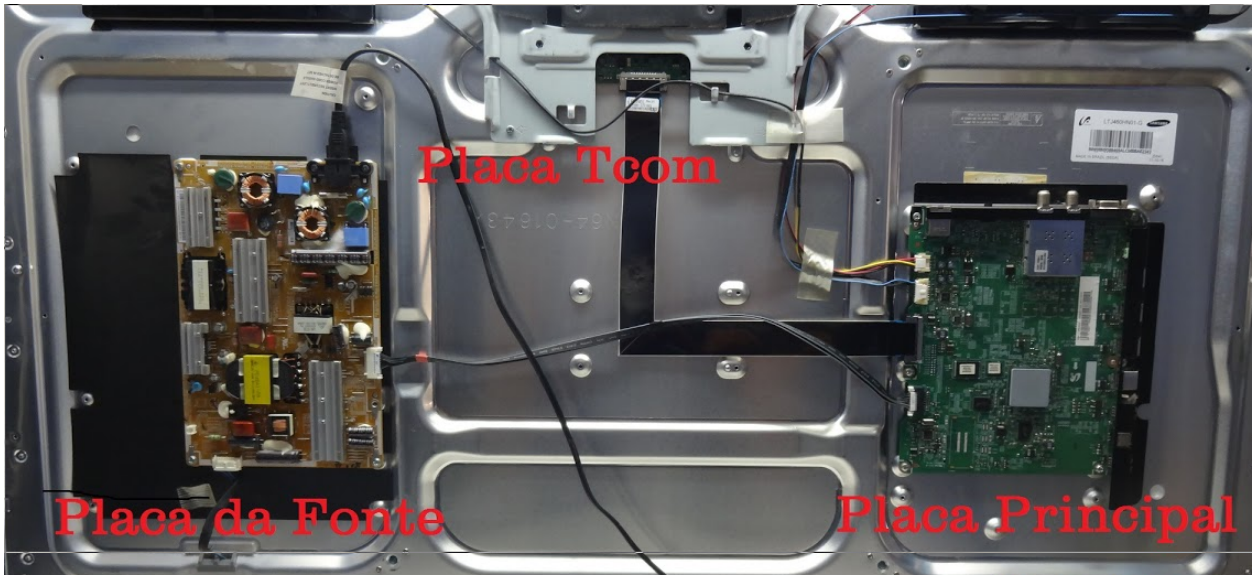

Figura 3.11: Vista interior com a distribuição das placas internas de uma TV, visando um melhor controle de EMI e EMC gerados. Fonte: http://www. eletronicasaobento.com.

3.13 Amplificadores Diferenciais - AD620

Segundo a literatura os bioamplificadores para coleta de sinais EEG deve possuir como caracteristicas básicas uma taxa de amostragem superior a 200 amostras por segundo (SPS - *Samples Per Second*) com uma faixa passante de frequências compreendida entr 0.5 a 70 Hz e filtro corta faixa (*Notch Filter*) em 50/60 Hz. Seu conversos analógico digital (ADC - *Analog to Digital Converter*) deve possuir 12 *bits* com ao menos 0,5 uV de resolução (CRUCCU et al., 2008).

O AD620 é um amplificador de instrumentação diferêncial de precisão para aquisição de sinais diferenciais de baixo ruído.

O seu projeto eletrônico (Figura 3.12) com três amplificadores operacionais fornece uma junção de excelente desempenho com baixa corrente em repouso, muito utilizado em instrumentação portátil e sistemas voltados para aquisição de dados.

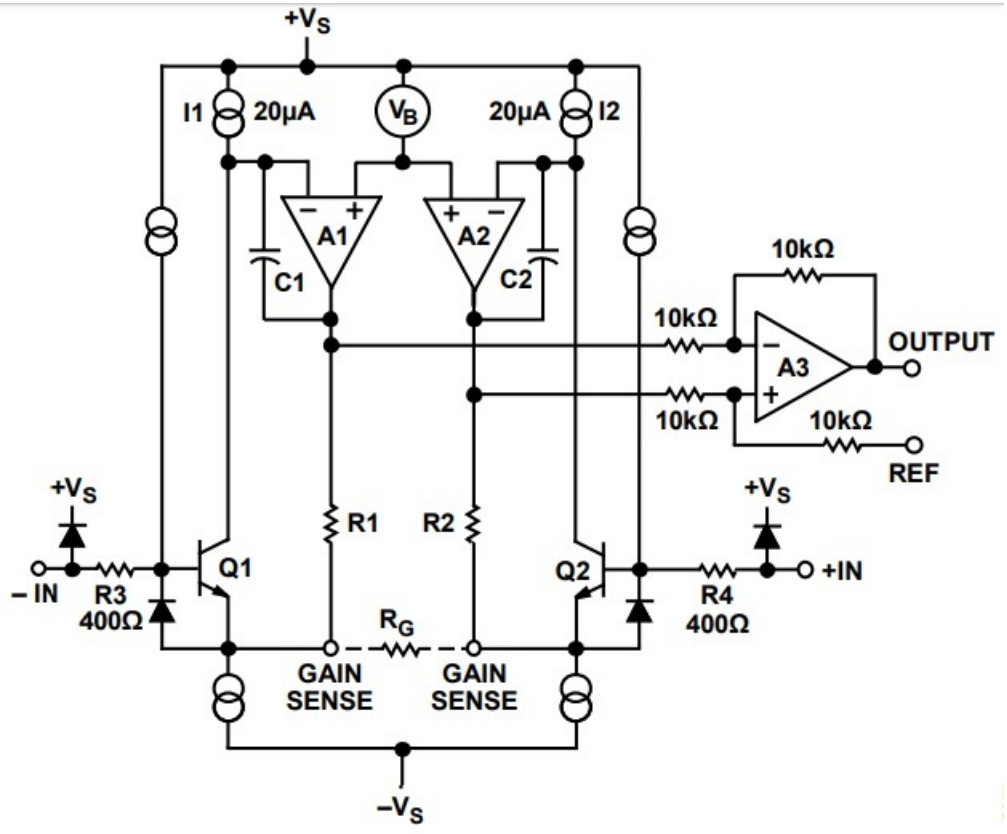

Figura 3.12: Esquema eletrônico simplificado AD620 Fonte:(DEVICE, 2011)

Este amplificador diferencial pode ser operado com fontes de alimentação simples de 2,2

V a 36 V e corrente de repouso de apenas 60 uA, também pode ser configurado para trabalhar com fontes simétricas nas mesmas faixas de tensões.

Devido aos resistores internos de alta precisão com corte a laser, fornecem muito baixa tensão de offset (250μV máximo), baixa variação da tensão de offset com a temperatura (3μV/C máximo) e excelente rejeição de modo comum.

$$G = \frac{49.4K\Omega}{Rg} + 1 \tag{3.1}$$

$$RG = \frac{49.4K\Omega}{G-1} \tag{3.2}$$

Uma única resistência externa RG define o ganho de 5V/V a 10.000 V/V. Este amplificador tem uma equação de ganho que é apresentada pela Equação 3.1 e 3.2 (DEVICE, 2011).

3.14 Amplificadores Instrumentais - CA3130

O circuito integrado CA3130 é um amplificador operacional BiMOSFET®. As principais vantagens da tecnologia BiMOS implica na combinação das vantagens de duas tecnologias a bipolar e a CMOS em amplificadores operacionais.

Os amplificadores operacionais bipolares possuem uma alta larguras de banda por ter como característica uma rápida comutação e os amplificadores com tecnologia CMOS possuem um baixo consumo de corrente.

Devido a esta topologia de construção interna o CA3130 - BiMOS, tem as vantagens de operação com alta largura de banda e menor consumo de corrente.

Este amplificador operacional é construído usando transistores MOSFETS, contando com alta impedância de entrada, esta configuração pode ser observada na figura 3.13.

Esta característica de construção faz com que a entrada do amplificador operacional não se comporte como uma carga adicional ao sinal a ser amplificado, proporcionando menores distorções ao sinal de interesse.

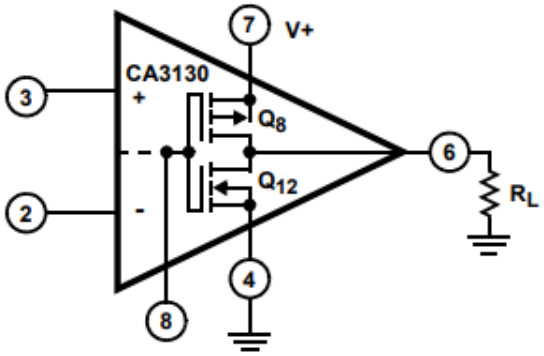

Figura 3.13: Diagrama ilustrativo do Amplificador Operacional CA3130 – BiMOS. Fonte :(RENESAS, 2018)

O mesmo possui como sistema de funcionamento a comparação de tensões de entrada, como tal possui um pino de inversão de sinal e um pino não inversor.

A todo instante as duas saídas são comparadas entre si, caso a tensão no terminal não inversor (pino 3) fique maior em relação ao terminal de inversão (pino 2), a saída (pino 6) também será maior, o contrário, levará a saída a um sinal menor (pinos referentes a figura 3.14).

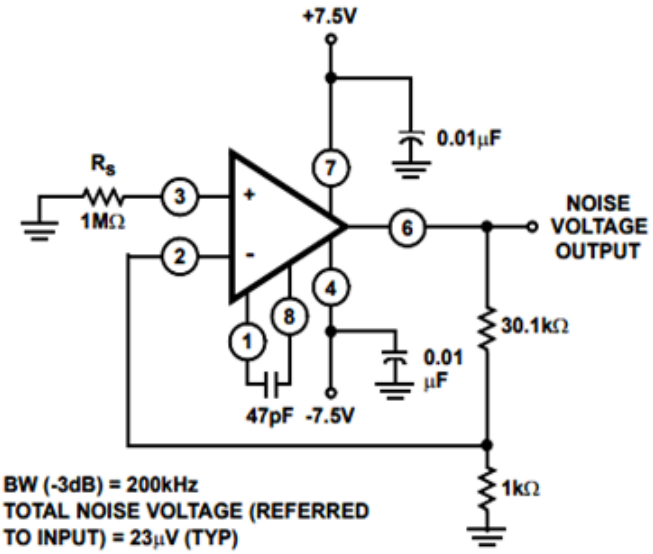

Figura 3.14: Esquema elétrico demonstrando ligações externas do amplificador operacional CA3130. Fonte(RENESAS, 2018)

Devido a estas habilidades, um CMRR (*Common Mode Rejection Ratio* ou Relação de Rejeição em Modo Comum)de 80dB e o tempo de subida próximo a 0.09μS o torna ideal para diversas aplicações como, geradores de frequências, circuitos de seguidores de tensão,

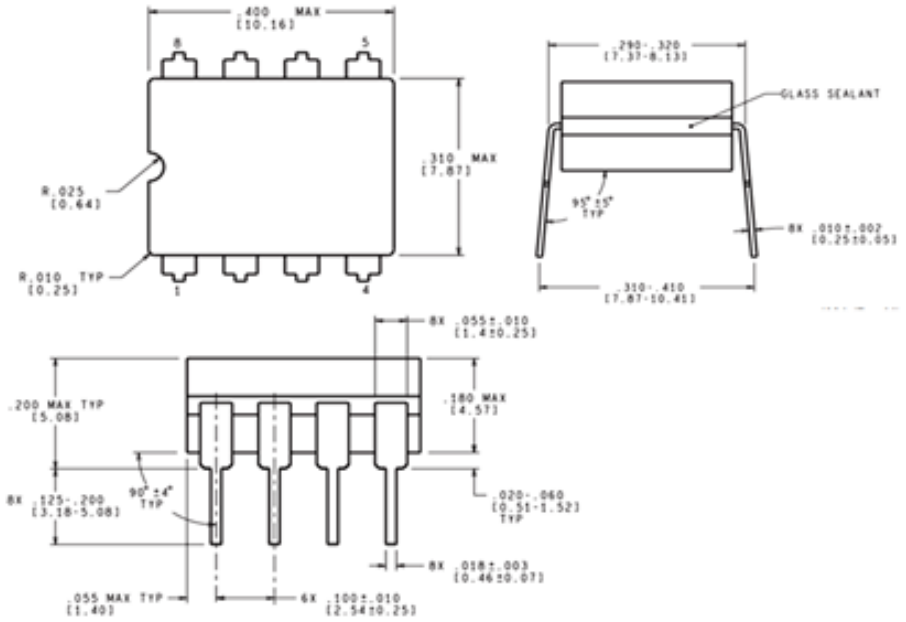

Figura 3.15: Dimensões e tipo de encapsulamento utilizado no CA3130 - DIP[8-N]. Fonte: (RENESAS, 2018)

circuitos DAC, detectores de Sinal de Pico / Ruído, circuitos osciladores. Na figura 3.15 é possível se verificar o tipo de encapsulamento e dimensões do amplificador operacional CA3130 (RENESAS, 2018).

