



UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA

**MATHEUS MODOLO FERREIRA**

**ANÁLISE DE EEG DE PACIENTES PÓS-AVC: COMPARATIVO DE MOVIMENTO  
REAL DE MEMBRO INFERIOR E IMAGINAÇÃO MOTORA**

VITÓRIA, ES  
2022

MATHEUS MODOLO FERREIRA

**ANÁLISE DE EEG DE PACIENTES PÓS-AVC: COMPARATIVO DE MOVIMENTO  
REAL DE MEMBRO INFERIOR E IMAGINAÇÃO MOTORA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Biotecnologia.

Orientador: Prof. PhD Teodiano Freire Bastos Filho

VITÓRIA, ES

2022

Ficha catalográfica disponibilizada pelo Sistema Integrado de Bibliotecas - SIBI/UFES e elaborada pelo autor

---

M689a Modolo Ferreira, Matheus, 1994-  
Análise de EEG de pacientes pós-AVC: comparativo de movimento real de membro inferior e imaginação motora / Matheus Modolo Ferreira. - 2022.  
57 f. : il.

Orientador: Teodiano Freire Bastos Filho.

Coorientador: Denis Delisle Rodríguez.

Dissertação (Mestrado em Biotecnologia) - Universidade Federal do Espírito Santo, Centro de Ciências da Saúde.

1. Acidente vascular cerebral. 2. Eletroencefalografia. 3. Interface cérebro-computador. I. Freire Bastos Filho, Teodiano. II. Delisle Rodríguez, Denis. III. Universidade Federal do Espírito Santo. Centro de Ciências da Saúde. IV. Título.

CDU: 61

---

MATHEUS MODOLO FERREIRA

**ANÁLISE DE EEG DE PACIENTES PÓS-AVC: COMPARATIVO DE MOVIMENTO  
REAL DE MEMBRO INFERIOR E IMAGINAÇÃO MOTORA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Biotecnologia.



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO**  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA

**DECLARAÇÃO**

Declaro, para os devidos fins, que a Banca da Comissão Examinadora da defesa de Dissertação intitulada: "ANÁLISE DE EEG DE PACIENTES PÓS-AVC: COMPARATIVO DE MOVIMENTO REAL DE MEMBRO INFERIOR E IMAGINAÇÃO MOTORA", apresentada pelo discente **MATHEUS MODOLO FERREIRA**, no dia 16 de setembro de 2022, para obtenção do título de Mestre em Biotecnologia no Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia da Universidade Federal do Espírito Santo, foi constituída pelos seguintes membros:

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho - Universidade Federal do Espírito Santo – Orientador

Prof. Dr. Denis Delisle Rodríguez - Instituto Internacional de Neurociências Edmond e Lily Safra – Membro externo

Profª Drª Eliete Maria de Oliveira Caldeira - Universidade Federal do Espírito Santo - Membro externo

Vitória, 16 de setembro de 2022.

Profª. Drª. Adriana Madeira Álvares da Silva  
Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia - UFES

Este documento foi assinado digitalmente por ADRIANA MADEIRA ALVARES DA SILVA  
Para verificar o original visite: <https://api.lepisma.ufes.br/arquivos-assinados/562286?tipoArquivo=0>



UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO

**PROTOCOLO DE ASSINATURA**



O documento acima foi assinado digitalmente com senha eletrônica através do Protocolo Web, conforme Portaria UFES nº 1.269 de 30/08/2018, por **ADRIANA MADEIRA ALVARES DA SILVA** - SIAPE 1814658 Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia - PPGB/CCS Em 16/09/2022 às 13:58

Para verificar as assinaturas e visualizar o documento original acesse o link:  
<https://api.lepisma.ufes.br/arquivos-assinados/562286?tipoArquivo=0>

## DEDICATÓRIA

Aos Amigos e familiares.

## AGRADECIMENTOS

À Deus, a fonte primária de toda graça e inteligência.

Agradeço aos meus amigos que direta ou indiretamente contribuíram para esse momento, aos meus familiares, e de maneira especial a minha mãe.

A todo corpo docente do PPGBiotec, aos colegas discentes que contribuíram com seus conhecimentos para essa pesquisa, ao professor Teodiano Freire Bastos Filho, que com paciência e atenção tanto contribuiu, a professora Adriana Madeira.

À UFES e ao PPGBiotec, e o CNPQ pelo apoio financeiro.

Ao amigo João Emanuel pelo incentivo e presença.

A minha professora Marlene Maria Olozi que me iniciou no conhecimento das ciências e pela oportunidade de doces anos de aprendizado, meu reconhecimento e gratidão.

Por fim, mas com especial carinho agradeço ao professor Luiz Silva, que me trouxe mais que cálculos matemáticos, mas a capacidade de acreditar em mim, referencial de educador e pessoa que sonho em ser, e que contribui enormemente em quem sou. Muito obrigado!

“Meu alegre coração palpita por um universo  
de esperança”. (Dragon Ball GT)

## RESUMO

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) acomete milhares de pessoas em todo o mundo, trazendo conseqüentemente danos motores, visuais, dificuldades de oratória e demais danos. É conhecido que o movimento voluntário dos membros refletem em uma ativação cerebral principalmente sobre o córtex cerebral motor que pode ser captada por eletrodos de eletroencefalograma (EEG), entretanto, de maneira semelhante também é percebido um aumento da atividade cortical durante atividades de Imaginação Motora (IM) situação onde onde o indivíduo apenas pensa no movimento sem o executar de fato. Essa pesquisa utilizou dados de dois pacientes do Centro de Reabilitação Física do Espírito Santo (CREFES) que sofreram AVC para participarem dos testes de IM e pedalada ativa. Os dados foram submetidos a filtragem através da Transformada Rápida de Fourier, do inglês *Fast Fourier Transform* (FFT) e Referência Média Comum, do inglês *Common Average Reference* (CAR), após os dados foram analisados pelo *software* Matlab para determinação da Potência Relativa (PR). Os resultados da avaliação de PR foram comparados durante a tarefa de pedalada ativa e IM para cada participante da pesquisa, sendo analisada as bandas  $\mu$  (8 a 12 Hz), beta baixa (13 a 22 Hz) e beta alta (23 a 30 Hz). A relação de similaridade entre pedalada ativa e IM atingiu para uma das análises 85,6%, demonstrando níveis de ativação cerebral durante IM semelhantes a pedalada ativa.

**Palavras-chave:** AVC. EEG. Imaginação Motora. Pedalada ativa. Potência relativa.

## ABSTRACT

Cerebral Vascular Accident (CVA) affects thousands of people around the world, consequently bringing motor and visual damage, speech difficulties and other damage. It is known that the voluntary movement of the limbs reflects in a cerebral activation mainly on the cerebral motor cortex that can be captured by electroencephalogram (EEG) electrodes, however, similarly, an increase in cortical activity is also noticed during Motor Imagination activities ( IM) situation where the individual just thinks about the movement without actually performing it. This research used data from two patients from the Centro de Reabilitação Física do Espírito Santo (CREFES) who suffered a stroke to participate in the MI and active pedaling tests. The data were submitted to filtering through the Fast Fourier Transform, from the English Fast Fourier Transform (FFT) and Common Average Reference, from the English Common Average Reference (CAR), after the data were analyzed by Matlab software to determine the Relative Power (PR ). The results of the PR evaluation were compared during the active pedaling and IM task for each research participant, analyzing the alpha (8 to 12 Hz), low beta (13 to 22 Hz) and high beta (23 to 30 Hz) bands. ). The similarity ratio between active pedaling and MI reached 85.6% for one of the analyses, demonstrating levels of brain activation during MI similar to active pedaling.

**Keywords:** CVA. EEG. Motor Imagination. Active pedaling. Relative power.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Lobos cerebrais (adaptado de myshepherdconnection.org) .....	17
Figura 2 - Estrutura básica de um neurônio(adaptado de [4]) .....	18
Figura 3 - Sistema internacional 10-20 para o posicionamento de eletrodos sobre o escalpo. (adaptado [8]).....	19
Figura 4 - Bandas de frequências de sinais de EEG (Adaptado de [11]). .....	20
Figura 5 - Sinal de EEG no domínio da frequência e tempo-frequência (adaptado de [20]) .....	22
Figura 6 - Estrutura básica de uma ICM (adaptado de [20]) .....	23
Figura 7 - Equipamento de aquisição de EEG OpenBCI.....	28
Figura 8 - Distribuição dos eletrodos sobre o escalpo.....	28
Figura 9 - Aquisição 1 do participante A durante tarefa de imaginação motora, representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo a potência relativa em %. .....	31
Figura 10 - Aquisição 1 do participante A durante tarefa de pedalada ativa (movimento real), representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo a potência relativa em %. .....	33
Figura 11 - Aquisição 2 do participante A durante tarefa de imaginação motora, representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo a potência relativa em %. .....	34
Figura 12 - Aquisição 2 do participante A durante tarefa de pedalada ativa (movimento real), representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo a potência relativa em %. .....	35
Figura 13 - Aquisição 1 do participante B durante tarefa de imaginação motora, representando a banda Alfa mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo a potência relativa em %. .....	37

Figura 14 - Aquisição 1 do participante B durante tarefa de pedalada ativa (movimento real), representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo a potência relativa em %. .....38

Figura 15 - Aquisição 2 do participante B durante tarefa de imaginação motora, representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo a potência relativa em %. .....39

Figura 16 - Aquisição 2 do participante B durante tarefa de pedalada ativa (movimento real), representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo a potência relativa em %. .....40

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Aquisição 1 do participante A durante tarefa de imaginação motora, representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente, exibindo os valores de potência relativa em %.....	32
Tabela 2 - Aquisição 1 do participante A durante tarefa de pedalada ativa (movimento real), representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo os valores de potência relativa em %.....	33
Tabela 3 - Aquisição 2 do participante A durante tarefa de imaginação motora, representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente, exibindo os valores de potência relativa em %.....	34
Tabela 4 - Aquisição 2 do participante A durante tarefa de pedalada ativa (movimento real), representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo os valores de potência relativa em %.....	35
Tabela 5 - Aquisição 1 do participante B durante tarefa de imaginação motora, representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente, exibindo os valores de potência relativa em %.....	37
Tabela 6 - Aquisição 1 do participante B durante tarefa de pedalada ativa (movimento real), representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo os valores de potência relativa em %.....	38
Tabela 7 - Aquisição 2 do participante B durante tarefa de imaginação motora, representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente, exibindo os valores de potência relativa em %.....	39
Tabela 8 - Aquisição 2 do participante B durante tarefa de pedalada ativa (movimento real), representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo os valores de potência relativa em %.....	41

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

(AVC) - Acidente Vascular Cerebral

(IM) - Imaginação Motora

(CREFES) - Centro de Reabilitação Física do Espírito Santo

(FFT) - *Fast Fourier Transform*

(CAR) - *Common Average Reference*

(PR) - Potência Relativa

(SSVEP) - *Steady State Visual Evoked Potential*

(DRE) - Dessincronização Relacionada a Evento

(SRE) - Sincronização Relacionada a Eventos

(UFES) - Universidade Federal do Espírito Santo

(SESA)- Secretaria de Estado da Saúde do Espírito Santo

(TCLE) - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	16
1.1 ASSISTÊNCIA DA TECNOLOGIA .....	16
1.2 SISTEMA NERVOSO .....	16
1.3 ELETROENCEFALOGRAMA .....	18
<b>2 INTERFACE CÉREBRO COMPUTADOR (ICM)</b> .....	21
2.1 TRATAMENTO DO SINAL DE EEG .....	23
2.2 APRENDIZADO DE MÁQUINA.....	24
<b>3 IMAGINAÇÃO MOTORA</b> .....	25
<b>4 OBJETIVOS</b> .....	26
4.1 OBJETIVO GERAL .....	26
4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	26
<b>5 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	27
5.1 AMOSTRA .....	27
5.2 COLETA DOS DADOS .....	27
5.3 PROCESSAMENTO DOS DADOS.....	29
5.4 FILTRAGEM DOS SINAIS DE EEG.....	29
5.5 POTÊNCIA RELATIVA .....	29
5.6 CRITÉRIO DE ANÁLISE DOS DADOS .....	29
<b>6 RESULTADOS E DISCUSSÃO</b> .....	31
<b>7 CONCLUSÕES</b> .....	42

**8 TRABALHOS FUTUROS.....43**

**REFERÊNCIAS.....44**

## 1 INTRODUÇÃO

### 1.1 ASSISTÊNCIA DA TECNOLOGIA

A tecnologia quando bem aplicada é capaz de auxiliar a vida humana em vários cenários. Quando se pensa na evolução da humanidade e conseqüentemente da sociedade, o uso de tecnologias sempre está presente nas entrelinhas da história. Com a descoberta do fogo o homem conseguiu ingerir carne de forma mais agradável e conservá-la por mais tempo. O uso de sal para conservar a carne também foi e ainda é muito usado hoje [1]. O desenvolvimento da roda, a aplicação das roldanas, a criação do motor a vapor, o descobrimento da eletricidade, a computação, a eletrônica, a internet, tudo isso propicia usos diferentes e inúmeros para o mundo trazendo facilidades e acessibilidade [2].

