



UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL DO SEMI-ÁRIDO
PRÓ-REITORIA DE GRADUAÇÃO
CENTRO MULTIDISCIPLINAR DE CARAÚBAS
BACHARELADO INTERDISCIPLINAR EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA

NATÃ TARGINO ARAÚJO

**AQUISIÇÃO DE SINAIS ELETROENCEFALOGRÁFICOS ATRAVÉS DE
PLATAFORMA MICROCONTROLADA**

CARAÚBAS - RN

2022

NATÃ TARGINO ARAÚJO

**AQUISIÇÃO DE SINAIS ELETROENCEFALOGRAFICOS ATRAVÉS DE
PLATAFORMA MICROCONTROLADA**

Monografia apresentada a Universidade Federal Rural do Semi-Árido como requisito para obtenção do título de Bacharel em Ciência e Tecnologia.

Orientador:

Prof. Dr. Francisco de Assis Brito Filho

CARAÚBAS - RN

2022

© Todos os direitos estão reservados a Universidade Federal Rural do Semi-Árido. O conteúdo desta obra é de inteira responsabilidade do (a) autor (a), sendo o mesmo, passível de sanções administrativas ou penais, caso sejam infringidas as leis que regulamentam a Propriedade Intelectual, respectivamente, Patentes: Lei nº 9.279/1996 e Direitos Autorais: Lei nº 9.610/1998. O conteúdo desta obra tomar-se-á de domínio público após a data de defesa e homologação da sua respectiva ata. A mesma poderá servir de base literária para novas pesquisas, desde que a obra e seu (a) respectivo (a) autor (a) sejam devidamente citados e mencionados os seus créditos bibliográficos.

A658a Araújo, Natã Targino.
Aquisição de sinais eletroencefalográficos
através de plataforma microcontrolada / Natã
Targino Araújo. - 2022.
48 f. : il.

Orientador: Prof. Dr. Francisco de Assis Brito
Filho .

Monografia (graduação) - Universidade Federal
Rural do Semi-árido, Curso de Ciência e
Tecnologia, 2022.

1. Eletroencefalograma. 2. Biosinais. 3.
Potencial Evocado. 4. Impressão 3D. 5. Baixo
custo. I. , Prof. Dr. Francisco de Assis Brito
Filho, orient. II. Título.

Ficha catalográfica elaborada por sistema gerador automático em conformidade
com AACR2 e os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Biblioteca Campus Caraúbas
Bibliotecária: Dalvanira Brito Rodrigues
CRB: 15/700

O serviço de Geração Automática de Ficha Catalográfica para Trabalhos de Conclusão de Curso (TCC's) foi desenvolvido pelo Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação da Universidade de São Paulo (USP) e gentilmente cedido para o Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal Rural do Semi-Árido (SISBI-UFERSA), sendo customizado pela Superintendência de Tecnologia da Informação e Comunicação (SUTIC) sob orientação dos bibliotecários da instituição para ser adaptado às necessidades dos alunos dos Cursos de Graduação e Programas de Pós-Graduação da Universidade.

NATÃ TARGINO ARAÚJO

**AQUISIÇÃO DE SINAIS ELETROENCEFALOGRAFICOS ATRAVÉS DE
PLATAFORMA MICROCONTROLADA**

Monografia apresentada a Universidade
Federal Rural do Semi-Árido como requisito
para obtenção do título de Bacharel em Ciência
e Tecnologia.

Defendida em: 28 / 11 / 2022.

BANCA EXAMINADORA


Prof. Dr. Francisco de Assis Brito Filho (UFERSA)

Presidência

Documento assinado digitalmente



MACKSON MATHEUS FRANÇA NEPOMUCENO

Data: 05/12/2022 13:09:54-0300

Verifique em <https://verificador.itl.br>

Prof. Dr. Mackson Matheus França Nepomuceno (UFERSA)
Membro Examinador


Eng. Letícia Ainoan Nunes de Sousa
Membro Examinador

Dedico a meus pais, Eliasibe e Luciária, com
todo amor e carinho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais Eliasibe e Luciária por todo o apoio, carinho, amor, dedicação e por me ensinarem que a maior riqueza que podemos ter é o conhecimento.

Agradeço a minha namorada Karol por todo apoio, amor, companheirismo, conselhos e puxões de orelha. Especialmente por me animar nos dias mais difíceis e sempre estar comigo, se tornando extremamente essencial para essa conquista.

Agradeço aos meus colegas de quarto, Heinz, Italo e Matheus que foram de grande importância e me ajudaram de diversas formas.

Agradeço aos colegas feitos em faculdade Sebastião, Thiago, Leonardo, Danilo, Marcos, Abraão entre muitos outros que compartilharam essa jornada comigo.

Agradeço ao meu orientador Dr. Francisco de Assis Brito Filho pelas orientações, assistências e principalmente por me incentivar e acreditar no meu potencial desde o início.

Por fim, agradeço a Deus por me manter em um bom caminho, e fazer de mim a vontade dele, que todos os meus passos sejam a seu favor, assim terei um caminho de glória.

“Educação não transforma o mundo. Educação muda as pessoas. Pessoas transformam o mundo.”

(Paulo Freire)

RESUMO

Como representação gráfica em tempo real dos potenciais cerebrais, a eletroencefalografia (EEG) vem demonstrando cada vez mais potencial para diagnóstico de doenças relacionadas ao cérebro, aumento da acessibilidade via interfaces cérebro-máquina e até mesmo a recuperação parcial da atividade neuronal de pacientes com lesão medular. Felizmente, a porta de entrada para médicos e pesquisadores nessa área é grande, porém os sistemas de EEG são caros e pouco acessíveis a zonas distantes dos centros urbanos. Tal barreira dificulta o avanço de novas tecnologias e também impede o acesso de parte da população as tecnologias já existentes. Frente a esta questão, foi utilizada uma plataforma microcontrolada de baixo custo e materiais impressos em 3D para a aquisição de sinais de EEG. O sinal de SSVEP do inglês *Steadystate visually evoked potential* (potencial evocado visual de regime permanente) foi obtido a partir do estímulo do paciente através de um led, oscilando em três frequências distintas em três momentos separados. Os resultados obtidos no próprio *software* da plataforma foram analisados e comparados com as informações disponíveis na bibliografia. Foi possível então atingir as expectativas propostas.

Palavras-chave: Eletroencefalograma, Biosinais, Potencial Evocado, Impressão 3D, Baixo custo.

ABSTRACT

As a real-time graphical representation of brain potentials, electroencephalography (EEG) has shown increasing potential for diagnosing brain-related diseases, increasing accessibility by brain-machine interfaces and even partial recovery of neuronal activity in patients with tetraplegia and paraplegia. Fortunately, the gateway for doctors and researchers in this area is high but EEG systems are expensive and not very accessible to areas far from urban centers. This barrier hinders the advancement of new technologies and also remove the access by part of the population to existing technologies. Faced with this issue, a low-cost microcontroller platform and 3D printed materials were used to acquire EEG signals. The SSVEP (Steady state visually evoked potential) signal was obtained from the stimulation of the patient through a LED, oscillating at three different frequencies in three separate moments. The results obtained in the platform's own software were analyzed and compared with the information available in the bibliography. It was then possible to reach the proposed expectation ns.

Keywords: *Electroencephalogram, Biosignals, Evoked Potential, 3D printing, Low cost.*

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Componentes básicos de um neurônio.....	16
Figura 2 – Representação de um neurônio e suas respectivas cargas.....	18
Figura 3 – O potencial de ação.	18
Figura 4 – Potencial da membrana em repouso.....	19
Figura 5– Potencial da membrana com canais de sódio abertos.	20
Figura 6 – Potencial da membrana após os canais de sódio se fecharem.....	21
Figura 7 – Exemplos de ondas alpha, beta, gamma, theta e delta	22
Figura 8 – Esquema de aquisição de um sinal de EEG	23
Figura 9 - Sistema internacional 10-20.....	24
Figura 10 - Sinal de EEG típico no domínio do tempo	25
Figura 11- Sinal de EEG no domínio da frequência.....	25
Figura 12 - Séries de Fourier para uma onda quadrada	26
Figura 13 - Sinal no domínio do tempo e domínio da frequência	26
Figura 14 - Três ondas de frequências distintas no domínio do tempo, sendo representadas pelo seu espectro de frequência (FFT).	27
Figura 15 – Esquema de aquisição EEG	28
Figura 16 – Impressão de componentes em 3D.....	29
Figura 17 – Ultracortex Mark 4	30
Figura 18 – Componentes da unidade de inserção	31
Figura 19 – Esquemático do ADS1299	32
Figura 20 – Conexões dos eletrodos no canal 1 e referência.....	33

Figura 21 – Configuração para o Led	34
Figura 22 – Esquemático, conexões do Arduino	34
Figura 23 – Disposição final dos equipamentos para a captação do EEG	35
Figura 24 – Aba <i>scope</i> do ADS1299 GUI.....	36
Figura 25 - Sinal de EEG captado no domínio do tempo	35
Figura 26 – Aquisição dos sinais de EEG	36
Figura 27 – FFT frequência de 8Hz	37
Figura 28 – FFT frequência de 15Hz	37
Figura 29 – FFT frequência de 37Hz	38
Figura 30 – Resultados utilizados para comparação	38

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características das 5 principais ondas cerebrais.....	22
--	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EEG	<i>Electroencephalography</i>
SBNC	Sociedade Brasileira de Neurofisiologia Clinica
BCI	<i>Brain-Computer Interface</i>
EPSP	<i>excitatory postsynaptic potential</i>
DFT	<i>Direct Fourier Transform</i>
SSVEP	<i>Steady-State Visual Evoked Potential</i>
VEP	<i>Visual Evoked Potential</i>
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
TI	<i>Texas Instrument</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

α	Alpha, ondas eletroencefalográficas nas frequências de 8-12Hz
β	Beta, ondas eletroencefalográficas nas frequências de 12-35Hz
γ	Gamma, ondas eletroencefalográficas nas frequências acima de 35Hz
θ	Theta, ondas eletroencefalográficas nas frequências de 4-8Hz
δ	Delta, ondas eletroencefalográficas na frequência de 0,5-4Hz

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1.	OBJETIVOS	14
1.2	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	15
2	REFERENCIAL TEÓRICO	16
2.1	NEURÔNIOS.....	16
2.2	POTENCIAL DE REPOUSO	17
2.3	O POTENCIAL DE AÇÃO	18
2.4	ELETROENCEFALOGRAMA.....	21
2.5	POTENCIAIS EVOCADOS VISUAIS DE REGIME PERMANENTE.....	24
2.6	TRANSFORMADA RÁPIDA DE FOURIER.....	26
3	MATERIAIS E MÉTODOS	28
3.1	AQUISIÇÃO DO EEG	28
3.1.1	<i>Ultracortex mark 4</i>	29
3.1.2	<i>ADS1299 performance demonstration kit</i>	32
3.1.3	Estimulador para SSVEP	33
3.1.4	Preparos para a captação do SSVEP	35
3.2	ANÁLISE DO SINAL	36
4.	RESULTADOS	35
4.1	AQUISIÇÃO DO EEG	35
4.2	RESULTADOS DO PROCESSAMENTO.....	36
5	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	39
5.1	CONCLUSÕES.....	39
5.2	TRABALHOS FUTUROS.....	39
	REFERÊNCIAS	41

1 INTRODUÇÃO

O cérebro é o órgão mais complexo do corpo humano, ele é responsável pela personalidade, pensamentos, memórias e ações. Contendo 100 bilhões de neurônios (HERCULANO-HOUZEL, 2009), possuir esse cérebro mais desenvolvido foi fundamental para a sobrevivência dos nossos antepassados.