3.15 Eletrodos para Monitorização 2248BRQ - 3M

Este tipo de eletrodo para monitorização 2248BRQ-3M (Figura 3.16) possui na sua parte traseira espuma de polietileno coberto de adesivo hipoalergênico em uma das faces e laminado com fita de polipropileno impresso na outra face.

Devido à dificuldade em se obter um bom contato elétrico entre o eletrodo e o escalpo este eletrodo possui gel condutivo na área destinada ao contato com a pele do indivíduo e o contato metálico.

Este contato metálico é confeccionado em aço inox 304 ou 316 em uma das faces, possuindo na outra face um contra-pino plástico em ABS (*Acrylonitrile butadiene styrene*) reforçado com fibra de vidro recoberto com tratamento de prata e cloreto de prata (3M, 2018).

Figura 3.16: Eletrodo de espuma para monitorização 3M Fonte:(3M, 2018)

3.16 Microcontroladores - ESP32 WEMOS TTGO

O micro controlador ESP32 WEMOS TTTGO é considerado um dispositivo de internet das coisas (*ioT- Internet Of Things*) ele consiste de um microprocessador de consumo *dual core* da Tensilica Xtensa 32-bit LX6, este possui suporte nativo à rede *WiFi, Bluetooth* v4.2 contando ainda com memória *flash* integrada de 16Mb.

Esta configuração permite sua programação e operação de forma independente, lhe proporcionando maior usabilidade e devido suas reduzidas dimensões proporciona montagens compactas.

O ESP32 utiliza encapsulamento do tipo *Quad-Flat No-leads* (QFN) com 49 pinos (Figura 3.17, sendo 48 pinos para ligações ao longo das laterais do encapsulamento e um terminal para aterramento inferior que também se destina à contato térmico.

Alguns dos pontos importantes do ESP32 que o diferenciam de outros micro-controladores, podemos citar, baixo consumo de energia, possibilidade de operação em modo hibernação (*Sleep*), *clock* interno podendo chegar a 240Mhz, baixo custo, tamanho reduzido da placa, amplificador *WiFi* de baixo ruído, suporte integrado para rede *WiFi* 802.11 b/g/n e *bluetooth* versão 4.2, baixo consumo de energia, alto desempenho, conversor analógico Digital de 12 bits.

Entre as desvantagens do ESP32, temos: necessidade de aprendizado para um novo pacote de instruções, relativos ao microcontrolador, reduzido numero de entradas e saídas, informações

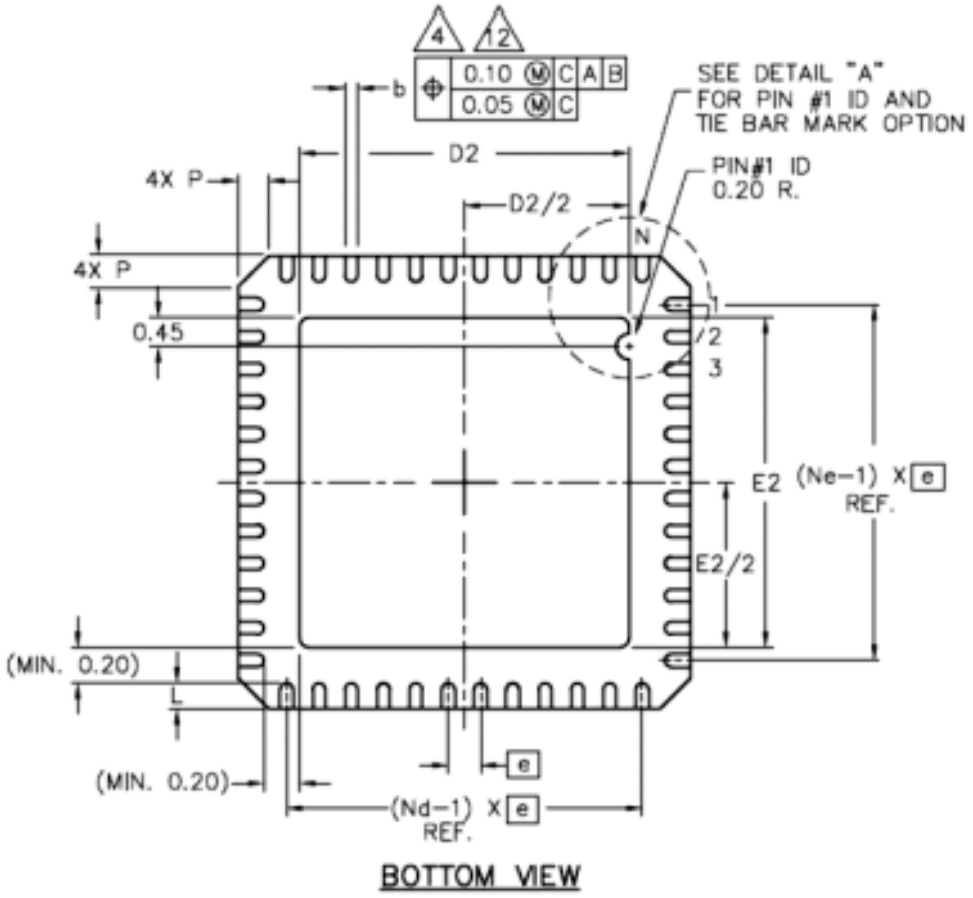

Figura 3.17: Encapsulamento QFN48 6x6mm utilizado no ESP 32. Ref:(SYSTEMS, 2018)

de configurações de seu pacote de instruções ainda pouco difundida e comentada, por ser um lançamento recente, 2017.

Neste trabalho foram utilizadas as referências de (MINATEL, 05/2018a) e (MINATEL, 05/2018b), por se tratar de um microcontrolador lançado no início de 2017, uma vez que as referências encontradas sobre este microcontrolador são muito escassas, mas o mesmo possui um grande potencial devido as suas características.

Esta placa de desenvolvimento conta com 18 entradas analógicas para conversão em digital (ADC) com resolução de 12 bits na escada de 0 a 3,3V, o que resulta em valores dentro de uma escala digital entre 0 a 4095.

De acordo com a documentação do ESP32 Wemos esta placa conta com pinos GPIO que possibilitam funções diferenciadas como suporte a toque capacitivo, canais conversores digital-

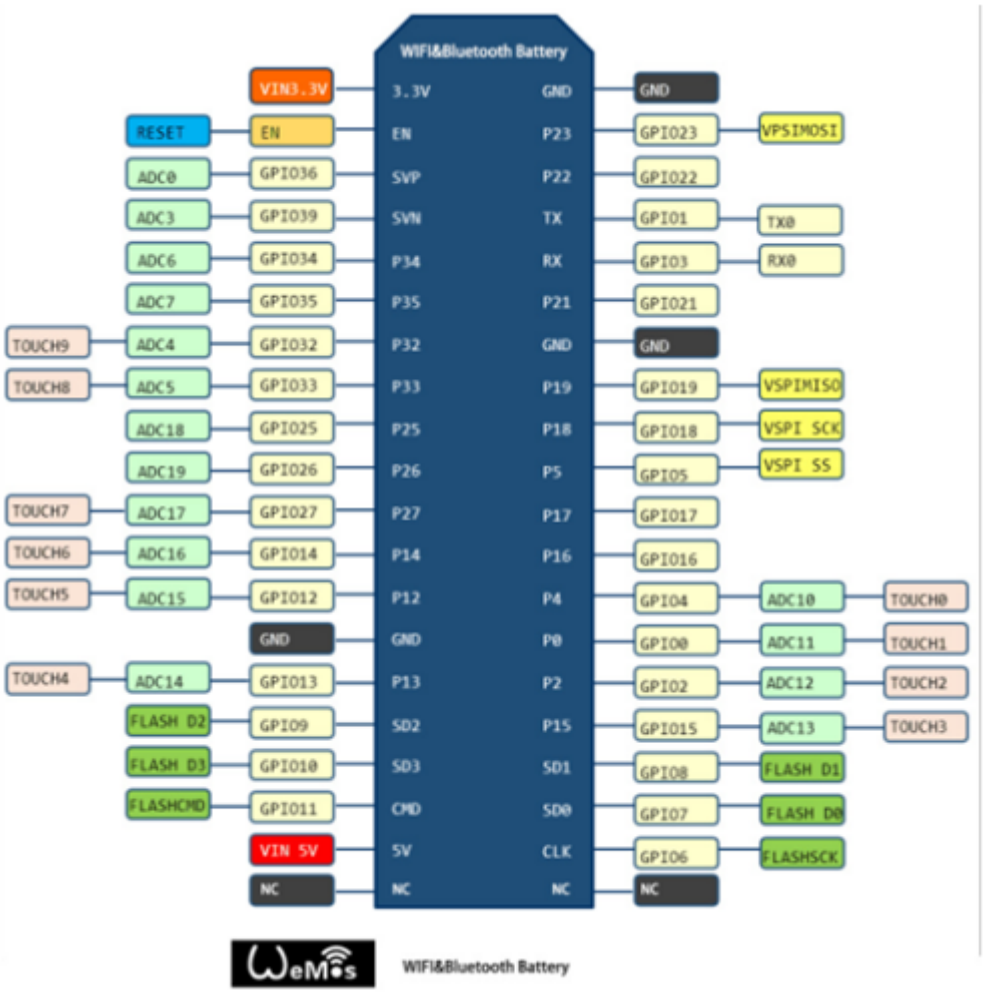

Figura 3.18: ESP32 Wemos Ttgo placa de desenvolvimento com seus respectivos pinos e funções. Fonte:(TIME4EE.COM, 2018)

analógico (*DAC*) de 8 bits, interface I2C, portas de comunicação serial *UART* , que podem ser observadas na figura:3.19 (SYSTEMS, 2018).

É dotado de uma frequência de trabalho de seu relógio interno de 80 Mhz, um regulador de tensão de 3,3v, entrada de alimentação padrão micro USB, pinos para atuação em sistemas de entradas e saídas, porta de comunicação *WiFi*, Porta de comunicação *Bluethoot*.

O ESP32 Wemos TTGO, figura 3.19, é uma ferramenta de hardware que nos permite monitorar e efetuar mudanças no meio físico através de sensores e atuadores.

Os sensores nos possibilitam coleta de informações do ambiente, proporcionando o conhecimento de dados quantitativos tais como umidade, temperatura, gases presentes no ambiente, presença de pessoas, pressão atmosférica, luminosidade, etc.

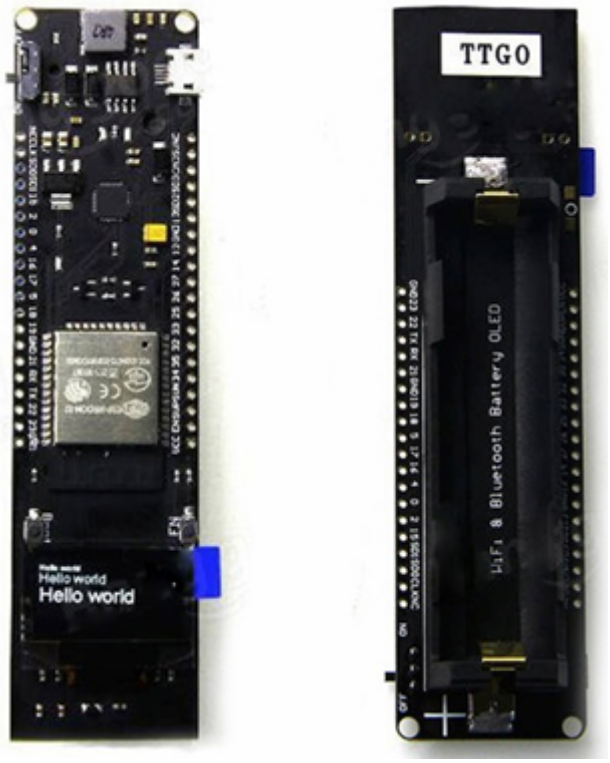

Figura 3.19: Placa de desenvolvimento ESP32 Wemos TTGO Fonte:(SYSTEMS, 2018)

Sua plataforma se baseia em um hardware open-source com linguagem de programação Wiring Arduino® (abordado no Tópico: 3.14) e constitui em uma placa de microcontrolador com três núcleos de processamento, sendo que um destes núcleos se destina a processamento com baixo consumo de energia e um ambiente de desenvolvimento voltado para a escrita do software de controle(SYSTEMS, 2018).

