



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

VIVIANNE FLÁVIA CARDOSO

**ANÁLISE DA EXCITABILIDADE E CONECTIVIDADE CORTICAL
PARA UM SISTEMA DE NEURORREABILITAÇÃO BASEADO EM
INTERFACE CÉREBRO-MÁQUINA E MONOCICLO ROBÓTICO**

VITÓRIA, ES

2021

VIVIANNE FLÁVIA CARDOSO

**ANÁLISE DA EXCITABILIDADE E CONECTIVIDADE CORTICAL PARA UM
SISTEMA DE NEURORREABILITAÇÃO BASEADO EM INTERFACE-CÉREBRO
MÁQUINA E MONOCICLO ROBÓTICO**

Tese 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 Doutor em Biotecnologia.

Orientador: Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho

Coorientador: Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto

VITÓRIA, ES

2021

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

C268a Cardoso, Vivianne Flávia, 1978-
Análise da excitabilidade e conectividade cortical para um sistema de neuroreabilitação baseado em interface-cérebro máquina e monociclo robótico / Vivianne Flávia Cardoso. - 2021.
131 f. : il.

Orientador: Teodiano F Bastos Filho.

Coorientador: Anselmo Frizera Neto.

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

1. Biotecnologia. 2. Ritmos sensório-motores. 3. Conectividade do cérebro. 4. Interface cérebro-máquina. 5. Eletroencefalografia. I. Bastos Filho, Teodiano F. II. Frizera Neto, Anselmo. III. Universidade Federal do Espírito Santo. Centro de Ciências da Saúde. IV. Título.

CDU: 61

VIVIANNE FLÁVIA CARDOSO

**ANÁLISE DA EXCITABILIDADE E CONECTIVIDADE CORTICAL PARA UM
SISTEMA DE NEURORREABILITAÇÃO BASEADO EM INTERFACE-CÉREBRO
MÁQUINA E MONOCICLO ROBÓTICO**

Tese 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 Doutor em Biotecnologia.

Apresentada em 29 de junho de 2021.

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho
Universidade Federal do Espírito Santo
Orientador(a)

Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto
Universidade Federal do Espírito Santo
Coorientador(a)

VITÓRIA, ES
2021

Dedico às minhas filhas Maria Antônia e Ana,
que todos os dias me ensinam a pesquisar.

Ao meu marido pela convivência, atenção e apoio
nos momentos alegres e tristes.

Aos meus pais pelo exemplo, incentivo e carinho
Aos amigos que me acompanharam neste percurso

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador pela confiança, amizade e ensinamentos.

Ao meu coorientador pela atenção e amizade.

Aos professores dos Programas de Biotecnologia e Engenharia Elétrica por tudo que me ensinaram.

Aos funcionários que contribuíram com esse trabalho, direta e indiretamente.

Aos meus colegas do Núcleo de Tecnologia Assistiva da UFES pela colaboração e convivência.

*“Mover coisas é tudo que o homem pode fazer... para isso o único executante é o músculo, tanto para sussurrar uma sílaba quanto para derrubar uma floresta”
(Charles Sherrington)*

RESUMO

CARDOSO V.F. **Análise da excitabilidade e conectividade cortical para um sistema de neuroreabilitação baseado em interface cérebro-máquina e monociclo robótico.** 2021. 121f. Tese (Doutorado em Biotecnologia) – Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia, UFES, Espírito Santo. Brasil.