Porém, apesar de ser um órgão fascinante, este ainda apresenta “falhas” e doenças. Tais como: mal de Parkinson, mal de Alzheimer, distúrbios do sono, enxaqueca, epilepsia, etc.

Assim, o eletroencefalograma (EEG) se torna um exame muito importante para o diagnóstico de enfermidades relacionadas ao cérebro. O EEG é um exame indolor onde eletrodos conectados ao couro cabeludo são conectados a uma máquina de EEG que é responsável por processar e exibir as ondas captadas pelos eletrodos (SCHACHTER SC, SHAFER PO, SIRVEN JI, 2013).

Porém, devido ao fato de ser utilizado um equipamento de alto custo, é um exame caro e relativamente difícil de ser encontrado em regiões mais afastadas dos grandes centros. Pensando nesta problemática, este projeto visa realizar a aquisição de ondas de EEG utilizando uma plataforma de aquisição de baixo custo e materiais impressos em 3D.

1.1. OBJETIVOS

Este trabalho possui como objetivo geral a aquisição de sinais eletroencefalográficos utilizando a plataforma microcontrolada ADS1299EEGFE-PDK, para isso foram necessários os seguintes objetivos específicos:

- Impressão em 3D de capacete próprio para EEG;
- Impressão de estimulador para SSVEP;
- Montagem e teste do microcontrolador;
- Aquisição dos sinais de EEG;
- Analisar os sinais obtidos.

1.2 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

O trabalho em questão é dividido em 5 capítulos. O capítulo 2 apresenta o referencial teórico sobre os neurônios, os potenciais de repouso e ação, o EEG, o SSVEP e a *OpenBCI*. O terceiro capítulo apresenta os materiais e métodos utilizados no desenvolvimento do projeto. O capítulo 4 encontram-se os resultados obtidos na aquisição do SSVEP. Por fim, no capítulo 5, são encontrados a conclusão do trabalho e propostas para trabalhos futuros.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

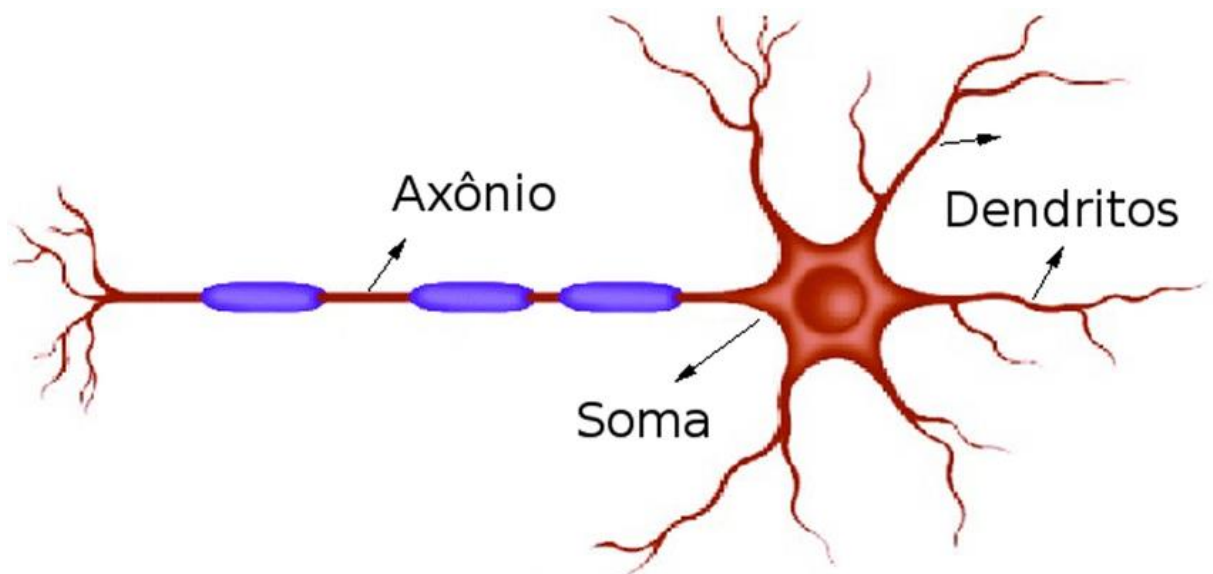
A presente seção busca apresentar os principais conceitos e ferramentas necessários e utilizados para o desenvolvimento deste trabalho.

2.1 NEURÔNIOS

Segundo Bear, Connors, Paradiso (2017), o sistema nervoso é, sem dúvidas, o sistema de órgãos mais complexo existentes na natureza. Ele é composto por neurônios e glia, os neurônios são responsáveis pela maioria das funções exclusivas do sistema nervoso. São eles que captam as sensações do ambiente e as comunicam para os demais neurônios responsáveis pelas respostas corporais. Enquanto isso, a glia é responsável por isolar, sustentar e nutrir os neurônios.

O neurônio é formado pelo soma, os dendritos e o axônio. Além disso, o neurônio é recoberto pela membrana neuronal responsável por isolar ele do meio externo (BEAR, CONNORS, PARADISO, 2017).

Figura 1 - Componentes básicos de um neurônio



Fonte: (Borges et al., 2015)

O soma é a parte central e “esférica” do neurônio, no seu interior é contido as organelas e o citosol, solução salina rica em potássio. O axônio é uma estrutura unicamente dos neurônios, ela é especializada em transferência de informações. Os dendritos são conhecidos pelo seu

formato semelhante a ramos de uma árvore, eles funcionam no neurônio de forma similar a antenas. Recebendo milhares de sinapses, eles são constituídos por proteínas especializadas, os receptores (BEAR, CONNORS, PARADISO, 2017).

2.2 POTENCIAL DE REPOUSO

O potencial de repouso acontece quando uma célula com membrana excitável (neurônio) não está gerando impulsos. Em repouso, o neurônio possui uma predominância de cargas negativas internamente, estas são responsáveis pelo potencial negativo da célula (BEAR, CONNORS, PARADISO, 2017).

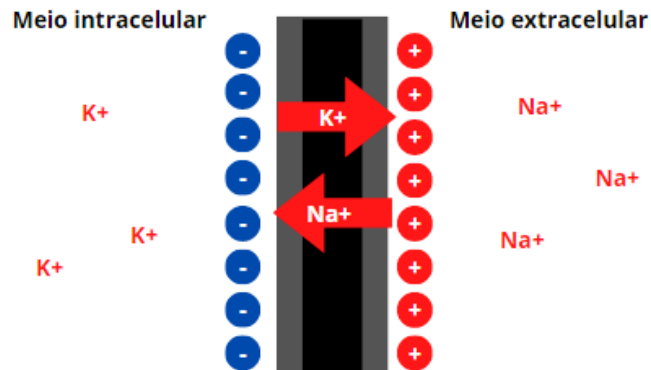
Para entender o processo do potencial em repouso devemos entender algumas estruturas presentes no neurônio.

O citosol e o líquido extracelular são formados por íons dissolvidos em água, estes são os responsáveis pelos potenciais de repouso e de ação (BEAR, CONNORS, PARADISO, 2017).

A membrana Fosfolipídica é constituída em sua maioria por moléculas apolares que não se dissolvem em água. Desta forma ela é responsável por isolar o interior da célula (citosol) do líquido em seu exterior (BEAR, CONNORS, PARADISO, 2017).

As proteínas, além de executarem o papel de receptores dos neurônios, funcionam também como canais que atravessam a membrana fosfolipídica permitindo a passagem de íons. Esses canais iônicos possuem uma seletividade, devido ao tamanho e tipo de agrupamento de proteínas, são seletivamente permeáveis a determinados íons. Existem canais permeáveis apenas a íons de potássio K^+ íons de sódio Na^+ , e por assim em diante. Além disso, esses canais funcionam semelhante a portões visto que podem abrir e fechar dependendo de alterações na membrana (BEAR, CONNORS, PARADISO, 2017).

Figura 2 – Representação de um neurônio e suas respectivas cargas.

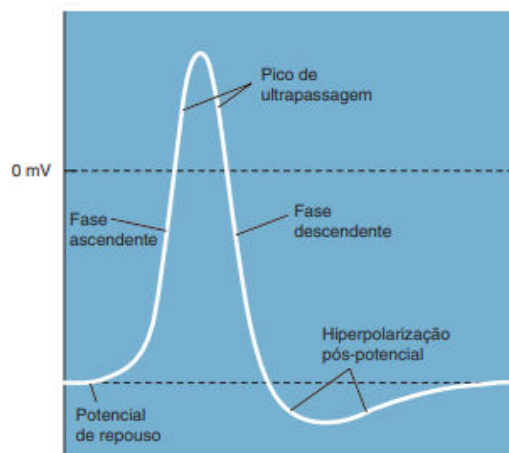


Fonte: Adaptado de BEAR, CONNORS, PARADISO, 2017.

2.3 O POTENCIAL DE AÇÃO

Ao medir a tensão de uma célula neuronal em repouso, seria obtido um valor aproximado de -65mV . Em um potencial de ação a tensão torna-se positivo por um breve momento. O potencial de ação sendo visto através de um osciloscópio é exibido na Figura 3. Aqui tem-se o gráfico do potencial de ação no tempo, temos então 2 fases (BEAR, CONNORS, PARADISO, 2017).

Figura 3 – O potencial de ação.



Fonte: BEAR, CONNORS, PARADISO, 2017.

A primeira fase, a fase ascendente, é onde ocorre uma rápida despolarização da membrana. Esta despolarização ocorre até a membrana atingir o seu valor máximo, normalmente 40mV . A região onde o interior da célula está positivamente carregada em relação

a membrana externa é chamada de pico de ultrapassagem (BEAR, CONNORS, PARADISO, 2017).

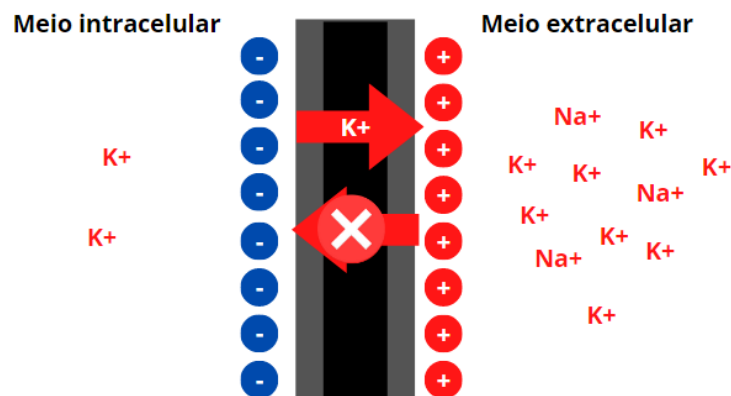
A última fase, a fase descendente, é caracterizada por uma rápida repolarização. Ela ocorre até o meio interno da membrana se tornar mais negativo que o potencial de repouso, este fenômeno é conhecido como *undershoot* ou hiperpolarização pós-potencial. Em seguida existe uma restauração gradual ao potencial de repouso (BEAR, CONNORS, PARADISO, 2017).

Como já se sabe, o potencial de repouso é causado por uma difusão devido a presença de canais de potássio. Já o potencial de ação está diretamente ligado a existência de canais de sódio, estes canais são responsáveis pelo transporte de íons Na^+ do meio extracelular para o interior da célula (BEAR, CONNORS, PARADISO, 2017).