3.17 Conversores Analógico Digitais

Os conversores analógico digitais (ADC - *Analog to Digital Converter*) são circuitos que possuem a capacidade de converter sinais analógicos com potenciais elétricos diversos para a forma digital. Uma das características dos sinais analógicos é a de serem contínuos, desta forma em cada intervalo de tempo possuímos inúmeros valores de tensão (ou corrente) variando entre um valor mínimo e um valor máximo, o que dificulta sua leitura e armazenamento em dispositivos digitais, uma vez que os mesmos possuem como capacidade de interpretação apenas dois parâmetros de sinais, nível alto ou nível baixo.

O funcionamento dos ADCs se resume a coletar amostras de um determinado sinal em intervalos de tempos regulares onde esta amostra é convertida em sinal digital, uma sequência de uns e zeros (ex: 10011011011, que equivale a 1243 em decimal) para que possam ser armazenadas em arquivos e em outro momento utilizadas com fins específicos como visualização da forma de onda ou calculos matemáticos. Na figura:3.20 é possível observar um esquema rudimentar para um ADC de 3 bits, que possibilita passos de 0,6 V de resolução.

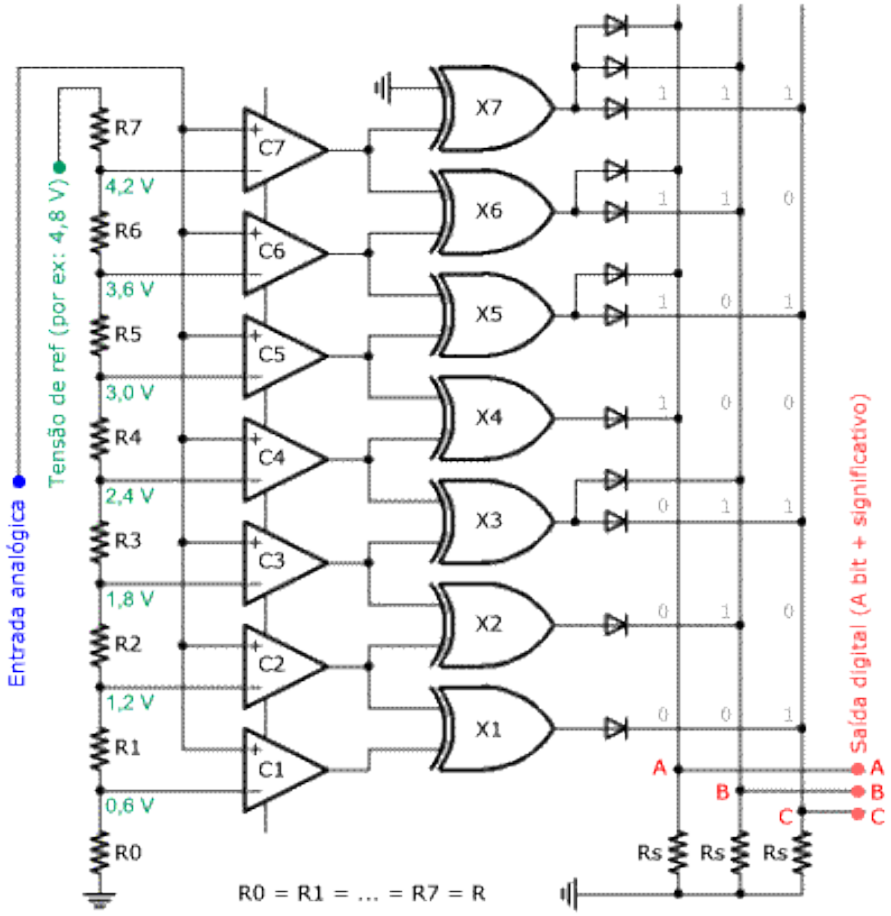

Figura 3.20: Esquema eletrônico de ADC de 3 *bits* de resolução. Fonte:www.mspc.eng.br

É possivel verificar que a taxa de amostragem (SPS - Sample Per Second) é diretamente proporcional a fidelidade das características do sinal orignal analógico coletado como pode ser observado na figura 3.21.

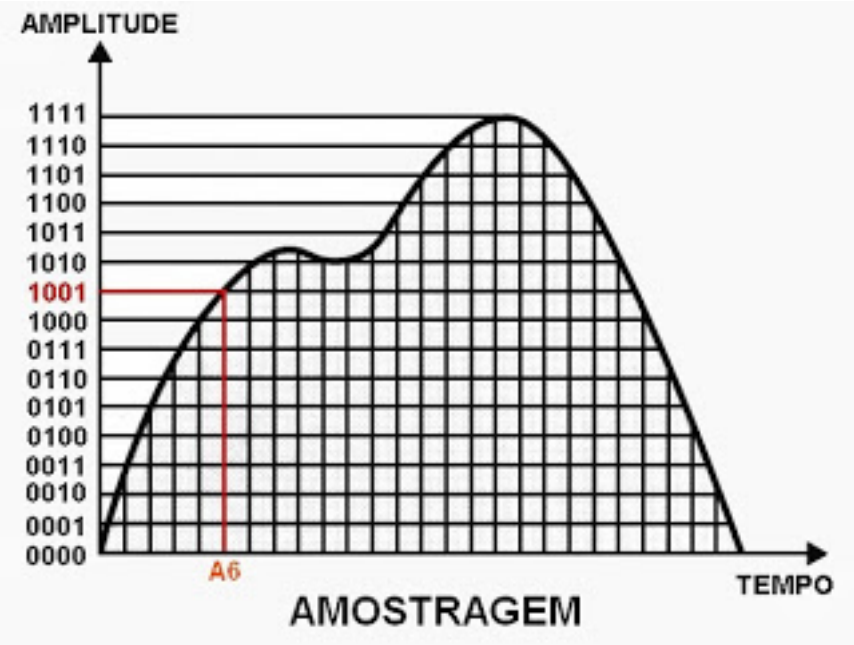

Figura 3.21: Gráfico ilustrativo de taxa de amostragem para um ADC. Fonte:www.mspc.eng.br

3.18 Liguagem de Programação Arduino® Wiring

O projeto Arduino teve sua origem na Itália, em 2005, com uma grande aceitação do público, devido ao seu baixo tempo de aprendizado para e baixo custo para aquisição de suas placas de desenvolvimento. Seu sucesso fez com que recebesse uma menção honrosa da *Prix Ars Eletronics*. O projeto Arduino conta atualmente com atualização constante da interface de programação Wiring e inúmeros modelos de placas Arduino de fabricantes diversos(SOUZA, 2013).

Arduino® Wiring é uma linguagem de desenvolvimento multiplataforma, programada em linguagem Java, que teve como base de seu desenvolvimento os projetos *Processing*® e *Wiring*®. O objetivo inicial do projeto foi o desenvolvimento de uma linguagem de alto nível, com elevado poder atuação e grande facilidade de uso voltada aos profissionais de áreas não familiarizadas com o desenvolvimento de software através de linguagens de programação. Em sua estrutura se encontra um editor de código com recursos de realce de sintaxe e indentação automática e capacidade de compilar e enviar os códigos binários diretamente à memória do microcontrolador(ARDUINO, 2018).

A interface de desenvolvimento Arduino, figura 3.22, apresenta ferramentas de monitoria

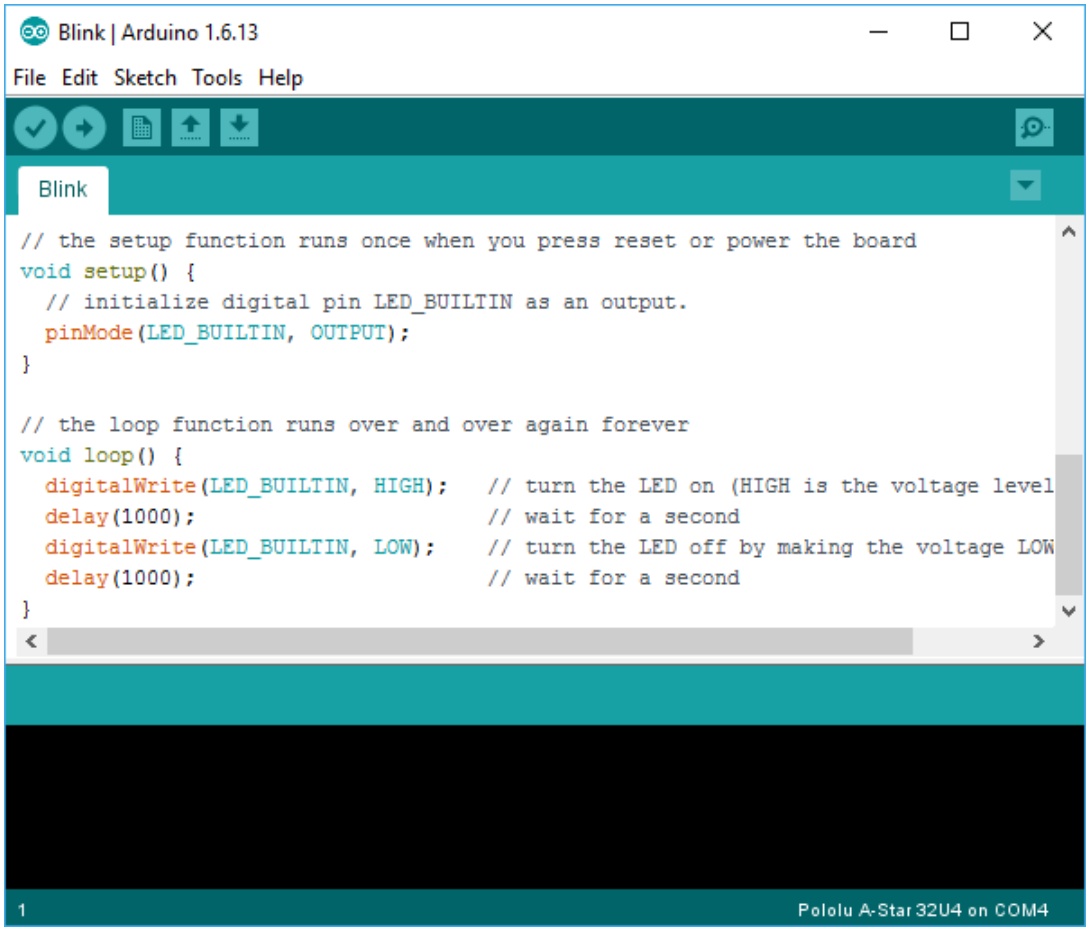

Figura 3.22: Interface de programação Arduino Fonte:(ARDUINO, 2018)

sendo uma delas o serial monitor que possibilita acompanhar de forma visual os resultados de dados coletados pelas portas de entradas e saídas da placa ESP32 Wemos TTGO, possibilitando a depuração o programa desenvolvido em tempo real.

A plataforma Arduino através de seu sistema de controle de entrada e saída de dados possibilita a manipulação de informações geradas por sensores de temperatura, umidade, fumaça vibração, infravermelho, presença, e saída de dados, atuação na ativação de mecanismos como motores, relés, leds e lâmpadas.

3.19 Processamento de Sinais

3.19.1 Tranformada de Fourier - FFT

A captura de sinais dentro do domínio do tempo trás alguns inconvenientes na sua interpretação, uma vez que todas as frequâncias se encontram presentes e combinadas em todos os instantes. Com o intuito de resolver esta questão e facilitar a visualização da formas de ondas de interesse utiliza-se a Transformada Rápida de Fourrier (FFT *Fast Fourier Transform*), demonstrada nas equações 3.1, 3.2, 3.3, tem como princípio a decomposição de uma função temporal (um sinal) em frequências expressas com a amplitude de seus sinais constituintes (SODRE, 2001).

$$\hat{f}(\omega) \equiv F(\omega) \equiv \mathscr{F} f(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) e^{-i\omega t} dt \tag{3.3}$$

$$f(\omega) \equiv \mathscr{F}^{-1} F(\omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} F(\omega) e^{i\omega t} d\omega \tag{3.4}$$

$$\omega \equiv 2\pi f \text{ (Frequência angular)} \tag{3.5}$$

O pacote de *softwares* Tisean 3.0.1, escrito em linguagem Fortran, se destina a aplicação da transformada de Fourier em um conjunto de dados de sinias coletados ao longo do tempo. Este pacote foi desenvolvido por Holger Kantz, Rainer Hegger e Thomas Schreiber, se encontra disponível de forma gratuita para *download* em https://www.pks.mpg.de/ tisean/. A função *spectrum* representa a FFT e seu código tem por base o algoritmo de Cooley Tukey

3.19.2 Filtro Kalman

Após a utilização da Transformada de Fourier o sinal de interesse se demosntra ruidosos e de difícil interpretação mesmo já se encontrando distribuído de forma spectral em faixas de frequências distintas. O filtro criado pelo matemático Rudolf Kalman é uma ferramenta de grande importância neste tipo de delinearização de spectros, uma vez que se utiliza das medi-

ções de grandezas realizadas ao longo do tempo contaminadas com ruído e outras incertezas aplicando sucessivas médias, possibilitando gerar resultados que tendam a se aproximar dos valores reais das grandezas medidas.

