

---

Curso de Sistemas de Informação  
Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul

---

# DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO EEG SIMPLES E ACESSÍVEL

Pedro Henrique Fuzário Custódio

Dr. Evandro Cesar Bracht (Orientador)

Dourados – MS

2022



# DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO EEG SIMPLES E ACESSÍVEL

Pedro Henrique Fuzário Custódio

Este exemplar corresponde à redação final da monografia da disciplina Projeto Final de Curso devidamente corrigida e defendida por Pedro Henrique Fuzário Custódio e aprovada pela Banca Examinadora, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Bacharel em Sistemas de Informação.

Dourados, 9 de novembro de 2022.

Prof. Dr. Evandro Cesar Bracht (Orientador)

C991d Custódio, Pedro Henrique Fuzário  
Desenvolvimento de um dispositivo EEG simples e  
acessível / Pedro Henrique Fuzário Custódio. – Dourados, MS:  
UEMS, 2022.

45 p.

Monografia (Graduação) – Sistemas de Informação –  
Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul, 2022.

Orientador: Prof. Dr. Evandro Cesar Bracht

1. Circuitos digitais 2. Eletroencefalograma 3. Sistemas de  
informação I. Bracht, Evandro Cesar II. Título

CDD 23. ed. - 303.483

---

---

Curso de Sistemas de Informação  
Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul

---

---

# **DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO EEG SIMPLES E ACESSÍVEL**

**Pedro Henrique Fuzário Custódio**

Novembro de 2022

**Banca Examinadora:**

Prof. Dr. Evandro Cesar Bracht (Orientador)  
Área de Computação – UEMS

Prof. Dr. Ricardo Luís Lachi  
Área de Computação – UEMS

Prof. Me. Delair Osvaldo Martinelli Júnior  
Área de Computação – UEMS



## **RESUMO**

Existem limitações físicas que acarretam a perda de movimento de grande parte do corpo, impedindo pessoas até mesmo de falar. As quais chegam a necessitar de cuidados especiais por parte de familiares ou cuidadores e acabam tendo problemas na comunicação em virtude dos obstáculos ocasionados por conta das restrições do paciente. Existem estudos baseados na captação da atividade cerebral a fim de auxiliar, com a ajuda de dispositivos eletrônicos, a compreender o comportamento e intenções do usuário e ajudá-lo a cumprir determinadas tarefas. Os equipamentos responsáveis pela obtenção desses sinais são chamados de eletroencefalógrafo (EEG) e são utilizados para realizar o exame de eletroencefalografia, porém esses dispositivos são difíceis de adquirir especialmente pelo seu alto custo no mercado. Portanto, neste trabalho é desenvolvido um circuito eletrônico de EEG acessível e realizado um processo para validar seu funcionamento por meio da análise dos dados coletados para diferenciar os estados de concentração e relaxamento, mediante uso de softwares.

**PALAVRAS-CHAVES:** Circuito Eletrônico; Eletroencefalograma; EEG acessível.



## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	11
1.1. JUSTIFICATIVA	12
1.2. OBJETIVOS	13
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	15
3. METODOLOGIA	21
3.1. EQUIPAMENTO DESENVOLVIDO	22
3.2. PROCESSAMENTO DE SINAIS	31
4. CONCLUSÃO	35
4.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS	40
4.2. TRABALHOS FUTUROS	41
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	43
ANEXO A – <i>DESIGN</i> FINAL DO CIRCUITO	45



## 1. INTRODUÇÃO

Como centro de controle das funções do corpo, o cérebro é responsável por atividades, sejam elas, conscientes (conversação, leitura e corrida) ou inconscientes (digestão e respiração), além de controlar o pensamento, a fala, as emoções, a compreensão, entre outros.

Embora protegido por cabelos, pele e crânio, o cérebro é bastante frágil, o que faz com que lesões possam ser causadas seja por uma fratura ou penetração do crânio (acidente ou queda), uma doença (tumores e infecções) ou um traumatismo craniano.

Como exemplo a esclerose múltipla, que é uma doença crônica que afeta cerca de 35 mil pessoas no Brasil, segundo a Associação Brasileira de Esclerose Múltipla – ABEM. Ocorre quando o sistema imunológico ataca o isolamento que cobre as células nervosas do cérebro e da medula espinhal. Este dano pode causar diversos sintomas, incluindo fraqueza muscular e dificuldade na movimentação ou fala.

Pessoas com essas dificuldades muitas vezes acabam necessitando de cuidados ininterruptos e são auxiliados por familiares ou cuidadores. Muitas vezes acabam tendo problemas nas atividades do dia a dia por conta das adversidades causadas ao processo de comunicação com seus responsáveis, devido às limitações do paciente. Por isso, estudos que visam auxiliar e ajudar a amenizar essas complicações são de extrema importância.

A fim de compreender e buscar soluções, pesquisas em relação ao cérebro já existem há bastante tempo, esse estudo faz parte do que chamamos de neurociência. De forma bem sucinta, é o campo científico que se dedica ao estudo do sistema nervoso que é formado pelo cérebro, medula espinhal e nervos periféricos. Um dos seus focos principais é o cérebro, um sistema bastante complexo e mesmo que tenha tido muitos avanços em sua pesquisa, até hoje, ainda surpreende com as descobertas e os mistérios que ainda o envolvem.

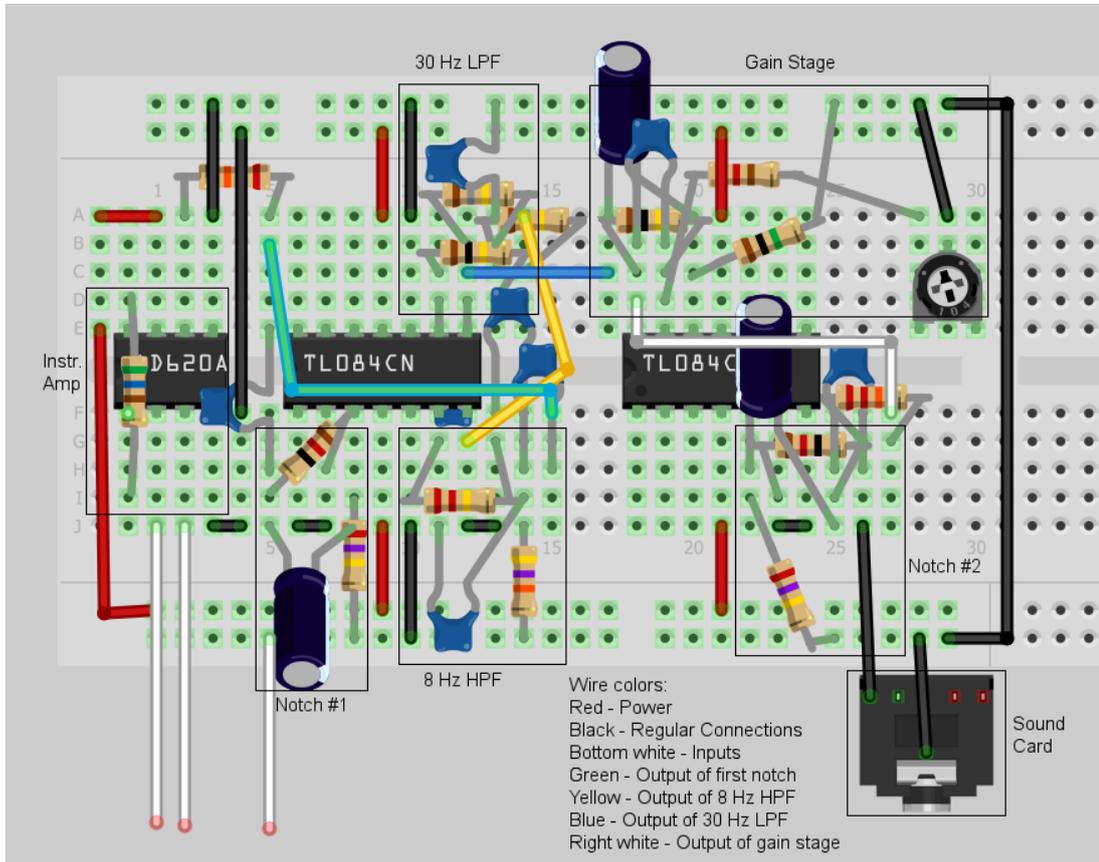
Por meio da atividade elétrica do cérebro obtida pelo método de monitoramento eletrofisiológico, a eletroencefalografia (EEG), é possível adquirir sinais que representam a atividade cerebral. Isso abriu caminho nesta área para diversos estudos e pesquisas até mesmo no âmbito acadêmico.

Em virtude da internet, o compartilhamento de informações, independente do lugar aonde esteja, tornou-se algo comum, possibilitando as pessoas se ajudarem. Todos podem compartilhar resultados e informações encontradas em suas investigações, facilitando a exploração de temas para trabalhos e pesquisas.

Buscando caminhos para alcançar seus objetivos, muitas vezes as pessoas se deparam com o movimento chamado DIY (“*do it yourself*”, “faça você mesmo” em tradução para o

português), que consiste na utilização de ferramentas e objetos de fácil acesso para “construir” qualquer coisa sem precisar da ajuda de um profissional, apenas com o conhecimento necessário (ver **Figura 1**).

**Figura 1:** esquema de um circuito DIY para EEG.



Fonte: INSTRUCTABLES, DIY EEG (and ECG) Circuit.

Esses projetos são caracterizados por seus *hardware* e *software* serem *openhardware* (“*Hardware* livre”, em tradução) e *opensource* (“código livre”, em tradução), pois qualquer pessoa pode sugerir atualizações e melhorias no projeto, que serão avaliadas e implementadas. Desse modo, ao ter diversas pessoas engajadas e contribuindo garante uma constante evolução.