Segundo Bear, Connors, Paradiso (2017), o potencial de ação da membrana ocorrerá da seguinte forma:

Inicialmente a membrana está em seu estado de repouso, ou seja, existem canais de potássio abertos permitindo a passagem de íons K^+ para o meio extracelular e os canais de sódio permanecem fechados. Desta forma o potencial da célula é de aproximadamente -65mV .

Figura 4 – Potencial da membrana em repouso.



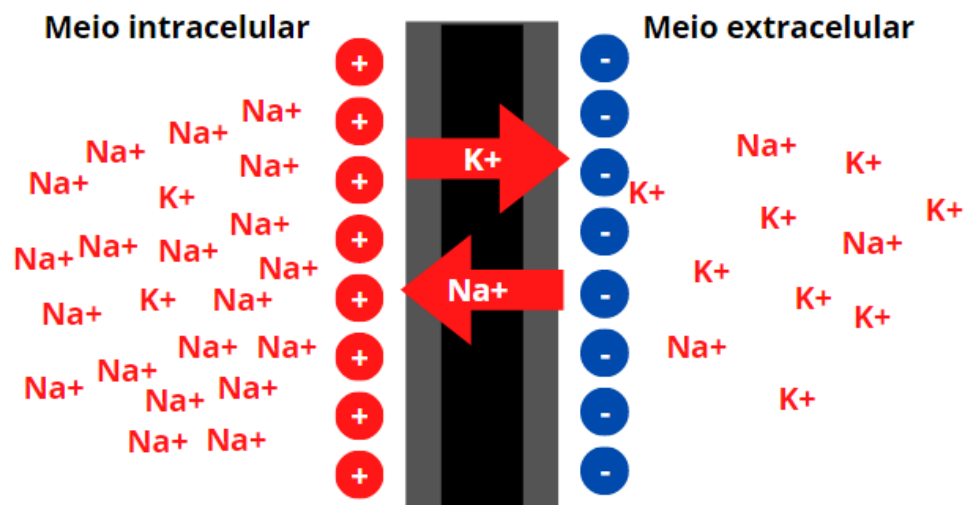
Fonte: Adaptado de BEAR, CONNORS, PARADISO, 2017.

Em seguida, devido a um estímulo externo, o potencial da membrana varia de -65mV para -40mV atingindo assim o limiar necessário para abrir os canais de sódio. Estes canais são abertos em quantidade muito superior aos canais de potássio existentes.

Eles então são abertos por 1ms e logo em seguida fecham-se. Além disso estes canais não podem ser abertos novamente por despolarização até que o potencial da membrana retorne a um valor negativo próximo ao limiar.

Com os canais de sódio abertos, a permeabilidade da membrana se torna maior para os íons de sódio. Assim, ocorre um influxo de Na^+ que despolariza rapidamente o neurônio até uma tensão E_{Na} de 62mV.

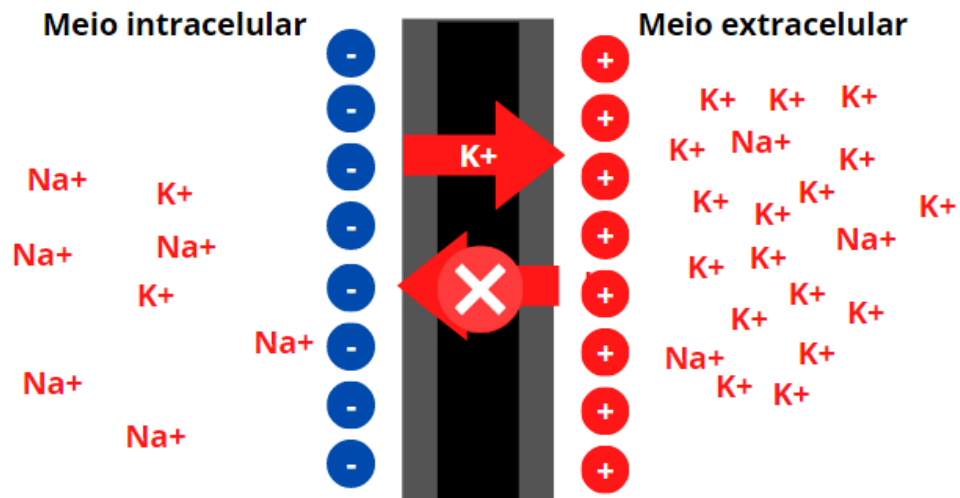
Figura 5– Potencial da membrana com canais de sódio abertos.



Fonte: Adaptado de BEAR, CONNORS, PARADISO, 2017.

Como foi visto, após um intervalo de 1ms, os canais de sódio se fecham. Isso acarreta a predominância de canais de potássio na membrana. Logo, existirá o fluxo de K^+ para o meio externo da célula o que implica na retomada do potencial negativo da membrana. Então a membrana retornará ao seu estado de repouso inicial.

Figura 6 – Potencial da membrana após os canais de sódio se fecharem.



Fonte: Adaptado de BEAR, CONNORS, PARADISO, 2017.

Ainda segundo Bear, Connors, Paradiso (2017), é interessante observar que, o potencial de ação será transmitido ao longo dos neurônios sem nenhuma perda em seu valor. Uma vez que uma parte da membrana neuronal é despolarizada o suficiente para atingir o limiar, os canais de sódio são abertos. O fluxo de Na⁺ gerado, é então, responsável pela despolarização dos segmentos adjacentes. Esse potencial irá se propagar em apenas um sentido, agindo de forma semelhante a um pavio de pólvora aceso. Isso ocorre devido a limitação já mencionada, para que os canais de sódio possam ser abertos novamente é necessário a retomada do potencial de repouso inicial, o qual leva 1ms.

2.4 ELETROENCEFALOGRAMA

O eletroencefalograma ou EEG é a representação gráfica da diferença de potencial de duas áreas do cérebro em função do tempo. Esta diferença de potencial gerada pelos agrupamentos de neurônios é captada por eletrodos sobre o couro cabeludo (PIOTR OLEJNICZAK, 2006).

A atividade elétrica captada no EEG é em sua maioria proveniente dos potenciais pós-sinápticos (potenciais que disparam o potencial de ação), isto ocorre devido a características do EPSP (*excitatory postsynaptic potential*) tais como: longa duração, envolvem grandes áreas de superfície de membrana, ocorrem simultaneamente em milhares de células e por serem uniformemente perpendiculares a superfície do córtex (MOTA, 2015).

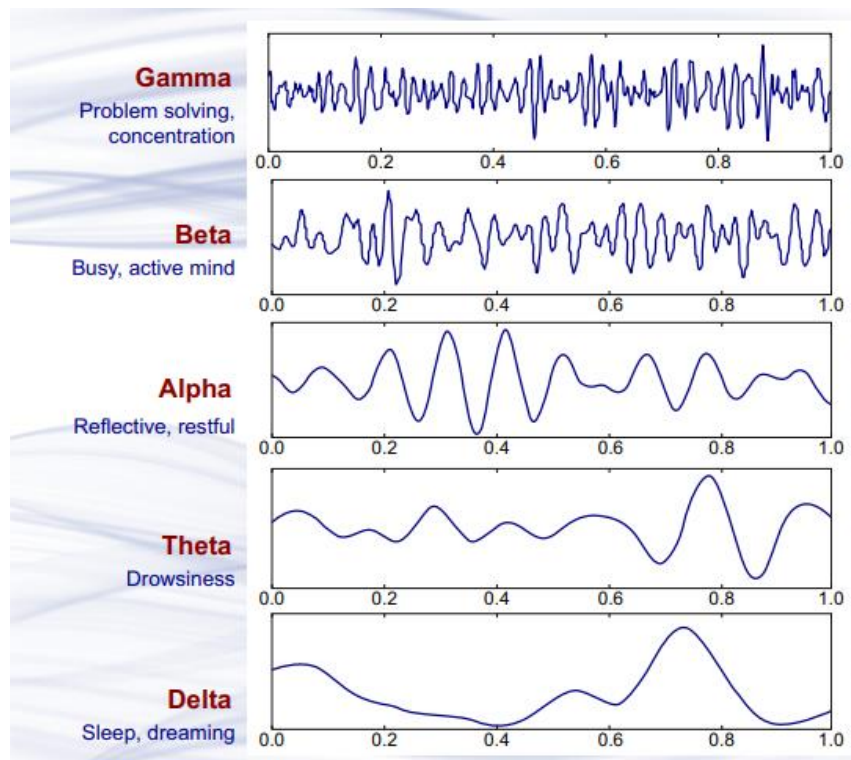
Segundo Priyanka A. Abhang et al. (2016), existem um total de 5 tipos diferentes de ondas cerebrais reconhecidos, cada um com sua respectiva faixa de frequência e estados cerebrais relacionados. Os mesmos estão descritos na tabela abaixo:

Tabela 1 - Características das 5 principais ondas cerebrais.

Ritmo da Onda	Frequência	Estado mental
Gamma (γ)	>35Hz	Concentrado
Beta (β)	12-35Hz	Ansioso, ativo, atento, relaxado
Alpha (α)	8-12Hz	Muito relaxado, atenção passiva
Theta (θ)	4-8Hz	Profundamente relaxado, foco interior
Delta (δ)	0,5-4Hz	Dormindo

Fonte: PRIYANKA A. ABHANG et al, 2016.

Figura 7 – Exemplos de ondas alpha, beta, gamma, theta e delta

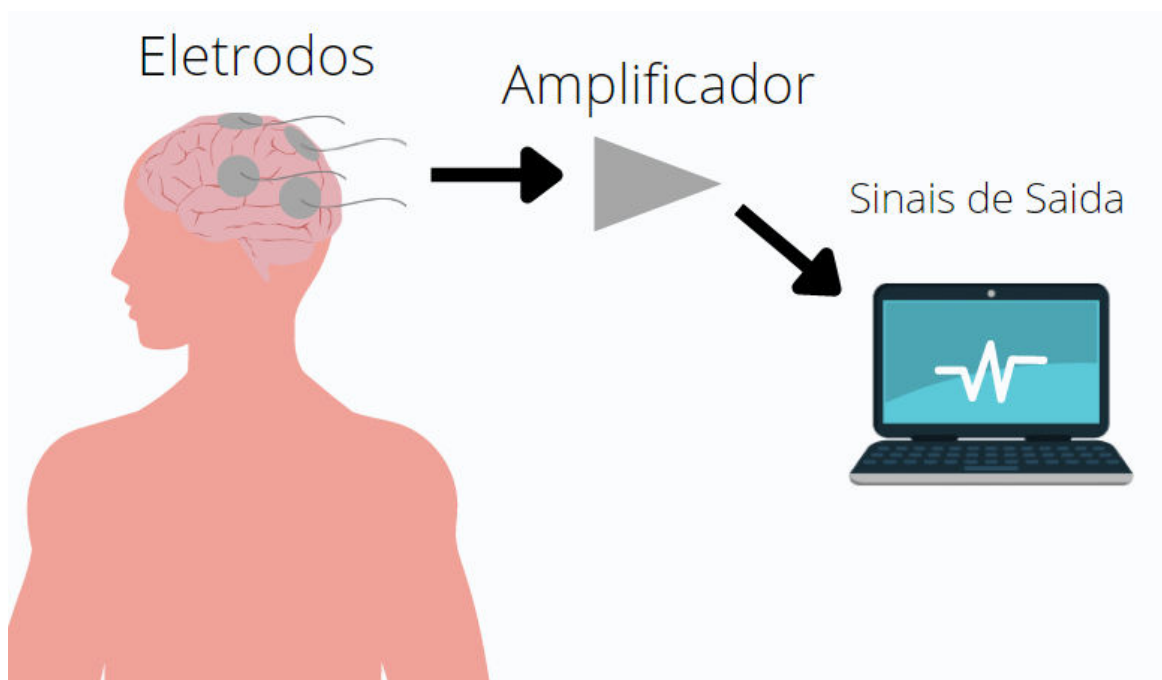


Fonte: PRIYANKA A. ABHANG et al, 2016.