### 1.2 SISTEMA NERVOSO

É função do sistema nervoso receber sinais de órgãos, armazenar esses dados e direcionar ações para todo o corpo. A divisão central do sistema nervoso é composta por encéfalo que está cercado pelo crânio e pela medula espinhal, localizando-se na parte interior da coluna vertebral [3].

A formação do encéfalo se dá pelo tálamo, cérebro, hipotálamo, corpo caloso, hipófise, cerebelo, ponte, mesencéfalo, bulbo e por parte da medula espinhal. Existe a presença de dois hemisférios que formam o cérebro, sendo ligados através do corpo caloso, e cada hemisfério é formado pelos lobos: parietal, frontal, occipital e temporal [3], como pode ser visto na Figura 1.

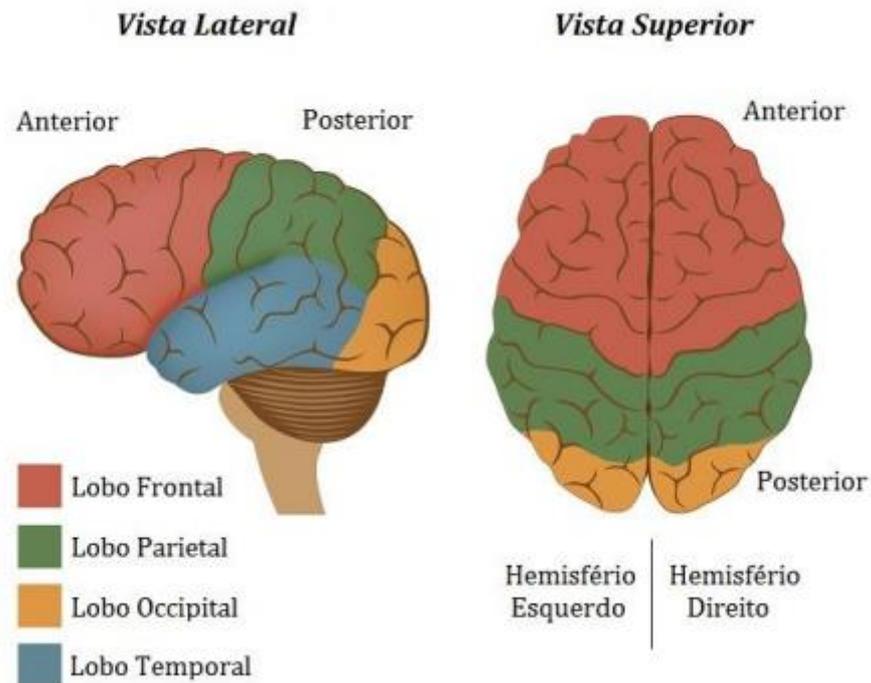


Figura 1 - Lobos cerebrais (adaptado de myshepherdconnection.org)

Assim como determinados órgãos possuem células próprias que os constituem, o sistema nervoso possui os neurônios e as células da glia (têm como função produzir fagocitose e miélin). Já os neurônios fazem a transmissão e recebimento dos estímulos nervosos, sendo divididos basicamente em axônios que fazem a transmissão de impulsos e os dendritos que são receptores de impulso nervoso. A propagação do impulso nervoso se dá dos dendritos para a axônio [3]. A figura 2 mostra a estrutura de um neurônio e o sentido de propagação do impulso nervoso.

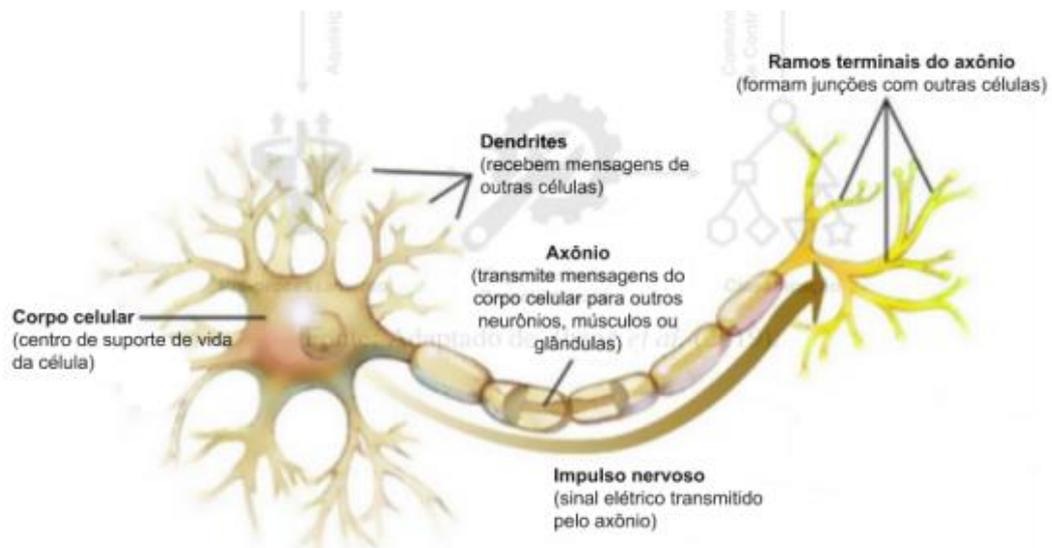


Figura 2 - Estrutura básica de um neurônio (adaptado de [4])

Quando se propaga uma despolarização através do neurônio ocorre então um impulso nervoso. Toda vez que um estímulo chega ao neurônio ocorre despolarização. Depois que o impulso atravessa o neurônio o mesmo tende a retornar ao estado inicial de polarização. Esse ciclo se repete inúmeras vezes e assim ocorrem as sinapses [5].

A potência do estímulo nervoso não é diretamente proporcional à intensidade do impulso nervoso. A partir do momento que o limiar de impulso é atingido o mesmo ocorre através da despolarização, a intensidade de uma determinada sensação depende do número de neurônios que são envolvidos na despolarização e também da frequência que ocorrem os impulsos através do ciclo de polarização/despolarização, sendo que as células que possuem em torno do seu axônio dobras de bainha de mielina são mais propícias de ocorrer uma velocidade de transmissão de impulso maior.[5]

Mesmo quando não há estímulos externos, ainda continua a ocorrer atividade elétricas de forma autônoma nos neurônios. Captar esses sinais exige amplificadores de potência para corrente alternada devido à baixa potência da atividade cerebral que é possível ser captada sobre o couro cabeludo [6].

### 1.3 ELETROENCEFALOGRAMA

A alocação dos eletrodos segue padrões internacionais de posicionamento, justamente para haver concisão entre os sinais adquiridos, sendo comum o sistema 10-20, nas marcações medidas em proporção de 10% ou 20% a partir do inion, pontos

pré-auriculares e nasion [7]. Como pode ser visto na Figura 3.

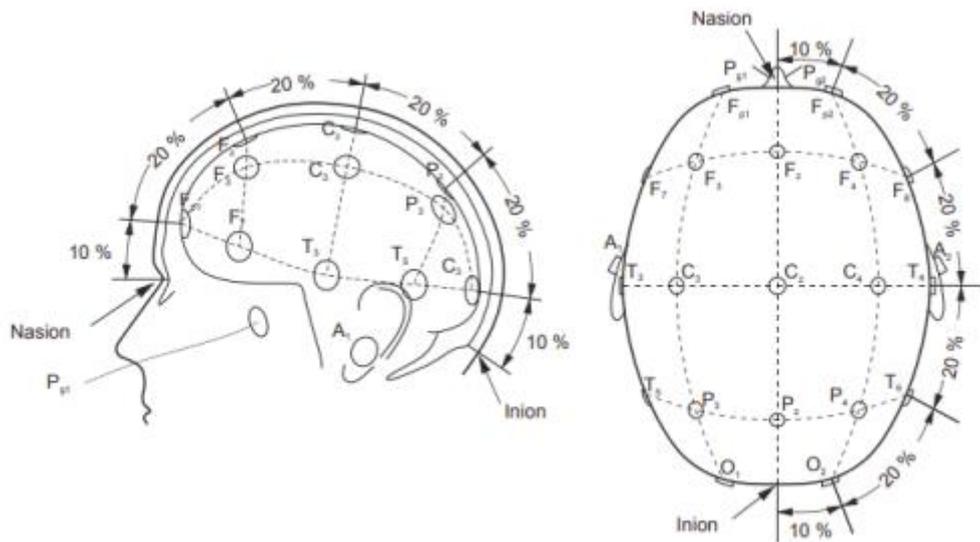


Figura 3 - Sistema internacional 10-20 para o posicionamento de eletrodos sobre o escalpo (adaptado [8])

A atividade elétrica nas camadas mais profundas da massa cinzenta cortical não são captadas por EEG, restando apenas as camadas superficiais do córtex. Quando as variações de potencial são geradas entre dois eletrodos a aquisição de EEG é bipolar, já quando a alteração de potencial é em apenas entre um eletrodo e outro de referência fora do córtex cerebral o registro é unipolar. [9]

A faixa de frequência do EEG fica de 0,5 a 100 Hz, a amplitude varia de forma inversa de acordo com a frequência, também sobre influência da localização e maturação funcional, apresentando valores na ordem de 200  $\mu$ V. Existem ritmos conhecidos que são designados por faixas de frequência conhecidas que apresentam características próprias e tendem a serem constantes [6].

Delta (0,5 a 3 Hz): Ondas de baixa amplitude, relacionadas ao estágio de sono profundo. [6, 10]

Alfa (8,5 a 13 Hz): Predominantemente manifestado na região posterior do cérebro, durante período de vigília, ritmo comumente observado em pessoas com olhos fechados e durante atividade motora. Essa mesma banda de frequência é observada também sobre o córtex motor onde é chamada de ritmo mu ou banda mu. [6, 10]

Teta (4 a 7 Hz): Ondas periódicas de alta amplitude, apresentadas durante execução de atividades. [10]

Beta (18 a 40 Hz): Onda de baixa amplitude, durante o estado de vigília esse ritmo alterna com o ritmo alfa quando os olhos se abrem. Pode também se manifestar com um harmônico do ritmo alfa e durante imaginação motora. [9]

Gama (30 a 80 Hz): É manifestado ao se acordar e quando há retenção da atenção em algo específico. [9]

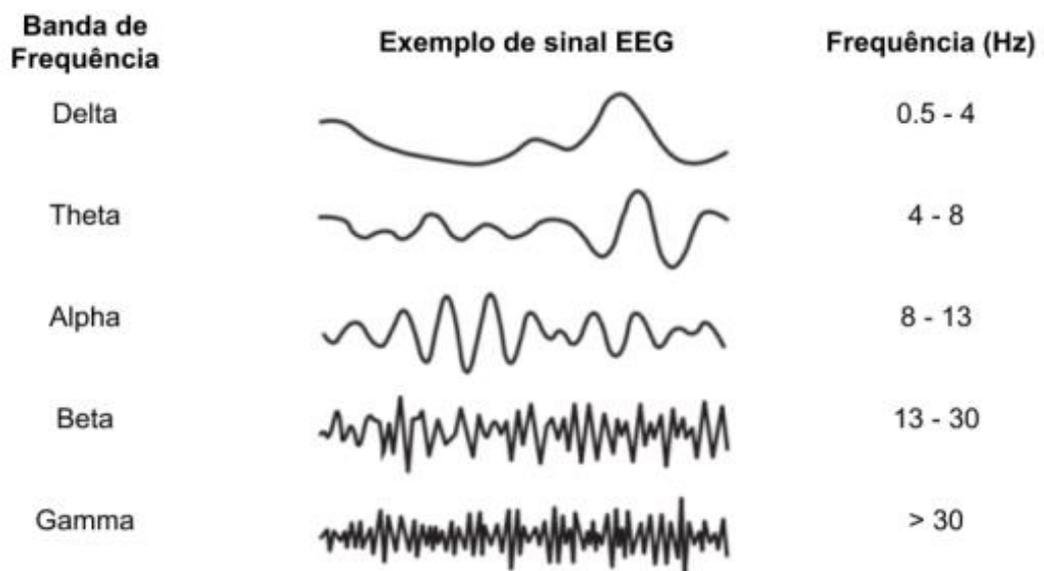


Figura 4 - Bandas de frequências de sinais de EEG (Adaptado de [11]).