### 1.1. JUSTIFICATIVA

Em função destes projetos DIY serem mais acessíveis e possibilitarem a sua criação até mesmo em casa, tornou-se uma opção muito utilizada na realização de atividades e pesquisas também na área da computação, utilizando de microcontroladores e circuitos que partem desde atividades como processamento de imagens até captura e processamento de sinais cerebrais.

Muitas doenças e distúrbios estão relacionados ao sistema neurológico e podem acabar impossibilitando aos afetados de realizarem algumas ações do cotidiano. Porém, realizar estudos e pesquisas nessa área não é uma tarefa simples, principalmente no Brasil que dispositivos como os EEGs para uso pessoal não são comercializados e equipamentos profissionais acabam sendo ainda menos acessíveis devido ao alto custo que pode variar desde R\$2.000 a mais de R\$20.000. Logo, propor uma alternativa menos custosa pode acabar facilitando o desenvolvimento de trabalhos e proporcionando maior conhecimento e descobertas científicas nesta área.

## **1.2. OBJETIVOS**

Tendo isso em vista, o objetivo deste trabalho foi o desenvolvimento de um dispositivo EEG acessível. Para os sinais gerados por tal dispositivo serão utilizados softwares e ferramentas para averiguar se os dados são úteis ou confiáveis; A fim de implementar uma solução menos custosa que facilite o desenvolvimento de projetos e pesquisas nesta área.



## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

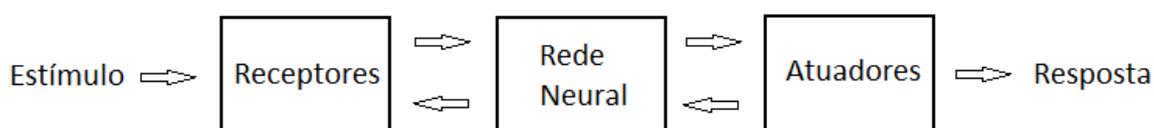
Neste capítulo é feita uma introdução sobre a fisiologia do sistema nervoso humano e as características dos sinais de eletroencefalograma. Ainda que o objetivo deste Trabalho de Conclusão de Curso não envolva aspectos mais detalhados das atividades cerebrais, essas propriedades neurofisiológicas são importantes para se entender as origens dos sinais elétricos de EEG, suas características e as técnicas de aquisição.

Iniciando-se com uma introdução ao sistema nervoso humano e o que os sinais cerebrais representam e como são obtidos, além da apresentação de algumas características do Eletroencefalograma, com foco principal nos sinais EEG que podem ser utilizados para a identificação e distinção da atividade cerebral.

### 2.1. O CÉREBRO HUMANO E O EEG

Com o passar dos anos os conhecimentos sobre o sistema nervoso foi se desenvolvendo, e então surgiram os conceitos dos sinais sensoriais e sua conversão em sinais motores. O sistema nervoso pode ser entendido como um sistema de controle que por meio do recebimento de estímulos, processamento e conversão em impulsos elétricos para transmitir informações para a rede neural, que manipula esses dados e emite uma resposta, como representado pelo diagrama (ver **Figura 2**).

**Figura 2:** representação em um diagrama de blocos do sistema nervoso.



Fonte: elaborada pelo autor

Esses impulsos elétricos são enviados através dos órgãos sensoriais que viajam ao longo dos bilhões de neurônios - aproximadamente  $10^{11}$  neurônios são desenvolvidos no nascimento, quando o sistema nervoso central torna-se completo e funcional. Isso faz uma média de  $10^4$  neurônios por mm cúbico (SANEI; CHAMBERS, 2007) - que reagem a este estímulo. O conjunto de correntes que provêm dessas atividades neurais é suficientemente grande para gerar um campo elétrico mensurável por um aparelho EEG.

Os conceitos de eletroencefalograma surgiram em 1875 quando um neurologista inglês usou um galvanômetro e dois eletrodos sobre o couro cabeludo e fez a observação do primeiro sinal elétrico proveniente do escalpo humano. Ele apresentou que as fracas correntes elétricas geradas pelo cérebro podiam ser registradas sem abrir o crânio e ser representado graficamente (SANEI; CHAMBERS, 2007; NIEDERMEYER; SILVA, 2005). Tempos depois, observou-se também que se alteram de acordo com o estado funcional do cérebro como excitação, durante o sono ou até mesmo doenças neurais.

Entretanto, a cabeça humana possui diferentes camadas como o couro cabeludo, o crânio, o cérebro e outras camadas finas entre elas. Sendo o crânio o principal responsável pela atenuação dos sinais, cerca de cem vezes mais que o tecido do cérebro. Não obstante a maior parte do ruído é gerado dentro do cérebro (ruído interno) ou no couro cabeludo (ruído externo). Desse modo, apenas grandes populações de neurônios ativos podem gerar potencial suficiente para ser registrado pelos eletrodos do couro cabeludo. Esses sinais são posteriormente grandemente amplificados para fins de exibição (SANEI; CHAMBERS, 2007).

Atualmente, EEGs podem ser realizados tanto de forma invasiva quanto não-invasiva, possuem diversas áreas de aplicação e equipamentos e ferramentas para processamento dos sinais, diferentes tipos de eletrodos para funções específicas e diversas outras evoluções (NIEDERMEYER; SILVA, 2005)

Com o surgimento do estudo de sinais EEGs abrem-se caminhos para diagnósticos de diversos distúrbios e anormalidades do corpo humano. Esses sinais adquiridos podem ser usados para aferições de problemas como:

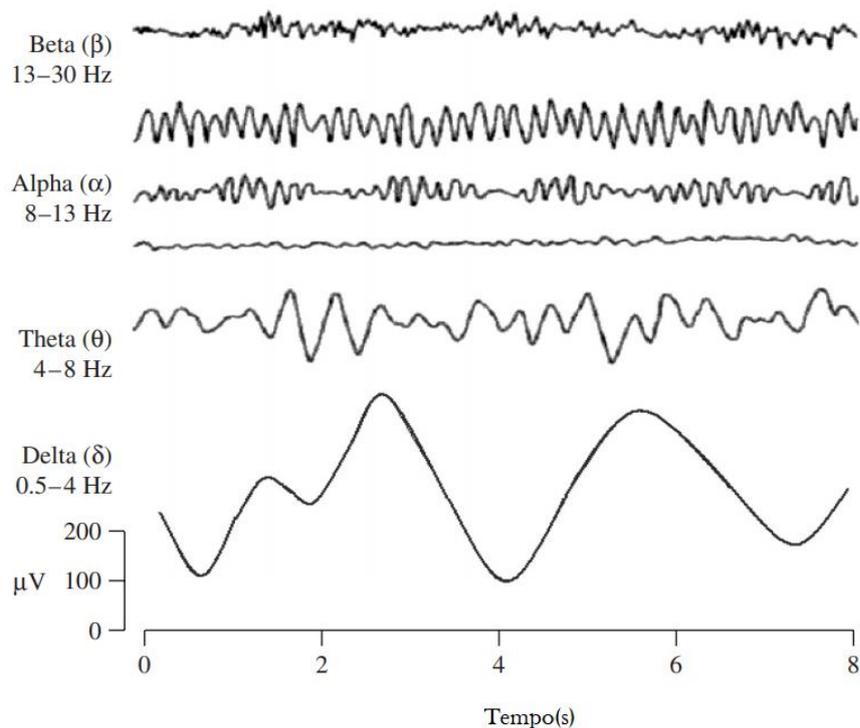
- Monitorar sinal de alerta, coma e morte cerebral;
- Localização de áreas de dano após traumatismo craniano, acidente vascular cerebral e tumor;
- Testar vias aferentes (por potenciais evocados);
- Monitorar o envolvimento cognitivo (ritmo alfa);
- Produzir situações de biofeedback;
- Controlar a profundidade da anestesia (servo anestesia);
- Investigar epilepsia e localizar a origem das crises;
- Testar efeitos de drogas para epilepsia;
- Auxiliar na excisão cortical experimental de foco epiléptico;
- Monitorar o desenvolvimento do cérebro;
- Teste de drogas para efeitos convulsivos;
- Investigar distúrbios do sono e fisiologia;

- Investigar transtornos mentais;
- Fornecer um sistema de gravação de dados híbridos juntamente com outras modalidades de imagem.

Esses são um dos motivos que mostram o grande potencial da análise de sinais EEGs e inspira o estudo de técnicas avançadas de processamento de sinais. Contudo, pesquisas para outros fins científicos surgem dessa mesma base (SANEI; CHAMBERS, 2007).

Muitas vezes esses diagnósticos de saúde neural são feitos por meio de uma representação visual dos sinais neurais. Em adultos saudáveis, as amplitudes e frequências destes sinais mudam de um estado para outro, como desperto e sonolento. Existem cinco ondas cerebrais principais que se distinguem pelas diferentes faixas de frequências. Essas bandas de frequências de baixa a alta são respectivamente chamadas de alfa ( $\alpha$ ), theta ( $\theta$ ), beta ( $\beta$ ), delta ( $\delta$ ) e gama ( $\gamma$ ) (ver **Figura 3**).

**Figura 3:** ondas e faixas de frequência dos quatro ritmos dominantes de um sinal de EEG.



Fonte: SANEI; CHAMBERS, 2007, p. 12.