Recentemente, estudos sobre interfaces cérebro-máquina (ICMs) baseadas em exercícios de pedalar têm se destacado pelo potencial de recuperação de membros inferiores. Nesse cenário, o comportamento dos ritmos sensório-motores e a conectividade cerebral se apresentam como fontes de informações que podem contribuir para interpretar o efeito cortical dessas tecnologias. Este estudo tem como objetivo analisar como os ritmos sensório-motores e a conectividade cortical se comportam quando voluntários comandam uma ICM baseada em imagética motora (IM), ou seja, imaginar-se fazendo o movimento de pedalar sem realmente mover os músculos, que fornece pedaladas passivas, movimentos automáticos do monociclo, como realimentação. Oito indivíduos saudáveis e duas pacientes que sofreram Acidente Vascular Cerebral (AVC) realizaram IM de pedalar para comandar uma ICM baseado em Eletroencefalografia (EEG) para a detecção da IM, e monociclo robótico que entrega movimentos passivos como realimentação. Os dados do EEG foram analisados nas seguintes condições: repouso, IM na fase de calibração, IM na fase *online* e pedalada passiva (fase *online*). A maioria dos sujeitos produziu em torno de Cz, correspondente à área do pé padrões significativos de dessincronização relacionada a eventos (ERD - do inglês *Event Related Desynchronization*) ao realizar IM e receber pedalada passiva. A redução mais acentuada foi encontrada na banda β baixa (13 - 22. Hz) Os resultados da conectividade revelaram uma troca de informações entre a área motora suplementar (AMS) e as regiões parietais durante a IM e a pedalada passiva. Os resultados encontrados apontam a ativação do córtex motor primário para a maioria dos participantes e a conectividade entre a AMS e as regiões parietais durante a IM e a pedalada passiva.

Palavras-chave: Interface cérebro-máquina. Ritmos sensório-motores. Conectividade do cérebro. Reabilitação de Membros Inferiores. Movimento de pedalar.

ABSTRACT

CARDOSO V.F. 2021. 110f. **Analysis of excitability and connectivity cortical for a neurorehabilitation system based on brain machine interface and robotic monocycle.** 2021. 121f. Thesis (doctoral in biotechnology)- Postgraduation Biotechnological Program, UFES, Espírito Santo. Brazil.

Recently, studies on cycling-based brain-computer interfaces (BCIs) have been standing out due to their potential for lower-limb recovery. In this scenario, the behavior of the sensory motor rhythms and the brain connectivity present themselves as source of information that can contribute to interpret the cortical effect of these technologies. This study aims to analyze how motor sensory rhythms and the cortical connectivity behave when volunteers command a reactive motor imagery (MI) BCI that provides passive pedaling feedback. Eight healthy subjects performed pedaling MI to command an Electroencephalography (EEG) based BCI with motorized pedal to receive passive movements as feedback. The EEG data were analyzed under the following four conditions: resting, MI calibration, MI *online* and receiving passive pedaling (*online* phase). Most subjects produced around Cz, corresponding to the foot area significant event-related desynchronization (ERD) patterns around Cz, when performing MI and receiving passive pedaling. The sharpest decrease was found for low β band (13 – 22 Hz). The connectivity results revealed an exchange of information between supplementary motor area (SMA) and parietal regions during MI and passive pedaling. Findings point the primary motor cortex activation for most participants and the connectivity between SMA and parietal regions during pedaling MI and passive pedaling.

Keywords: Brain-Computer Interface. Brain Connectivity. Lower Limbs Rehabilitation. Motor Sensory Rhythms. Pedaling.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 2.1 - Partes componentes do Sistema Nervoso Central. Componentes do encéfalo e da medula espinhal.26
- Figura 2.2 - Tálamo e hipotálamo. Localização do tálamo no diencéfalo.....27
- Figura 2.3 - Os lobos do cérebro humano. Divisão do cérebro em lobos: lobo frontal, lobo parietal, lobo occipital, lobo temporal.....29
- Figura 2.4 - Principais áreas corticais e as respectivas áreas de Brodmann. Áreas motoras (córtex motor primário, área motora suplementar e área pré-motora), áreas sensoriais (córtex somatossensorial, córtex visual, córtex auditivo) e as áreas associativas (córtex pré-frontal, córtex parietal e córtex temporal inferior)31
- Figura 2.5 – Áreas funcionais, motoras e somatossensoriais do córtex cerebral, os números 3,1,2,5 e 7 são as áreas corticais de Brodmann.....32
- Figura 2.6 - AVC isquêmico e AVC hemorrágico. AVC isquêmico consiste em bloqueio do fluxo sanguíneo para uma área do encéfalo e AVC hemorrágico consiste em rompimento de um vaso sanguíneo que causa hemorragia dentro ou ao redor do encéfalo.....40
- Figura 2.7 - Captura dos sinais de EGG. Os cabos dos pares de eletrodos estão conectados aos amplificadores, cada um deles registrando as diferenças de voltagem entre dois pontos no couro cabeludo. Tudo isso é registrado e armazenado no computador.43
- Figura 2.8 - Posicionamento dos eletrodos no sistema internacional 10-20.....44
- Figura 2.9 - Célula piramidal se comportando como dipolo microscópico rodeada de seu campo elétrico extracelular. O potencial de campo dendrítico gerado pelos dois tipos de sinapses simultaneamente ativas.46