Vale ressaltar que sinais de EEG não são imutáveis para um mesmo indivíduo, sendo passível de alteração decorrente de várias situações, inclusive a idade [9]. Casos de diminuição de temperatura corporal, queda de glicose, elevação de CO<sub>2</sub> arterial levam a redução do ritmo alfa, sendo que o inverso é igualmente válido [9]. Quando ocorre concentração mental, resolução de questões de aritmética, estimulação sensorial o ritmo alfa tende a desaparecer. Esse processo é conhecido como dessincronização, sendo uma condição de alerta. O ritmo alfa é alterado devido a baixa tensão de uma atividade irregular, sendo chamada de ritmo beta [6].

## 2 INTERFACE CÉREBRO MÁQUINA (ICM)

Hoje existem aplicações da computação e da eletrônica que possibilitam a existência de interfaces cérebro-computador, onde é possível através de sinais de eletroencefalograma (EEG) captar sinais cerebrais que representam alguma atividade cognitiva específica, como por exemplo, abrir e fechar os olhos e o movimento de membros superiores e inferiores [12], uma ICM conecta esses sinais cerebrais com uma máquina, seja um computador e/ou periférico robótico, onde é possível converter um sinal cerebral em uma tarefa, seja mover um mouse, uma cadeira de rodas, ou um membro robótico para devolver parte de um movimento perdido [13]. Muitos desses usuários nasceram com doenças congênitas ou sofreram durante a vida uma amputação, e o auxílio dessa tecnologia é uma esperança real para devolver parte dos movimentos perdidos [14]. Nesse cenário a aquisição dos sinais cerebrais através de EEG é uma etapa importante e existem diferentes forma de aquisição. O método não invasivo onde os eletrodos são alocados sobre o couro cabeludo é o mais seguro para o usuário porém é um método com aquisição de sinais com muitos artefatos que podem alterar a qualidade do sinal [15]. Há também métodos invasivos com a alocação de eletrodos entre o couro cabeludo e a formação óssea craniana onde se obtém sinais com menos ruídos. Ainda dentro dentro das técnicas invasivas, existe a alocação dos eletrodos diretamente sobre o córtex cerebral desejado. Dependendo da aplicação da ICM pode variar esse posicionamento e número de eletrodos. Há também a inserção de eletrodos de micro filamentos no córtex cerebral demonstram altíssima qualidade de captação dos sinais, menor existência de ruídos que dificultam a interpretação dos dados e a execução de uma interface cérebro máquina [16]. ICMs também podem ser elaboradas através da estimulação dos sinais cerebrais e posterior aquisição de EEG, como é o caso da técnica de Potencial Evocado Visual de Estado Estacionário, do inglês *Steady State Visual Evoked Potential (SSVEP)*, onde ao olhar para uma luz piscante é possível captar na região do córtex visual a mesma frequência da luz que está sendo visualizada no momento, sendo possível estabelecer uma interface visual com várias luzes de frequências diferentes e associar a captação dessas frequências no sinal de EEG com a execução de uma tarefa específica, como por exemplo executar o movimento de um mouse [17].

A maioria das aplicações de ICM demonstram ser seguras para o usuário pois tendem em geral a captar comandos ou imaginação de movimentos e apenas convertê-los em em uma ação desejada. O uso de EEG é bastante disseminado e comum em todo o mundo e de grande segurança. Os métodos invasivos tendem a ser potencialmente mais danosos à saúde, porém mais confiáveis, mais precisos e com maior potencial para comandos de alto detalhamento [16]. Para funcionamento de uma ICM são necessário alguns passos dedicados ao processamento de sinal. De forma geral uma ICM segue alguns passos: aquisição do sinal, após captados por eletrodos ocorre um processo de ampliação, que é necessário devido à baixa amplitude em microvolts; Feita a aquisição é necessário eliminar artefatos que são ruídos presentes no sinal vindos da rede elétrica, movimento natural da cabeça, movimento dos olhos, entre outros. A aplicação de técnicas como FFT é muito usada para transformar o sinal do domínio do tempo para o domínio da frequência. Por fim a classificação de sinal, reconhecimento dos padrões e controle da ICM [18, 19]. As Figuras 5 e 6 mostram um sinal de EEG após processamento e a estrutura de funcionamento de uma ICM.

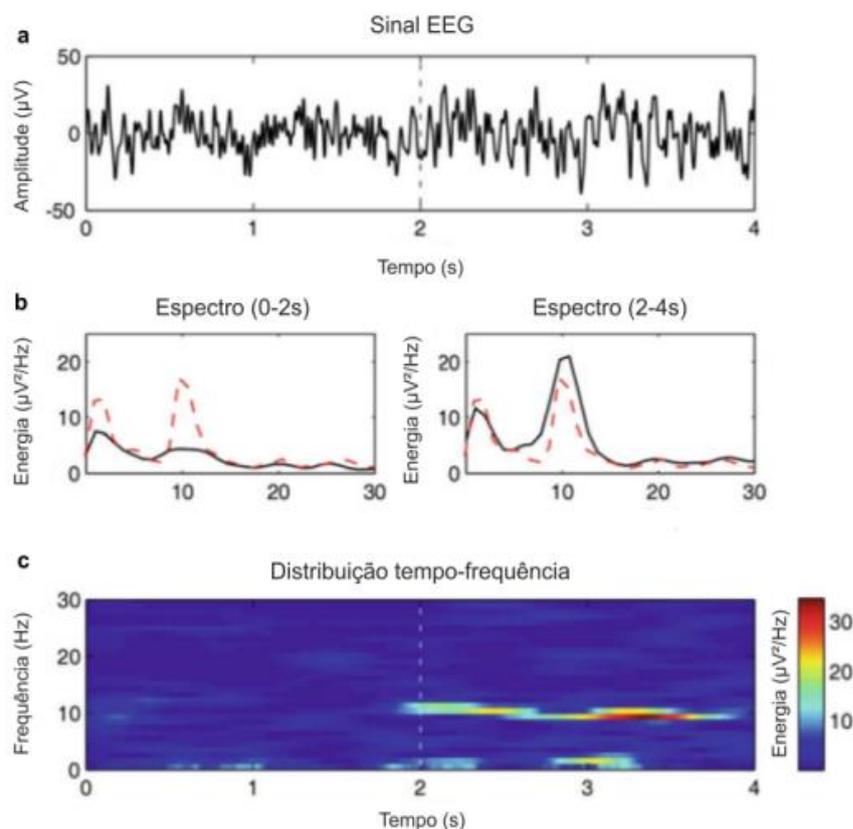


Figura 5 - Sinal de EEG no domínio da frequência e tempo-frequência (adaptado de [20])

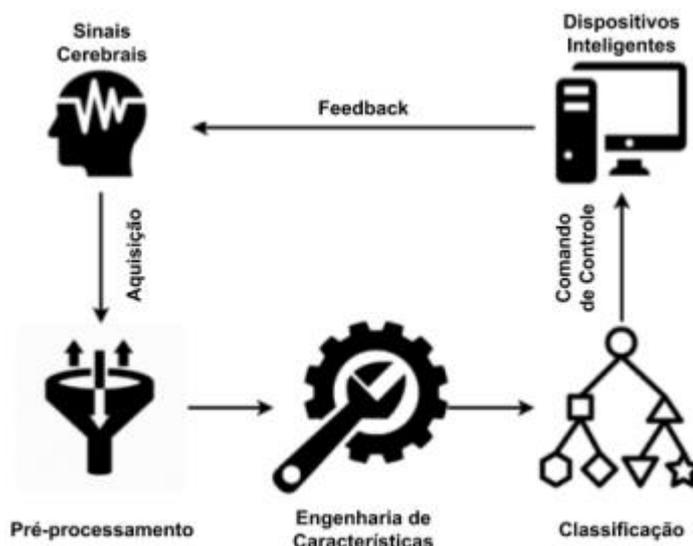


Figura 6 - Estrutura básica de uma ICM (adaptado de [20])

O uso do ritmo  $\mu$  costuma ser bastante usado em ICMs. A condição de Dessincronização Relacionada a Evento (DRE) é consequência da redução dos ritmos  $\mu$  e  $\beta$ . Este padrão surge quando a pessoa está prestes a executar um movimento. Logo após a execução acontece a Sincronização Relacionada a Eventos (SRE) [15, 21] porém para que aconteça esses eventos não necessariamente precisa haver a execução do movimento. A imaginação dos mesmos já é suficiente, sendo chamada de imaginação motora (IM) ou imagética motora [15, 22].

## 2.1 TRATAMENTO DO SINAL DE EEG

Para poder bem classificar os sinais de EEG adquiridos é necessário um tratamento de sinal [19]. Existem vários processos e técnicas, mas os mais comuns são a Densidade Espectral de Potência, a Transformada Rápida de Fourier e Análises de Componentes Principais.

O movimento dos olhos gera um sinal muito encontrado em aquisições de ICM. Pode ser útil de acordo com a aplicação ou visto como um ruído indesejado. Tem o potencial de se alastrar por todo o couro cabeludo e é captado em todos pontos de distribuição dos eletrodos. Manualmente é muitas vezes inviável realizar a eliminação de sinais de Eletro-oculograma sendo grandemente utilizados métodos automáticos para tratamento [23]. Também existem técnicas de pré-processamento, como filtros

eletrônicos excluindo determinadas frequências ou filtragem para bandas desejadas da frequência, extração de artefatos fisiológicos e análise independente de componente [19].

## 2.2 APRENDIZADO DE MÁQUINA

Naturalmente para o aprendizado animal é necessário um processo que envolve um rearranjo de vias sinápticas e repetição de um exercício ou tarefa [24]. Para um aprendizado de computador é preciso fornecer previamente vários exemplos de dados e realizar um treinamento para que seja encontrado um padrão entre os dados. Após isso é possível de forma automática que um sistema computadorizado consiga realizar a classificação de um novo dado fornecido, isso é conhecido com aprendizado de máquina [24].

Para realizar o aprendizado de máquina há vários algoritmos, possuindo cada um seus pontos fortes e deficiências, não havendo então uma unanimidade para ser usado. Sendo fornecido dados para treino do algoritmo é possível encontrar um padrão com limiar de mínimo e máximo e quando são fornecido novos dados é possível classificá-los dentro desse limiar [24].

As árvores de decisão são baseadas em aprendizado de exemplo de amostras e contra-exemplo. Elas realizam uma sequência de testes. Os nós da árvore de decisão representam individualmente o resultado de um teste, havendo ramificação e nós folha, esse último representa a classe alcançada [24, 25].