Geralmente são classificadas por meio dos seguintes aspectos:

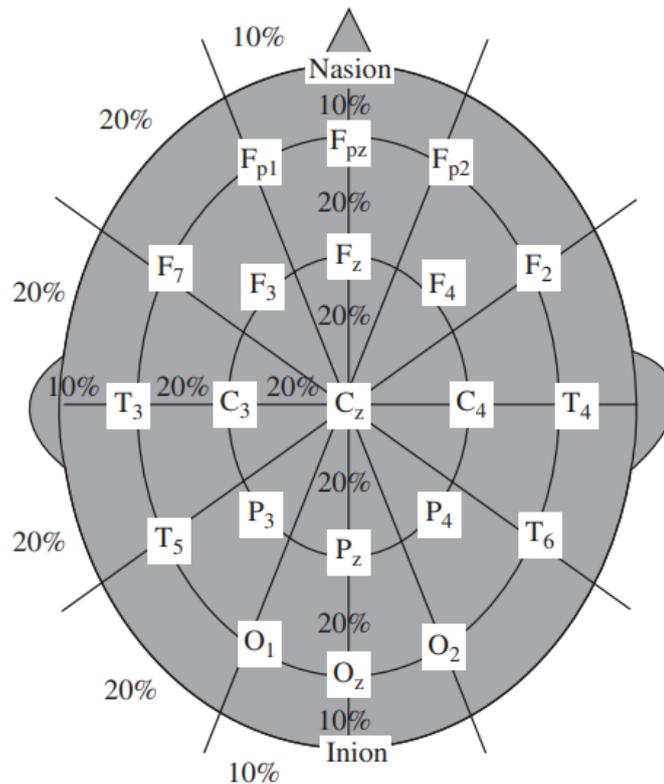
- Gama ( $\gamma$ ): estas são relacionadas a atividades sensoriais e motoras, e tem origem predominantemente na região frontal do cérebro. Relacionam-se a este ritmo a interconexão neuronal de várias áreas do cérebro, típicas ao processo de aprendizagem e de extrema atenção. São sinais com frequências superiores a 30 Hz. A presença deste ritmo é mais rara e possui amplitude inferior a 20  $\mu\text{V}$ ;
- Beta ( $\beta$ ): o ritmo é característico em pessoas acordadas com olhos abertos, em estado pensante ativo - foco, atenção e resolução de problemas. O ritmo beta varia no intervalo de frequência de 13 a 30 Hz. A origem deste ritmo normalmente está na região frontal e central do cérebro. Altos níveis são característicos em indivíduos em pânico. Possui amplitudes inferiores a 30  $\mu\text{V}$ ;
- Alfa ( $\alpha$ ): estas são relacionadas ao indivíduo relaxado e consciente, sem qualquer atenção ou concentração. Seu espectro de frequência varia na faixa de 8 a 13 Hz. No estado acordado com olhos fechados, é o ritmo predominante. Os ritmos alfas são também chamados de ritmos occipitais, devido a sua origem predominante na região posterior do cérebro. A amplitude das ondas alfa é normalmente inferior a 50  $\mu\text{V}$ ;
- Theta ( $\theta$ ): a onda theta é observada no estado de sonolência e em certos estágios do sono. Esta tem origem no tálamo, e se encontra na faixa de frequência de 4 a 8 Hz;
- Delta ( $\delta$ ): no estado sonolento, de sono e de sono profundo, ao contrário do estado acordado, predominam os ritmos de baixa frequência e alta amplitude. Os sinais se distanciam da parte central, e se originam preferencialmente da parte posterior do cérebro. Associadas ao sono profundo são as ondas delta, que se encontram em um faixa de frequência de 0,5 a 4 Hz e possuem altas amplitudes (SANEI; CHAMBERS, 2007).

As mudanças fisiológicas e funcionais do cérebro podem ser registradas por meio de diferentes técnicas como MEG (Magnetoencefalografia), fMRI (Ressonância Magnética Funcional) e EEG (Eletroencefalografia). A mais utilizada e de aplicação mais extensiva é a utilização de equipamentos EEG.

Sistemas de EEG mais recentes consistem em um número de eletrodos colocados em posições pré-definidas ou na utilização do sistema internacional 10-20 (ver **Figura 4**) para

monitoramento do campo elétrico, um conjunto de amplificadores diferenciais seguidos de filtros e um equipamento para representação e registro dos sinais.

**Figura 4:** posicionamento dos eletrodos no sistema internacional 10-20.



Fonte: SANEI; CHAMBERS, 2007, p. 16.

Esses sistemas informatizados permitem configurações variáveis, estímulos e frequência de amostragem, e alguns são equipados com sistemas simples ou avançados de ferramentas de processamento de sinais.



### 3. METODOLOGIA

Neste capítulo será apresentada a metodologia utilizada para a criação do dispositivo a partir de trabalhos, ferramentas e técnicas analisadas que serviram de estudos para o entendimento dos métodos de construção de um dispositivo de EEG e processamento e reconhecimento das características destes sinais.

Buscando melhor precisão nos resultados e uma coleta mais limpa e desprovida de artefatos indesejados, foram escolhidos componentes, que possuem boa precisão com baixo custo e que se comportam de maneira estável.

Componentes utilizados e seus preços na data de aquisição - 15/04/2022:

Chips:

- 1x Amplificador de instrumentação - AD620AN - R\$50,00
- 2x *Quad Op-Amp* - TL084CN - R\$3,18 (R\$1,59 cada)

Capacitores:

- 3x 10nF, cerâmica - R\$0,27 (R\$0,09 cada)
- 1x 20nF, cerâmica - R\$0,13
- 1x 100nF, cerâmica - R\$0,14
- 5x 220nF, cerâmica - R\$2,70 (R\$0,54 cada)
- 1x 1uF, eletrolítico - R\$0,16 cada
- 2x 10uF, eletrolítico - R\$0,24 (R\$0,12 cada)

Resistores:

- 1x 1k $\Omega$  Potenciômetro Trimmer R\$1,76
- 2x 12 $\Omega$  R\$0,12 (R\$0,06 cada)
- 1x 220 $\Omega$  R\$0,06
- 1x 560 $\Omega$  R\$0,06
- 2x 22k $\Omega$  R\$0,12 (R\$0,06 cada)
- 1x 47k $\Omega$  R\$0,06
- 2x 100k $\Omega$  R\$0,12 (R\$0,06 cada)
- 2x 180k $\Omega$  R\$0,12 (R\$0,06 cada)
- 1x 220k $\Omega$  R\$0,06

- 2x 270k $\Omega$  R\$0,12 (R\$0,06 cada)
- 1x 1M $\Omega$  R\$0,06

Conectores:

- 1x *Protoboard* 830 furos - R\$20,00
- Fios metálicos e jumpers R\$0,24 cada (R\$8,72 total)
- Cabo de áudio 3.5mm - usado, mas pode ser encontrado por R\$8,00
- 2x Baterias 9V - R\$7,00 cada

Suprimento de eletrodos:

- Eletrodos: feito com botões de pressão e fios de cobre para conexão. R\$1,90
- Gel para eletrodos: feito com gelatina para cabelo e sal.

É válido ressaltar que os custos de transporte podem variar muito dependendo da localidade. O valor total das peças adquiridas no dia da compra e sem levar em conta o transporte é R\$92,31.

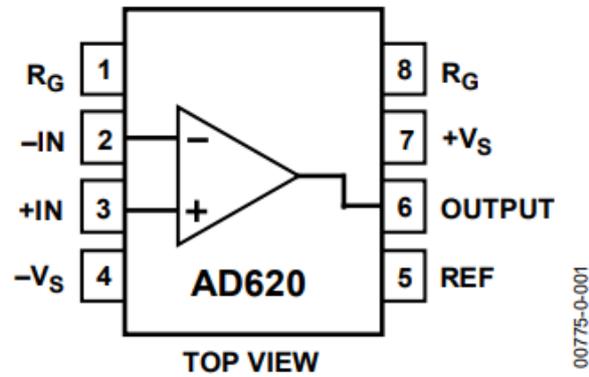
### 3.1. EQUIPAMENTO DESENVOLVIDO

A seguir, será apresentado os componentes e estágios do circuito desenvolvido e suas respectivas descrições (ver **Anexo A**).

Dentre os componentes presentes o mais importante é o AD620 (ver **Figura 5**), um amplificador operacional de instrumentação indicado para sistemas de aquisições de dados e equipamentos médicos, como o EEG. Além disso, são menores do que os designs tradicionais e oferecem menor potência (corrente de alimentação máxima de apenas 1,3 mA), tornando-o um bom ajuste para aplicações portáteis alimentadas por bateria.

Possui uma alta taxa de rejeição em modo comum (CMRR), que segundo Pertence (2003, p. 64): “é a propriedade de um AOP rejeitar (atenuar) sinais idênticos aplicados, simultaneamente, nas entradas (sinal de modo comum)”, e baixa corrente de BIAS (*Datasheet* AD620). Demais características e funcionamento podem ser analisadas no *datasheet* do equipamento.

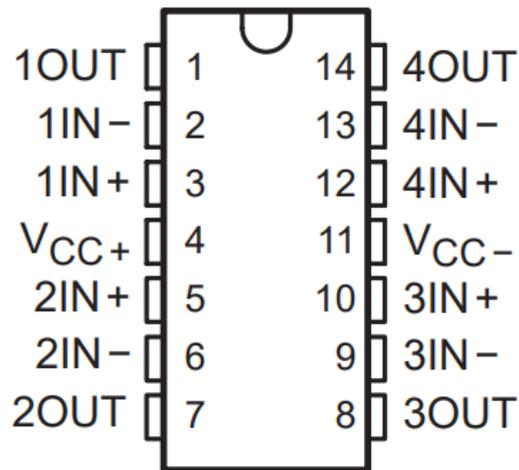
**Figura 5:** diagrama de conexão AD620



Fonte: *Datasheet* AD620.