O registro do EEG é simples e indolor, para começar os eletrodos são fixados sobre o couro cabeludo e em seguida ligados a amplificadores e aparelhos de registro (BEAR, CONNORS, PARADISO, 2017).

Desta forma, as variações na tensão (geralmente microvolts) entre pares de eletrodos por toda a cabeça serão captadas, assim temos um sinal de EEG (BEAR, CONNORS, PARADISO, 2017).

Figura 8 – Esquema de aquisição de um sinal de EEG

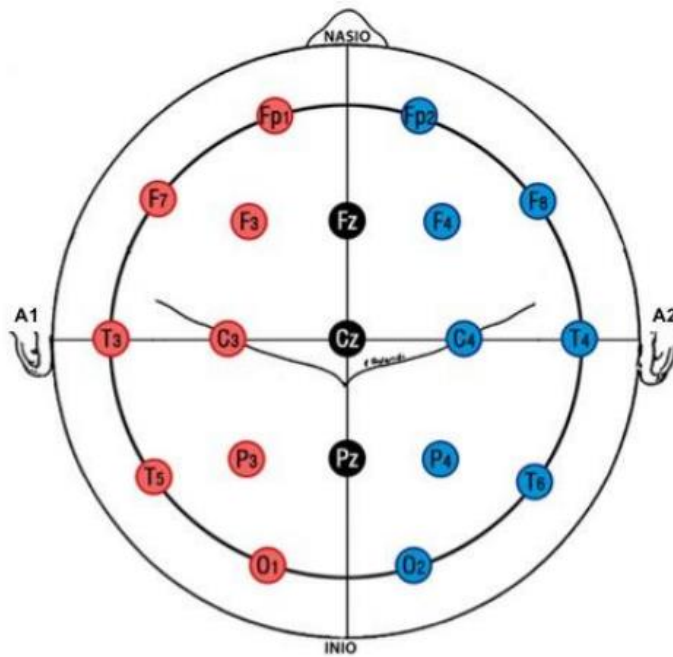


Fonte: Autor

A Sociedade Brasileira de Neurofisiologia Clínica recomenda a utilização do sistema internacional 10-20 (JASPER, 1958; KLEM et al., 1999). Assim, temos denominações para cada região, tais como “Fp para fronto-polar, F para frontal, C para central, P para parietal, T para temporal e O para occipital” (SBNC, 2017).

A SBNC ainda define que, para diferenciar as regiões simétricas do cérebro, os números pares são tidos para o lado direito (F2, P2, O2, etc) e os ímpares para o esquerdo (F1, P1, O1, etc), com os eletrodos no centro recebendo o afixo z (Fz, Pz, Oz, etc).

Figura 9 - Sistema internacional 10-20



Fonte: SBNC, 2017.

Os sinais de EEG são critério fundamental para a análise e diagnóstico de doenças do sono como insônia, movimentos anormais no sono e incapacidade de dormir no momento desejado (S Chokroverty, 2010). Não tão somente, o EEG também pode ser utilizado como interface entre cérebro e máquina, criando acessibilidade para pessoas com mobilidade reduzida tais como pessoas com algum tipo de lesão medular (LEBEDEV E NICOLELIS, 2006).

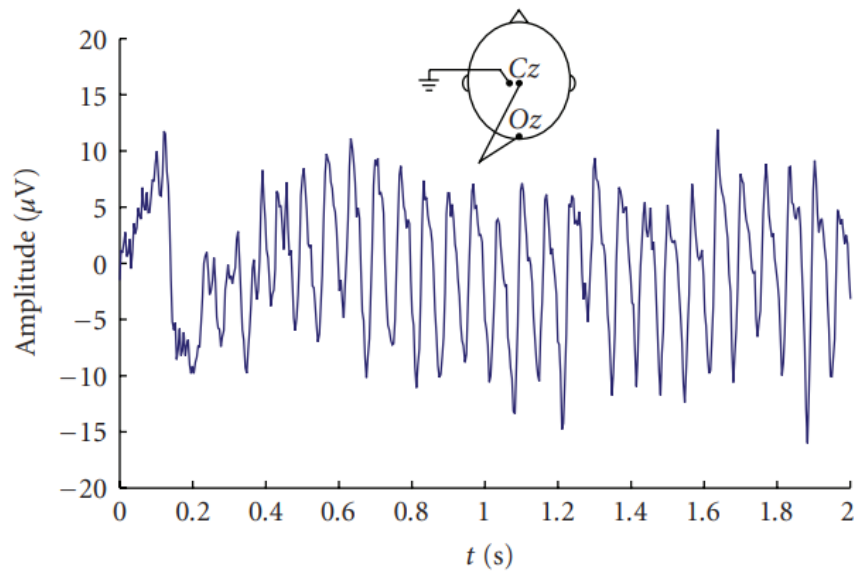
E, segundo dados obtidos por Miguel Nicolelis et al., pacientes paraplégicos expostos a um longo protocolo de marcha utilizando a interface cérebro-máquina, obtiveram recuperação parcial da função neurológica. Algo nunca registrado antes em pacientes que eram tetraplégicos a mais de 8 anos.

2.5 POTENCIAIS EVOCADOS VISUAIS DE REGIME PERMANENTE

Os potenciais evocados visuais ou VEP (do inglês *visually evoked potentials*) são potenciais provocados por estímulos, os mais comuns são estímulos por luzes e padrões (VIALATTE F.-B. et al, 2010).

Os potenciais evocados visuais de regime permanente (SSVEP ou *steady state visual evoked potential*, no inglês), por sua definição original, são caracterizados por manterem uma frequência, amplitude e fase constantes por um grande período de tempo (REGAN, 1989).

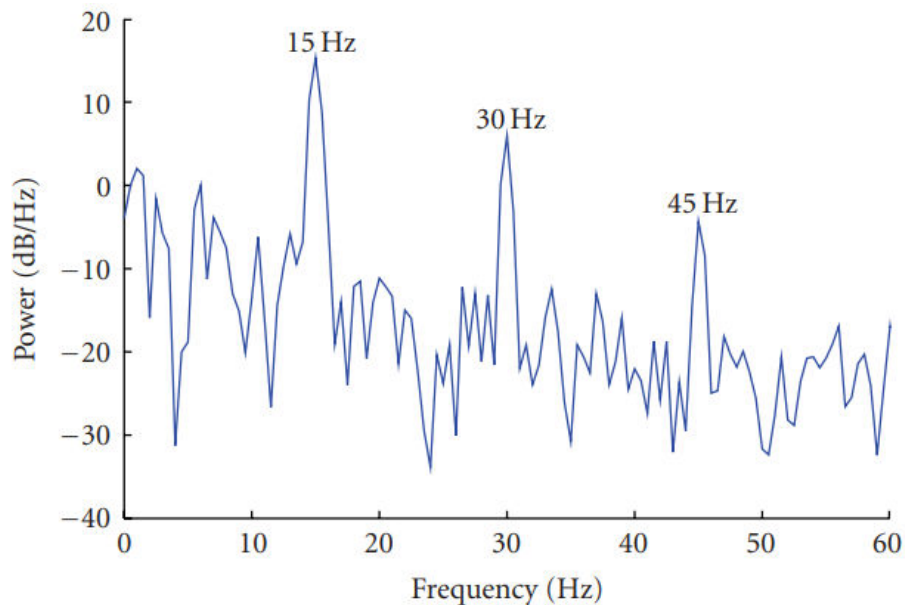
Figura 10 - Sinal de EEG típico no domínio do tempo



Autor: DANHUA ZHU ET AL. (2010).

Esta constância não é observável no domínio do tempo, desta forma, se faz necessário a análise da distribuição do seu espectro de frequências (VIALATTE F.-B. et al, 2010).

Figura 11- Sinal de EEG no domínio da frequência



Autor: DANHUA ZHU ET AL. (2010).

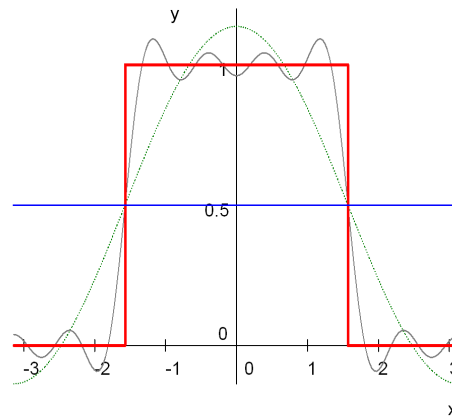
Então, estímulos visuais em uma frequência constante provocará uma resposta no cérebro na mesma frequência e nos seus harmônicos pares (VIALATTE F.-B. et al, 2010).

O SSVEP pode ser medido em todo o couro cabeludo, porém o seu sinal é mais forte no córtex visual, assim, os eletrodos para medição do SSVEP são comumente colocados na região occipital O1 e O2 (VIALATTE F.-B. et al, 2010).

2.6 TRANSFORMADA RÁPIDA DE FOURIER

A transformada de Fourier é a representação de um sinal do domínio do tempo através do somatório de diversas ondas senoides de frequências, fases e amplitudes distintas (OLIVEIRA, 2015).

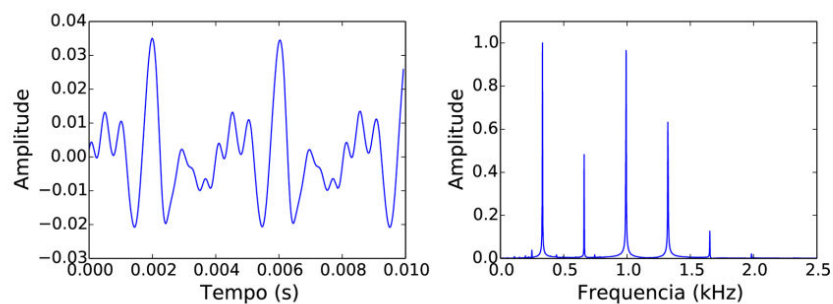
Figura 12 - Séries de Fourier para uma onda quadrada



Autor: AMÉRICO TAVARES (2008).

Assim, é possível descobrir o espectro de frequência de um sinal através da análise de sua transformada de Fourier (LAGO B.L, 2015).

Figura 13 - Sinal no domínio do tempo e domínio da frequência

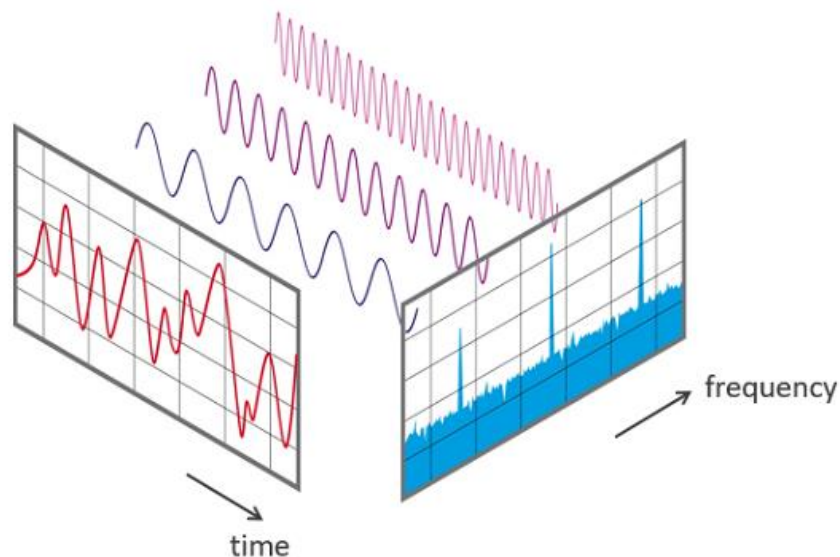


Autor: B.L. LAGO (2015).