Figura 2.10 – Esquema de uma Interface Cérebro-Máquina.	54
Figura 3.1 – Esquema da configuração experimental usando da interface cérebro-máquina.	59
Figura 3.2 – (a) Gorro com eletrodos passivos integrados de 64 canais; b) placa Open BCI; c) placa Raspberry Pi; d) Monociclo robótico.	59
Figura 3.3 - Sequência seguida durante o protocolo experimental	62
Figura 3.4 - Paradigma experimental: a) fase de calibração b) fase <i>online</i>	64
Figura 4.1 - Comparação da potência relativa sobre a localização de Cz analisando a contribuição de cada banda de frequência quando os participantes executaram quatro tarefas: repouso; IM durante a fase de calibração; IM na fase <i>online</i> ; e recebendo PPs, a) grupo P01-P08 e b) grupo de pacientes (PS1 e PS2)	68
Figura 4.2 - Potência relativa média calculada para o grupo P01-P08. Os valores de ρ comparam IM na fase de calibração, IM na fase <i>online</i> e PPs.....	69
Figura 4.3 - Representação de padrões ERD significativos obtidos para os grupos P01-P08 e pós-AVC (PS1 e PS2). Aqui são apresentados gráficos sobre Cz e mapas topográficos baseado em ERD significativos, quando os participantes executaram IM na fase de calibração (Fase 1); também na Fase 2 quando os participantes acionam a ICM e recebem PPs como realimenta.....	70
Figura 4.4 - Média de potência de ERD e latência, durante a IM e PPs na fase online	71
Figura 4.5 - Picos de ERD e latência, durante a IM e PPs na fase <i>online</i> para as pacientes PS1 e PS2, respectivamente.	71
Figura 4.6 – a) Padrões de ERD e mapas topográficos. Representação de padrões ERD significativos, usando a representação tempo-frequência na localização Cz, e a	

distribuição ERD do couro cabeludo. Os intervalos de tempo de -1,0 a 0 s e de 0 a 4,5 s estão respectivamente relacionados à IM antes do acionamento da ICM e durante as PPs; b) Média dos picos ERD para bandas de frequência específicas de cada sujeito (P01-P08), durante a IM e as PPs na fase *online*.72

Figura 4.7 – Conectividade média do grupo P01-P08, entre as áreas corticais considerando fluxo e força entre os canais de EEG para bandas: θ (4 a 7 Hz), (8 a 12 Hz), β baixa (13 a 22 Hz) e β alta (23 a 35 Hz), durante três condições: a) IM fase de calibração, b) IM fase *online*, c) e as PPs.73

Figura 4.8 – Conectividade, em PS1, entre as áreas corticais considerando fluxo e força entre os canais de EEG para bandas: θ (4 a 7 Hz), μ (8 a 12 Hz), β baixa (13 a 22 Hz) e β alta (23 a 35 Hz), durante três condições: a) IM fase de calibração, b) IM fase *online*, c) e as PPs.....74

Figura 4.9 – Conectividade, em PS2, entre as áreas corticais considerando fluxo e força entre os canais de EEG para bandas: θ (4 a 7 Hz), μ (8 a 12 Hz), β baixa (13 a 22 Hz) e β alta (23 a 35 Hz), durante três condições: a) IM fase de calibração, b) IM fase *online*, c) e as PPs.75

Figura 4.10 – Desempenho da ICM para cada participante durante as fases de calibração e modo de operação *online*.76

Figura 4.11 – Resultados do questionário. (a) Nível de atenção; (b) Estado físico; (c) Estado mental; (d) Desempenho ao realizar IM.....77