Os demais componentes são os amplificadores operacionais (ver **Figura 6**), capacitores e resistores.

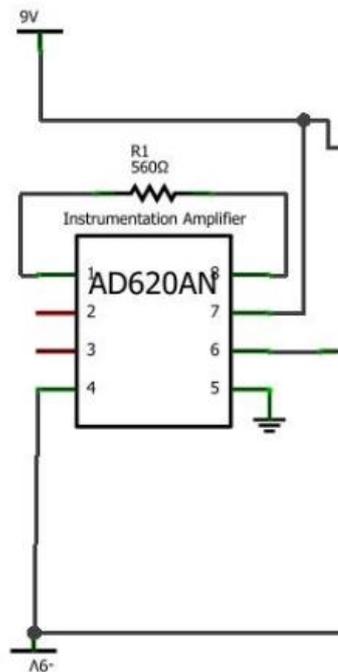
**Figura 6:** diagrama de conexão do amplificador operacional TL084CN



Fonte: *Datasheet* TL084CN.

O primeiro estágio do circuito é o amplificador de instrumentação (AD620AN, ver **Figura 7**), por meio dele o sinal de entrada irá receber uma amplificação. Toma como suas entradas 2 tensões e produz a diferença entre as duas multiplicadas por algum ganho,  $G$ . Esse estágio é de grande importância, pois suas características são importantes para uma boa captação do sinal.

**Figura 7:** *design* do amplificador de instrumentação.

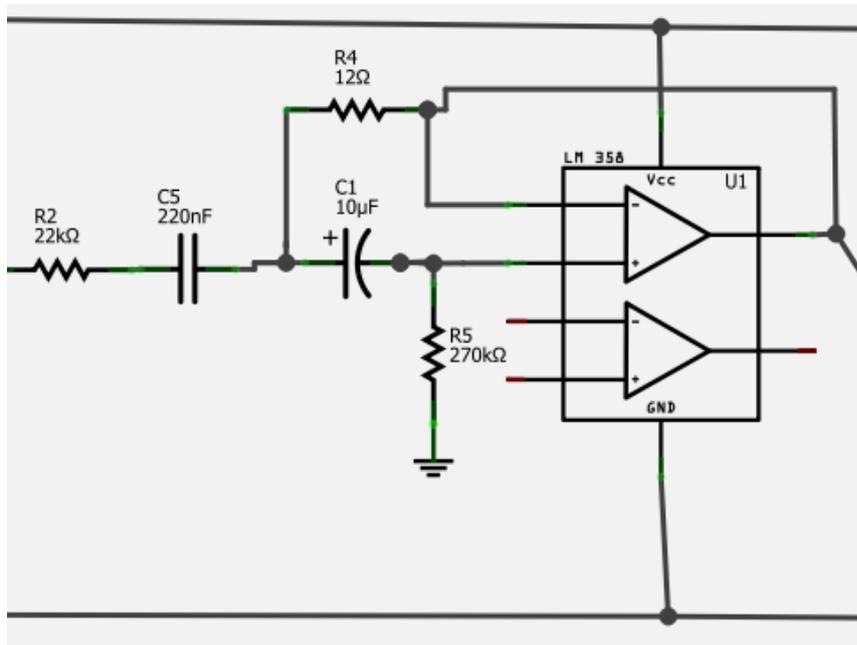


Fonte: INSTRUCTABLES, DIY EEG (and ECG) Circuit.

No amplificador de instrumentação, o ganho é alterado alterando o valor do resistor entre os pinos 1 e 8. A fórmula para o ganho usando este chip é  $G = 1 + 49,4 / R_g$ , o que equivale a um ganho de 89,2 com um resistor de 560 ohms.

O segundo estágio é um filtro Notch (ver **Figura 8**) que opera como um atenuante para a faixa determinada e permite a passagem das outras frequências inalteradas (ver **Figura 9**).

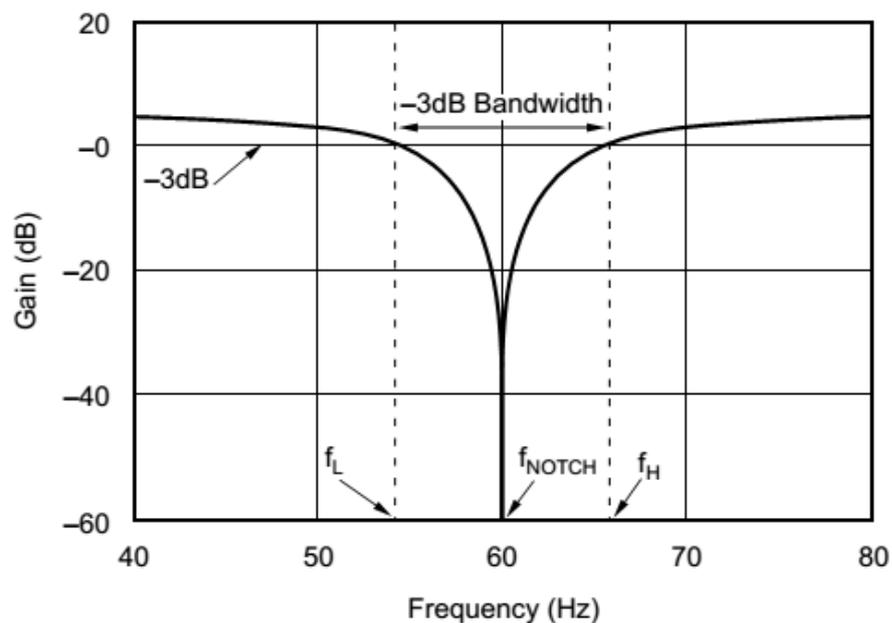
**Figura 8:** design do filtro notch.



Fonte: INSTRUCTABLES, DIY EEG (and ECG) Circuit.

A maior fonte de ruído nesse sistema está centralizada em 60 Hz, devido à interferência da linha de alimentação. Portanto, neste estágio será usado um filtro notch para eliminar o máximo de interferência possível, antes de aplicar mais ganho ao circuito, e um no final, para eliminar qualquer outra interferência que possa ser detectada.

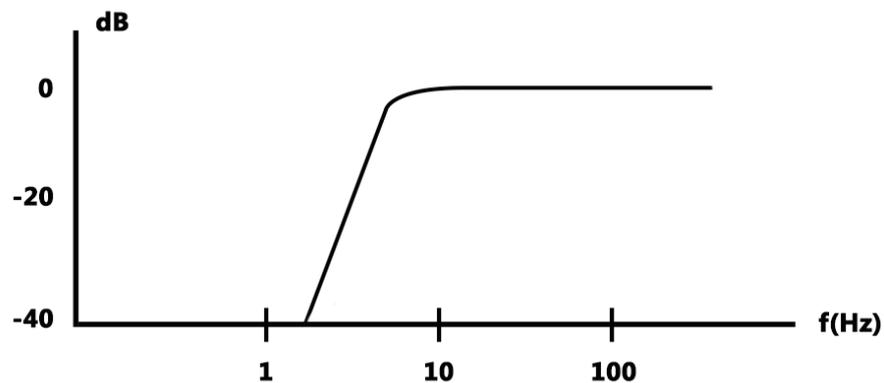
**Figura 9:** atenuação do filtro notch.



Fonte: Sistema de Identificação de Padrões de Ondas Cerebrais. p. 36.

O terceiro estágio é um filtro HPF (*High-Pass Filter*, “Filtro passa-altas” em tradução para o português) que permite a passagem das frequências mais altas com facilidade e reduz a intensidade das frequências abaixo da frequência de corte definida (ver **Figura 10**).

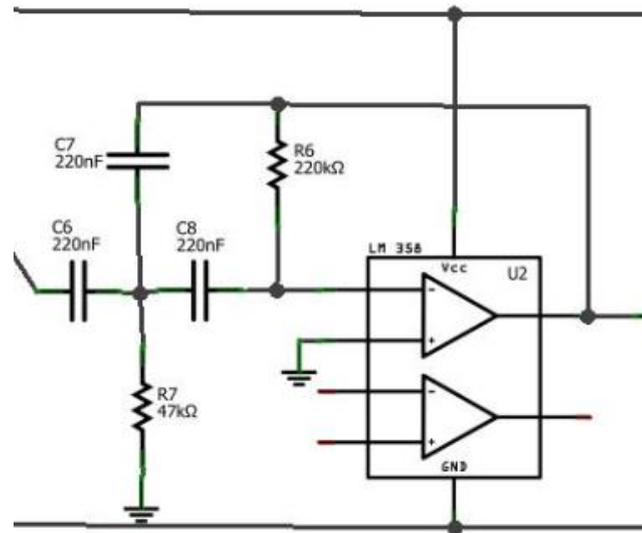
**Figura 10:** atenuação do filtro passa-altas.



Fonte: elaborada pelo autor.

Como os dados são medidos na pele, os dados finais também conterão a voltagem da resposta galvânica da pele na cabeça. Isso irá obscurecer os dados desejados e, como essa interferência é principalmente de baixa frequência, pode ser facilmente filtrada com um filtro passa-altas (HPF) (ver **Figura 11**). A desvantagem é que também filtra muitos dados de ondas gama/delta (as ondas cerebrais que são cerca de 8 Hz e menos), mas como o foco principal é o monitoramento de ondas alfa/beta, isso não é um problema.