A DFT é uma das maiores ferramentas para análise e processamento de sinais digitais permitindo que encontremos o espectro de frequência de um sinal de duração finita (STEVE ARAR, 2017). Ela será então, a ferramenta responsável por descrever, matematicamente, a conversão de sinais discretos no domínio do tempo para o domínio da frequência (NUSSBAUMER, 1982).

A transformada rápida de Fourier ou FFT (do inglês Fast Fourier transform) é um algoritmo de baixa complexidade usado para calcular a transformada discreta de Fourier DFT (do inglês Discrete Fourier transform), a FFT está entre um dos mais importantes algoritmos dentro da engenharia, matemática e ciência da computação (ULRICH OBERST, 2007).

Figura 14 - Três ondas de frequências distintas no domínio do tempo, sendo representadas pelo seu espectro de frequência (FFT).



Fonte: NTI AUDIO s.d.

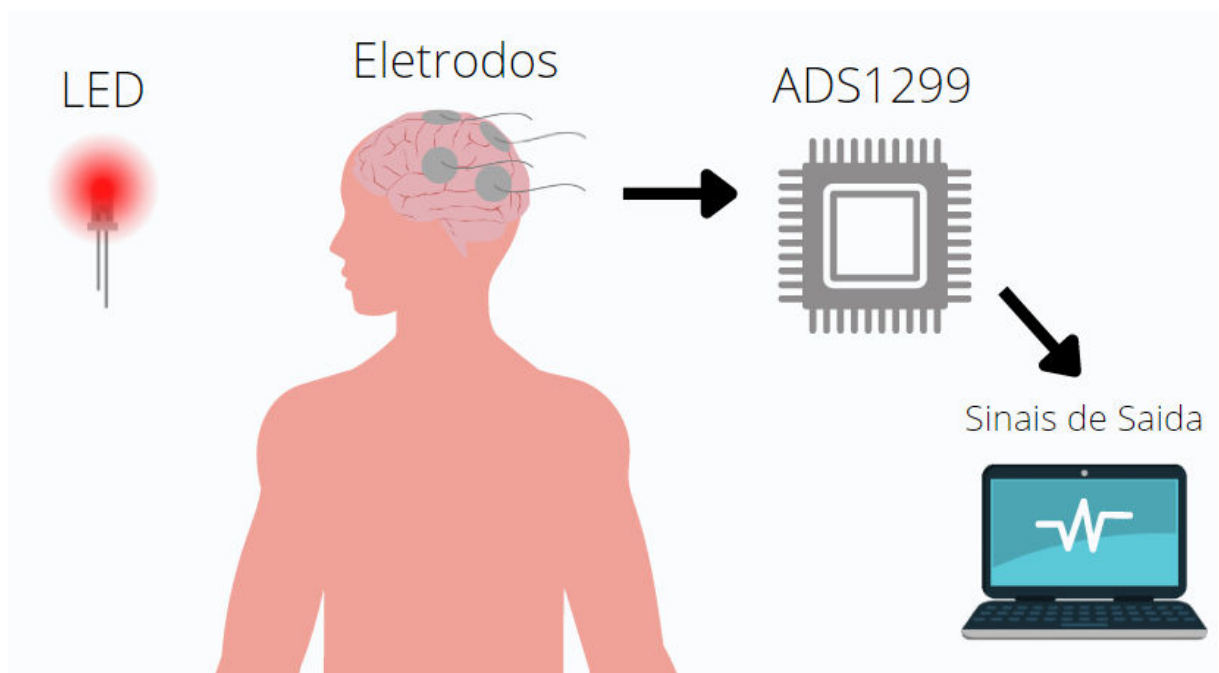
3 MATERIAIS E MÉTODOS

A presente seção apresenta os materiais e métodos utilizados no desenvolvimento do trabalho proposto.

3.1 AQUISIÇÃO DO EEG

O eletroencefalograma é realizado a partir da aquisição de sinais das sinapses produzidas no cérebro. O esquema para aquisição do EEG, presente neste trabalho, é exibido na Figura 12.

Figura 15 – Esquema de aquisição EEG



Fonte: Autor

Para todas as aquisições, foi utilizado o capacete *Ultracortex Mark 4, headwear open-source* da OpenBCI. Este foi impresso com o uso de uma impressora 3D, em sequência, foi acrescentado os eletrodos e unidades de conforto necessários. A aquisição dos sinais eletroencefalográficos foi realizada a partir do uso do ADS1299 Performance Demonstration Kit da Texas Instrument.

Utilizando como base o *User Guide* do kit em questão, foram montadas as conexões necessárias para a aquisição do EEG. Foi utilizado um led oscilando em frequências programadas de 8Hz, 15Hz e 37Hz como forma de estimular a produção do SSVEP.

3.1.1 *Ultracortex mark 4*

A *OpenBCI* é uma empresa que cria ferramentas *open-source* para detecção de biosinais e neurociência (OpenBCI, s.d).

Ela tem como principal missão baixar a barreira de entrada para interfaces cérebro máquina, as BCI (do inglês brain-computer interface), enquanto garante que essas tecnologias sejam adotadas pelo mercado de uma forma ética que proteja o usuário e sua saúde mental (OpenBCI, s.d).

O capacete escolhido para o desenvolvimento deste trabalho foi o *Ultracortex Mark 4*. Ele é uma tecnologia da OpenBCI. O capacete é impresso em 3D e *open-source*, isto permite que qualquer pessoa tenha acesso e possa imprimi-lo. Também diminui os custos e auxilia no posicionamento dos eletrodos.

Figura 16 – Impressão de componentes em 3D



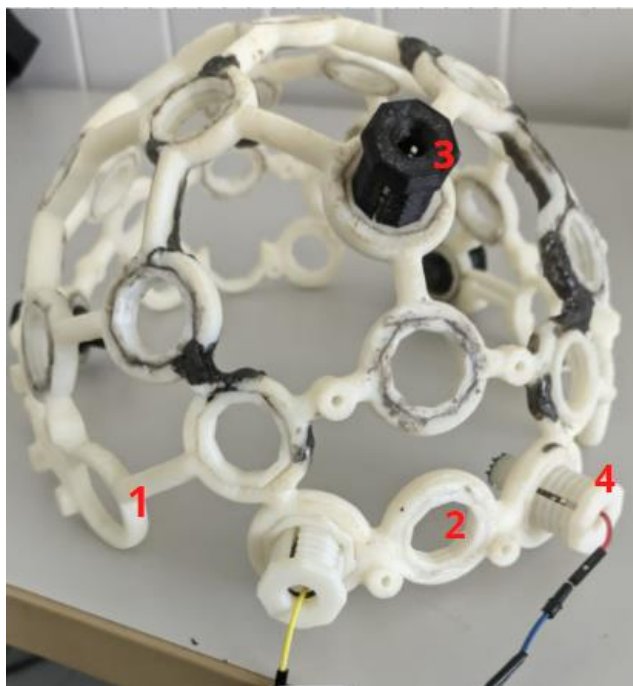
Fonte: Autor

Ele possui uma estrutura com diversos círculos que ficam sobre regiões específicas para as medições do EEG, dentro de cada círculo existem encaixes em formatos hexagonais onde os suportes dos eletrodos são colocados. O capacete possui 3 tamanhos, cada tamanho para um tamanho diferente de cabeça. Impresso em material ABS (Acrilonitrila butadieno estireno), é bem resistente a possíveis quedas e esforços.

A Figura 14 apresenta o modelo completo do capacete, bem como suas partes, assim ele é constituído por:

1. O “esqueleto” do capacete, responsável pela estrutura e estabilidade do *Mark 4*.
2. Os frames, que são pequenos hexágonos responsáveis pelo encaixe dos eletrodos.
3. Unidades de inserção tipo conforto, são unidades responsáveis por distribuir o peso do capacete sobre a cabeça, evitando que todo o peso fique em cima dos eletrodos e machuque o paciente.
4. Unidades de inserção tipo eletrodo, são as unidades que irão captar os sinais de EEG. Podem Ser distribuídas por todas as regiões pré-definidas no capacete.

Figura 17 – Ultracortex Mark 4



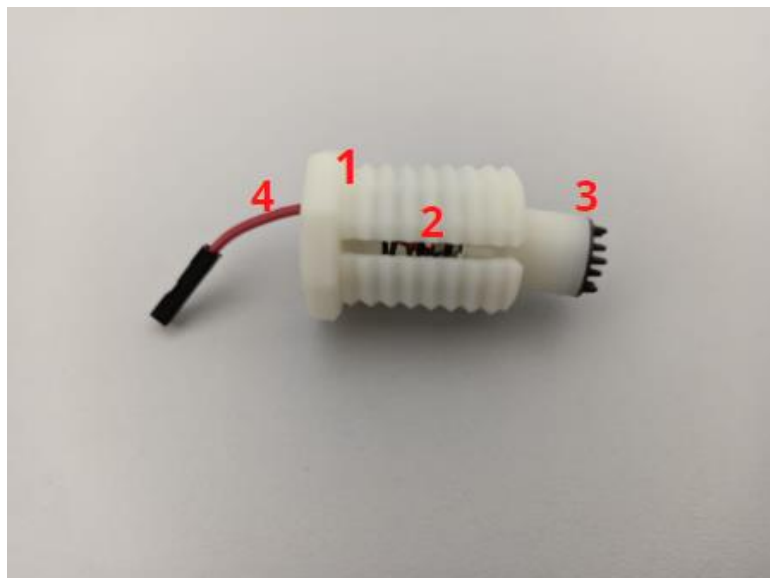
Fonte: Autor

Para a impressão da estrutura maior do capacete, foi necessário dividir a impressão em duas partes e colar as mesmas posteriormente, visto o tamanho da peça. É possível dividir a impressão desta estrutura em até 4 partes, e a colagem pode ser feita com o próprio material ABS com auxílio de propanona (a qual dissolve o ABS). Em seguida foram impressos os frames, e os mesmos foram colados no Mark 4.

As unidades de inserção também foram impressas em 3D, porém estas necessitam de materiais adicionais como os próprios eletrodos, molas, parafusos e porcas. A Figura 15 exibe como são compostos os eletrodos, nela temos:

1. Unidade de inserção, é o encaixe do eletrodo com a estrutura do capacete, podendo ser regulada (apertar ou afrouxar os eletrodos).
2. Mola, é responsável por manter uma tensão constante do eletrodo no couro cabeludo. Porém, também evita possíveis desconfortos pois permite certa mobilidade para o eletrodo, causando maior adequação do eletrodo ao couro cabeludo.
3. Eletrodo, é responsável por captar os sinais de EEG do couro cabeludo. Possui dois tipos: o eletrodo espinho utilizado em regiões com cabelos, e o eletrodo plano, utilizado em regiões sem a presença de cabelo (como a testa).
4. Saída do eletrodo, é constituído por um fio condutor. Responsável por levar o sinal de EEG até o ADS1299.