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ICMs	Interfaces Cérebro-Máquina
AMS	Área Motora Suplementar
APM	Área Pré-Motora
AVC	Acidente Vascular Cerebral
CAR	do inglês <i>Common Average Reference</i>
EEG	Eletroencefalografia
PPSE	Potenciais Pós-Sinápticos Excitatórios
ERD	do inglês <i>Event-Related Desynchronization</i>
ERS	do inglês <i>Event-Related Synchronization</i>
FFT	do inglês <i>Fast Fourier Transform</i>
IM	Imagética motora
PPSI	Potenciais Pós-Sinápticos Inibitórios
LDA	do inglês <i>Linear Discriminant Analysis</i>
M1	Córtex Motor Primário
MD	Mão Direita
ME	Mão Esquerda
NTA	Núcleo de Tecnologia Assistiva
OMS	Organização Mundial Saúde
P01	Participante 1
P02	Participante 2

P03	Participante 3
P04	Participante 4
P05	Participante 5
P06	Participante 6
P07	Participante 7
P08	Participante 8
PS1	Paciente 1
PS2	Paciente 2
PWFP	do inglês <i>Pair-Wise Feature Proximity</i>
SNC	Sistema Nervoso Central
TIM	Treinamento de Imagética Motora
TRC	Terapia de Reabilitação Convencional
VA	Núcleo Ventral Anterior
VL	Núcleo Ventrolateral
Vlo	Aferência do Núcleo Ventrolateral
VPM	Núcleo Ventral Póster-Medial
δ	Delta
θ	Teta
α	Alfa
β	Beta
μ	Mu

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	17
1.1 JUSTIFICATIVA	19
1.3 HIPÓTESE.....	21
1.4 OBJETIVO	21
1.5 ESTRUTURA DA TESE	22
2 REFERENCIAL TEÓRICO	23
2.1 BASES NEURAIS DO MOVIMENTO HUMANO	23
2.2 ORGANIZAÇÃO ANATÔMICA E FUNCIONAL DO SISTEMA NERVOSO.....	23
2.3 MEDULA ESPINHAL	25
2.4 ENCÉFALO.....	26
2.4.1 Tálamo	27
2.4.2 Cérebro	29
2.4.3 Córtex	30
2.4.4 Córtex Motor e Córtex Somatossensorial	31
2.4.5 Circuitos Oscilatórios e Núcleos da Base	34
2.4.6 Córtex Motor e Imagética Motora	37
2.5 ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL.....	39
2.6 O SINAL ELETROENCEFALOGRAFICO.....	43
2.6.1 Posicionamento dos Eletrodos	44
2.6.2 Fisiologia do Sinal Eletroencefalográfico	44
2.6.3 Artefatos	46
2.6.4 Ritmos do EEG	47
2.6.5 Mecanismos dos Ritmos Encefálicos	49
2.6.6 ERD e ERS	49
2.6.7 Conectividade	52
2.7 INTERFACES CÉREBRO-MÁQUINA	54
2.8 CONCLUSÃO	58
3 METODOLOGIA	59
3.1 MATERIAIS.....	59
3.2 GRAVAÇÃO DE DADOS E PROCESSAMENTO DE SINAL	60

3.3 PROTOCOLO	61
3.3.1 Critérios de inclusão e exclusão	61
3.3.2 Participantes	61
3.3.3 Sequência do protocolo	62
3.4. PROCESSAMENTO DE DADOS E ANÁLISE ESTATÍSTICA	65
3.4.1 Análise de padrões ERD significativos	65
3.4.2 Potência relativa	66
3.4.3 Conectividade	66
4.1 ANÁLISE DE POTÊNCIA RELATIVA	68
4.2 ERD	69
4.3 CONECTIVIDADE CEREBRAL	73
4.4 PARTICIPANTES COMANDANDO A ICM	75
4.5 RESULTADOS DO QUESTIONÁRIO	76
5 DISCUSSÃO	79
6 CONCLUSÃO	82
REFERÊNCIAS	87
ANEXOS	101
ANEXO A – ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH	101
ANEXO B – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP	102
ANEXO C - QUESTIONÁRIO PARA EXPERIMENTO DE IMAGÉTICA MOTORA	107
ANEXO D - SOLICITAÇÃO DE PEDIDO DE PATENTE 1	108
ANEXO E - SOLICITAÇÃO DE PEDIDO DE PATENTE 2	109

1 INTRODUÇÃO

Atualmente, há um interesse crescente em estender a pesquisa em interfaces cérebro-máquina (ICMs) para uma variedade de aplicações, como por exemplo, para induzir neuroplasticidade e restauração funcional. As ICMs têm recebido atenção especial devido ao potencial demonstrado para tratar ou ajudar pessoas que sofrem de doenças neurais ou distúrbios neurológicos (BASTOS-FILHO *et al.*, 2020), (TAKEUCHI; IZUMI, 2013), (LI *et al.*, 2018).