### **3 IMAGINAÇÃO MOTORA**

É conhecido que o cérebro envia muitos comandos para todo o corpo sejam eles voluntários e involuntários [26]. Quando se movimenta uma mão, determinada região do cérebro foi previamente ativada e sinapses foram realizadas para execução de um movimento desejado. A variedade de sinapses relacionadas a imaginação motora é até então inumerável, porém a ativação de algumas regiões do córtex cerebral captadas através de EEG indicam o comando de ações já conhecidas. O córtex motor é fortemente ativado durante a execução de movimentos, sendo possível ao realizar um determinado movimento observar através do sinal elétrico recebido em um eletrodo variações de frequência e intensidade [27]. Assim é possível relacionar um determinado padrão de sinal captado por EEG a um movimento específico, como levantar a perna [28]. Curiosamente o córtex motor não é apenas ativado quando há execução de movimento. Foi notado que mesmo havendo apenas a imaginação motora os mesmos padrões de sinais são observados em ambas situações [29] sendo possível assim comandar uma ICM apenas com a imaginação do movimento. A mensuração de sinais de EEG durante a execução do movimento e durante a imaginação motora é importante para aprender, aperfeiçoar e buscar novas intervenções para casos de reabilitação motora.

## **4 OBJETIVOS**

### **4.1 OBJETIVO GERAL**

O objetivo deste trabalho é avaliar a similaridade de ativação cerebral através de dados de EEG de pacientes acometidos por AVC durante tarefa de imaginação motora e pedalada ativa, que é caracterizada pelo movimento real de pedalar.

### **4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Distinguir possíveis diferenças entre ativação durante pedalada ativa e imaginação motora;
- Comparar níveis de ativação cerebral durante a execução das tarefas entre indivíduos diferentes.

## 5 MATERIAL E MÉTODOS

### 5.1 AMOSTRA

Essa pesquisa contou diretamente com a colaboração da fisioterapeuta Jéssica Paola Souza Lima, doutoranda do programa Renorbio da Universidade Federal do Espírito Santo (UFES), realizando todo manejo com o participante da pesquisa.

Os participantes dessa pesquisa foram convidados verbalmente enquanto eram submetidos a tratamento de reabilitação física no ambiente do Centro de Reabilitação Física do Espírito Santo (CREFES) devido a ocorrência de um AVC. As coletas de EEG foram realizadas durante o primeiro semestre de 2022 sendo distribuídas ao longo de 3 semanas de forma contínua e simultânea com as atividades rotineiras previstas no CREFES. A execução das atividades foram autorizadas pela Secretaria de Estado da Saúde do Espírito Santo (SESA).

Os participantes da pesquisa assinaram de forma consciente o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (Anexo A), tendo sido a pesquisa previamente aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, com número de registro: CAAE 46099421.9.0000.5542 (Anexo B).

Para compor esse grupo de análise foi selecionado um paciente homem (que será chamado de participante B) de 73 anos acometido por AVC hemorrágico no hemisfério cerebral direito ocorrido 2 meses antes do início dos experimentos.

O participante A, mulher de 52 anos, sofreu AVC isquêmico no hemisfério cerebral esquerdo 1 mês antes das coletas. Foram realizadas coletas de imaginação motora e pedalada ativa ao longo de 2 semanas.

### 5.2 COLETA DOS DADOS

Durante a fase de coleta o participante foi retirado de sua cadeira de rodas e confortavelmente sentado em uma cadeira, o couro cabeludo foi cuidadosamente limpo a fim de minimizar artefatos e a impedância durante a captação de EEG. O equipamento de coleta de EEG foi montado respeitando o Sistema internacional 10-20 para o posicionamento de eletrodos sobre o escalpo, com eletrodos alocados em

:Fp1; Fp2; F3; F4; FC1; FC2; C3; Cz; C4; CP1; CP2; P7; P3; Pz; P4; P8; A1; A2, com os dois últimos colocados nas orelhas esquerda e direita, respectivamente, como referências. Os dados de EEG foram coletados utilizando o equipamento de aquisição OpenBCI na versão Cyton com frequência de 128 Hz de amostragem nos 16 canais utilizados. A duração da coleta de EEG foi de 2 minutos para pedalada ativa (participante executa movimento ativo dos membros inferiores ao pedalar um monociclo ciclo ergonômico) e de 8 minutos para imaginação motora (paciente era estimulado a apenas imaginar o movimento de pedalada dos membros inferiores sem executar o movimento). As figuras 7 e 8 mostram o equipamento de aquisição e a distribuição dos eletrodos.

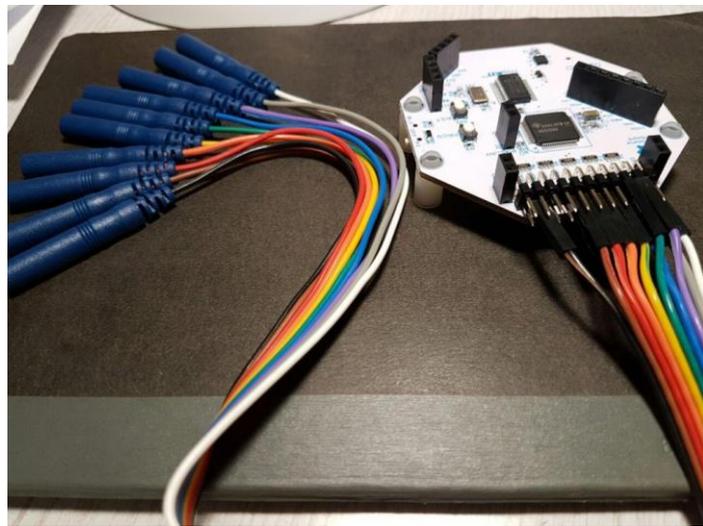


Figura 7 - Equipamento de aquisição de EEG OpenBCI.



Figura 8 - Distribuição dos eletrodos sobre o escalpo.

### 5.3 PROCESSAMENTO DOS DADOS.

Todos os dados foram coletados e armazenados utilizando o software disponível para o dispositivo OpenBCI. O software Matlab foi utilizado para processamentos dos dados adquiridos de EEG. Foram desenvolvido algoritmos para Matlab a fim de realizar o tratamentos dos dados e a obtenção dos resultados para análise, além da aplicação de FFT para transformação do sinal para o domínio da frequência.

### 5.4 FILTRAGEM DOS SINAIS DE EEG

Após a aquisição dos dados de EEG foi aplicado inicialmente um filtro passa banda com frequência de corte de 1hz a 40hz selecionando apenas essa faixa de frequência de interesse. A Transformada Rápida de Fourier também foi usada para parar anular as frequências indesejáveis. O filtro CAR foi usado para remover interferências em cada canal induzido pelos demais canais.

### 5.5 POTÊNCIA RELATIVA

As alterações da potência espectral durante o movimento ou imaginação motora, que são resultados da comparação da potência obtida em % comparando-se os instantes de movimento real ou imaginação motora em relação ao repouso é chamada de potência relativa, que é dada por:

$$RP(\%) = \left( \frac{TF - R}{R} \right) * 100$$

Onde R é a média dos valores obtidos no decorrer do tempo da representação de tempo-frequência, e TF representa tempo-frequência [30].

### 5.6 CRITÉRIO DE ANÁLISE DOS DADOS

Foram comparados os dados de EEG de cada participante, comparando a ativação da atividade cerebral durante o período de imaginação motora em relação à pelada ativa. Alguns estudos [31, 32 ] utilizaram  $p = \log \left( \frac{PR}{1-PR} \right)$ . Onde PR representa o valor da potência relativa média de cada eletrodo, valores de  $p > 0,05$  foram considerados como uma ativação cerebral significativa para potência relativa. Durante execução do movimento ou imaginação motora ocorre diminuição da potência relativa devido a

DRE. Baseado em [31, 32 ] foi considerado como ativação cerebral significativa valores de potência relativa menores que -0,320 ( $PR < -0,32$ ).

## 6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### Participante A

Para o participante foram realizadas coletas de imaginação motora e pedalada ativa ao longo de 2 semanas. Neste trabalho serão analisadas duas coletas de EEG distintas da fase de imaginação motora e duas aquisições da fase de pedalada ativa cada uma delas exibindo um resultado gráfico colorido e uma tabela numérica das potências relativas tanto para o participante A quanto para o participante B. Vale notar que durante ambas as tarefas o participante se manteve sentado na mesma cadeira inserido no mesmo ambiente. Os resultados da Figura 9 e Tabela 1 numeram e ilustram os dados de potência relativa obtidos.

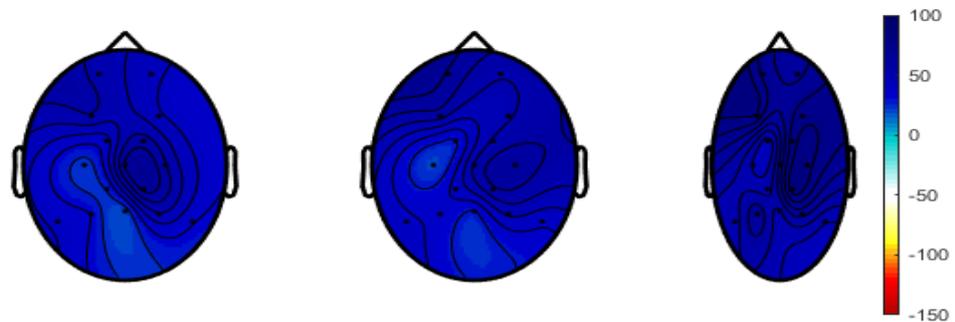


Figura 9 - Aquisição 1 do participante A durante tarefa de imaginação motora, representando as bandas mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo a potência relativa em %.

Tabela 1 - Aquisição 1 do participante A durante tarefa de imaginação motora, representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente, exibindo os valores de potência relativa em %.

Posição	Banda mu	Banda Beta Baixa	Banda beta Alta
FP1	51.859	64.750	70.889
FP2	42.556	51.804	64.428
F3	53.830	53.735	76.547
F4	41.452	49.955	75.657
FC1	37.409	27.827	44.662
FC2	58.346	51.845	74.696
C3	22.710	20.887	47.059
C4	54.929	62.520	79.929
CZ	62.697	51.966	61.836
CP1	26.065	38.911	51.531
CP2	64.229	56.713	80.779
P7	38.125	37.936	50.857
P8	32.142	34.428	63.629
PZ	21.303	28.278	53.037
P4	46.385	44.578	61.225
P3	33.592	37.766	48.232

Figura 9 representa graficamente os valores obtidos para potência relativa. A coloração próxima a azul escuro reflete baixa ou nenhuma ativação de potência relativa. Coloração próxima ao vermelho representam valores significativos de potência relativa e ativação cerebral máxima. Essa representação demonstra valores acima de 0%. A Tabela 1 demonstra numericamente que durante a primeira etapa de imaginação motora não houve resultados significativos de acordo com  $PR < - 0,320$ .

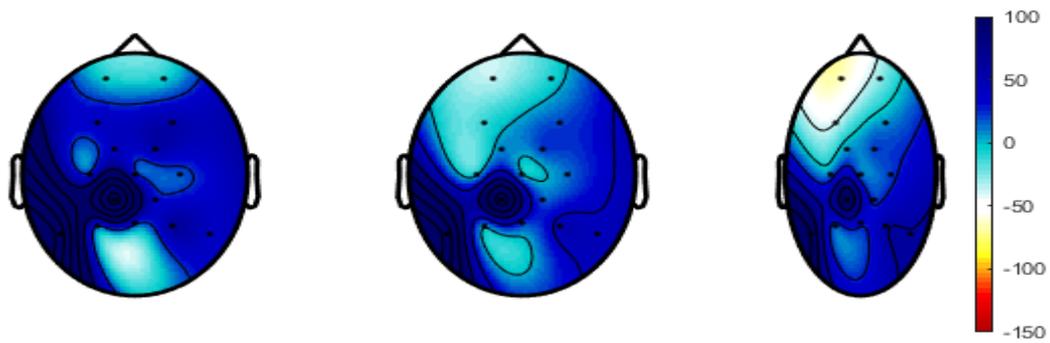


Figura 10 - Aquisição 1 do participante A durante tarefa de pedalada ativa (movimento real), representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo a potência relativa em %.