Este filtro apresenta diversas aplicações e é uma parte essencial do desenvolvimento de tecnologias espaciais e militares devido sua grande eficiência na predição de valores e calculando médias ponderadas.

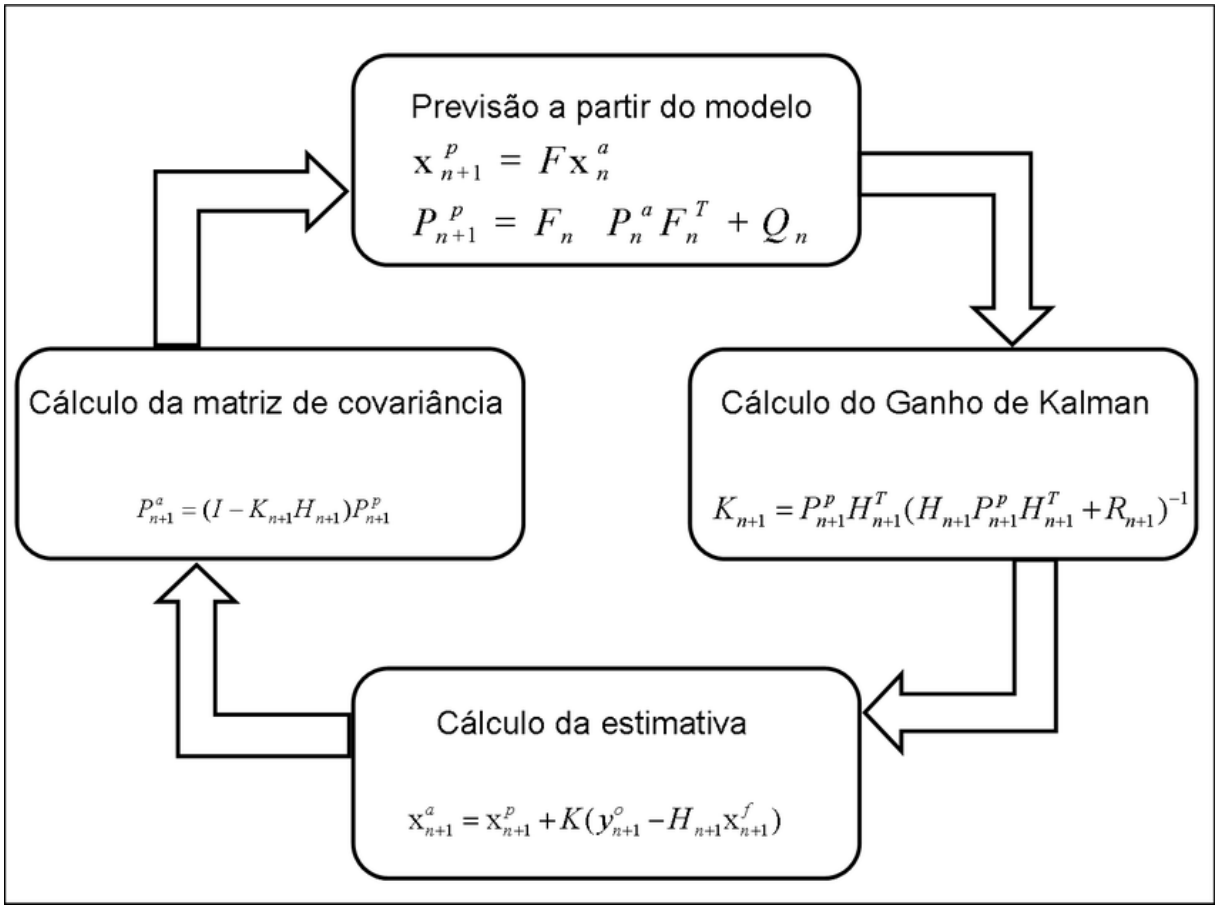

Figura 3.23: Equação Filtro Kalman Fonte:(RIO, 2000)

Este Filtro constitui em um conjunto de equações voltadas para recusividade se tornando um meio eficiente para estimar os estados passados, presentes e ou futuros via decomposição do erro de previsão(RIO, 2000). Sua equação pode ser observada na figura 3.23.

3.20 Dispositivos Vestível *Wearable*

A possibilidade de acompanhamento em tempo real de biopotênciais neurológicos de indivíduos se enquadra no termo cuidado contínuo, muito utilizado atualmente pela comunidade médica (DOUGHTY, 1996).

Estas necessidades contínuas de avaliação e acompanhamento próximo encontraram no atual avanço tecnológico um forte aliado. Estas tecnologias chegaram a um patamar de miniaturização, facilidade de uso, poder de processamento, baixos custos e baixos consumos de energia, que se tornaram importantes ferramentas na obtenção de informações biológicas.

Informações precisas em tempo real se tornaram muito necessárias ao cotidiano dos profissionais das áreas da saúde em sua atuação cotidiana (JAYARAMAN, 2013).

A tecnologia se tornou a ferramenta transformadora nos avanços na área da saúde, impactando de forma inestimável na qualidade de vida de pacientes e na prática da medicina.

Com os atuais horizontes de possibilidades tecnológicas, o paradigma de um sistema computacional que pudesse ser vestível *(wearable)* veio se tornando uma realidade.

Esta tecnologia fundamenta-se em três pilares fundamentais: redução em tamanho dos sistemas computacionais, crescimento no poder de processamento e maior portabilidade e personalização de dispositivos (LINDSTRÖM, 2007).

Wearable se mostrou como uma tecnologia passível de ser empregada nas mais diversas áreas ciêntíficas.

Na área de saúde humana, é possível encontrar dispositivos dedicados a controle, monitoria e inclusive na administração de medicamentos voltados a manutenção de níveis adequados de determinados parâmetros biológicos ou avaliação clínica, sem a necessidade de acompanhamento constante e presencial do paciente por um médico.

Os sistemas *wearable* se tornarão cada vez mais indispensáveis ao profissional da saúde como importantes ferramentas para a determinação de diagnósticos e acompanhamento de pacientes.

A constante miniaturização e aperfeiçoamento, tanto na qualidade dos sinais recebidos quanto a significativa redução do consumo energético, destes vestíveis está facilitando seu uso diário, sendo perceptível que estes seguem os mesmos caminhos que levaram a mudança dos atuais computadores de mesa e sistemas de comunicação a se tornarem portáteis. Esta miniaturização os transformou em peças fundamentais ao nosso dia a dia. Como resultado, a tecnologia wearable tende a se difundir rapidamente mudando nossa realidade, proporcionando uma melhoria na qualidade de vida e saúde humana (JAYARAMAN, 2013).

3.21 Produtos existentes na área de EEG

Diversos trabalhos são desenvolvidos visando a demonstração do potencial que representa a utilização de registros de sinais encefalográficos nas áreas de pesquisa e desenvolvimento voltado para aplicações diversas. É grande o esforço na comunidade científica e no mercado buscando melhores e maiores possibilidades dos usos de sistemas de Interface Cérebro Computador ou BCI (*Brain Computer Interface*) (EMOTIV, 2018) .

Figura 3.24: Emotiv Insight para captura de sinais que possam rastrear indicadores de desempenho e bem-estar. Fonte:(EMOTIV, 2018)

Estes sistemas, por meio de algoritmos dedicados, buscam por estados específicos do cérebro através da interpretação da presença de formas de ondas encelofagráficas, comparando-as com bancos de dados de sinais EEG catalogados.

Apartir desta comparação se torna possível a atuação em dispositivos voltados para a realização de tarefas específicas, como movimentar a interface de jogos, atuação sobre dispositivos

físicos, indicadores de desempenho das ondas cerebrais em momentos de concentração, estresse, entre outros (EMOTIV, 2018).

Nesta classe de sistemas, podemos citar os headsets *Emotiv Insight* (figura 3.24), *MindWave* e *NeuroSky* (figura 3.25), produtos desenvolvidos pelas empresas *Emotiv* e *NeuroSky* , respectivamente.

Figura 3.25: *Emotiv Epoc*+ EEG Móvel de 14 Canais. Fonte: (EMOTIV, 2018)

Figura 3.26: *NeuroSky MindWave Mobile 2*. Fonte: (NEUROSKY, 2016)

O *headset Emotiv Epoc* (figura 3.26) da *Emotiv* é um produto diferenciado voltado para a área de pesquisa, contando com 14 canais.

Possui limitações sendo uma delas a posição fixa dos eletrodos na estrutura do próprio equipamento, limitando possíveis mudanças nas configurações de posicionamento de eletrodos o que poderia fornecer uma maior flexibilidade em sua utilização.

Figura 3.27: placa Open EEG. Fonte: (OPENEEG, 2016)

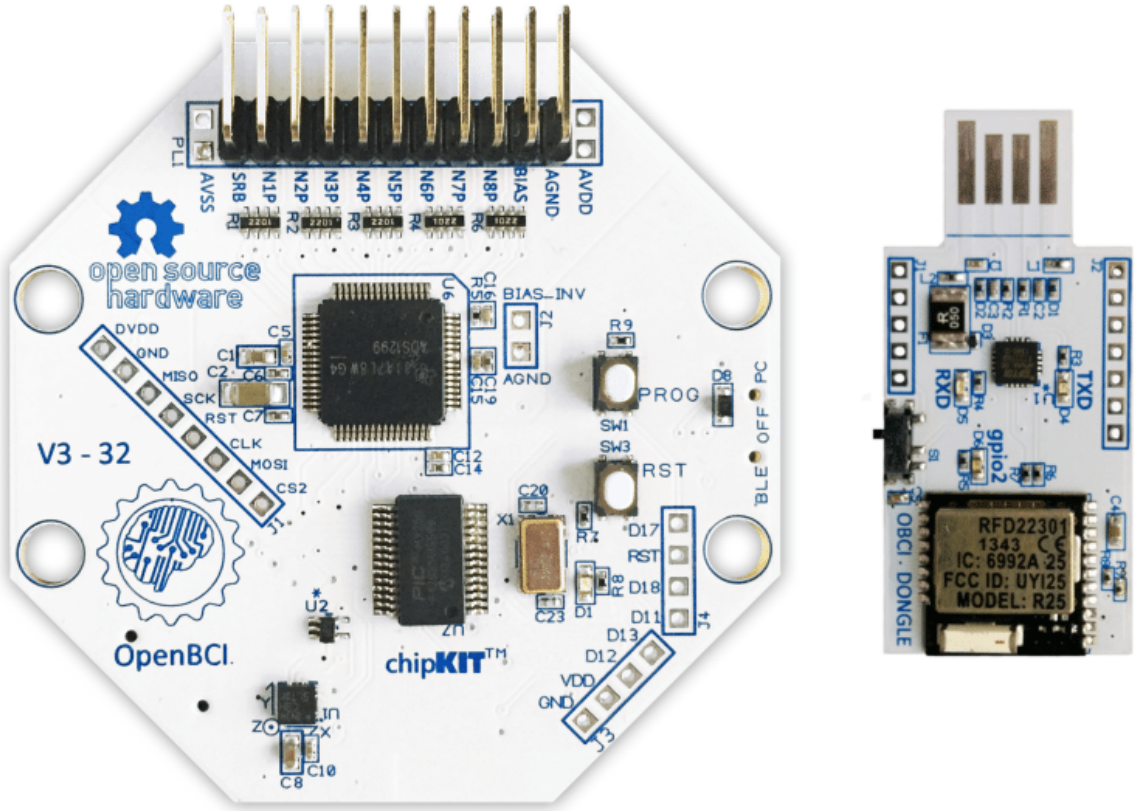

Figura 3.28: Placa OpenBCI. Fonte: (OPENBCI, 2016)

Dois projetos com uma estrutura mais flexível, por possuir seu projeto baseado em sistema de códigos fontes abertos à comunidade *(open Source)*, são o *openEEG* (figura 3.27) e o *openBCI* (figura 3.28).