Vários estudos propuseram a tecnologia de uma ICM como abordagem promissora para gerar atividade no córtex motor, oferecendo uma forma alternativa para os participantes praticarem ativamente a intenção de mover seus membros superiores e/ou inferiores (LIU *et al.*, 2017a), (HASHIMOTO; USHIBA, 2013), (MRACHACZ-KERSTING *et al.*, 2012). Como resultado, dispositivos e/ou softwares comandados por ICMs, foram capazes de fornecer uma realimentação multissensorial, aumentando a modulação do ritmo cerebral (TAKEUCHI; IZUMI, 2013). Assim, as ICMs podem acoplar intenção com ação, sendo que as técnicas de eletroencefalografia (EEG) têm sido amplamente utilizadas em diversos estudos relacionados aos movimentos dos membros inferiores (LIU *et al.*, 2017a), (HASHIMOTO; USHIBA, 2013), (PFURTSCHELLER; LOPES DA SILVA, 1999), (JIANG *et al.*, 2015), (NIAZI *et al.*, 2012).

Dentre os distúrbios neurológicos, o Acidente Vascular Cerebral (AVC) é uma das principais causas de incapacidade em adultos no mundo. Sendo que a função motora prejudicada é um dos distúrbios mais comuns e quando os membros inferiores são afetados contribui significativamente para reduzir o desempenho da marcha. Com o objetivo de promover a recuperação da função motora após a ocorrência de um AVC, estudos vêm se dedicando a investigar o efeito de terapias baseadas no uso de ICMs (CHAUDHARY; BIRBAUMER; RAMOS-MURGUIALDAY, 2016) (ANG *et al.*, 2014), (TAKAHASHI *et al.*, 2012), (SBURLEA *et al.*, 2015).

Esse interesse dos pesquisadores em desenvolver ICMs para recuperação de membros inferiores decorre do fato de que a recuperação da marcha é um dos principais objetivos dos sujeitos acometidos, uma vez que a locomoção tem forte impacto na qualidade de vida (BELDA-LOIS *et al.*, 2011). Para tanto, o uso de ICMs

baseadas em dispositivos robóticos tem se destacado uma vez que a terapia robótica tem o potencial de minimizar a assistência e estimular o esforço dos sujeitos (WOLBRECHT, 2008), (DONATI *et al.*, 2016), (PROCHNOW *et al.*, 2013), além de permitir um elevado número de repetições de movimentos com precisão. Especificamente, os pedais motorizados têm despertado interesse pelo baixo custo e portabilidade.

Na atualidade, tecnologias que utilizam pedais motorizados estão se tornando mais atrativas para a reabilitação domiciliar, respeitando o distanciamento social (WILDER-SMITH; FREEDMAN, 2020), (PREM *et al.*, 2020) exigido neste momento da pandemia de COVID-19, que apresenta alto risco para os idosos com a probabilidade de causar doenças neurais graves (NATH; SMITH, 2020), (TSIVGOULIS *et al.*, 2020), (HESS; ELDAHSHAN; RUTKOWSKI, 2020), (BHATIA; SRIVASTAVA, 2020). Movimentos de pedalada têm demonstrado resultados positivos na recuperação funcional dos membros inferiores (HANCOCK *et al.*, 2012), (MELINSCAK; MONTESANO; MINGUEZ, 2016), (ROSECRANCE; GIULIANI, 1991), (KATZ-LEURER *et al.*, 2006) para ampla gama de deficiências motoras, apresentando a vantagem de ser uma técnica segura e acessível (MELINSCAK; MONTESANO; MINGUEZ, 2016), (CHEN *et al.*, 2005) para pacientes que sofreram AVC, com doença de Parkinson e pacientes com lesão da medula espinhal (BROWN; NAGPAL; CHI, 2005), (MOHAMMADI-ABDAR *et al.*, 2015), (RODRIGUEZ-UGARTE *et al.*, 2018).