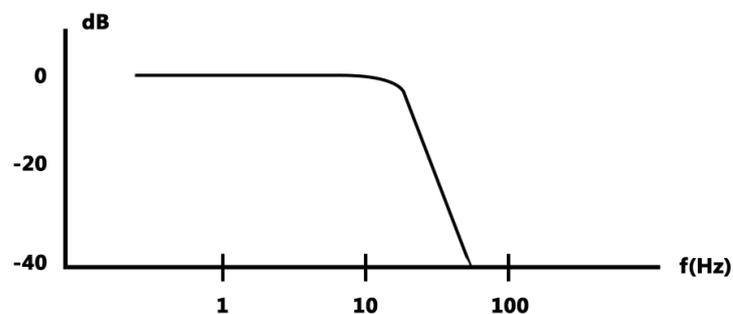
**Figura 11:** *design* do filtro passa-altas de 7 Hz.



Fonte: INSTRUCTABLES, DIY EEG (and ECG) Circuit.

O quarto estágio possui um semelhante funcionamento do filtro passa-altas, o filtro passa-baixas (ver **Figura 12**) atenua as frequências mais altas e permite a passagem das frequências abaixo da frequência de corte definida.

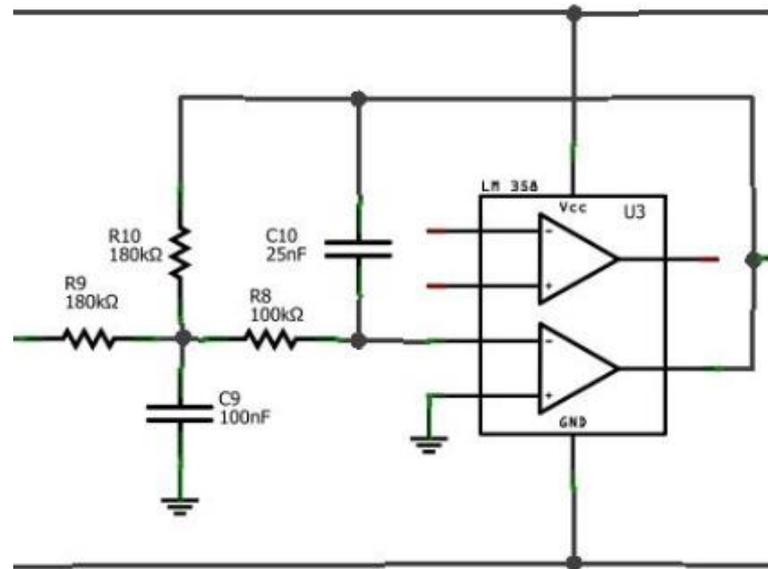
**Figura 12:** atenuação do filtro passa-baixas.



Fonte: elaborada pelo autor.

Neste estágio serão filtrados os dados acima das frequências focadas. Como as informações da onda beta param em 30 Hz, é preciso subtrair tudo o que estiver acima disso utilizando um filtro passa-baixas de 31 Hz (ver **Figura 13**), pois combinados podem contribuir com uma boa quantidade de ruído para os dados.

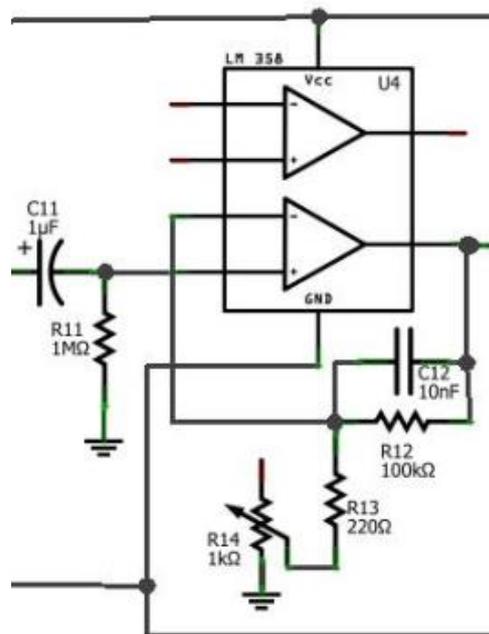
**Figura 13:** *design* do filtro passa-baixas de 31 Hz.



Fonte: INSTRUCTABLES, DIY EEG (and ECG) Circuit.

O quinto estágio contém um filtro passa-altas de frequência de corte de 1 Hz (ver **Figura 14**), apenas para alguma atenuação extra de ruído indesejado. Na outra extremidade, o resistor e o capacitor em paralelo fornecem alguma filtragem extra de altas frequências acima de 160 Hz em um filtro passa-baixas.

**Figura 14:** *design* do filtro passa-altas de 1 Hz e ganho de 83-455.



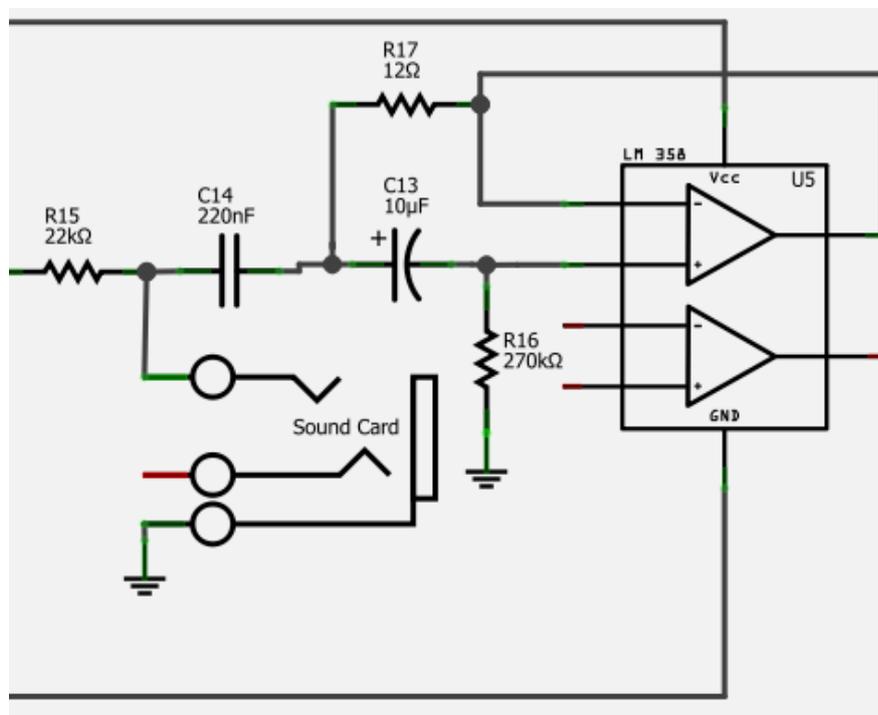
Fonte: INSTRUCTABLES, DIY EEG (and ECG) Circuit.

O objetivo principal deste estágio, no entanto, está com o resistor de  $220\Omega$  e o potenciômetro. Este op-amp é um amplificador não-inversor e, portanto, tem um ganho de  $G = 1 + R_{12} / (R_{13} + R_{14})$ . O potenciômetro é um resistor variável - quando a entrada é conectada ao primeiro pino e a saída ao segundo, girar a chave muda sua resistência linearmente entre 0 e 1000 ohms. Isso significa que quando o potenciômetro é girado totalmente para a esquerda, o ganho deste circuito é de 455 vezes. Quando é girado, tudo à direita, o ganho é de 83 vezes.

Depois de começar a fazer as leituras, é preciso ajustar o potenciômetro de forma que as tensões não flutuem fora da tela. Não precisa ser maximizada de forma que a amplitude seja a mais alta possível e também não pode ser muito pequena.

Mesmo com todos os estágios de filtragem anteriores, os dados ainda neste ponto conterão uma boa quantidade de ruído de 60 Hz. Para corrigir isso, este sexto estágio é necessário para processá-lo por meio de outro filtro notch centrado em 60 Hz (ver **Figura 15**), idêntico ao presente no estágio 2.

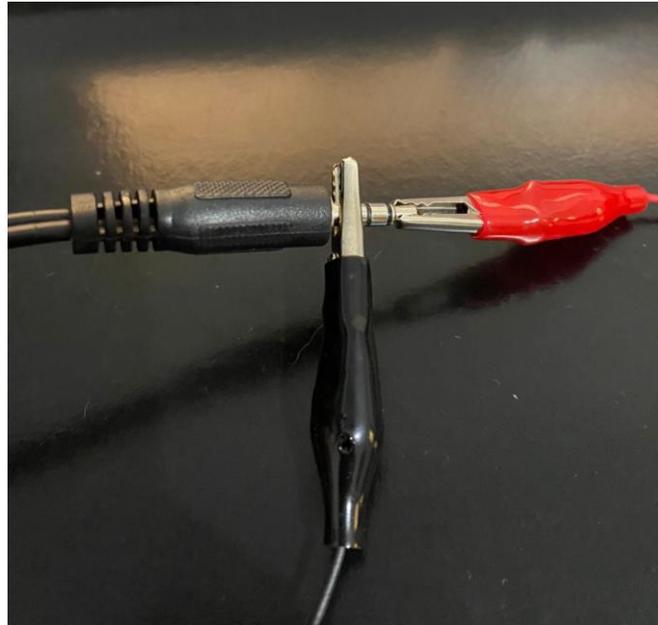
**Figura 15:** *design* do Segundo Filtro Notch de 60 Hz.



Fonte: INSTRUCTABLES, DIY EEG (and ECG) Circuit.

Para colocar os dados no computador, é usado um cabo macho para macho de 3,5 mm, padrão P2 que são os mesmos dos fones de ouvido. Conectar uma extremidade em seus locais apropriados no circuito e a outra na porta de microfone do computador (ver **Figura 16**).

**Figura 16:** conexões no cabo P2.



Fonte: elaborada pelo autor.