O openEEG que possui *hardware* limitado e se utiliza da placa de som presente hoje na maioria dos computadores pessoai, mas que se tornou um tanto obsoleto. O segundo dispositivo OpenBCI, utiliza a plataforma de hardware e software do arduino, com uma proposta de funcionalidades semelhantes às propostas neste trabalho. Os dispositivos comerciais disponíveis são comercializados com valores compreendidos entre US$364.95 e US$ 2,799.99 (OPENBCI, 2016).

4 Resultados e Discussão

4.1 Desenvolvimento Placa Protótipo

Uma placa eletrônica foi projetada com componentes eletrônicos selecionados para as necessidades do projeto: alta imunidade a ruído, faixa de frequência de trabalho e tensão, seguindo as especificações técnicas do fabricante.

O circuito eletrônico e o roteamento digital da placa foi efetuado no software Eagle Proteus. Com o projeto eletrônico finalizado (Figura: 4.1) o próximo passo foi desenhar a placa com as trilhas de interligação dos componentes, com a finalidade de gerar o fotolito final para placa.

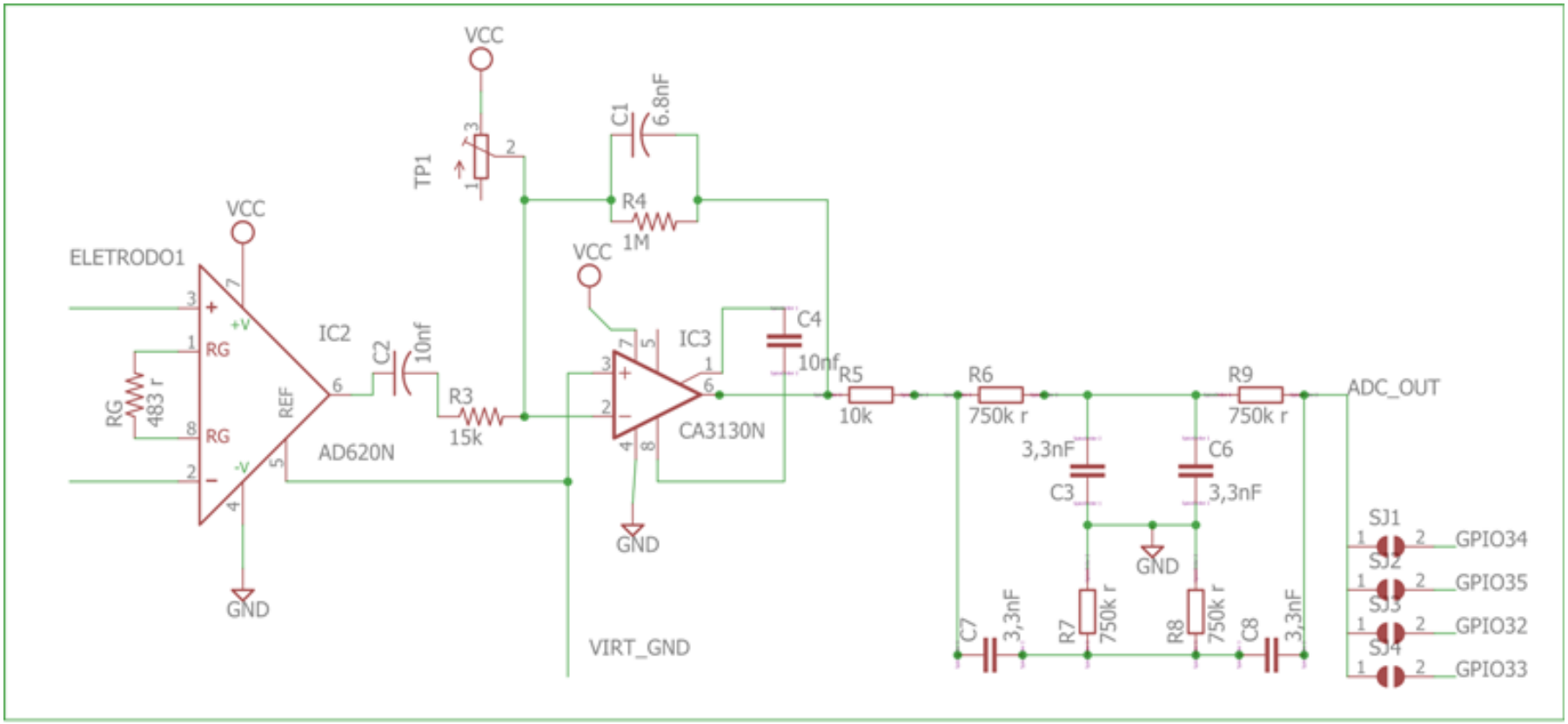

Figura 4.1: Projeto do circuito eletrônico do protótipo finalizado. Fonte: Autoria própria 2018

Com todos os componentes devidamente posicionados e os limites da placa definidos é dado início ao desenho das trilhas, que são as conexões elétricas entre os componentes na placa.

Depois de finalizadas o roteamentio de todas as ligações elétricas entre os componentes e observando os melhores posicionamentos destes em relação à placa respeitanto intereferências entre trilhas e componenntes mais sensíveis a interferencias eletromagnética. O projeto da placa eletrônica com seu roteamento de componentes e trilhas pode ser obsevado na figura: 4.2.

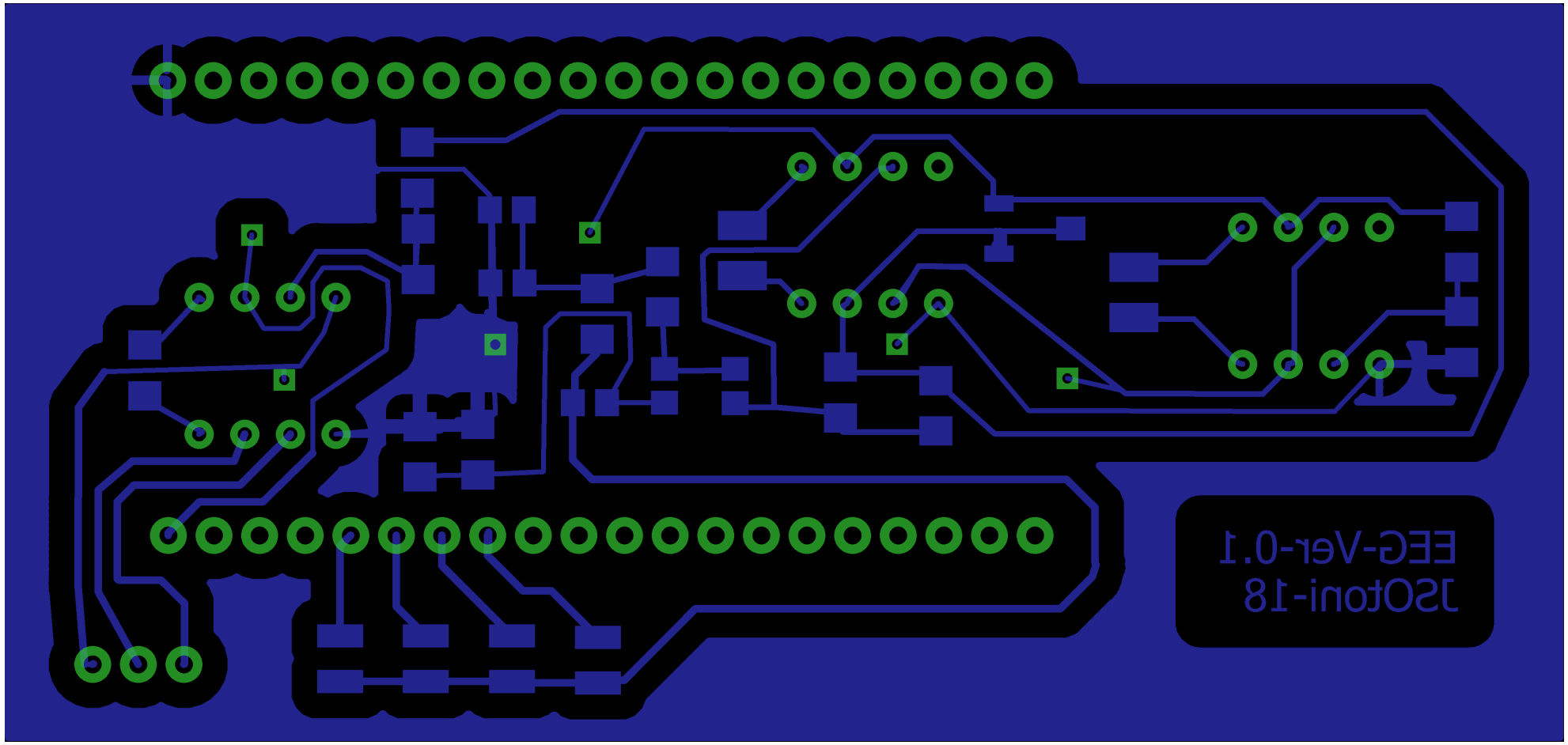

Figura 4.2: Projeto da placa protótipo após roteamento das trilhas de conexão elétrica entre componentes. Fonte: Autoria Própria 2018

Para sua construção física foi utilizado o sistema de sensibilização fotográfica através de tinta fotossensível e radiação UV (ultravioleta) com exposição por cerca de 3 minutos à luz UV conforme podemos observar na figura: 4.3.

Figura 4.3: Sensibilização da tinta fotossensível por lâmpada UV. Fonte: Autoria Própria 2018.

Este método tem como característica a transferência do roteamento eletrônico (Placa foto-lito figura 4.4) do circuito para uma placa de fenolite cobreada utilizando tinta fotossensível e luz ultravioleta.

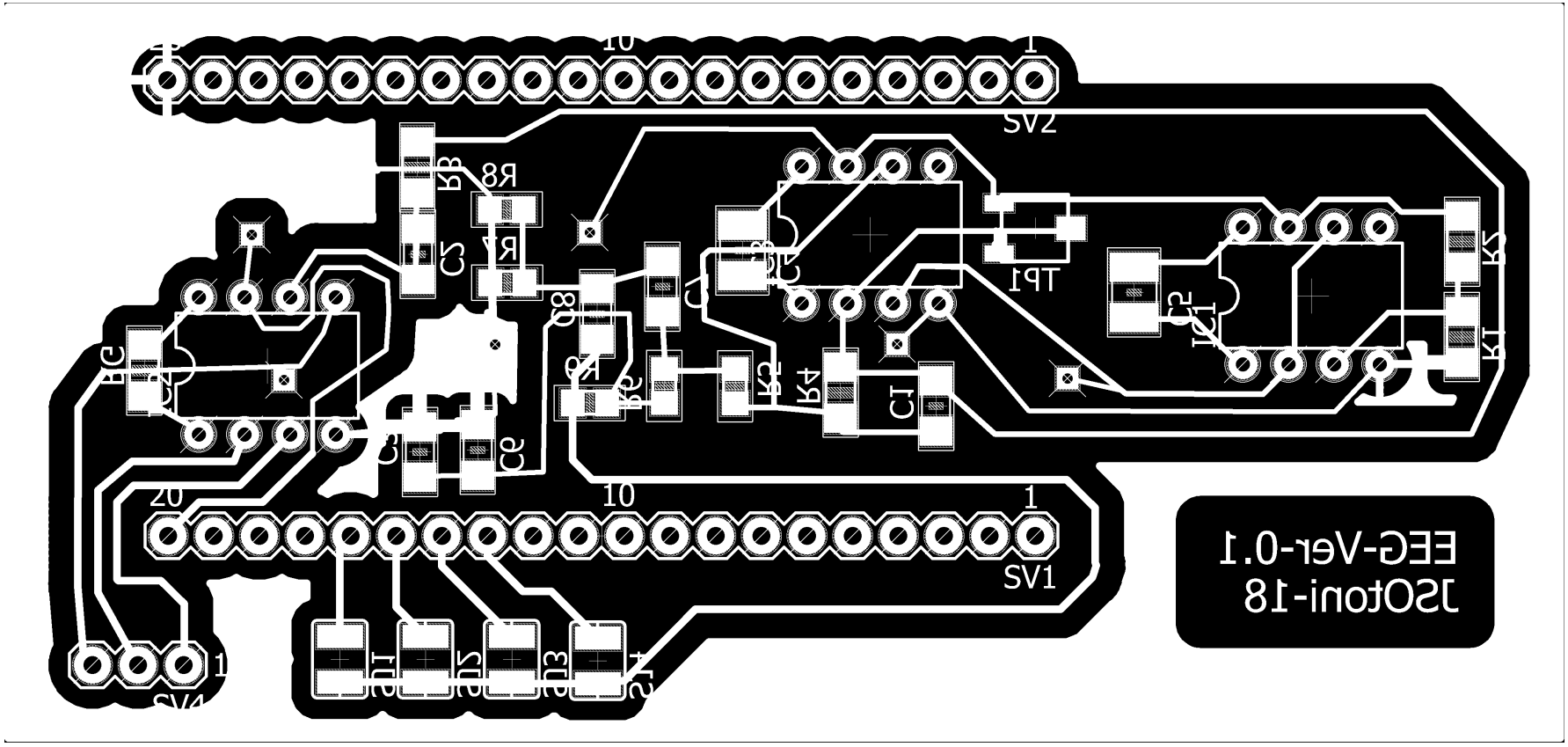

Figura 4.4: Fotolito com imagem em negativo para impressão a laser. Fonte: Autoria própria 2018

Possui como vantagem a alta precisão nas transferências de trilhas de contatos elétricos de reduzidas dimensões, proporcionando excelente qualidade tanto visual quanto funcional da placa, após a corrosão por percloreto de ferro (BASSAN, 2014).