Figura 18 – Componentes da unidade de inserção

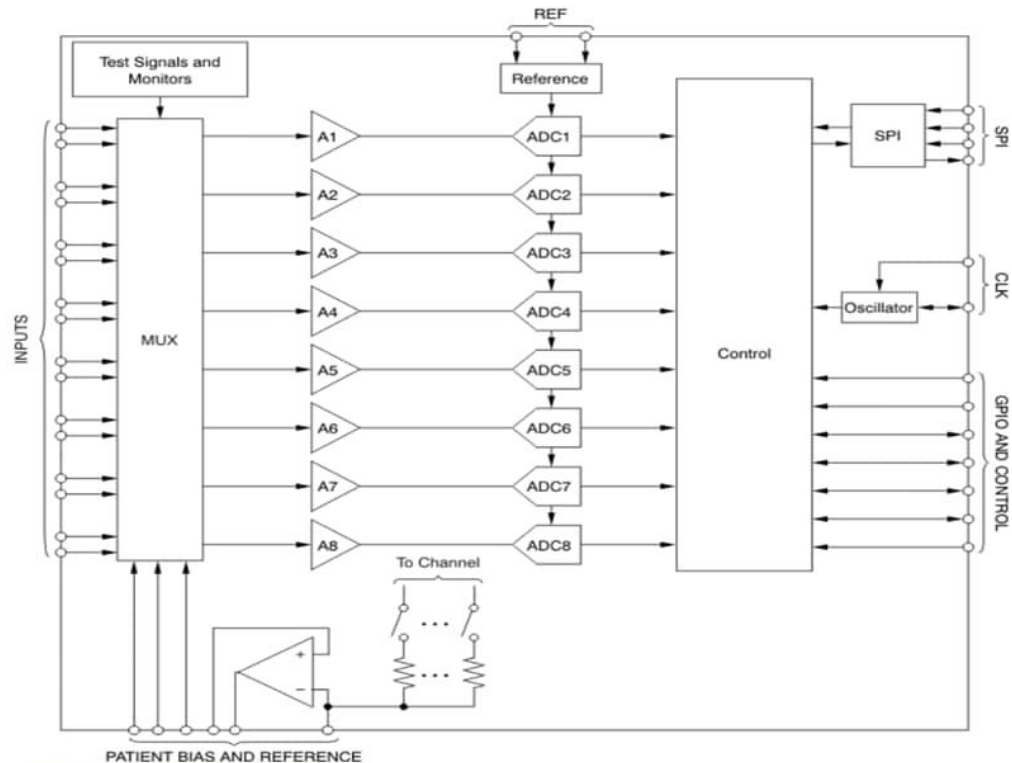


Fonte: Autor

3.1.2 ADS1299 performance demonstration kit

Segundo a própria fabricante, o ADS1299EEGFE-PDK é um kit de demonstração para o ADS1299, um conversor analógico-digital de oito canais, 24-bit com ganho programável. O ADS1299 contém as principais funcionalidades necessárias para a eletroencefalografia.

Figura 19 – Esquemático do ADS1299



Fonte: Mouser electronics, 2012.

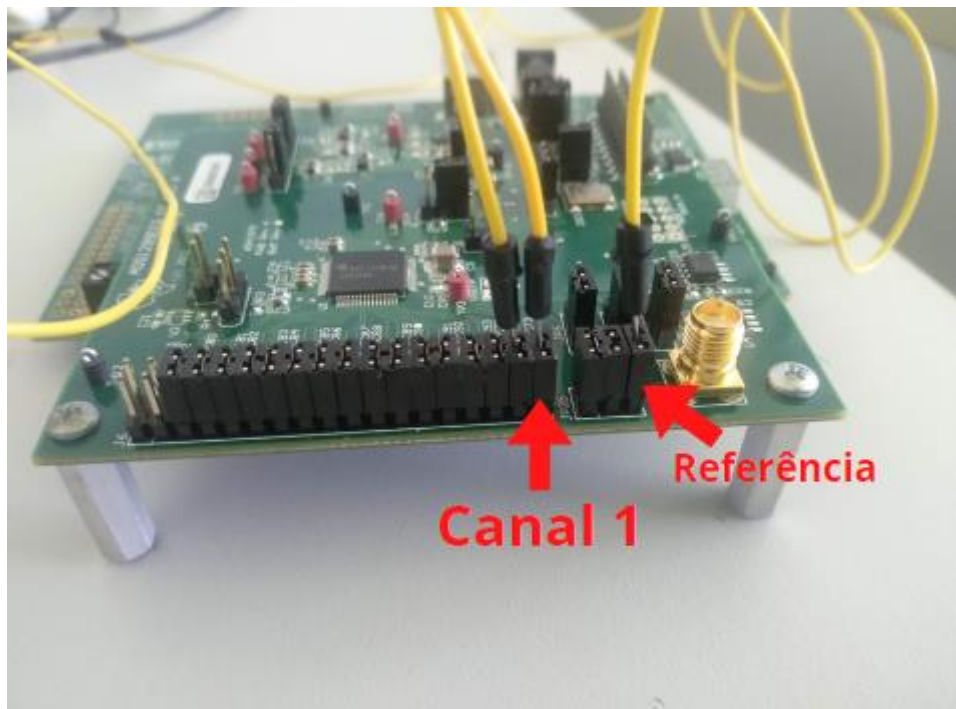
O kit conta com um *software* próprio, este é responsável por exibir e fazer o processamento dos sinais obtidos. O programa é composto com ferramentas de análises como osciloscópio, FFT e histogramas.

O *ADS1299 Performance Demonstration Kit* é um conversor analógico digital produzido pela *Texas Instrument* próprio para EEG e outros tipos de biopotenciais pelo seu baixo ruído. Além do conversor analógico digital, o kit também conta com uma placa mãe responsável por transmitir os dados para o computador via USB, a MMB0 Modular Evm Motheboard.

Seguindo o guia do usuário, foi feita a validação da placa utilizando um gerador de frequências, assim foi possível verificar que a placa operava de forma adequada em todos os canais.

Apesar da placa em questão suportar até 8 canais, um canal é suficiente para captar o SSVEP, desta forma foi utilizado o canal 1. Além disso, foi utilizado a orelha direita como referência e Bias, essas conexões estão indicadas na Figura 16.

Figura 20 – Conexões dos eletrodos no canal 1 e referência



Fonte: Autor

3.1.3 Estimulador para SSVEP

De forma a estimular o SSVEP, foi necessário elaborar um dispositivo que oscilasse em frequência conhecida. Assim, foi montada uma base impressa em 3D, com aproximadamente 30cm de altura, para que o led fique a uma altura confortável para a cabeça.

Para garantir a frequência adequada do led, foi utilizado o Arduino, plataforma microcontrolada programável e de código aberto, junto com alguns botões. Cada botão foi então, programado para a frequência específica. A Figura 17 apresenta a configuração final do estimulador.

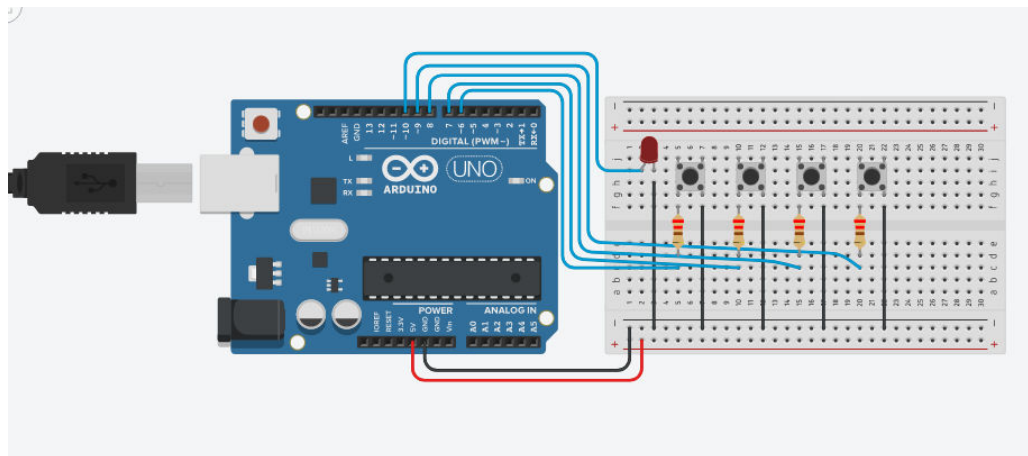
Figura 21 – Configuração para o Led



Fonte: Autor

O esquemático para o Arduino utilizado encontra-se abaixo na Figura 22, é possível observar o uso de 4 botões distintos. Para o modelo montado, foi utilizado um botão para cada frequência e um botão para apagar o led.

Figura 22 – Esquemático, conexões do Arduino



Fonte: Autor

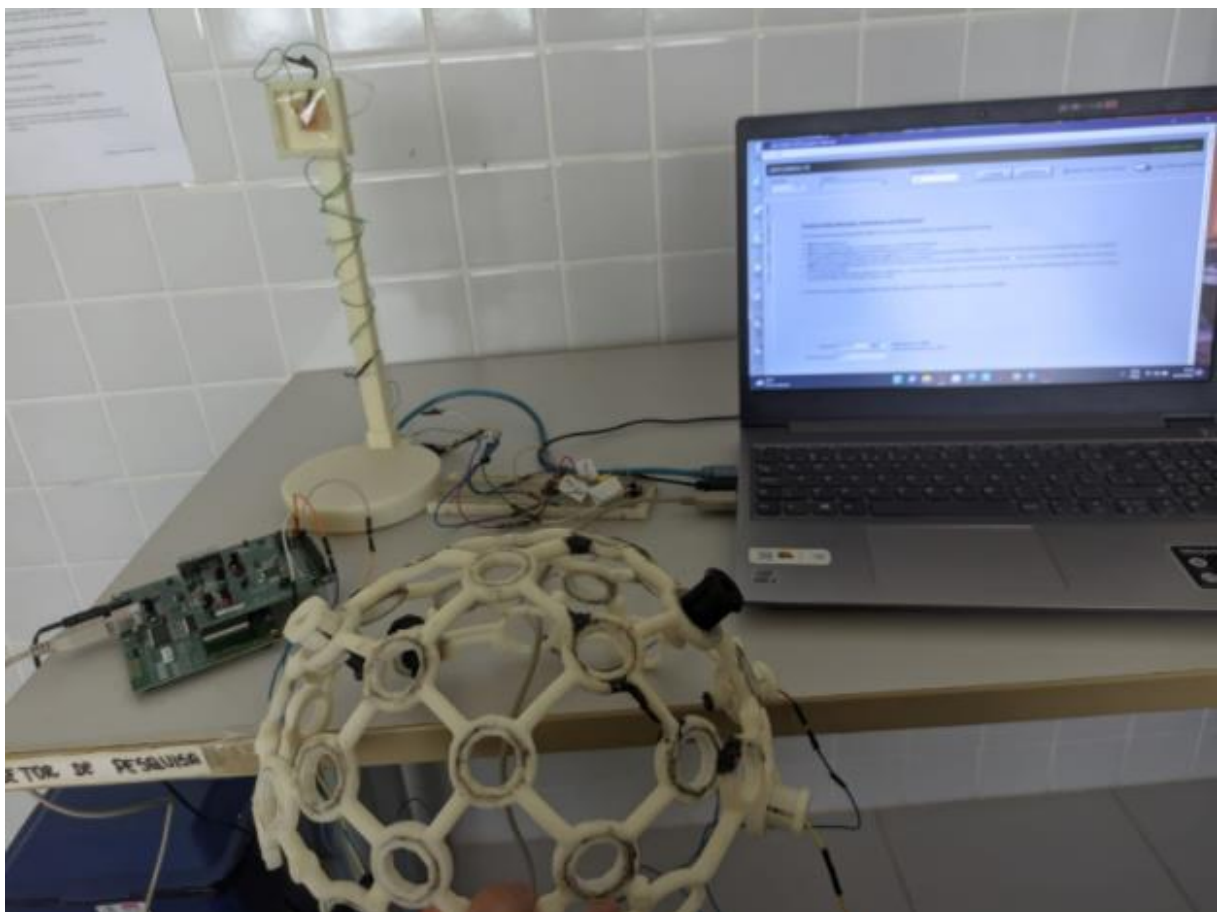
3.1.4 Preparos para a captação do SSVEP

O voluntário deve, estar tranquilo e descansado, deve se encontrar em repouso, sentado e com braços e mãos relaxados. O ambiente também deve ser calmo, sem barulhos ou quaisquer coisas que distraiam o voluntário.