Tabela 2 - Aquisição 1 do participante A durante tarefa de pedalada ativa (movimento real), representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo os valores de potência relativa em %.

Posição	Banda mu	Banda Beta Baixa	Banda Beta Alta
FP1	-6.714	-35.618	-63.669
FP2	-6.758	-7.897	-27.325
F3	41.158	-12.484	-37.677
F4	53.976	20.028	7.501
FC1	43.230	9.076	7.049
FC2	54.642	21.150	21.381
C3	30.377	-3.419	12.543
C4	16.488	12.899	22.100
CZ	32.673	2.438	13.409
CP1	313.777	179.688	122.863
CP2	35.560	17.723	22.379
P7	313.777	179.688	122.863
P8	20.465	4.275	16.283
PZ	31.615	27.157	31.974
P4	62.7587	48.872	56.464
P3	40.560	44.169	60.672

A aquisição 1 da pedalada ativa (Tabela 2) apresentou ativações cerebrais significativas notadas principalmente em C3; F3; FP2 e FP1 com valores dentro do

limiar  $PR < -0,320$ .

Comparando os resultados da aquisição 1 para imaginação motora e pedalada ativa não foi observada semelhança de ativação cerebral, analisando cada posição houve um total de 0% de eletrodos com ativação cerebral significativa para imaginação motora e 25 % de ativação para a tarefa de pedala ativa.

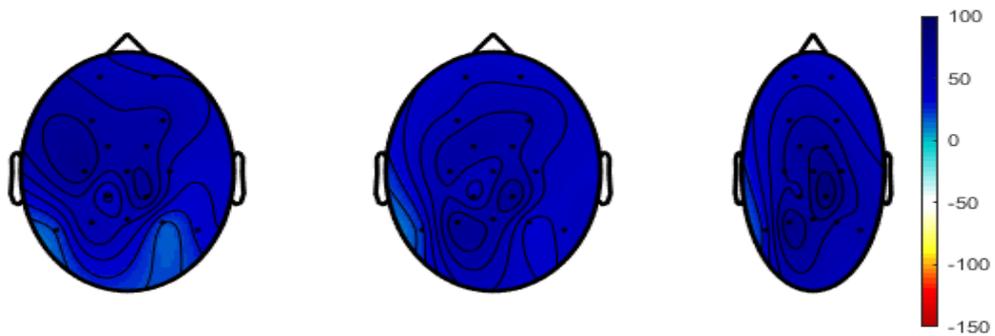


Figura 11 - Aquisição 2 do participante A durante tarefa de imaginação motora, representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo a potência relativa em %.

Tabela 3 - Aquisição 2 do participante A durante tarefa de imaginação motora, representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente, exibindo os valores de potência relativa em %.

Posição	Banda mu	Banda Beta Baixa	Banda Beta Alta
FP1	50.837	42.784	44.293
FP2	47.072	42.373	41.505
F3	61.627	48.993	54.489
F4	57.478	54.346	51.924
FC1	59.641	60.514	64.234
FC2	59.293	55.165	65.929
C3	70.812	57.517	57.224
C4	46.231	47.608	63.830
CZ	62.022	49.718	70.428
CP1	35.683	42.702	56.284
CP2	66.727	70.715	87.269
P7	22.409	25.559	32.162

P8	56.046	69.364	75.358
PZ	48.552	60.504	65.583
P4	20.680	35.411	55.956
P3	32.297	40.601	55.442

De forma semelhante à primeira aquisição de imaginação motora, o participante A continuou não apresentando ativação cerebral significativa durante a tarefa, não alcançando em nenhum eletrodo e banda de frequência o limiar de classificação estabelecido (Tabela 3). O menor limiar atingido foi para P4 na banda mu, onde houve um percentual de ativação significativa de 0%.

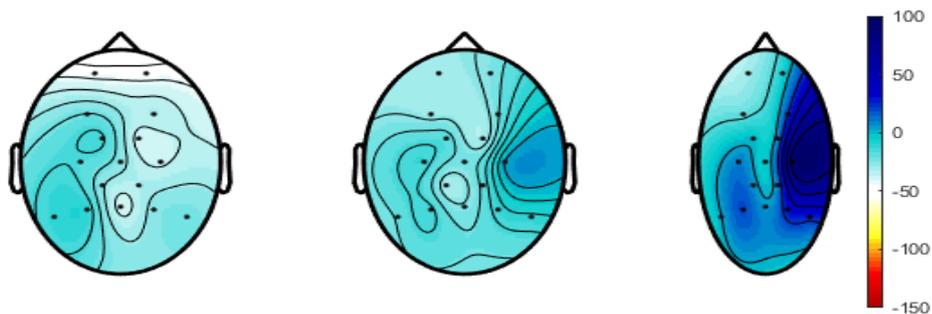


Figura 12 - Aquisição 2 do participante A durante tarefa de pedalada ativa (movimento real), representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo a potência relativa em %.

Tabela 4 - Aquisição 2 do participante A durante tarefa de pedalada ativa (movimento real), representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo os valores de potência relativa em %.

Posição	Banda Alfa (mu)	Banda Beta Baixa	Banda Beta Alta
FP1	-46.228	-30.348	-29.928
FP2	-46.559	-24.695	-6.637
F3	-22.358	-30.004	-20.230
F4	-32.420	-22.002	21.937
FC1	-15.073	-18.490	-1.054
FC2	-38.837	-31.777	8.182

C3	-17.015	-13.542	9.593
C4	-37.460	1.958	86.233
CZ	-26.224	-23.665	-4.996
CP1	-28.391	-30.971	7.027
CP2	-32.680	-19.524	10.137
P7	-12.237	-20.666	1.844
P8	-11.803	-14.458	19.357
PZ	-38.489	-26.355	5.181
P4	-27.009	-12.812	29.413
P3	-23.334	-11.292	25.952

A aquisição 2 da pedalada ativa do participante A se demonstrou bastante satisfatória, com ativação distribuída em todas as áreas, exceto para beta alta que demonstrou ativação focalizada no lobo pré frontal (Figura 12 e Tabela 4). Todos os eletrodos de EEG captaram ativação cerebral significativa durante essa tarefa, totalizando um percentual de ativação de 100%.

Para o participante A houve uma média de ativação durante a tarefa de imaginação motora de 0% (considerando média de ativação como o somatório das duas aquisições dividido por 2). Para a tarefa de pedal ativa (movimento real) houve uma média de ativação de  $(25\%+100\%)/2=62,5\%$ .

Comparando a ativação da pedalada ativa com a tarefa de imaginação motora houve uma similaridade da ativação cerebral de 0%, não alcançando o resultado esperado.

## Participante B

Um paciente homem de 73 anos acometido por AVC hemorrágico no hemisfério cerebral direito ocorrido 2 meses antes do início dos experimentos.

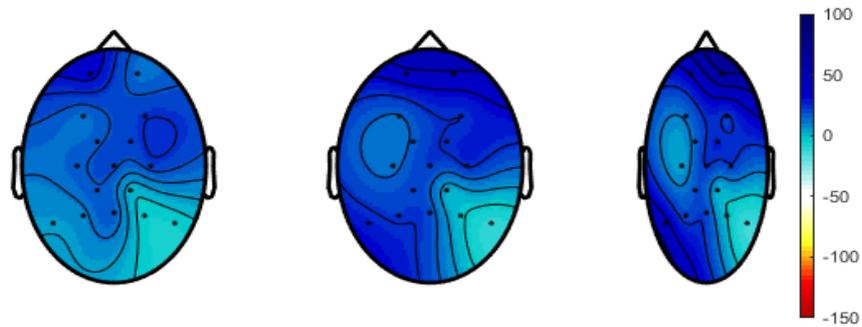


Figura 13 - Aquisição 1 do participante B durante tarefa de imaginação motora, representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo a potência relativa em %.

Tabela 5 - Aquisição 1 do participante B durante tarefa de imaginação motora, representando a banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente, exibindo os valores de potência relativa em %.

Posição	Banda mu	Banda Beta Baixa	Banda Beta Alta
FP1	32.527	38.768	36.431
FP2	13.199	40.284	59.946
F3	12.893	14.041	12.358
F4	22.845	23.634	22.019
FC1	16.279	15.935	14.169
FC2	19.916	24.275	26.271
C3	16.057	12.518	3.908
C4	20.369	24.218	21.975
CZ	18.592	21.737	23.205
CP1	16.757	20.235	17.598
CP2	1.024	1.402	0.850
P7	5.662	27.038	38.968
P8	9.107	22.025	19.482
PZ	16.068	19.106	19.940

P4	-4.612	-1.975	-1.860
P3	-5.052	-11.002	-13.892

Para o participante B foi observada excitação cortical durante a fase de imaginação motora em P3 e P4 para as banda mu, beta baixa e beta alta, sendo de maior proeminência de ativação P3. Sobre o córtex motor em CP2 também foi notada ativação relevante porém não significativa para o limiar de classificação (Tabela 5). Houve para essa tarefa um percentual de ativação de 12,5%.



Figura 14 - Aquisição 1 do participante B durante tarefa de pedalada ativa (movimento real), representando as banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo a potência relativa em %.

Tabela 6 - Aquisição 1 do participante B durante tarefa de pedalada ativa (movimento real), representando as banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo os valores de potência relativa em %.

Posição	Banda mu	Banda Beta Baixa	Banda Beta Alta
FP1	-23.229	-43.584	-53.263
FP2	-25.504	-32.198	-36.337
F3	2.153	-12.774	-17.926
F4	-4.718	-13.706	-11.813
FC1	2.720	-8.512	-12.618
FC2	7.422	-8.4790	-9.353
C3	1.858	-0.681	-3.256
C4	3.968	-13.377	-7.863
CZ	7.036	-17.235	-10.123

CP1	-6.448	-19.278	-13.004
CP2	-4.197	-12.676	-8.065
P7	35.676	14.0521	8.488
P8	20.927	4.396	7.725
PZ	-10.105	-9.033	-8.850
P4	-9.129	-10.239	-7.010
P3	-10.876	1.168	7.002

Os dados da primeira aquisição de pedalada ativa do participante B demonstraram grande ativação com 14 eletrodos que superaram o limiar de classificação de  $PR < 0,320$ . Os eletrodos distribuídos sobre o córtex motor apresentaram boa ativação. Foi observada uma ativação superior em FP1 e FP2. Foi alcançado um percentual de ativação de 87,5 %. (ver Tabela 6 e Figura 14).

Comparando a ativação cerebral durante IM e pedalada ativa houve 14,3 % de similaridade entre as tarefas.

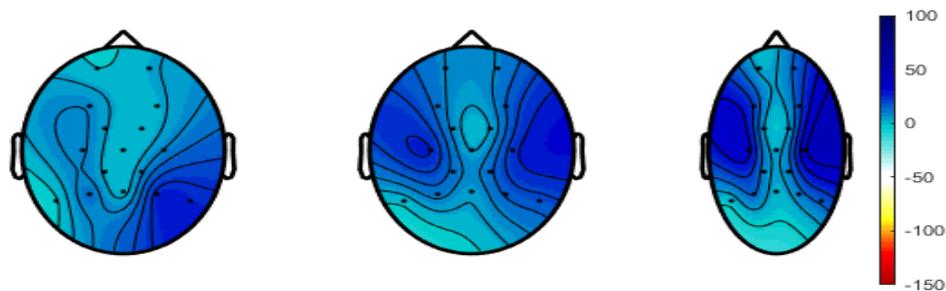


Figura 15 - Aquisição 2 do participante B durante tarefa de imaginação motora, representando as banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo a potência relativa em %.

Tabela 7 - Aquisição 2 do participante B durante tarefa de imaginação motora, representando as banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente, exibindo os valores de potência relativa em %.