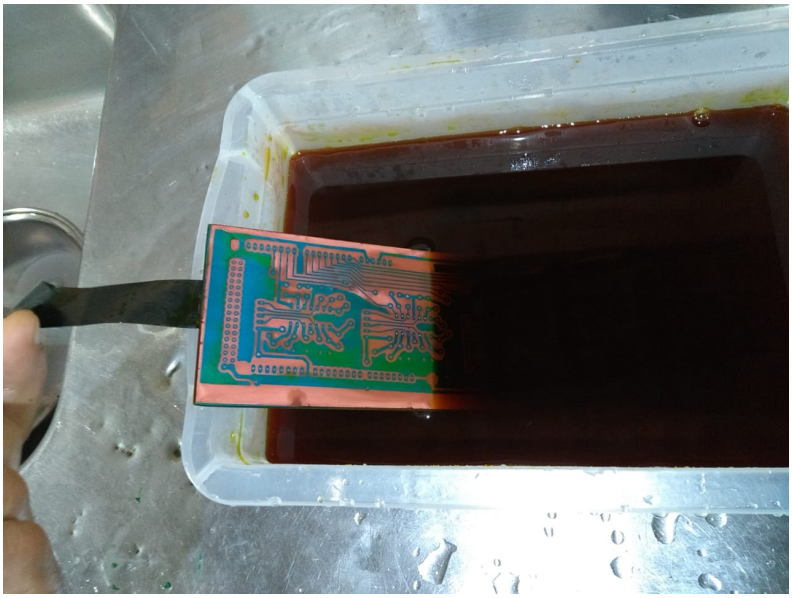

Figura 4.5: Processo de corrozão da placa cobreada por percloreto de ferro. Fonte: Autoria Própria 2018

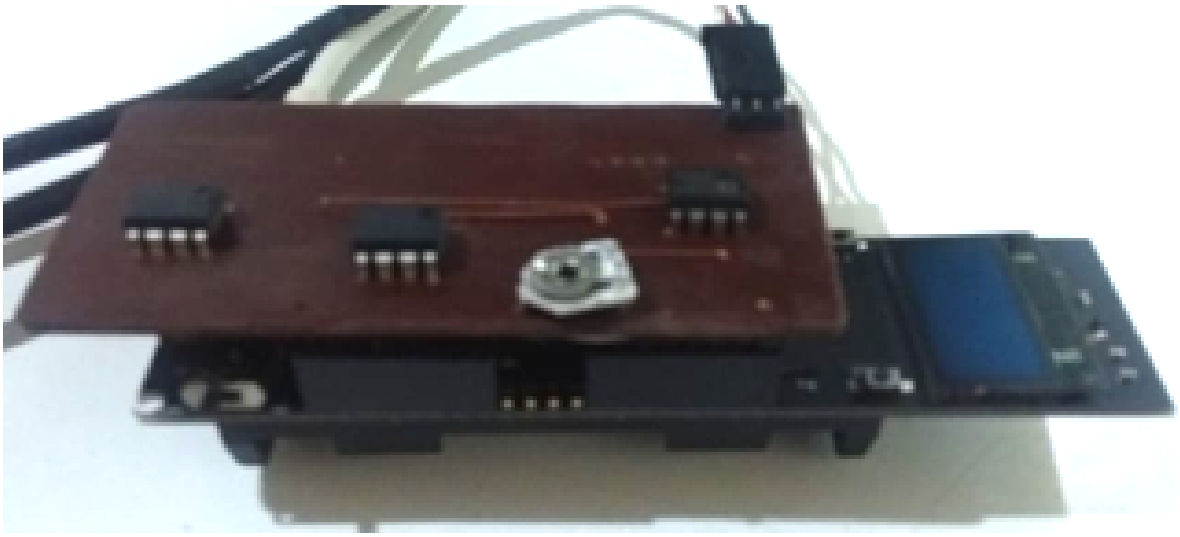

Figura 4.6: Placa protótipo desenvolvida já com componentes soldados vista lado superior. Fonte: Autoria Própria 2018

Após corrosão da placa pelo processo de percloreto de ferro (Figura: 4.5) foi possível a soldagem dos componentes eletrônicos (Figura: 4.6). Desta forma foi finalizada a confecção da placa protótipo.

4.2 Coleta de Sinais

A captura de ondas alfa que se encontram na faixa de 7,5 a 13 Hz (FLOR; CARVALHO, 2011), foram avalidadas nas seguintes condições:

Efetuou-se autocoletas de sinais EEG onde os eletrodos foram posicionados nos pontos F7, F8 e o terra de referência foi conectado na orelha direita, o dispositivo foi ligado e após aproximadamente 3 segundos já se encontrava conectado ao notebook e enviando os dados para a coleta e armazenagem. A coleta foi divida em arquivos distintos contendo:

- 1 minuto com eletrodos desconectados para análise piso de ruido;
- 1 minuto com os olhos fechados (alta atividade de ondas alfa);
- 1 minuto com os olhos abertos (baixa atividade de ondas alfa);

Este procedimento experimental foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina de Botucatu sob o número 59229916.4.0000.5411.

4.3 Análise de Sinais Coletados

Com o dispositivo em operação e com a conexão para envio dos dados em funcionamento inciou-se a coleta de sinais com os eletrodos em aberto, sem conexão como indivíduo.

O sinal coletado desta forma foi utilizado como referência ao piso de ruido ou ruído ambiente, foram desconsiderados os 2 segundos iniciais da captura dos sinais.(Figura 4.7

Este período foi considerado como momento de estabilização dos amplificadores e conversores digitais devido a possíveis cargas presentes nos eletrodos.

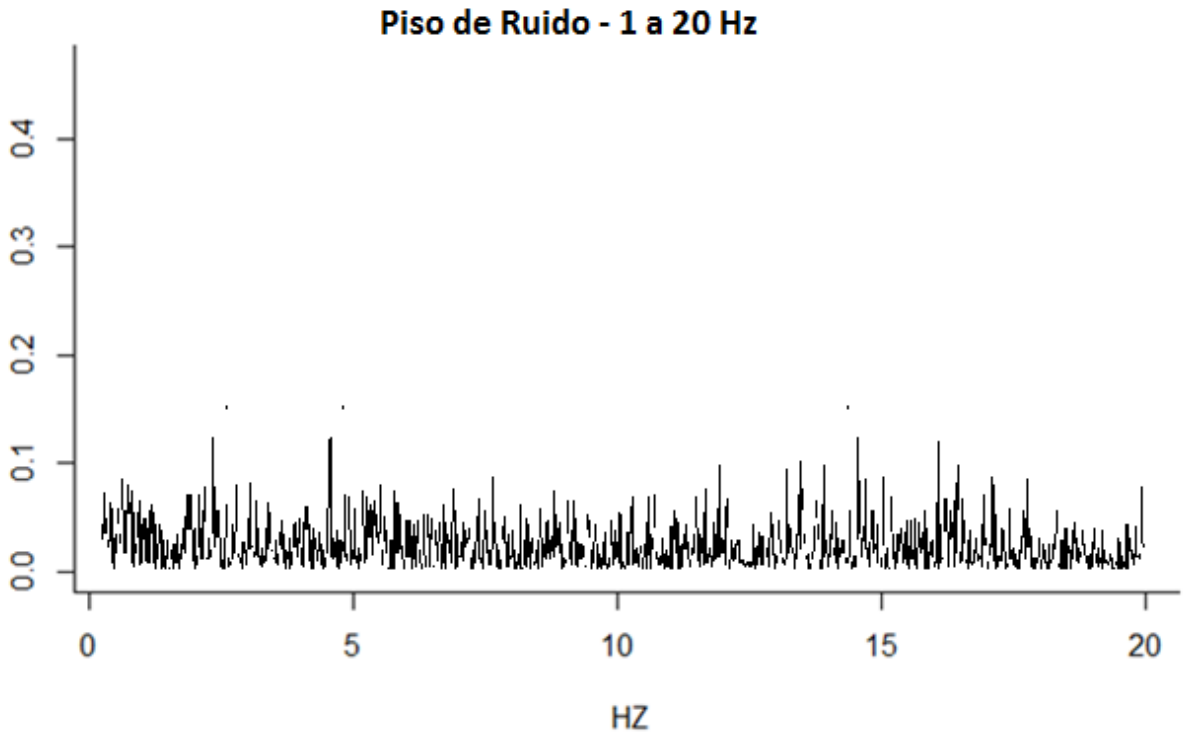

Figura 4.7: Amostra de sinal coletado para verificação de poder spectral do ruido de fundo após aplicação da Transformada de Fourier. Fonte: Autoria Própria 2018

Com as devidas conexões dos eletrodos ao escalpo do indivíduo nos pontos F7 e F8 de acordo com o sitema internacional 10-20 para posicionamento de eletrodos EEG, foram coletados os sinais com os olhos abertos pelo período de 1 minuto. Os resultados qualitativos podem ser observados no gráfico da figura 4.7.

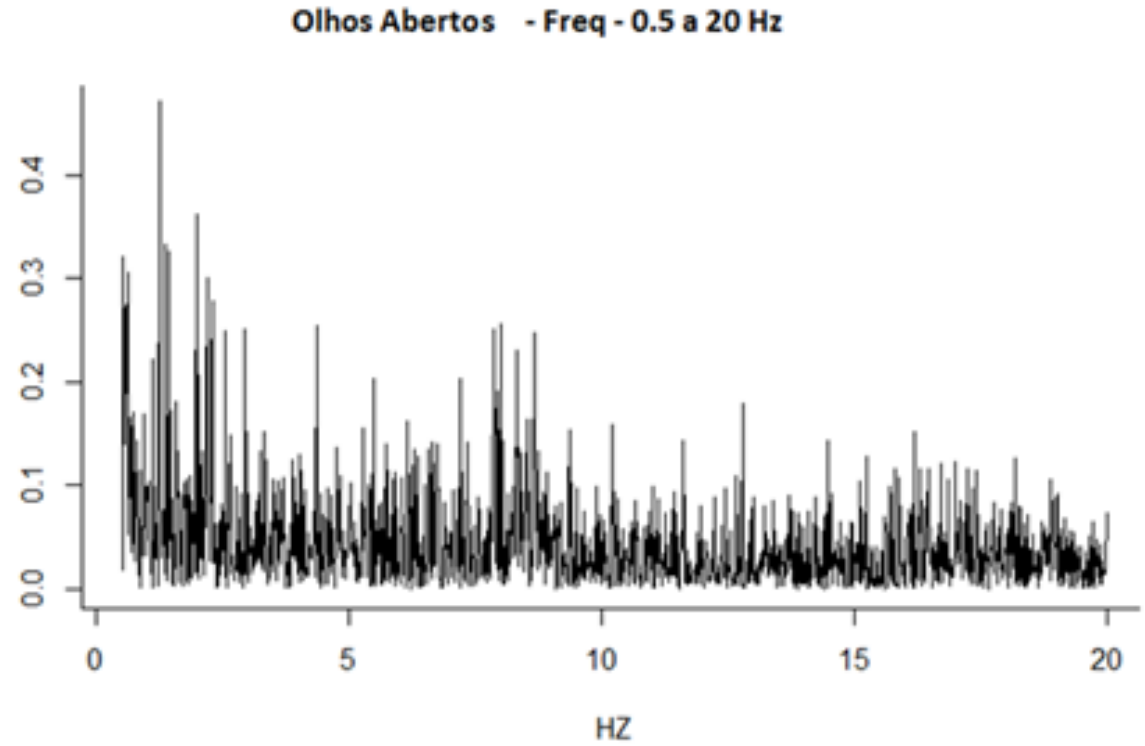

Figura 4.8: Amostra de poder spectral de sinais coletados (Olhos Abertos) coletados e tratados com a aplicação da transformada de Fourrier. Fonte: Autoria Própria 2018

Dando sequência às coletas de sinais com os olhos fechados pelo mesmo período de 1 minuto, o resultado qualitativo pode ser visto no gráfico da figura 4.8.