O GND (garra jacaré preta) deve ser conectado na linha GND do circuito, a mesma do eletrodo GND, e a ponta do conector (garra jacaré vermelha) entre o resistor de 22k e o capacitor de 220nF do estágio 6.

Para a confecção dos eletrodos foram utilizados botões de pressão, são feitos de aço e possuem certa condutividade elétrica. Embora esta seja menor que a de materiais como cobre ou alumínio, os botões são mais fáceis de achar, baratos e facilitam o processo por não precisarem de soldagem. Por fim, fios condutores para a conexão (ver **Figura 17**).

**Figura 17:** eletrodos.



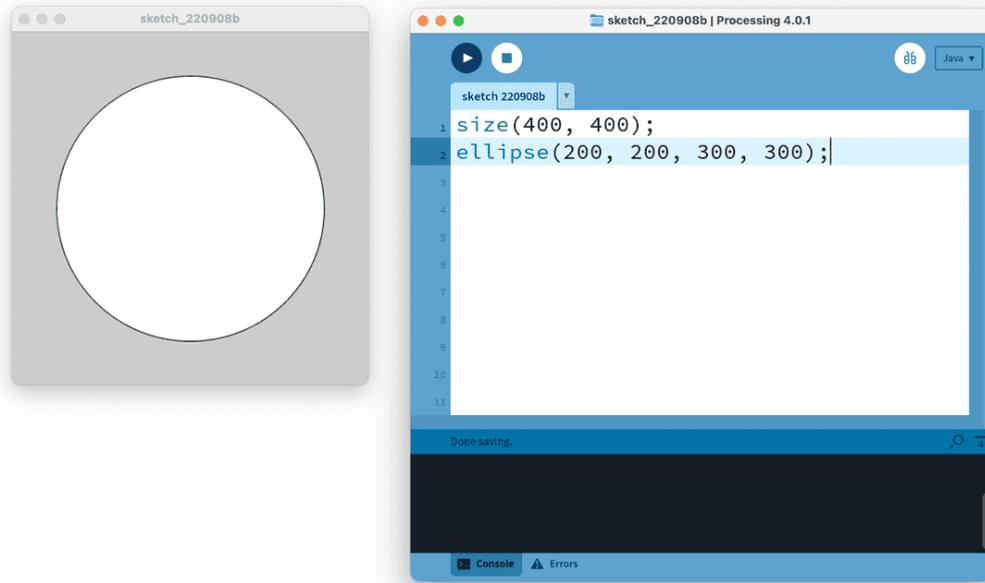
Fonte: elaborada pelo autor.

### 3.2. PROCESSAMENTO DE SINAIS

Nesta subseção será apresentado a plataforma e os *softwares* utilizados para o processamento e visualização dos sinais neurais adquiridos pelo dispositivo.

Inicialmente criado para servir como um *software* de *sketchbook* e ensinar fundamentos de programação dentro de um contexto visual, o Processing (ver **Figura 18**) também evoluiu para uma ferramenta de desenvolvimento para profissionais. O *software* Processing sempre foi gratuito e de código aberto e feito para ser executado em Mac OS, Windows e Linux. Essas características incentivam a participação e a colaboração da comunidade que é vital para seu crescimento. Os contribuidores compartilham programas, contribuem com código e criam bibliotecas, ferramentas e modos para ampliar as possibilidades do *software*. A comunidade Processing escreveu mais de uma centena de bibliotecas para visão computacional, visualização de dados, composição musical, rede, exportação de arquivos 3D e programação eletrônica.

**Figura 18:** interface do *software* Processing.

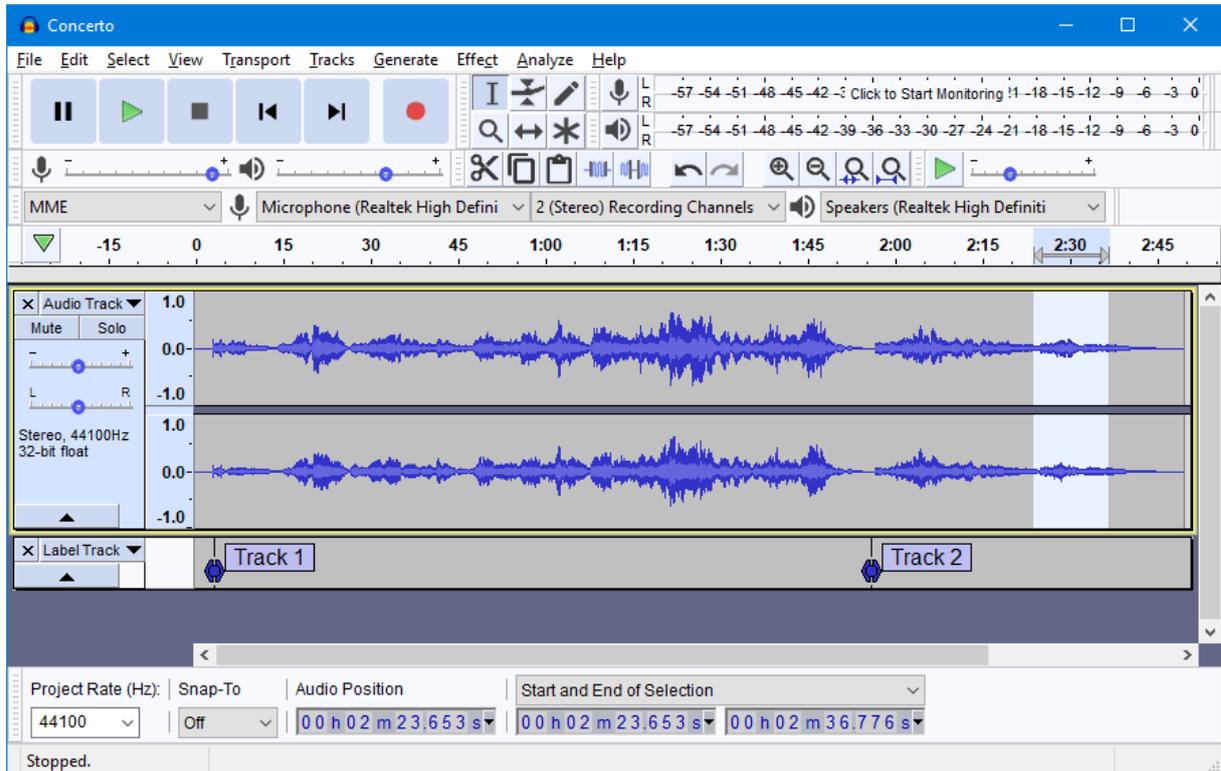


Fonte: Processing.

Para obter uma representação visual do sinal vindo do dispositivo se faz necessário um programa que leia os dados pela entrada de áudio do computador, aonde é conectado o dispositivo, e faça a apresentação.

Outro importante programa utilizado é o Audacity, um *software* de código aberto usado como editor e gravador de áudio multi-faixa, é gratuito e está disponível para Windows, macOS, GNU/Linux e outros sistemas operacionais. Tem sua interface traduzida em vários idiomas (ver **Figura 19**).

**Figura 19:** interface do *software* Audacity.



Fonte: Audacity.

Por algumas de suas características e ferramentas, o sistema gratuito pode ser uma opção para a análise dos dados, pois permite a visualização dos dados em formas de onda, espectrogramas e permite criar uma visualização do espectro de frequências e suas amplitudes.



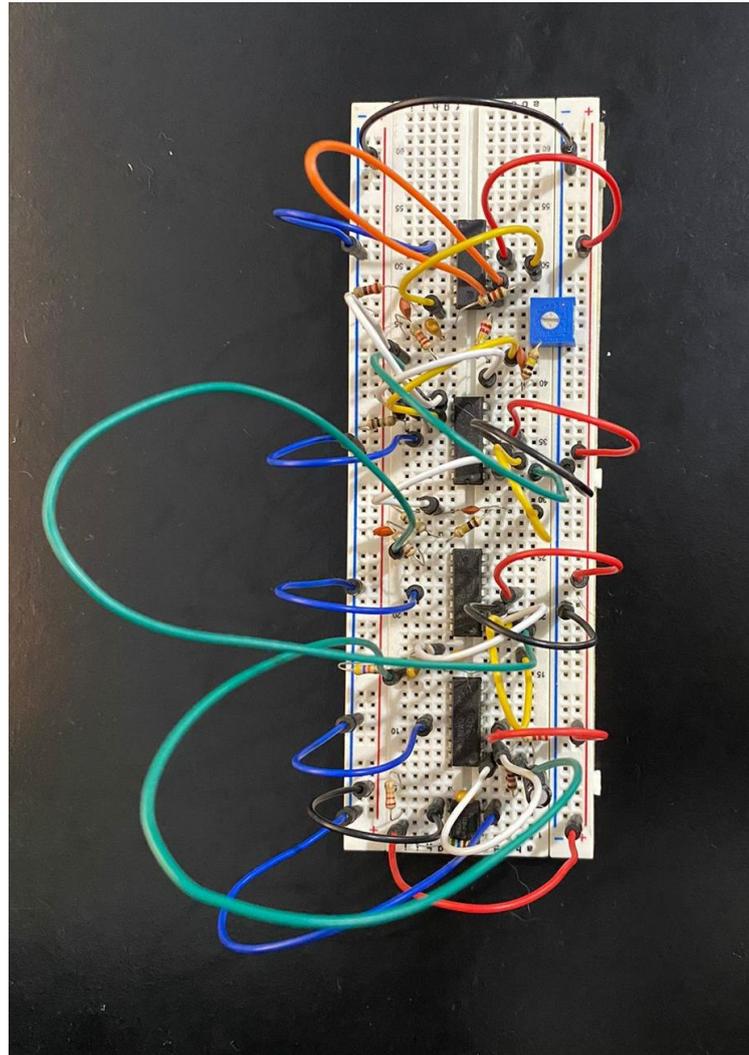
## 4. CONCLUSÃO

Pelo apresentado na pesquisa, percebe-se, dentre os equipamentos para captação de sinais biomédicos, que o EEG é um dos mais complexos de ser implementado graças a baixa amplitude do sinal a ser coletado. Por essa razão, um alto ganho é necessário ser aplicado ao sinal e, por isso, está suscetível a altas interferências e possíveis ruídos, que podem poluir os dados coletados e dificultar ou impossibilitar a análise. Grande parte destes artefatos se originam durante a captação do sinal, reforçando que o pré-processamento deve ser bem projetado para melhor removê-los.