Posição	Banda mu	Banda Beta Baixa	Banda Beta Alta
FP1	-1.461	8.947	2.915
FP2	2.561	9.700	14.516
F3	7.612	12.377	21.128

F4	1.877	14.424	18.905
FC1	4.136	6.970	4.582
FC2	-0.841	3.917	5.056
C3	9.158	25.286	32.775
C4	8.715	22.946	36.762
CZ	-1.085	3.320	2.164
CP1	2.282	12.592	9.317
CP2	7.319	13.096	9.769
P7	-2.295	0.343	-0.599
P8	11.439	11.065	13.644
PZ	1.229	4.756	1.076
P4	25.448	15.380	9.503
P3	26.029	17.520	15.587

A tarefa de imaginação motora apresenta melhores ativações para o ritmo mu (banda mu) com ativação significativa em FP1 e P7 e sobre o córtex motor com CZ e FC2 superando o limiar de ativação. Houve um percentual de ativação durante a imaginação motora de 25%.(ver Tabela 7 e Figura 15)

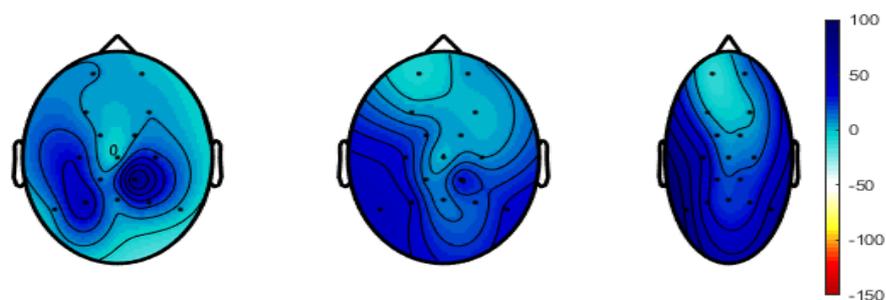


Figura 16 - Aquisição 2 do participante B durante tarefa de pedalada ativa (movimento real), representando as banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo a potência relativa em %.

Tabela 8 - Aquisição 2 do participante B durante tarefa de pedalada ativa (movimento real), representando as banda mu, beta baixa e beta alta, respectivamente da esquerda para a direita, exibindo os valores de potência relativa em %.

Posição	Banda mu	Banda Beta Baixa	Banda Beta Alta
FP1	7.345	-7.435	-12.264
FP2	2.139	4.089	10.394
F3	5.696	5.967	3.734
F4	6.228	-0.096	0.210
FC1	3.261	15.881	10.455
FC2	5.341	3.969	5.698
C3	29.158	28.751	45.274
C4	25.258	7.594	15.103
CZ	-3.158	-0.273	9.764
CP1	12.408	12.088	25.632
CP2	72.217	30.037	23.301
P7	11.541	42.146	76.170
P8	45.946	35.878	35.822
PZ	11.551	10.841	22.330
P4	26.616	18.043	27.165
P3	2.262	31.717	53.333

O resultado da segunda aquisição do participante B obteve menores níveis de ativação cerebral quando comparado com os dados da Tabela 6. É observada uma ativação cerebral relevante sobre o córtex motor em CZ, também ocorreu em F4 e FP1, com um percentual de ativação de 21,4% durante a pedalada ativa. Houve uma importante ativação em FP1 com PR=-12,264%. (ver Tabela 8 e Figura 16)

Avaliando os resultados da aquisição 2 de imaginação motora e pedalada ativa houve maior ativação durante a tarefa de IM, com 25% de ativação cerebral e e 21,4% durante o movimento real de pedalada, havendo uma similaridade de 85,6% de similaridade da ativação cerebral para a tarefa de IM em relação ao movimento real. A média obtida de similaridade entre as aquisições 1 e 2 para o participante B foi de  $(85,6+14,3)/2=49,95\%$ .

## 7 CONCLUSÕES

A comparação de similaridade de ativação cerebral entre IM e pedalada ativa durante a aquisição 1 do participante A não apresentou valores significativos dentro do limiar de classificação, o mesmo aconteceu para avaliação de similaridade para aquisição 2. Porém considerando apenas a ativação cortical durante movimento real de pedalada houve ativação de 25% na aquisição 1 e 100% na aquisição 2.

Muitos fatores podem ter contribuído para o baixo desempenho do participante A durante a tarefa de IM. Vale destacar duas, em primeiro lugar, o participante pode não ter se concentrado em imaginar o movimento das pernas como lhe foi indicado, ou a ocorrência do AVC pode ter provocado menor desempenho na tarefa de imaginação motora [33].

O participante B apresentou resultados mais similares de ativação cerebral durante as diferentes tarefas. A aquisição 1 alcançou similaridade de 14,3% entre pedalada ativa e IM.

Para a aquisição 2 o participante B atingiu uma semelhança de ativação de 85,7%. Vale ressaltar que o participante B obteve desempenho físico durante atividade de pedalada notoriamente melhor que o participante A, o mesmo em uma das aquisições de IM apresentou ativação cerebral mais significativa do que durante pedalada ativa.

Mesmo não sendo alcançados para todas as aquisições limiares satisfatórios de ativação cerebral para IM é notável em outras aquisições forte relação com a ativação durante pedalada ativa. Os casos de baixa ativação podem estar relacionados com causas diversas e isso pode dificultar aplicações de ICM visto que classificadores podem não reconhecer a tarefa de IM.

## **8 TRABALHOS FUTUROS**

A próxima fase de experimentos consiste em analisar efeitos provocados pela Estimulação Elétrica Transcraniana de Corrente Contínua sobre o córtex cerebral, para pacientes que sofreram perda de acuidade visual devido ocorrência de um AVC. Em busca de alcançar melhorias visuais através da técnica de Estimulação Elétrica Transcraniana de Corrente Contínua.

## REFERÊNCIAS

- 1 SCOTT, W.J. Water relation of food spoilage microorganisms. *Advances in Food Research*, v.7, p.83–127, 1957.
- 2 ARTHUR, B. (2009). *The Nature of Technology: What It Is and How It Evolves*. Free Press, New York.
- 3 LINHARES, Sérgio; GEWANDSZNAJDER, Fernando. *Biologia: Série Brasil. Ensino médio/volume único*. 1ª edição, 3ª impressão - São Paulo: Ática. 2005
- 4 SIULY, S.; LI, Y.; ZHANG, Y. Electroencephalogram (eeg) and its background. In: *EEG Signal Analysis and Classification: Techniques and Applications*. Cham: Springer International Publishing, 2016. p. 3–21.
- 5 LOPES, Sônia. *Bio. Ensino médio/volume único*. 1ª ed – São Paulo: Saraiva, 2004.
- 6 HOUSSAY, Bernardo A. *Fisiologia Humana*. 5ª ed. Guanabara Koogan. 1980
- 7 JASPER, Herbert H. The ten twenty electrode system of the international federation. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, v. 10, p. 371-375, 1958.
- 8 NICOLAS-ALONSO, L. F.; GOMEZ-GIL, J. Brain computer interfaces, a review. *Sensors*, MDPI AG, v. 12, n. 2, p. 1211–1279, jan. 2012.
- 9 GANONG, William. *Fisiologia médica*. Tradução: Carlos Henrique Cosendey, Denise Costa Rodrigues, Patricia Vouex. Revisão técnica: Antonio Nóbrega. 22ª ed – Porto Alegre: AMGH Editora LTDA. 2010.
- 10 NYKOPP, Tommi. *Statistical Modeling Issues for the Adaptive Brain Interface*. Dissertação de Mestrado – Departamento de Engenharia Elétrica e de Comunicações, Helsinki University of Technology, Espoo, Finlândia, 2001
- 11 NAM, C.; NIJHOLT, A.; LOTTE, F. *Brain-Computer Interfaces Handbook: Technological and Theoretical Advances*. 1. ed. Boca Raton: CRC Press, 2018.
- 12 NORMAND, Rogerio; FERREIRA, Hugo Alexandre. Superchords: decoding EEG signals in the millisecond range. *PeerJ PrePrints*, 2015.

13 NICOLELIS, Miguel AL; BIRBAUMER, Niels; MÜLLER, Klaus Robert. Special issue on brain-machine interfaces. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 51, n. 6, p. 877-880, 2004.

14 SCHALK, G. et al. BCI2000: A General-Purpose Brain-Computer Interface (BCI) System. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 51, n. 6, p. 1034-1043, 2004

15 PFURTSCHELLER, Gert. EEG event-related desynchronization (ERD) and event-related synchronization (ERS). *Electroencephalography: Basic principals, clinical applications and related fields*, p. 958-967, 1999.

16 Waldert S (2016) Invasive vs. Non-Invasive Neuronal Signals for Brain-Machine Interfaces: Will One Prevail? *Front. Neurosci.* 10:295. doi: 10.3389/fnins.2016.00295

17 Tsoneva, T., Garcia-Molina, G. & Desain, P. SSVEP sincronias de fase e propagação durante a estimulação visual repetitiva em altas frequências. *Sci Rep* 11, 4975 (2021). <https://doi.org/10.1038/s41598-021-83795-9>

18 MASON, Steven G.; BIRCH, Gary E. A general framework for brain-computer interface design. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, v. 11, n. 1, p. 70-85, 2003.

19 BASHASHATI, Ali et al. A survey of signal processing algorithms in brain-computer interfaces based on electrical brain signals. *Journal of Neural engineering*, v. 4, n. 2, p. R32- R57, mar, 2007

20 ZHANG, Xiang et al. Enhancing Mind Controlled Smart Living Through Recurrent Neural Networks. *KDD 2017*, Halifax, Nova Scotia Canada, 2017

21 WOLPAW, J. R. et al. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, v. 113, n. 6, p. 767-791, 2002.

22 NEUPER, C. et al. Imagery of motor actions: Differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial eeg. *Brain Research / Cognitive Brain Research*, Elsevier B.V., v. 25, n. 3, p. 668-677, 2005.

23 GÓMEZ-HERRERO, Germán et al. Automatic removal of ocular artifacts in the EEG without an EOG reference channel. In: *Signal Processing Symposium; NORSIG. Proceedings of the 7th Nordic. IEEE*, p. 130-133. 2006

- 24 REZENDE, Solange Oliveira. *Sistemas Inteligentes: Fundamento e aplicações*. Barueri, SP: Manole, 2005
- 25 RUSSEL, Stuart; NORVING, Peter. *Inteligência artificial: tradução da segunda edição/Stuart Russeel, Peterr Norving; tradução de PubliCare Consultoria*. – Rio de Janeiro: Elsevier, 2004.
- 26 Rolls ET. The functions of the orbitofrontal cortex. *Brain Cogn*. 2004 Jun;55(1):11-29. doi: 10.1016/S0278-2626(03)00277-X. PMID: 15134840.
- 27 Persichetti AS, Avery JA, Huber L, Merriam EP, Martin A. Layer-Specific Contributions to Imagined and Executed Hand Movements in Human Primary Motor Cortex. *Curr Biol*. 2020 May 4;30(9):1721-1725.e3. doi: 10.1016/j.cub.2020.02.046. Epub 2020 Mar 26. PMID: 32220318; PMCID: PMC7202997.
- 28 Berlot E, Popp NJ, Grafton ST, Diedrichsen J. Combining Repetition Suppression and Pattern Analysis Provides New Insights into the Role of M1 and Parietal Areas in Skilled Sequential Actions. *J Neurosci*. 2021 Sep 8;41(36):7649-7661. doi: 10.1523/JNEUROSCI.0863-21.2021. Epub 2021 Jul 26. PMID: 34312223; PMCID: PMC8425980.
- 29 Liu Y, Chen C, Belkacem AN, Wang Z, Cheng L, Wang C, Chang Y, Li P. Motor Imagination of Lower Limb Movements at Different Frequencies. *J Healthc Eng*. 2021 Dec 22;2021:4073739. doi: 10.1155/2021/4073739. PMID: 34976324; PMCID: PMC8716247
- 30 Storzer, L. et al. Bicycling and walking are associated with different cortical oscillatory dynamics. *Frontiers in Human Neuroscience*, v. 10, n. FEB2016, 2016. ISSN 16625161.
- 31 Gasser T, Bächer P, Möcks J. Transformation towards the normal distribution of broadband spectral parameters of the EEG. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1982;53:119-124.
- 32 Yuvaraj, R., Murugappan, M., Mohamed Ibrahim, N. *et al*. On the analysis of EEG power, frequency and asymmetry in Parkinson's disease during emotion processing. *Behav Brain Funct* 10, 12 (2014). <https://doi.org/10.1186/1744-9081-10-12>

33 Sharma N, Baron JC, Rowe JB. Motor imagery after stroke: relating outcome to motor network connectivity. *Ann Neurol*. 2009;66(5):604-616. doi:10.1002/ana.21810.