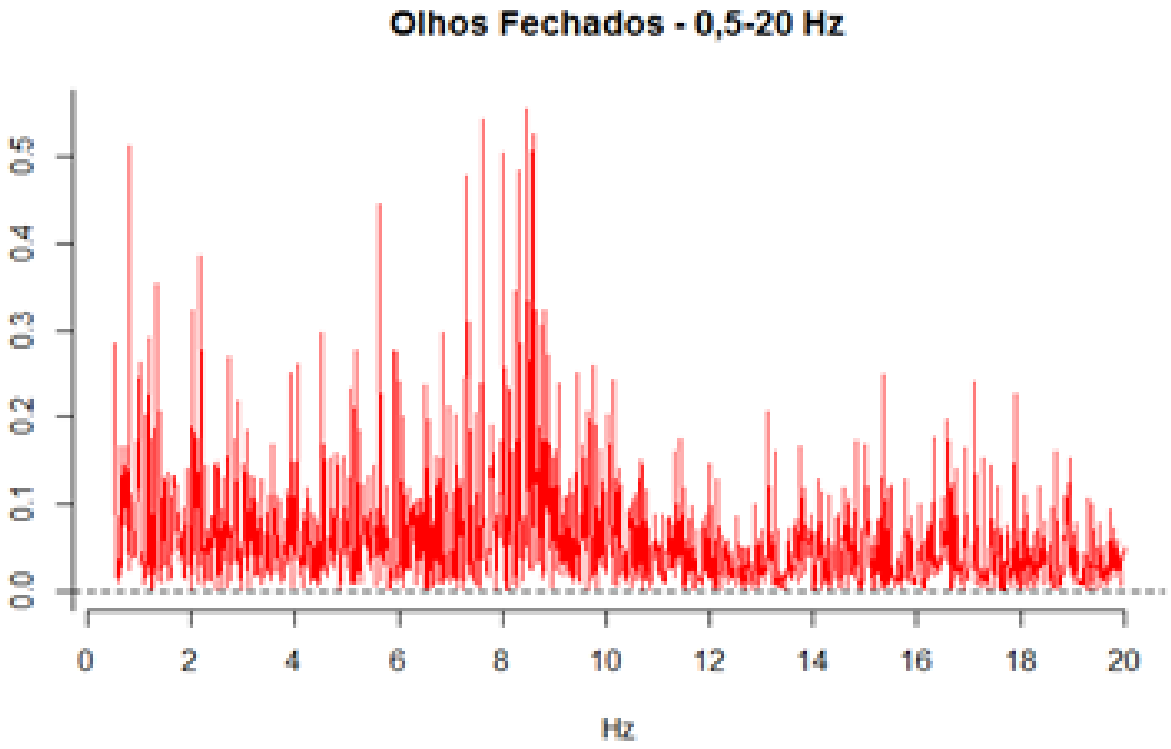

Figura 4.9: Amostra de poder spectral de sinais coletados (Olhos Fechados) com a aplicação da Transformada de Fourrier. Fonte: Autoria Própria 2018

Observando na figura 4.9 é possível visualizar a diferença dos sinais capturados e de certa maneira evidenciar o funcionamento do dispositivo, apesar da característica ruidosa que se apresenta os sinais.

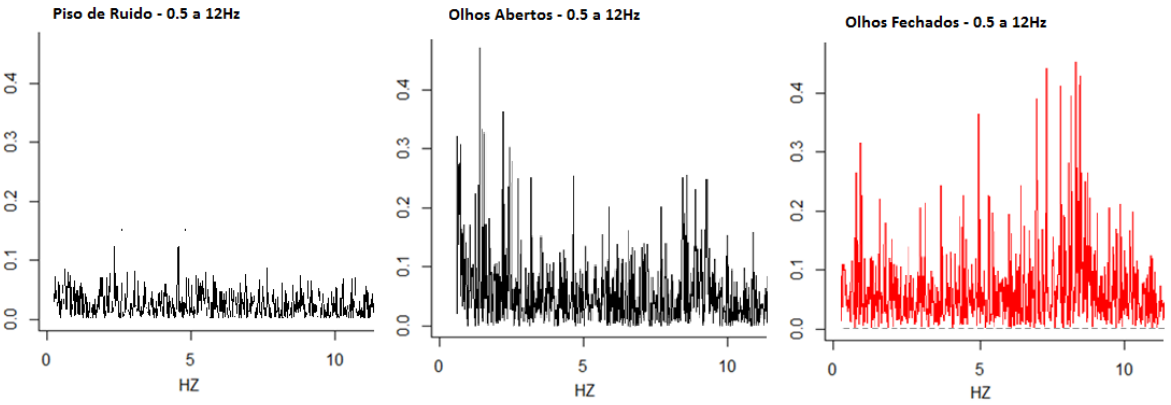

Figura 4.10: Comparativo de Potêncial Spectral dos Gráficos de Piso de Ruido X Olhos Abertos X Olhos Fechados após aplicação da Transformada de Fourrier. Fonte: Autoria Própria 2018

Com o intuito de melhorar a visalização da forma de sinal capturado foi aplicado o filtro de

Kalman melhorando desta a forma a visualização do sinal, foi utilizado uma taxa de 50 vezes de recursividade do filtro, sendo seu resultado observado nas figura: 4.11 sinais com olhos abertos e figura 4.11 sinais com olhos fechados.

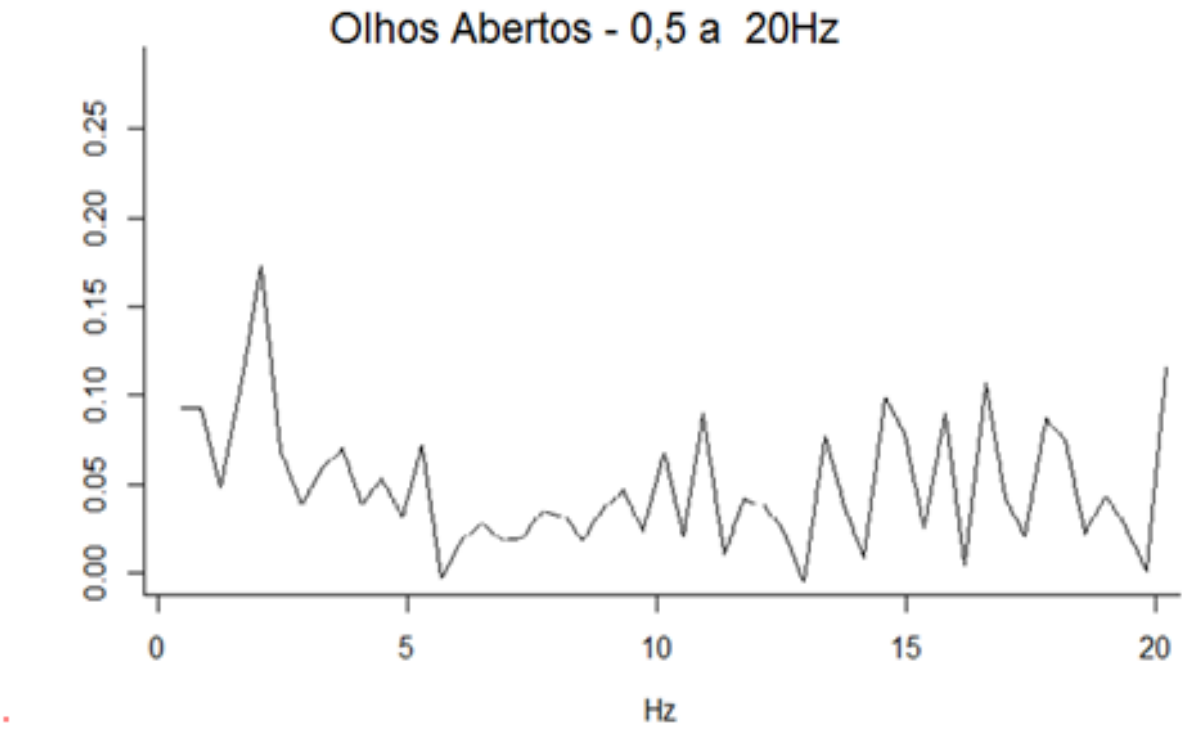

Figura 4.11: Amostra de poder spectral de sinais coletados(Olhos Abertos) com a aplicação do filtro Kalman após a Transformada de Fourrier. Fonte: Autoria Própria 2018

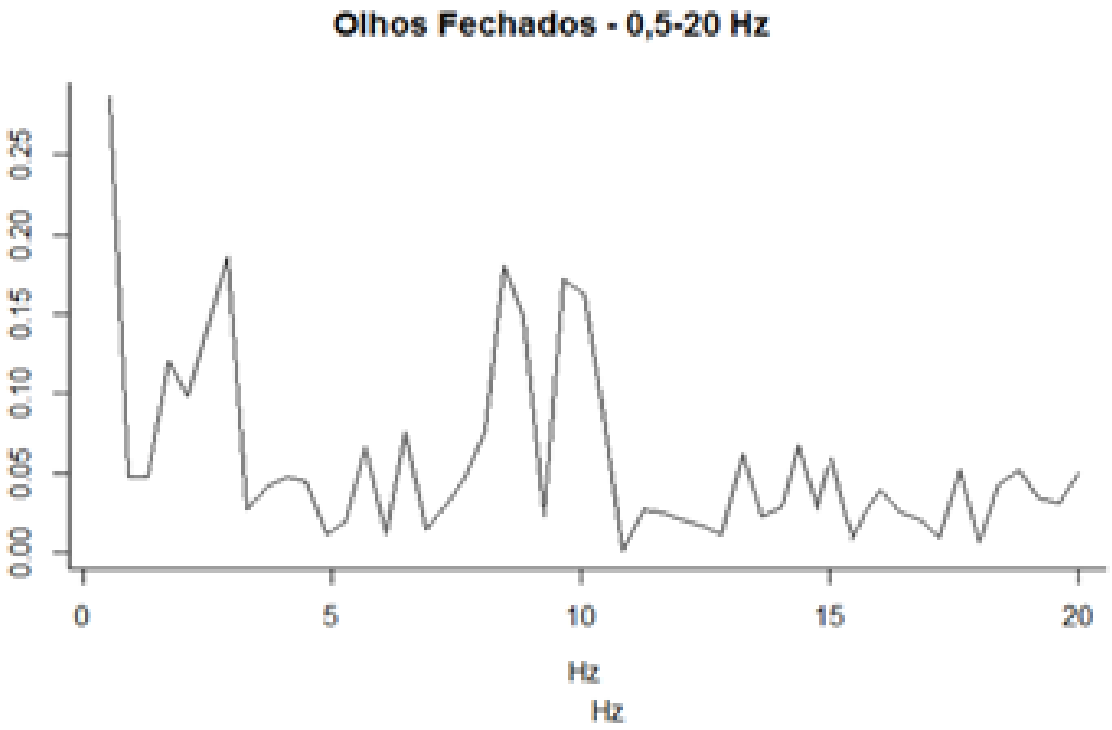

Figura 4.12: Amostra de poder spectral de sinais coletados(Olhos Fechados) com a aplicação do filtro Kalman após a Transformada de Fourrier. Fonte: Autoria Própria 2018

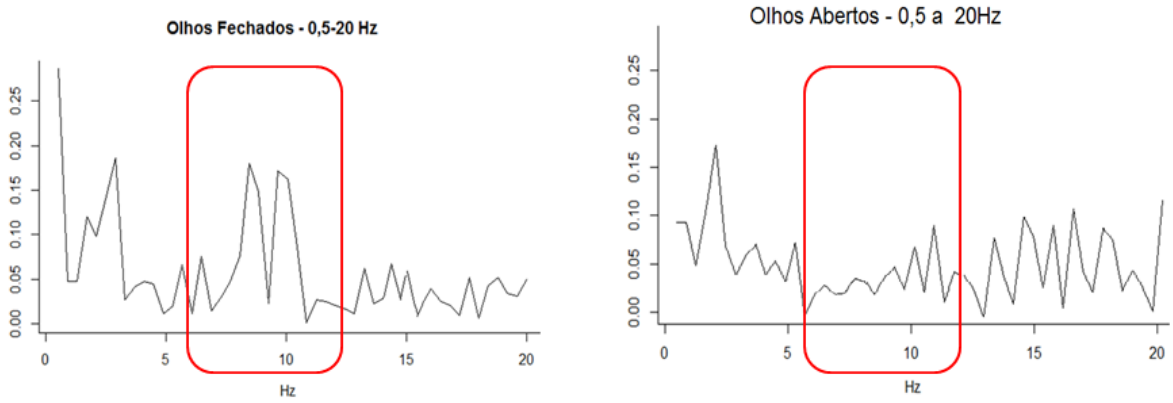

Figura 4.13: Comparativos de Poder Spectral entre Olhos Abertos e Olhos Fechados após aplicação Filtro Kalman. Fonte: Autoria Própria 2018

Os traçados coletados após a aplicação do Filtro Kalman evidenciou as diferenças dos sinais nas frequências compreendidas entre 7,5 a 13 Hz, nos momentos de olhos abertos e olhos fechados reforçando desta forma o funcionamento do dispositivo na coleta dos sinais de ondas alfa, este resultado pode ser observado na figura 4.13.