Conseqüentemente, o interesse em ICMs baseadas em EEG para fornecer movimentos de pedalada está aumentando, principalmente porque estudos anteriores mostram o envolvimento do córtex motor primário tanto quando os sujeitos realizam tarefas reais (ativas ou passivas) quanto imagética motora (IM) de pedalar (REZK *et al.*, 2017), (JAIN *et al.*, 2013), (STORZER *et al.*, 2016), (CHRISTENSEN *et al.*, 2000). A IM manifesta-se como resultado do ensaio mental de um dado ato motor, sem qualquer movimento do músculo correspondente. A IM é classificada em duas categorias, IM visual que consiste na visualização do sujeito movendo um membro e IM cinestésica que é a sensação de movimento muscular (CHHOLAK, *et al.*, 2019). Vale ressaltar que a IM cinestésica se mostrou capaz de

modular a excitabilidade cortical mais do que o IM visual. (CHHOLAK, *et al.*, 2019; SOLODKIN, *et al.*, 2004; STINEAR, *et al.*, 2006).

Por outro lado, alguns estudos sobre a conectividade do cérebro analisaram o comportamento dinâmico da atividade cortical e as funções de diferentes regiões durante movimentos reais e de IM (CHUNG; KIM; KIM, 2011), (ATHANASIOU *et al.*, 2012), (ASTOLFI *et al.*, 2007a). No entanto, estudos que usaram ICMs baseadas em EEG para reabilitação de membros inferiores executando tarefas de IM de pedalar não relataram, até onde foi possível apurar neste trabalho, como as regiões do cérebro se conectam entre si. A conectividade pode fornecer dados sobre as interações entre os lobos do córtex por meio de padrões que representam a dinâmica do fluxo de informações (ATHANASIOU *et al.*, 2012), (LI *et al.*, 2013), (GONUGUNTLA; WANG; VELUVOLU, 2013). Recentemente uma ICM com base na conectividade de regiões do cérebro foi proposta para o reconhecimento de emoções, alcançando resultados promissores (JIN; KIM, 2020). Assim, essas informações podem contribuir para o desenvolvimento de uma terapia mais eficaz com ICMs, por meio da obtenção de um modelo de classificação baseado na conectividade cortical.

Esta tese se propõe a investigar a excitabilidade e a conectividade corticais durante o uso de uma ICM baseada em IM em exercícios de pedalar desenvolvida para auxiliar na reabilitação de pacientes pós-AVC.

1.1 JUSTIFICATIVA

Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS) o AVC é a segunda causa de morte e a principal causa de deficiência em todo mundo (OMS, 2019). Ele afeta principalmente os indivíduos no pico de sua vida produtiva. Globalmente, 70% dos AVCs ocorrem em países de baixa e média renda, sendo que nas últimas quatro décadas a incidência mais que dobrou nestes países (JOHNSON *et al.*, 2016). Segundo dados do Ministério da Saúde somente no Brasil foram registrados cerca de 153.845 casos de hospitalização por AVC, gerando um gasto de 201,2 milhões de reais para o sistema público de saúde, no ano de 2020 (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2021). Além do mais, após completar o processo de reabilitação

aproximadamente 50% dos pacientes pós-AVC precisam continuamente do apoio de outras pessoas para realizar atividades da vida diária. Neste sentido, a reabilitação da marcha aparece como um dos principais desejos dos pacientes pós-AVC uma vez que a locomoção é um fator importante para sua independência (BELDA-LOIS *et al.*, 2011). Com objetivo de reabilitar a função motora de pacientes pós-AVC novas tecnologias de reabilitação, como as ICMs, por exemplo, vêm sendo propostas para auxiliar ou induzir a reorganização dos circuitos neurais (CHAUDHARY; BIRBAUMER; RAMOS-MURGUIALDAY, 2016). ICMs acionadas pela IM e que oferecem exercícios de pedalada como realimentação apresentam potencial para serem usadas em ambientes clínicos, visto que a IM cinestésica é uma forma de acessar circuitos neurais responsáveis pelo movimento voluntário mesmo que o paciente ainda não consiga realizar o movimento enquanto, os exercícios de pedalada, além de provocar excitabilidade nas mesmas áreas corticais que a IM (CHRISTENSEN *et al.*, 2000), (JAIN *et al.*, 2013), (REZK *et al.*, 2017), (STORZER *et al.*, 2016), também apresentaram potenciais efeitos terapêuticos para recuperação da função motora de pacientes pós-AVC (HANCOCK *et al.*, 2012), (MELINSCAK; MONTESANO; MINGUEZ, 2016), (ROSECRANCE; GIULIANI, 1991), (KATZ-LEURER *et al.*, 2006).