## Anexo A



Universidade Federal do Espírito Santo  
 Centro Tecnológico  
 Departamento de Engenharia Elétrica

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

O(A) Sr.(a) \_\_\_\_\_ foi convidado (a) a participar da pesquisa intitulada “**Desenvolvimento de Novos Métodos de Reabilitação para Pacientes Pós-Acidente Vascular Cerebral Utilizando Interface Cérebro-Computador Baseada em Imaginação Motora, Realidade Virtual e Dispositivos Robóticos Associada à Estimulação por Corrente Contínua**”, sob a responsabilidade da **Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho**.

#### JUSTIFICATIVA

A quantidade de pessoas com deficiência ou com dificuldade de realizar atividades do dia-a-dia (por exemplo: andar, subir escadas, vestir-se, escrever e outras coisas) vem aumentando no mundo todo. Isso pode ser causado pelo envelhecimento, doenças como **Acidente Vascular Cerebral (AVC)**, acidentes de trânsito. Assim, é importante pensar no desenvolvimento de equipamentos e robôs que ajudem no tratamento e no dia-a-dia dessas pessoas.

#### OBJETIVO(S) DA PESQUISA

Como a simulação mental dos movimentos dos membros envolve o córtex motor primário de maneira semelhante à execução motora, o objetivo desta pesquisa é desenvolver novos métodos de reabilitação para pacientes pós-AVC por meio de **uma Interface Cérebro-Computador (BCI) on-line baseada em Imaginação Motora (IM) e Realidade Virtual (RV)**, com a finalidade de ensaiar cognitivamente as habilidades físicas de maneira segura e repetitiva de pacientes pós-AVC, a fim de promover a neuroplasticidade desses pacientes através de exercícios com um cicloergômetro robótico (Pedal Motorizado) associado à Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC) e Estimulação por Corrente Contínua (EECC).

#### PROCEDIMENTOS

O Pedal Motorizado será programado pelo profissional da saúde conforme a necessidade do participante. É importante que o participante mantenha a terapia que está fazendo durante a pesquisa.

Abaixo serão descritos brevemente os procedimentos realizados.

O que vamos fazer:

- Responder a um questionário, com perguntas sobre: seus dados pessoais, socioeconômicos, e sobre a doença e suas sequelas;
- Avaliar o seu estado mental, com perguntas fáceis de localização, memória, cálculo simples, linguagem, compreensão, escrita e cópia de desenho;
- Avaliar a resistência do seu pé a movimentos realizados pelo avaliador;



Universidade Federal do Espírito Santo  
Centro Tecnológico  
Departamento de Engenharia Elétrica

- Avaliar seu equilíbrio em atividades comuns no dia-a-dia, como mudança de posição sentado para de pé, alcançar um objeto ou subir degraus. O teste é simples, de fácil entendimento e seguro.

- Para avaliar sua caminhada, vamos colocar em suas pernas, seguros por fitas de velcro, pequenos sensores quadrados para examinar os seus movimentos. Você precisará fazer 3 caminhadas de dez metros para conseguirmos guardar as informações.

Em seguida vamos agendar uma data para iniciar os testes:

- Venha com roupas confortáveis, para realizar exercícios físicos com as pernas;

- Se você faz uso de óculos de grau no dia-a-dia ou para ver televisão, é importante trazê-los;

Na primeira semana de reabilitação:

- Você se sentará confortavelmente em uma cadeira, que estará de frente para o Pedal;

- Iremos te posicionar com os pés sobre o Pedal, e eles serão fixados com uma faixa elástica de velcro para não escorregarem;

**- Você irá pedalar por um período de 30 minutos;**

- Durante os testes iremos te perguntar constantemente sobre cansaço e dor, com escalas de figuras para identificar como você se sente no momento.

Nas duas semanas seguintes, antes do exercício de pedalar:

**- A aplicação da ETCC terá duração de 20 min;**

- Para estimulação cerebral, vamos colocar duas esponjas molhadas na sua cabeça, e sobre ela um retângulo de borracha, por onde irá passar a corrente elétrica. Fique tranquilo, pois o desconforto pode ser apenas um formigamento ou coceira no local. Sinta-se à vontade para relatar tudo o que estiver sentindo no momento;

- Para coletar sinais cerebrais, vamos colocar uma touca sobre o cabelo. Esta touca tem vários anéis de borracha com um anel de metal dentro, com um furo bem pequeno onde será aplicado um gel. Esta touca será ligada através de fios a um equipamento que irá ler o sinal cerebral;

- O exercício de pedalada ocorrerá junto com a coleta de sinais cerebrais. Para estimular sua imaginação, você usará um par de óculos de realidade virtual, onde se verá num ambiente virtual pedalando um triciclo. No momento que seu cérebro ativar a área responsável pela imaginação de pedalar, **o Pedal começará a rodar e seu exercício terá início, e ocorrerá por 30 minutos.**

Ao final do período de treinamento, os pacientes serão novamente submetidos à avaliação inicial para comparação dos resultados.



Universidade Federal do Espírito Santo  
Centro Tecnológico  
Departamento de Engenharia Elétrica

Serão realizados os testes de avaliação depois de uma semana, duas semanas, um mês e duas meses após da finalização do experimento para avaliar dos efeitos permanentes que você ganhará através de treinamento.

#### **DURAÇÃO E LOCAL DA PESQUISA**

Cada sessão terá duração máxima de 1 hora e 30 minutos. O acompanhamento será feito por 5 dias da semana e terá duração de 3 semanas.

Após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa, os pesquisadores entrarão em contato com o Centro de Reabilitação Física do Espírito Santo (CREFES) para que possa permitir o recrutamento de voluntários, onde ocorrerão também os experimentos. Esses testes serão realizados em ambiente próprio, com segurança e privacidade para o participante

#### **RISCOS E DESCONFORTOS**

Em motivo da descrição do questionário que irá pesquisar dados pessoais, socioeconômicos e sobre a doença e suas sequelas, pode existir o risco de embaraço ou vergonha.

Quanto ao uso dos eletrodos de ETCC, os efeitos mais frequentemente relatados são formigamento e coceira sob os eletrodos, dor de cabeça e cansaço.

O uso de dispositivos de RV pode causar cinetose (enjoo, vômitos, tonturas e náuseas). **O participante será constantemente questionado quanto à presença dos sintomas, e caso ocorra, o procedimento será interrompido imediatamente a fim de cessar dos sintomas.**

O participante pode se sentir cansado durante os movimentos. Por causa disso, haverá pausas para descanso. Se o participante precisar de uma pausa maior para descansar, será dado mais tempo. Os aparelhos e acentos terão ajustes para prevenir dores que possam ser causadas pela posição durante os exercícios.

Serão feitas filmagem e/ou fotografias do participante e ele pode se sentir embaraçado ou com vergonha. Para diminuir o embaraço, as imagens serão feitas a certa distância, para não atrapalhar o andamento dos testes. Se o participante não quiser, a filmagem e/ou fotografias não serão realizadas. O participante terá sua identificação e suas imagens escondidas durante todas as fases da pesquisa, inclusive após divulgação.

O participante pode se sentir embaraçado ou incomodado com o uso dos aparelhos. Por este motivo o participante e familiares serão informados com detalhes tanto sobre o modo de uso dos aparelhos quanto sobre as dificuldades de seu uso.

O participante sempre será acompanhado de um profissional da saúde durante toda a pesquisa.

#### **BENEFÍCIOS**

Ao participar desta pesquisa, o voluntário obterá o benefício de ser acompanhado por profissionais na recuperação da atividade muscular e física sem nenhum custo. Os resultados deste estudo poderão colaborar para o conhecimento científico e desenvolvimento de máquinas ou



Universidade Federal do Espírito Santo  
Centro Tecnológico  
Departamento de Engenharia Elétrica

robôs automáticos menos complicados e mais baratos, melhorando a relação homem-máquina, podendo colaborar assim para permitir ou aumentar a eficiência de pessoas com deficiência, incapacidades ou movimento reduzido, visando sua liberdade, independência, qualidade de vida e inclusão social.

#### **ACOMPANHAMENTO E ASSISTÊNCIA**

Durante toda a pesquisa os participantes poderão se comunicar com os pesquisadores, informando quaisquer problemas ou dificuldades com o uso do equipamento. Os pesquisadores asseguram a assistência imediata e integral por quaisquer danos decorrentes da pesquisa.

#### **GARANTIA DE RECUSA EM PARTICIPAR DA PESQUISA E/OU RETIRADA DE CONSENTIMENTO**

O(A) Sr.(a) não é obrigado(a) a participar da pesquisa, podendo deixar de participar a qualquer momento, sem que haja penalidades ou prejuízos. Caso você não queira mais participar, os pesquisadores não entrarão mais em contato com o(a) Sr.(a).

#### **GARANTIA DE MANUTENÇÃO DO SIGILO E PRIVACIDADE**

O participante terá sua identidade e suas imagens preservadas durante todas as fases da pesquisa, inclusive após publicação.

#### **GARANTIA DE RESSARCIMENTO FINANCEIRO**

Todas as despesas que possam surgir com sua participação nesta pesquisa serão cobertas pelos pesquisadores.

#### **GARANTIA DE INDENIZAÇÃO**

Em caso de eventual dano decorrente da pesquisa é garantido ao participante o direito a buscar indenização.

#### **ESCLARECIMENTO DE DÚVIDAS**

Em caso de dúvidas ou problema sobre a pesquisa, o(a) Sr.(a) pode entrar em contato com o pesquisador TEODIANO FREIRE BASTOS FILHO no telefone (27) 99722-9793, e-mail teodiano@gmail.com ou endereço Av. Fernando Ferrari, 514. Campus Universitário de Goiabeiras, Centro Tecnológico II. Cep: 29075-910 - Vitória, ES - Brasil.

Em caso de denúncias e/ou problemas na pesquisa, o(a) Sr.(a) também pode entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Espírito Santo - Goiabeiras (CEP/Goiabeiras/UFES) através do telefone Tel: (27) 3145-9820, e-mail cep.goiabeiras@gmail.com ou correio:



Universidade Federal do Espírito Santo  
Centro Tecnológico  
Departamento de Engenharia Elétrica

Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos, UFES/Campus Goiabeiras  
Prédio Administrativo do Centro de Ciências Humanas e Naturais, Sala 07  
Campus Universitário de Goiabeiras  
Av. Fernando Ferrari, 514, Vitória – ES  
29.075-910

O CEP/Goiabeiras/UFES tem a função de analisar projetos de pesquisa para proteger os participantes dentro de padrões éticos nacionais e internacionais.

Declaro que fui verbalmente informado e esclarecido sobre o presente documento, entendendo todos os termos acima expostos, e que voluntariamente aceito participar deste estudo. Também declaro ter recebido uma via deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, de igual teor, assinada pela pesquisadora principal ou seu representante e também por mim ou meu responsável legal, rubricada em todas as páginas.

\_\_\_\_\_, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
Participante da pesquisa/Responsável legal

Na qualidade de pesquisador responsável pela pesquisa **Desenvolvimento de Novos Métodos de Reabilitação para Pacientes Pós-Acidente Vascular Cerebral Utilizando Interface Cérebro-Computador Baseada em Imaginação Motora, Realidade Virtual e Dispositivos Robóticos Associada à Estimulação por Corrente Contínua** eu, **Teodiano Freire Bastos Filho**, declaro ter cumprido as exigências do(s) item(s) IV.3 e IV.4 (se pertinente), da Resolução CNS 466/12, a qual estabelece diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisas envolvendo seres humanos.