Para a captação do SSVEP os eletrodos serão colocados nas regiões O1 e O2 (regiões definidas pelo sistema internacional 10-20). O eletrodo de referência deve ser ligado ao lóbulo da orelha direita ou esquerda.

O voluntário então, olha fixamente para o LED enquanto este oscila, por aproximadamente 2 minutos. O mesmo processo é repetido para todas as frequências desejadas.

Figura 23 – Disposição final dos equipamentos para a captação do EEG



Fonte: Autor

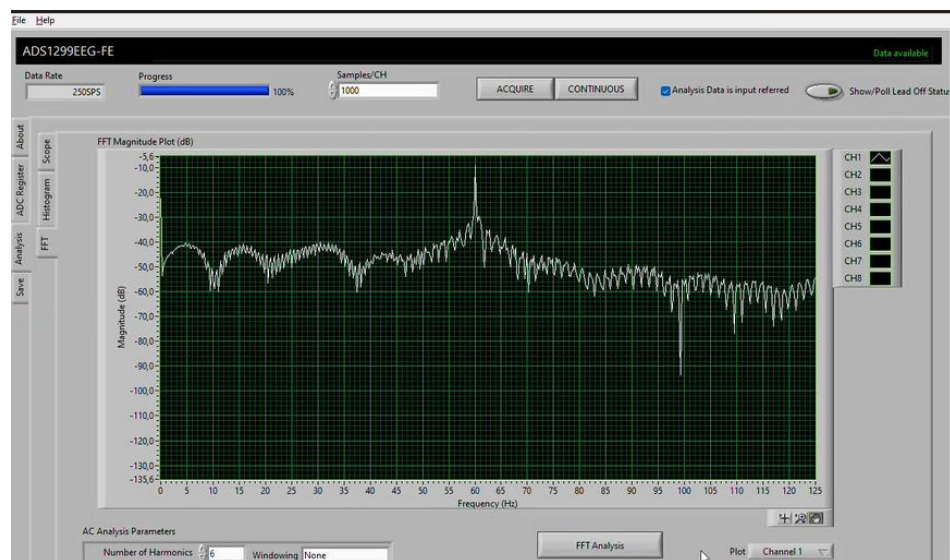
3.2 ANÁLISE DO SINAL

Uma vez que o ADS1299 kit é ligado, o mesmo é conectado a um computador ou notebook via USB. É através dessa conexão que os dados são transferidos para o software do próprio kit.

Pelo software da T.I pode-se então, alterar dados de registradores dos canais, registradores de controle, de referência, entre outros.

O processamento é feito dentro do próprio software disponibilizado pela *Texas Instrument*. Na interface apresentada pela Figura 19, os sinais digitais convertidos pelo ADS1299, podem ser observados na aba *scope*. Também é possível verificar o histograma e a transformada rápida de Fourier dos sinais de EEG gerados.

Figura 24 – Aba *scope* do ADS1299 GUI



Fonte: Autor

4. RESULTADOS

Este capítulo trata dos resultados obtidos no desenvolvimento deste trabalho. Aqui, os resultados serão expostos em forma de gráficos gerados pelo *software* do ADS1299 kit fornecido pela própria *Texas Instrument*.

4.1 AQUISIÇÃO DO EEG

A aquisição do sinal EEG foi feita utilizando o kit ADS1299, o capacete Mark 4 e os eletrodos. Os eletrodos foram posicionados na região occipital O1 e O2, o eletrodo de referência foi conectado ao lóbulo da orelha direita.

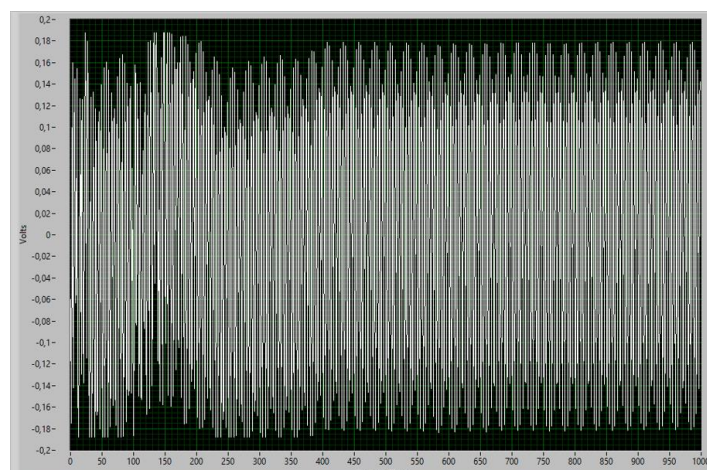
O voluntário então, observou fixamente o LED que oscilou em 3 frequências diferentes. Cada frequência foi mantida por 2 minutos, isto se faz necessário para que o voluntario tenha tempo para focar no estímulo do led, diminuindo assim ruídos provenientes de qualquer outro estímulo.

Logo após, existe uma pausa de 5 minutos para o voluntário descansar entre as mudanças de frequência.

As frequências utilizadas foram de 8Hz, 15Hz e 37Hz, que estão localizadas nas áreas de baixa, media e alta frequência. Elas foram utilizadas para futura comparação de resultados com o trabalho desenvolvido por Catarina Dagostini et.al (2017).

Durante todo este período os sinais de EEG obtidos pela FFT foram salvos para análise posterior.

Figura 25 - Sinal de EEG captado no dominio do tempo



Fonte: Autor

Figura 26 – Aquisição dos sinais de EEG



Fonte: Autor

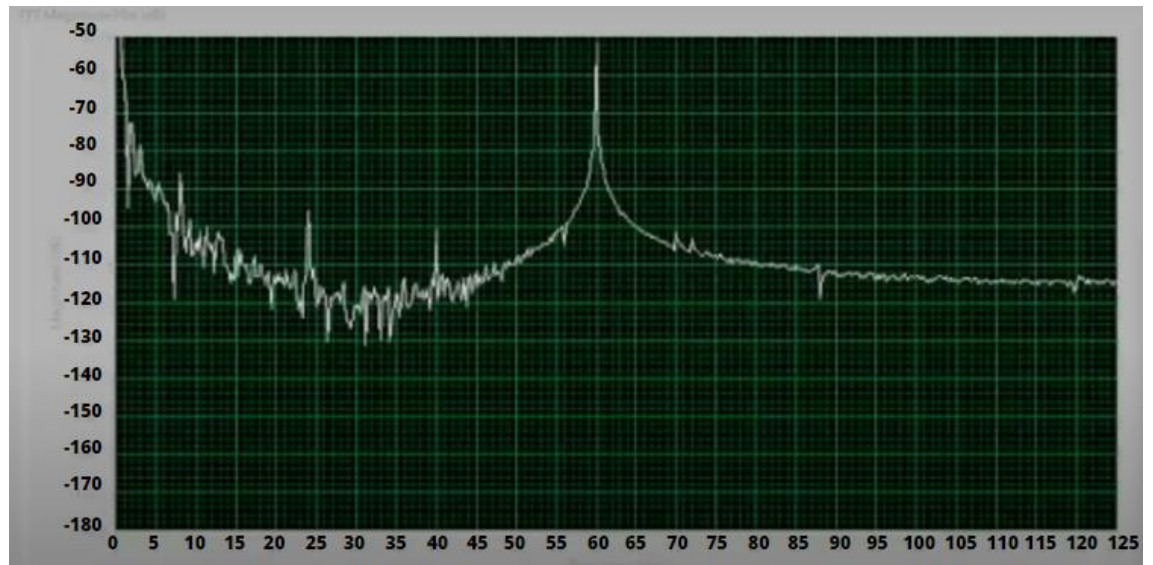
4.2 RESULTADOS DO PROCESSAMENTO

Utilizando a função *Analysis* do *software* foi possível verificar a transformada rápida de Fourier (FFT), nesta, pode-se observar a distribuição na frequência dos sinais captados.

Foi possível observar que para as frequências de oscilação testadas, houve uma predominância significativa de sinais de EEG na mesma frequência de oscilação do LED, bem como seus harmônicos.

Na Figura 27 é possível verificar um pico de sinais por volta de 8Hz, e seus harmônicos em 24Hz e 40Hz. Como o LED oscilava nesta frequência, tem-se uma evidencia clara de um SSVEP.