4.4 Discussão

Verificou-se a necessidade de não apenas demonstrar o funcionamento do dispositivo, mas expor as limitações do projeto inicial e evidenciar seu horizonte de novas possibilidades, uma vez que os resultados alcançados com o desenvolvimento deste trabalho mostrou-se promissor, diversos testes de bancada e aprimoramentos precisam ser realizados com o protótipo, de forma a melhorar sua robustez e adequação na facilidade de uso em pacientes. Podemos citar algumas melhorias tais como, um filtro de 60 Hz na placa de aquisição, devido a sua sensibilidade elevada a interferências de 60 Hz, demonstrou a necessidade de um redesenho e melhorias no filtro rejeita faixa de 60 Hz. Pré-processamento dos sinais: o microcontrolador ESP32 Emos Ttgo possibilita o emprego de algoritmos avançadas, que podem ser utilizados em um pré-processamento dos sinais obtidos, resultando na entrega de sinais com filtros digitais, Transformada de Fourier aplicada e Filtro Kalman já aplicados ao sinal final ou em conjunto com o sinal bruto. Inclusão de um dispositivo acelerômetro, esta adição ao dispositivo será de grande valia no obtenção de informações sobre a atividade motora do paciente, o que pode proporcionar comparativos entre movimentos e sinais EEG. Reconhecimento de desconexão de eletrodos, pois a detecção de eletrodo desconectado evita o registro de dados sem registro o que pode inviabilizar uma pesquisa ou análise em andamento, devido a perda dos dados a serem coletados. Recuperação de dados após falha de comunicação. Desempenho em gravações de longos tempos de aquisição de registros. Qualidade dos sinais obtidos comparados com registros esperados para determinados quadros conhecidos para um registro de EEG. Padronização de um protocolo de envio de dados que possa conter um sistema detecção e correção de envio de erros.

5 *Conclusão*

Este trabalho permitiu desenvolver o circuito eletrônico de um dispositivo de EEG com baixo custo com um bom desempenho. Este dispositico desenvolvido conta com a capacidade de capturar, converter os sinais e transmiti-los a um computador. O algorítimo desenvolvido mostrou-se funcional e através deste foi possivel a captura e envio dos sinais a um computador móvel e posterior análise dos dados capturados.

A validação dos resultados obtidos nos gráficos através da detecção de ondas alfa, com o procedimento de olhos abertos e olhos fechados, nos permitiram observar o funcionamento do dispositivo na captura de sinais de EEG de forma qualitativa.

Observou-se a necessidade de melhorias no desenho e projeto eletrônico da placa final, visando não só um formato mais ergonômico e funcional mas que possibilite uma melhor redução ao piso de ruído, uma melhoria em seu algoritmo de depuração, captura dos sinais capturados.

Uma vez que a captura, transmissão e comprovação qualitativa de sinais EEG foram os objetivos deste projeto, pode-se dizer que os resultados obtidos foram satisfatórios.

Referências Bibliográficas

3M. Eletrodos para monitorização 2248brq-3m. *http://www.3m.com.br*, 2018. Disponível em: <https://www.3m.com.pt>.

ARDUINO. Arduino. *www.arduino.cc*, 2018. Disponível em: <<http://www.arduino.cc/>. Acesso realizado em: 24/07/2018>.

BAGNATO, S. et al. *Prognostic value of standard EEG in traumatic and non-traumatic disorders of consciousness following coma.* [S.l.]: Clinical neurophysiology, 2010.

BAILLET S.AND MOSHER, J. C.; LEAHY, R. M. Electromagnetic brain mapping. In: *IEEE Signal Processing Magazine*. [S.l.]: IEEE Signal Processing Magazine, 2001.

BASSAN, G. M. Tutorial confecção de placas de circuito impresso pelo processo de fototransferência. *UTFPR-Curitiba*, 2014. Disponível em: <http://paginapessoal-.utfpr.edu.br/amauriassef/disciplinas/sistemas-microcontrolados/material-de-apoio-/TUTORIAL_Confeccao_PCB.pdf. Acesso em: 05/08/2018>.

BIOSEMI. Activetwo mk2. *biosemi.com*, 2013. Disponível em: <Disponível em:http://www-.biosemi.com/products.htm>. Acesso em: 19/05/2013. Acesso em:04/05/2019>.

COLLEGE., W. The measurement of brain waves. *www.psych.westminster.edu*, 2014. Disponível em: <Disponível em:https://www.psych.westminster.edu/psybio/BN/Labs-/Brainwaves.htm. Acesso em:10/05/2019>.

COLLURA, T. History and evolution of electroencephalographic instruments and techniques. *Journal of clinical neurophysiology*, 1993. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov-/pubmed/8308144. Acesso em: 04/05/2019.>

COLLURA, T. History and evolution of computerized electroencephalography. *Journal of clinical neurophysiology*, 1995. Disponível em: <Disponível em:http://www.ncbi.nlm.nih-.gov/pubmed/11221782.Acesso em: 04/05/2019.>.

CONNOLLY, M. B.; SHARBROUGH, F. W.; WONG, P. K. H. *Electrical Fields and Recording Techniques.* [S.l.]: Biomedical Engineering Handbook, 2005.

CRUCCU, G. et al. Recommendations for the clinical use of somatosensory-evoked potentials. *NCBI*, 2008. Disponível em: <Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed-/18486546>.Acesso em: 10/5/2019>.

DEVICE, A. *AD620*. https://www.an alog.com/media /en/technical-documentation/data-sheets/AD620.PDF, mar. 2011.

DOUGHTY, C. Three generations of telecare of the elderly. *Journal of Telemedicine and Telecare*, 1996.

EMOTIV. *Advanced Brainwear® for performance and wellness tracking and brain computer interface*. [S.l.], 2018.

FILHO, S. A. d. S. *agnitude Quadrática da Coerência na Detecção da Imaginação do Movimento para Aplicação em Interface Cérebro-Máquina.* Tese (Doutorado) — PPGEE/ UFMG, Belo Horizonte, MG, Brasil., 2010.

FLOR, D.; CARVALHO, T. A. P. *Neurociência para educador*. [S.l.]: Editora Baraúna, 2011.

HE, B.; LIU, Z. Multimodal functional neuroimaging: integrating functional mri and eeg/meg. *IEEE reviews in biomedical engineering*, 2008. Disponível em: <Disponível em:http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender-.fcgi?artid=2903760&tool=pmcentrez&rendertype=abstract Acesso em:04/05/2019>.

IBGE. *Dados Estatísticos sobre de ciências no Brasil. 2010*. [S.l.], 2010.

JAYARAMAN, S. Enhancing the quality of life through wearable technology. In: *IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGYMAGAZINE*. [S.l.]: IEEE ENGINEERING, 2013.

KIRSCHFELD, K. The physical basis of alpha waves in the electroencephalogram and the origin of the ”berger effect”. *Biol Cybern, v. 92, n. 3, p. 177–185*, 2005. Disponível em: <Disponível em:<http://dx.doi.org/10.1007/s00422-005-0547-1>. Acesso em:07/05/2019>.

LABCENTER. Proteus design suite. *Labcenter*, 2018. Disponível em: <https://www-.labcenter.com/education/>.

LINDSTRÖM, J. Security challenges for wearable computing-a case study. *VDE. Applied Wearable Computing (IFAWC)*, 2007.

MINATEL, P. *ESP32 e IDF: Preparando o ambiente*. [S.l.], 05/2018.

MINATEL, P. *Os primeiros passos com o ESP32*. [S.l.], 05/2018.

MISULIS, K. E. *Potencial Evocado de Spehlmann.* [S.l.]: Livraria e Editora REVINTER Ltda, 2003.

MONTROSE M. I.; LIU EN-XIAO, E. L. Analysis on the effectiveness of printed circuit board edge termination using discrete components instead of implementing the 20-h rule. In: *IEEE Electromagnetic Compatibility Society*. [S.l.]: nternational Symposium on Electromagnetic Compatibility, 2004.

MUGNATTO, S. Cortes no orçamento de ciência e tecnologia podem inviabilizar pesquisas. *www.camara.gov.br*, 2017.

NAGEL, J. H. Biopotential amplifiers. In: *The Biomedical Engineering Handbook. Boca Raton, Florida*. [S.l.]: CRC Press LLC, 2000.

NELSON, D. L. *Princípios de Bioquímica de Lehninger*. [S.l.]: Artmed, 2014. ISBN 8582710720.

NEUMAN, M. R. *Biopotential Electrodes.* [S.l.]: Biomedical Engineering Handbook, 2000.

NEUROSKY. *Throw Trucks With Your Mind: Revolutionizing Entertainment with Neurogaming*. [S.l.], 2016.

NIEDERMEYER, E.; SILVA, F. L. D. *Electroencephalography: Basic Principles Clinical Applications and Related Fields.* [S.l.]: Lippincott Williams and Wilkins, 2005.

NILSSON, J. W.; RIEDEL. *Variáveis Elétricas*. [S.l.]: BIASI, R. S. DE (Ed.). Circuitos Elétricos., 2003.

OPENBCI. *Open Source Brain-Computer Interfaces*. [S.l.], 2016.

OPENEEG. *OpenEEG hardware*. [S.l.], 2016.

PAUL, C. R. *Electromagnetic Compability*. [S.l.]: A JOHN WILEY and SONS, 2006.

PETERS, A. et al. Pattern reversal erg and vep: comparison of stimulation by led, monitor and a maxwellian-view system. *Advances in ophthalmology*, 2006. Disponível em: <Disponível em:<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16633720>. Acesso em:07/05/2019>.

PYTHON.ORG. *Python For Beginners*. [S.l.], 05/2018.

RENESAS. *CA3130A*. [S.l.], ago. 2018. CA3130A - 15MHz, BiMOS Operational Amplifier with MOSFET Input/CMOS Output. Disponível em: <https://www.renesas.com/us/en/www-/doc/datasheet/ca3130-a.pdf>.

RIO, P. Filtro de kalman. *PUC - Rio - Certificação digital N.0124838/CB*, PUC - Rio - Certificação digital N.0124838/CB, p. 74 84, 2000. Disponível em: <https://www.maxwell-.vrac.puc-rio.br/7604/7604_5.PDF>.

SABBATINI, R. M. E. Mapeando o cerebro. In: *Revista Cerebro e Mente*. [S.l.]: cerebromente.org.br, 1997.

SHERMAN, D.; WALTERSPACHER, D. *Electroencephalography.* [S.l.]: Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, 2002.

SODRE, U. Transformadas de fourier material para complementar 2001 organizado no dia 6 de maio de 2003. *uel.br*, 2001. Disponível em: <http://www.uel.br/projetos/matessencial-/superior/pdfs/tfourier.pdf>.

SOUZA, F. Arduino - entradas analógicas. In: *Arduino*. [S.l.]: Disponível em:<Https://www.embarcados.com.br/arduino-entradas-analogicas/>. Acesso realizado em: Jul, 2018, 2013.

SPECKMANN, E. J.; ELGER, C. E. *Introduction to the Neurophysiological Basis of the EEG and DC Potentials.* [S.l.]: Electroencephalography, 2002.

SYSTEMS, E. S. D. V. . E. Espressif. *www.espressif.com*, 2018. Disponível em: <<https:/-/www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf>>.

TAVARES, M. C. Como localizar os pontos de estimulação para estimulação magnética transcraniana. *kandel.com.br*, 2018.

TAVARES, M. C. Eeg e potenciais evocados: Uma introdução. *Contronic Sistemas Automáticos*, 2018.

TIERRA-CRIOLLO, C. J. *Monitorização Objetiva da Resposta à Estimulação Somato-sensitiva utilizando Parâmetros Espectrais.* Tese (Doutorado) — UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil., 2010.

TIME4EE.COM. *ESP32 and battery holder, TTgo Uno ESP32*. [S.l.], 2018.