Levando em conta o que foi observado nota-se que para dar início ao planejamento dos filtros, amplificadores e do projeto completo para a criação do EEG é necessário ter em mente quais as características dos sinais que se deseja extrair - a frequência da amostragem, a quantidade de eletrodos, o posicionamento dos eletrodos, entre outros - para adquirir as informações pretendidas.

No entanto, após os estudos sobre circuitos e componentes eletrônicos, a construção do circuito foi possível e alcançada de maneira satisfatória (ver **Figura 24**).

**Figura 24:** circuito desenvolvido.



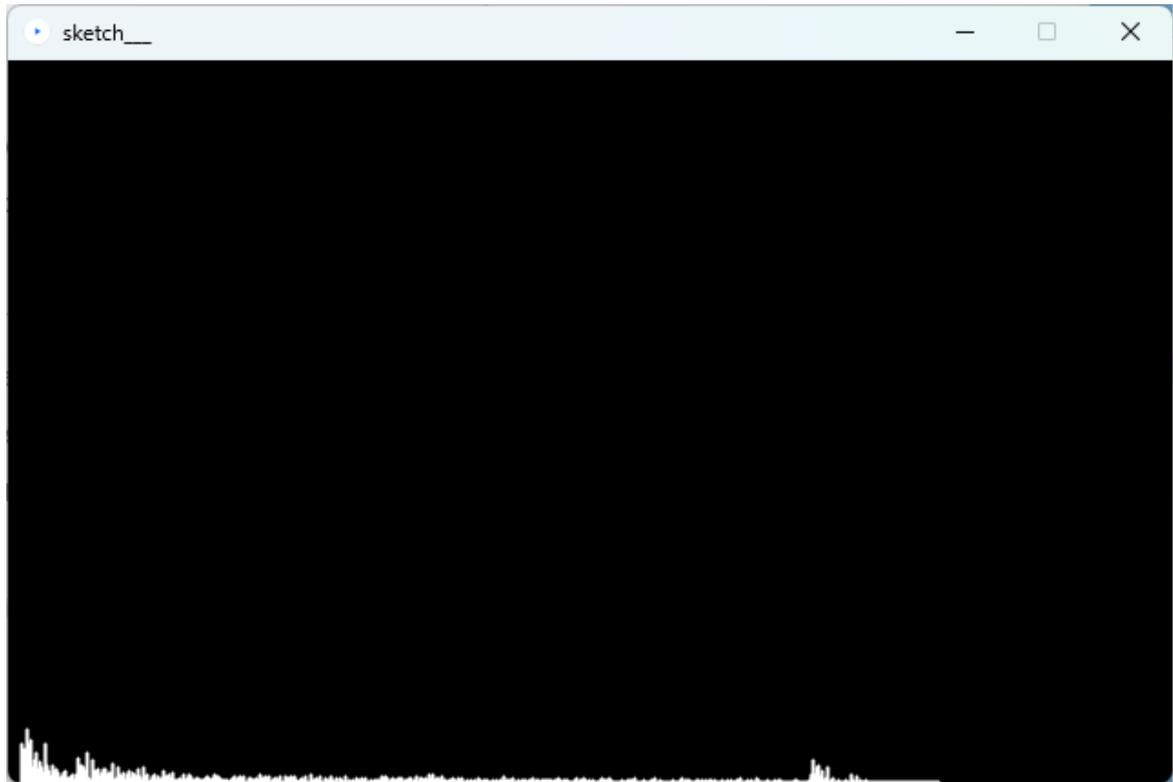
Fonte: elaborada pelo autor.

Por fim, foi realizado estudos acerca dos softwares anteriormente apresentados, a fim de aprender suas ferramentas e técnicas utilizadas para que assim fosse possível analisar os dados obtidos do dispositivo e buscar comprovar seu funcionamento.

Para isso, foi desenvolvido um *software* no programa Processing para o recebimento dos dados “crus” vindo do circuito e uma representação visual (ver **Figura 20**).

Dessa maneira foi possível averiguar um constante ruído ocasionado pela placa de som do computador e pelas conexões de fios.

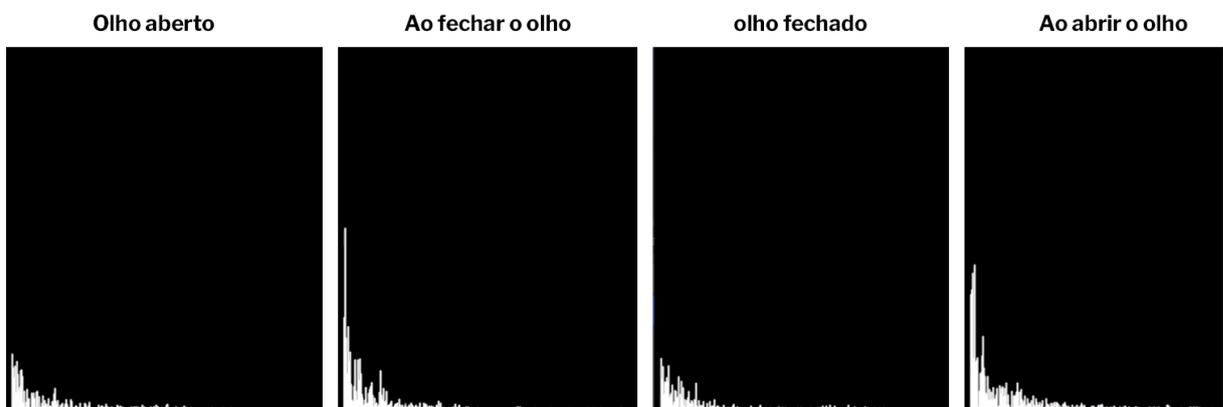
**Figura 20:** *software desenvolvido.*



Fonte: elaborada pelo autor.

Durante alguns testes foram verificados alguns “artefatos” ao passar do estado de concentração para relaxado, abrindo ou fechando os olhos, percebendo-se alguns picos em certas frequências. (ver **Figura 21**).

**Figura 21:** teste abrir e fechar os olhos.



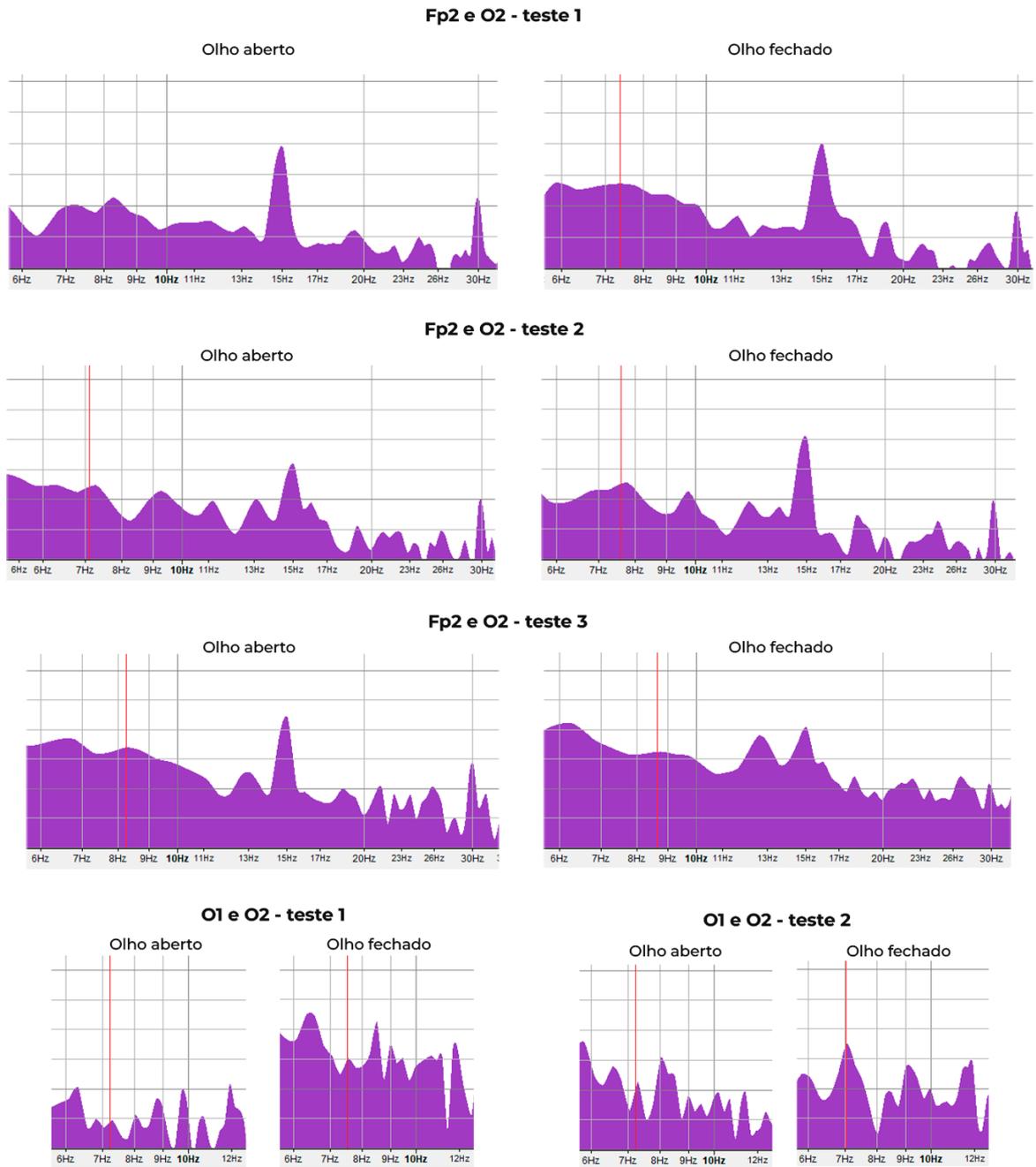
Fonte: elaborada pelo autor.