\_\_\_\_\_  
Pesquisador

## Anexo B



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Desenvolvimento de novos métodos de reabilitação para pacientes pós-acidente vascular cerebral utilizando interface cérebro-computador baseada em imaginação motora, realidade virtual e dispositivos robóticos

**Pesquisador:** Teodiano Freire Bastos Filho

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 46099421.9.0000.5542

**Instituição Proponente:** Centro Tecnológico- CT

**Patrocinador Principal:** UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPIRITO SANTO

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 4.847.177

#### Apresentação do Projeto:

Como a simulação mental dos movimentos dos membros envolve o córtex motor primário de maneira semelhante à execução motora, o objetivo desta pesquisa é desenvolver novos métodos de reabilitação para pacientes pós-AVC por meio de uma Interface Cérebro-Máquina on-line baseada em Imaginação Motora (IM) e Realidade Virtual (RV) - para melhorar a IM, com a finalidade de ensaiar cognitivamente as habilidades físicas de maneira segura e repetitiva de pacientes pós-AVC, a fim de promover a neuroplasticidade desses pacientes através de exercícios com um cicloergômetro robótico (Pedal Motorizado) associado à Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC) e Eletroestimulação Espinhal por Corrente Contínua (EECC). Nossa hipótese é que haja maior plasticidade cerebral e espinhal, e conseqüente melhora da função física do pacientes pós-AVC subagudo e crônico, após a utilização dos métodos de ETCC e EECC. Este estudo será submetido à aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFES / Brasil e todos os voluntários deverão ler e assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para participarem do estudo. Serão recrutados sujeitos pós-AVC, com disfunção de movimento de membro inferior, no Centro de Reabilitação Física do Espírito Santo, no âmbito da Secretaria de Saúde do Espírito Santo (SESA). O desenvolvimento deste projeto de pesquisa abrange duas fases experimentais envolvidas com ETCC, EECC e reabilitação robótica. Sendo o primeiro experimento relacionado à ETCC, e o segundo à EECC. Ambos serão executados seguindo o método de estudo Alternating Treatment

**Endereço:** Av. Fernando Ferrari, 514-Campus Universitário, Prédio Administrativo do CCHN

**Bairro:** Goiabeiras

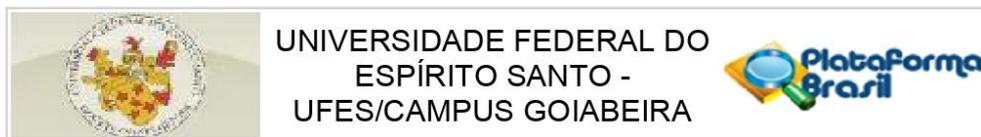
**CEP:** 29.075-910

**UF:** ES

**Município:** VITORIA

**Telefone:** (27)3145-9820

**E-mail:** cep.goiabeiras@gmail.com



Continuação do Parecer: 4.847.177

Design, selecionado para oferecer maior segurança quanto ao risco de infecção cruzada entre voluntários que utilizarem o equipamento. Neste método de estudo, os experimentos são realizados em um único sujeito e replicados posteriormente de maneira individualizada nos demais participantes da pesquisa, tendo como objetivo nesta pesquisa a totalização final de quatro participantes para cada experimento. Todos os parâmetros do estudo produzirão variáveis quantitativas, cuja comparação entre os parâmetros antes e depois da aplicação do protocolo será realizada por meio do teste ANOVA para amostras repetidas para os dados paramétricos, segundo teste de normalidade, e Teste de Friedman para os dados não paramétricos, com um nível ajustado de significância de 0,05. Ao participar desta pesquisa, o participante obterá o benefício de ser acompanhado por profissionais na recuperação da função muscular e física sem nenhum custo. Os resultados deste estudo poderão colaborar para o conhecimento científico e desenvolvimento de dispositivos de reabilitação mais acessíveis e intuitivos melhorando a interação homem máquina, podendo contribuir assim para proporcionar ou ampliar habilidades funcionais de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social. Espera-se encontrar maior neuroplasticidade cerebral e espinhal, e consequente melhora da função física após a utilização dos métodos e ETCC e EECC.

#### **Objetivo da Pesquisa:**

##### **Objetivo Primário:**

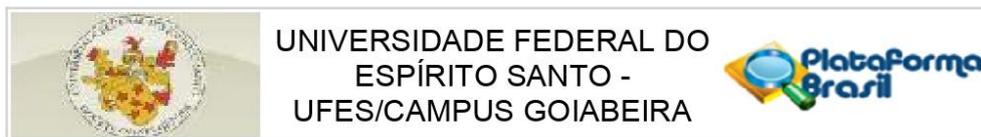
Como a simulação mental dos movimentos dos membros envolve o córtex motor primário de maneira semelhante à execução motora, o objetivo desta pesquisa é desenvolver novos métodos de reabilitação para pacientes pós-AVC por meio de uma BCI on-line baseada em IM e RV (para melhorar a IM), com a finalidade de ensaiar cognitivamente as habilidades físicas de maneira segura e repetitiva de pacientes pós-AVC, a fim de promover a neuroplasticidade desses pacientes através de exercícios com um cicloergômetro robótico (Pedal Motorizado) associado à ETCC e EECC.

#### **Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

##### **Riscos:**

O uso de dispositivos de RV pode causar cinetose (enjoo, vômitos, tonturas e náuseas), em decorrência do conflito de informações visuais de movimento com o sistema vestibular, indicando ausência de mobilidade. O participante será constantemente questionado quanto à presença dos sintomas, e caso ocorra, os testes serão suspensos.

**Endereço:** Av. Fernando Ferrari, 514-Campus Universitário, Prédio Administrativo do CCHN  
**Bairro:** Goiabeiras **CEP:** 29.075-910  
**UF:** ES **Município:** VITORIA  
**Telefone:** (27)3145-9820 **E-mail:** cep.goiabeiras@gmail.com



Continuação do Parecer: 4.847.177

O participante pode se sentir cansado durante os movimentos. Por causa disso, haverá pausas para descanso. Se o participante precisar de uma pausa maior para descansar, será dado mais tempo. Os equipamentos e assentos terão ajustes ergonômicos para prevenir dores musculoesqueléticas que possam ser ocasionadas pela postura adotada durante os exercícios.

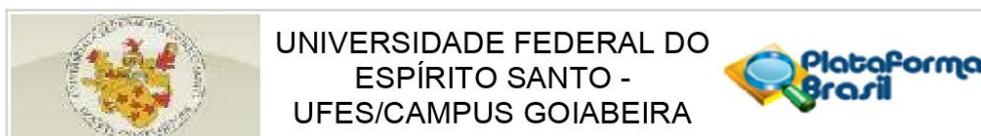
É importante discernir entre os aspectos de tolerabilidade e segurança em um sentido estrito. A tolerabilidade refere-se à presença de efeitos desconfortáveis e não intencionais (por exemplo, formigamento e sensação de coceira sob os eletrodos), no caso de ETCC e EECC, mas que, no entanto, não induzem danos estruturais ou funcionais. Por outro lado, a segurança se refere a efeitos prejudiciais<sup>79</sup>. As classificações de conforto para os protocolos utilizados atualmente mostram um perfil de tolerabilidade favorável. Os efeitos mais frequentemente relatados são formigamento e coceira sob os eletrodos, dor de cabeça e cansaço<sup>80; 81</sup>. Será utilizado gel para os eletrodos, com uma película suficientemente espessa, o qual evita o contato direto entre a pele e os eletrodos<sup>82; 83</sup>. Os níveis de densidade de corrente que serão utilizados na EECC estão bem abaixo do limite para provocar danos ao tecido neural<sup>84</sup>. Dados de modelagem<sup>32</sup> sugerem, no entanto, que a propagação da corrente em direção a outras estruturas anatômicas é ligeiramente maior em indivíduos pequenos e crianças, mas esta pesquisa somente terá participantes adultos. Considerando as características do questionário que irá levantar dados pessoais, socioeconômicos e sobre a doença e suas sequelas, pode haver risco de constrangimento do participante. O participante também pode se sentir constrangido ou incomodado com o uso dos equipamentos. Por este motivo o participante e familiares serão orientados detalhadamente tanto sobre o modo de uso dos equipamentos quanto sobre as dificuldades de seu uso, o que contribuirá para os ajustes que serão realizados nos mesmos, visando um melhor funcionamento.

Serão feitas algumas imagens dos participantes e eles podem se sentir constrangidos pela filmagem e/ou fotografias realizadas durante as etapas da pesquisa. Para amenizar, estas serão realizadas a certa distância, de modo a não interferir no desempenho durante o uso dos equipamentos e não identificar os participantes. Caso o participante não autorize, estas não serão realizadas. O participante terá sua identidade e suas imagens preservadas durante todas as fases da pesquisa, inclusive após publicação. O participante sempre será acompanhado de um profissional da saúde durante toda a pesquisa.

#### Benefícios:

Ao participar desta pesquisa, o participante obterá o benefício de ser acompanhado por profissionais na recuperação da função muscular e física sem nenhum custo. Os resultados deste

**Endereço:** Av. Fernando Ferrari, 514-Campus Universitário, Prédio Administrativo do CCHN  
**Bairro:** Goiabeiras **CEP:** 29.075-910  
**UF:** ES **Município:** VITÓRIA  
**Telefone:** (27)3145-9820 **E-mail:** cep.goiabeiras@gmail.com



Continuação do Parecer: 4.847.177

estudo poderão colaborar para o conhecimento científico e desenvolvimento de dispositivos de reabilitação mais acessíveis e intuitivos melhorando a interação homem máquina, podendo contribuir assim para proporcionar ou ampliar habilidades funcionais de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

A pesquisa apresenta relevância científica e social e está fundamentada no aspecto teórico e metodológico.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

São apresentados os seguintes termos:

- 1- Informações básicas do projeto
- 2- Carta
- 3- Termo de consentimento livre e esclarecido dos experimentos
- 4- Projeto Detalhado
- 5- Anuência CREF-ES
- 6- Cronograma
- 7- Folha de rosto

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

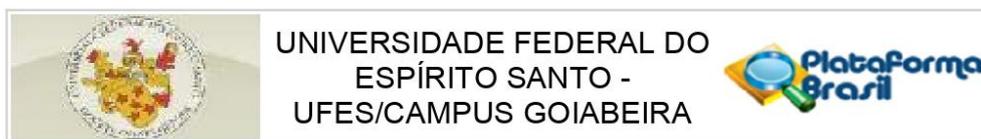
As pendências foram resolvidas.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1692609.pdf	29/06/2021 17:47:36		Aceito
Outros	Carta.pdf	29/06/2021 17:47:03	Jéssica Paola Souza Lima	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_EXP2.pdf	29/06/2021 17:46:28	Jéssica Paola Souza Lima	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_EXP1.pdf	29/06/2021 17:46:16	Jéssica Paola Souza Lima	Aceito

**Endereço:** Av. Fernando Ferrari,514-Campus Universitário, Prédio Administrativo do CCHN  
**Bairro:** Goiabeiras **CEP:** 29.075-910  
**UF:** ES **Município:** VITORIA  
**Telefone:** (27)3145-9820 **E-mail:** cep.goiabeiras@gmail.com



Continuação do Parecer: 4.847.177

Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO_DETALHADO.pdf	26/04/2021 18:35:02	Jéssica Paola Souza Lima	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Anuencia_CREFES.pdf	26/04/2021 18:34:43	Jéssica Paola Souza Lima	Aceito
Cronograma	CRONOGRAMA.pdf	26/04/2021 18:33:52	Jéssica Paola Souza Lima	Aceito
Folha de Rosto	Folha_Rosto_CEP.pdf	25/03/2021 16:45:06	Jéssica Paola Souza Lima	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

VITORIA, 14 de Julho de 2021

---

**Assinado por:**  
**KALLINE PEREIRA AROEIRA**  
(Coordenador(a))

**Endereço:** Av. Fernando Ferrari,514-Campus Universitário, Prédio Administrativo do CCHN  
**Bairro:** Goiabeiras **CEP:** 29.075-910  
**UF:** ES **Município:** VITORIA  
**Telefone:** (27)3145-9820 **E-mail:** cep.goiabeiras@gmail.com