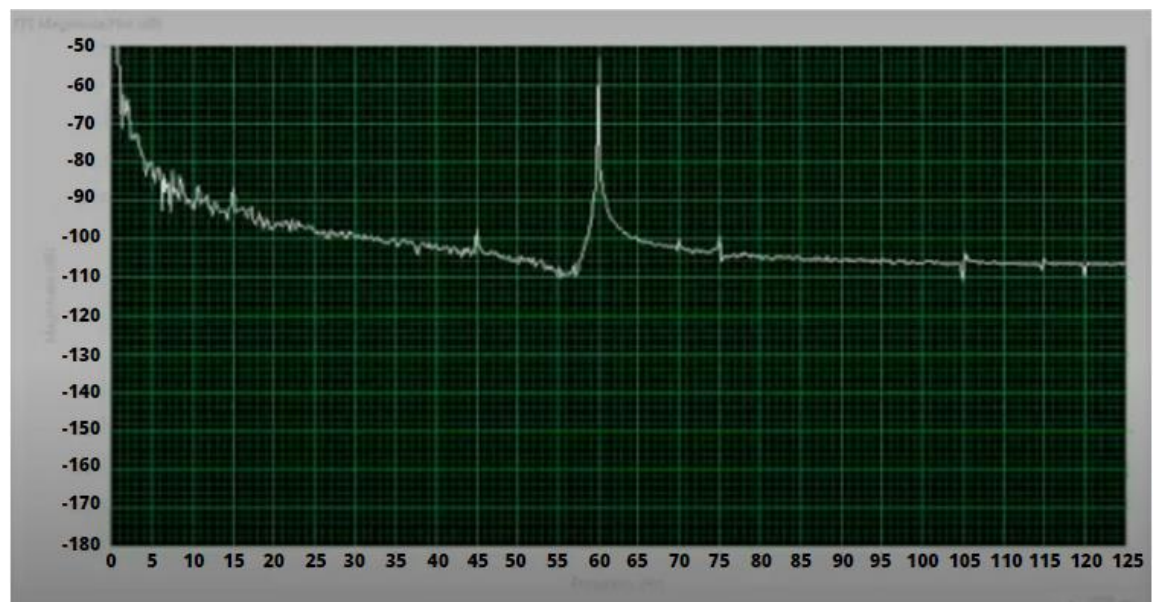
Figura 27 – FFT frequência de 8Hz



Fonte: Autor

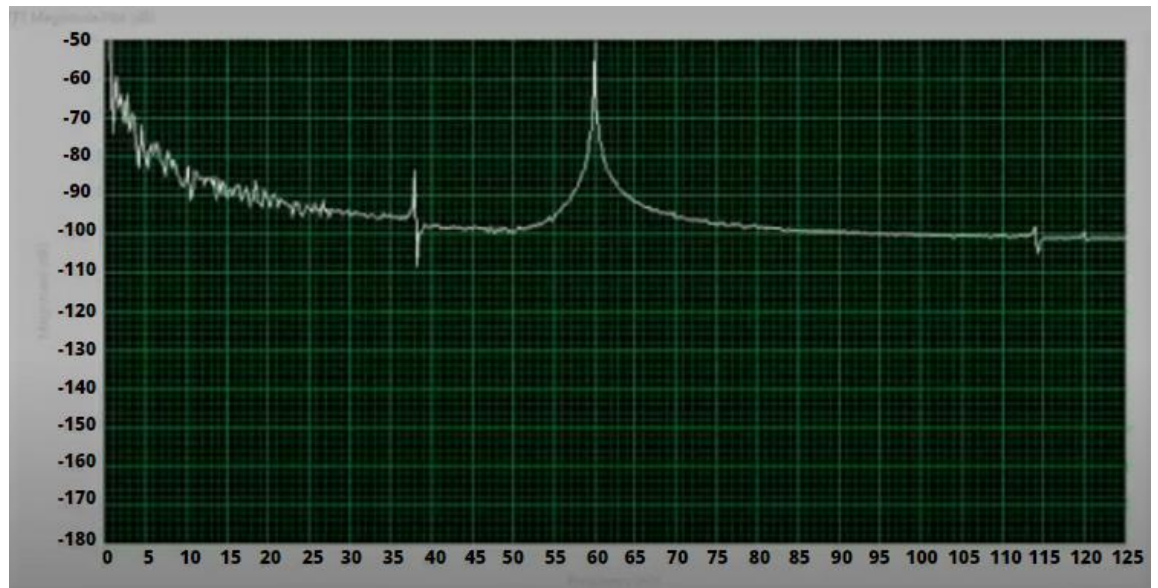
Para a frequência de 15Hz, de maneira semelhante, observou-se um pico de frequência em 15 Hz (frequência estimulada) e seus harmônicos em 45Hz, 75Hz e 105Hz. Este sinal é exibido na Figura 28.

Figura 28 – FFT frequência de 15Hz



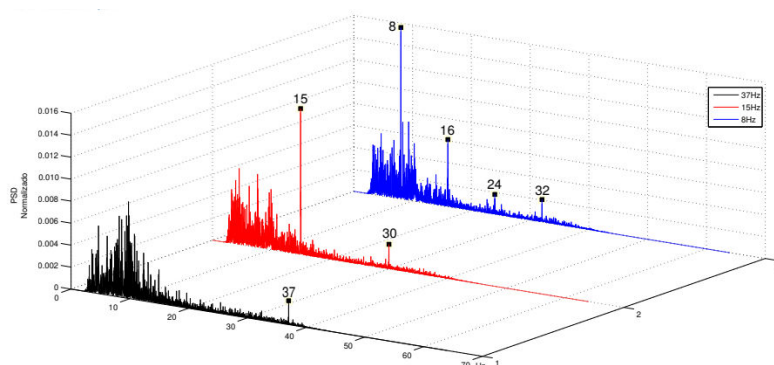
Fonte: Autor

Por fim, o sinal de 37Hz, apresentou um sinal muito próximo do estimulado. A frequência captada foi de 38Hz e o seu harmônico de 114Hz (Figura 29).

Figura 29 – FFT frequência de 37Hz**Fonte: Autor**

Para efeito de comparação, foi utilizado os dados obtidos por Catarina Dagostini et.al (2017), em seus resultados (Figura 30), pode-se observar uma predominância das frequências estimuladas, bem como seus harmônicos. Também é possível notar um ruído em baixas frequências, algo esperado para o sinal de EEG.

Desta forma, é possível verificar que os sinais captados foram condizentes com pesquisas anteriormente feitas. Uma vez que, existiu a predominância de suas respectivas frequências, os ruídos captados já eram esperados na baixa frequência, o ruído em 60Hz é proveniente da frequência da própria rede elétrica e o sinal em 38Hz é muito próximo do sinal estimulado, levando a crer que, houve uma má configuração na oscilação do led em 37Hz.

Figura 30 – Resultados utilizados para comparação**Fonte: Catarina Dagostini et.al (2017).**

5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Este capítulo discute as conclusões obtidas por este trabalho e sugestões para o desenvolvimento de trabalhos futuros.

5.1 CONCLUSÕES

O presente trabalho propôs verificar a possibilidade da aquisição de sinais eletroencefalográficos utilizando a plataforma microcontrolada ADS1299EEGFE-PDK da T.I, em conjunto, foi utilizado o capacete *Mark 4* da *OpenBCI*.

A análise da FFT dos resultados obtidos foi conclusiva em relação ao SSVEP, uma vez que, foi possível observar sinais de EEG nas diferentes frequências pré-estabelecidas, bem como seus harmônicos, uma característica clara do SSVEP.

Apesar de Vialatte F.-B. et al (2010) indicar que o SSVEP é constituído da sua frequência fundamental e seus harmônicos pares, Labecki M. et al (2016) indica que, dependendo do tipo de estímulo, o SSVEP pode apresentar harmônicos pares e ímpares. Isto explicaria a presença de harmônicos ímpares nos espectros de frequência medidos.

Porém, é importante ressaltar que para a frequência de 37Hz houve uma pequena alteração nos sinais captados. O sinal captado foi de 38Hz e seu harmônico correspondente. Assim, devido a proximidade do sinal, pode-se concluir que existiu um problema na configuração do próprio led, e este, deve estar oscilando a 38Hz e não a 37Hz.

Além disso, é necessário ressaltar a dificuldade em acessar os dados do *software* utilizado, uma vez que, não era possível exportar os dados em tempo real. Isso ocasionou uma impossibilidade na análise em tempo real dos dados por outro *software* ou algoritmo, dependendo assim, apenas do *software* do próprio kit.

5.2 TRABALHOS FUTUROS

Diante dos resultados expostos, são sugeridos alguns tópicos para trabalhos futuros para a melhoria da pesquisa em questão:

- Captação dos dados por um microcontrolador *open-source*, desta forma, será possível utilizar algoritmos e softwares externos ao do kit e consequentemente analisar os dados em tempo real.

- Uma vez que os dados possam ser processados em tempo real, realizar o desenvolvimento de um programa que classifique tipos de estímulos e estados do EEG.
- Alterar o estimulador de SSVEP para um algoritmo, assim, o custo para captação do SSVEP será reduzido e será mais acessível. Além disso, o algoritmo permite facilmente a existência de múltiplas imagens oscilando em frequências diferentes.
- Elaborar um controle por meio do SSVEP. Dependendo da frequência observada, determinada ação é executada.

REFERÊNCIAS

Américo Tavares. **Série de Fourier da Onda Quadrada**. Problemas e Teoremas, 2008.

Disponível em: < <https://problemasteoremas.wordpress.com/2008/05/13/onda-quadrada/>>.

Acesso em 01 dez. 2022.

Appendix to report to *Committee on Clinical Examination in EEG: the ten-twenty electrode system of International Federation*. *Electroenceph clin Neurophysiol*, (1958).

B.L. Lago. **A guitarra como um instrumento para o ensino de física ondulatória**. Revista Brasileira de Ensino de Física, 2015.

Borges, Rafael & Iarosz, Kelly & Batista, Antonio & Caldas, Ibere & Borges, Fernando & Lameu, Ewandson. **Sincronização de disparos em redes neuronais com plasticidade sináptica**. Revista Brasileira de Ensino de Física, 2015.

Danhua Zhu, Jordi Bierger, Gary Garcia Molina, Ronald M. Aarts. **A Survey of Stimulation Methods Used in SSVEP-Based BCIs**. Computational Intelligence and Neuroscience, 2010.

Donati, A., Shokur, S., Morya, E. et al. **Long-Term Training with a Brain-Machine Interface-Based Gait Protocol Induces Partial Neurological Recovery in Paraplegic Patients**. Sci Rep 6, 2016.

Herculano-Houzel S. **The human brain in numbers: a linearly scaled-up primate brain**. *Front Hum Neurosci*, 2009.

M. Mota. **Bases fisiológicas do eletroencefalograma**. Rev Bras Neurol., 2015.

Mark F. BEAR, Barry W. CONNORS, Michael A. PARADISO. **Neurociências: Desvendando o sistema nervoso**. Artmed, 2017.

Mikhail A. Lebedev, Miguel A.L. Nicolelis, **Brain-machine interfaces: past, present and future**, Trends in Neurosciences, 2006.

Mouser Eletronics, **Texas Instruments ADS1299-x 24-Bit Analog-to-Digital Converters**. Mouser Eletronics, 2012. Disponível em: < <https://br.mouser.com/new/texas-instruments/ti-ads1299/>>. Acesso em 01 dez. 2022.

NTI AUDIO. **Transformação rápida de Fourier FFT - Noções básicas**. NTI Audio, s.d. Disponível em: < <https://www.nti-audio.com/pt/suporte/saber-como/transformacao-rapida-de-fourier-fft>>. Acesso em 01 dez. 2022.

Nussbaumer, H. J. **Fast Fourier Transform and Convolution Algorithms**. Springer Series in Information Sciences, (1982).

Open BCI. **Our Mission**. s.d Disponível em: <<https://openbci.com/about>>. Acesso em 10 out. 2022.

Oswaldo Rio Branco de Oliveira. **TRANSFORMADA DE FOURIER (Capítulo 1 - Introdução)**. 2015.

Piotr Olejniczak. **Neurophysiologic Basis of EEG**. American Clinical Neurophysiology Society, 2006.

Priyanka A. Abhang, Bharti W. Gawali, Suresh C. Mehrotra. **Chapter 2 - Technological Basics of EEG Recording and Operation of Apparatus**, Academic Press, 2016.

Regan, D. **Human Brain Electrophysiology: Evoked Potentials and Evoked Magnetic Fields**. Science and Medicine. Elsevier, New York, 1989.

Schachter SC, Shafer PO, Sirven JI. **Status epilepticus**. Epilepsy foundation, 2013.

Sirven JI. **Epilepsy: A Spectrum Disorder**. Cold Spring Harb Perspect Med., 2015.

Sociedade Brasileira de Neurofisiologia Clínica, **Recomendação da sbnc para localização de eletrodos e montagens de EEG**. São Paulo, 2017.

Steve Arar. **An Introduction to the Discrete Fourier Transform**. All about circuits, 2017.

Disponível em: <<https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/an-introduction-to-the-discrete-fourier-transform/#:~:text=The%20DFT%20is%20one%20of,of%20a%20finite-duration%20signal.>>. Acesso em 15 out. 2022.

Texas Instrument. *ADS1299 Performance Demonstration Kit: Overview*.

Disponível em <<https://www.ti.com/tool/ADS1299EEGFE-PDK>>. Acesso em 10 out. 2022.

Ulrich Oberst. *The Fast Fourier Transform*. *SIAM Journal on Control and Optimization*, 2007.

Vialatte, F.-B., Maurice, M., Dauwels, J., & Cichocki, A. *Steady-state visually evoked potentials: Focus on essential paradigms and future perspectives*. *Progress in Neurobiology*, 2010.