A fim de ter melhores conclusões acerca do funcionamento do dispositivo, foi realizada uma bateria de testes com gravações dos sinais em estados de concentração e relaxamento, no software Audacity. O posicionamento dos eletrodos seguindo o sistema internacional 10-20 foram colocados nas posições “Fp2” e “O2”. É importante salientar que as posições foram escolhidas de acordo com o objetivo principal do projeto, as ondas Alfa e Beta. A região frontal do cérebro está ligada ao estado de concentração e foco, enquanto a região occipital, atrás da cabeça, ao estado de relaxamento.

Para melhor contato com o escalpo foi utilizado gelatina incolor com adição de sal para criar condutividade elétrica.

Para tal avaliação, foram gerados espectros de frequência para cada gravação, com o intuito de comparar as amplitudes em determinadas faixas de frequências. Como o objetivo deste circuito são as ondas Alpha, a comparação foi feita entre 6 Hz e 30 Hz (ver **Figura 22**).

**Figura 22:** comparação entre os testes.



Fonte: elaborada pelo autor.

## 4.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

No posicionamento Fp2 e O2, era esperado um aumento da amplitude na faixa de 12 a 30 Hz no estado de foco e olhos abertos, e um decréscimo no estado de relaxamento e olhos fechados. Enquanto na faixa de 6 a 12 Hz o comportamento contrário.

Foram feitos alguns outros testes com posicionamento diferente dos eletrodos. Nas posições O1 e O2, ambas na região occipital, era esperado um comportamento de aumento das amplitudes de 6 a 12 Hz no estado de relaxamento e olhos fechados. Porém foram constatados apenas variações dos ruídos, nada concreto em relação à intenção do trabalho.

Foram efetuados mais alguns testes nas posições Fp1 e Fp2, ambos na região frontal, a fim de analisar exclusivamente as ondas Beta, esperando-se um aumento na faixa de 12 a 30 Hz no estado de foco e olhos abertos. (ver **Figura 23**)

**Figura 23:** comparação com outro posicionamento.



Fonte: elaborada pelo autor.

Como o objetivo desta configuração é medir as ondas Alpha e Beta era esperado um aumento na amplitude dessas faixas de frequências quando o usuário estiver com os olhos fechados e em estado de relaxamento ou meditação para a faixa de 6 a 12 Hz, ou de olhos abertos e em foco para a faixa de 12 a 30 Hz.

Levando em conta o intuito do projeto de proporcionar uma maneira de auxiliar no desenvolvimento de projetos no âmbito de sinais neurais e trabalhos futuros de criação de dispositivos biomédicos.

Infelizmente, os resultados dos testes não foram tão satisfatórios quanto era esperado. Por haver muito ruído e não conseguir utilizar *softwares* mais completos, não foi possível averiguar uma clara distinção entre os estados de concentração e relaxamento, a variação das ondas Alpha. Muitos desses problemas podem estar relacionados ao *hardware*.

## 4.2. TRABALHOS FUTUROS

Nesta subseção será apresentado, de acordo com os resultados obtidos nesse trabalho, algumas alternativas e observações para trabalhos futuros.

Acredita-se que os problemas encontrados no resultado podem ter sido ocasionados por conta de diversos fatores que influenciam na aquisição dos dados e causam ruídos, como: qualidade dos fios; qualidade do produto de gel condutor; qualidade dos próprios eletrodos; especificações dos componentes utilizados no circuito; e placa de áudio do computador.

Algumas sugestões podem ser ditas após os testes e desenvolvimento. A qualidade dos fios pode ser muito importante para evitar certa quantidade de ruídos, pois são suscetíveis a apresentar efeitos indutivos, a posição ou distância dos componentes também podem causar certa interferência. Pode-se optar por cabos blindados para os eletrodos, para que não haja interferência eletromagnética. Enquanto a qualidade do gel condutivo é também importante, recomenda-se utilizar um próprio para esses procedimentos pois possui alta condutividade e é especialmente desenvolvido para garantir resultados sem ruídos e boa fixação dos eletrodos durante a execução do exame.

A quantidade de amplificadores operacionais pode ser reduzida para dois, diminuindo também o porte do dispositivo possibilitando uma *Protoboard* menor, pois cada TL084CN possui quatro canais.

A alimentação do circuito é também de grande relevância, pois, ao depender da fonte, pode ser uma grande causadora de ruídos em nosso sistema. Por isso, a recomendação de utilizar apenas dois amplificadores é interessante, tendo em vista que duas boas baterias serão

suficientes e o circuito demandará menos energia, além de não precisar buscar outra alternativa com mais potência que possa causar maiores ruídos.

Caso possível, é interessante estudar as características do circuito e projetar para montar um dispositivo em uma placa e fazer a soldagem dos segmentos (estágios), eliminando problemas de conexão por fios.

Uma recomendação para reduzir o custo é importar alguns dos componentes em sites de vendas, pois costumam ser muito mais baratos, possibilitando adquirir um gel, eletrodos próprios para EEG ou opções melhores de materiais para confeccionar o seu, com o intuito de melhorar o resultado sem elevar muito o gasto total.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AUDACITY. Audacity, 2022. Página Inicial. Disponível em: <https://www.audacityteam.org>. Acesso em: 19/07/2022.

Barbosa Santos, Higor & Stedile, Rafael & Silva, Marcos. Sistema de Identificação de Padrões de Ondas Cerebrais. 2014. ResearchGate.net. Disponível em: [https://www.researchgate.net/publication/299990064\\_System\\_Identification\\_of\\_Brain\\_Waves\\_Patterns](https://www.researchgate.net/publication/299990064_System_Identification_of_Brain_Waves_Patterns). Acesso: 19/06/2022.

*Datasheet* AD620. Disponível em: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>. Acesso: 11/05/2021.

*Datasheet* TL084CN. Disponível em: <https://datasheet.octopart.com/TL084CN-Texas-Instruments-datasheet-8211250.pdf>. Acesso: 24/05/2022.

INSTRUCTABLES, DIY EEG (and ECG) Circuit. 2012. Disponível em: <https://www.instructables.com/DIY-EEG-and-ECG-Circuit/>. Acesso: 10/05/2021.

NIEDERMEYER, Ernst; SILVA, F. L. da. Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields. 5ª ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2005.

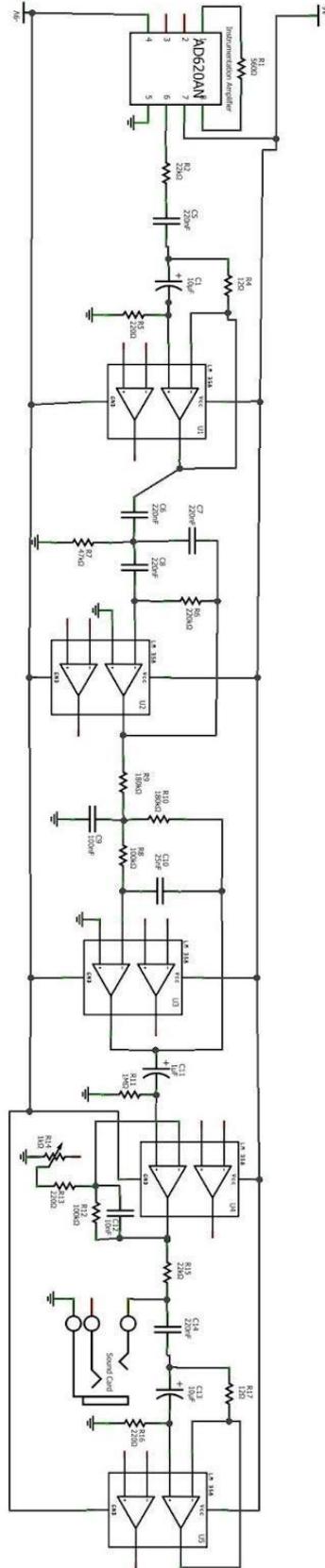
PERTENCE JÚNIOR, A. Eletrônica analógica: amplificadores operacionais e filtros ativos. 6 ed. Porto Alegre: Bookman, 2003.

Processing. Overview. Disponível em: <https://processing.org/overview>. Acesso: 06/07/2022.

SANEI, Saeid; CHAMBERS, J. A. EEG Signal Processing. John Wiley & Sons Ltd, 2007. What is EEGLAB?. Swartz Center for Computational Neuroscience. Disponível em: <https://scn.ucsd.edu/eeqlab/index.php>. Acesso: 23/07/2021.



# ANEXO A – DESIGN FINAL DO CIRCUITO



Model.com D:\proj\proj1.dwg