Compreender o comportamento dos ritmos sensório-motores e a conectividade cortical durante o uso de uma ICM acionada pela IM do pedalar, pode auxiliar estudos futuros referentes ao desenvolvimento de ICMs e conseqüentemente contribuir para o desenvolvimento de tecnologias de reabilitação mais efetivas que em conjunto com as tradicionais terapias de reabilitação possam promover a recuperação da função motora dos pacientes pós-AVC.

1.2 PROBLEMA CIENTÍFICO

Atualmente, o AVC é a principal causa de incapacidade motora em adultos em idade produtiva (OMS, 2019). A possibilidade de andar de forma independente para conseguir realizar atividades da vida diária está entre os principais objetivos de pessoas acometidas por AVC. Entretanto mesmo após concluir o processo de reabilitação muitos não atingem um nível de marcha que os capacite a realizar todas as suas atividades diárias de forma independente (BELDA-LOIS *et al.*, 2011). Neste

contexto, métodos mais eficazes para a reabilitação do membro inferior pós-AVC são desejáveis. A introdução de robôs na área de reabilitação tem grande potencial terapêutico, visto que podem auxiliar os pacientes a realizarem a quantidade de movimentos necessários à sua recuperação com precisão, além de fornecer dados quantificados a respeito do progresso do paciente aos profissionais de reabilitação. Neste contexto, dispositivos robóticos baseados em exercícios de pedalada vêm se destacando pois, além de apresentam a vantagem de serem portáteis e de baixo custo, exercício de pedalada têm demonstrado resultados positivos na recuperação funcional dos membros inferiores (HANCOCK *et al.*, 2012), (KATZ-LEURER *et al.*, 2006). Quando estes dispositivos são acionados pela IM através de uma ICM, representam uma abordagem promissora à reabilitação de pacientes pós-AVC uma vez que a prática repetitiva de IM pode levar à neuroplasticidade (ANG *et al.*, 2014), (DE VRIES; MULDER, 2007), (SHARMA *et al.*, 2009). Entretanto, apesar da alta incidência de incapacidade motora em pacientes pós-AVC e dos avanços no desenvolvimento de tecnologias robóticas com fins de reabilitação motora, e o uso de ICMs de baixo custo ativada pela IM de pedalar para fornecer pedaladas passivas como realimentação é um assunto pouco explorado, assim como o comportamento resultante dos ritmos sensório-motores e a conectividade cortical.

1.3 HIPÓTESE

A hipótese deste estudo é que uma ICM acionada pela IM e que entrega pedaladas passivas como realimentação em tempo real pode induzir mudanças no ritmos sensório-motores.

1.4 OBJETIVO

O principal objetivo desta tese é analisar o comportamento dos ritmos sensório-motores e a conectividade cortical por meio do EEG quando uma ICM é ativada por imagética motora de pedalar e fornece pedaladas passivas como realimentação em tempo real.

Os seguintes objetivos específicos também são propostos nesta tese.

- 1) Desenvolver um protocolo que possibilite através do uso de uma ICM baseada em IM e EEG, estudar os padrões corticais gerados durante IM de pedalar e movimentos passivos de pedalar.
- 2) Implementar o protocolo desenvolvido em indivíduos sem acometimento motor ou neurológico e pacientes pós-AVC, e analisar a atividade cortical com os sinais de EEG.

1.5 ESTRUTURA DA TESE

Este documento é composto por seis capítulos. Capítulo 1 apresenta o problema científico, os objetivos, hipótese e a justificativa desta tese de doutorado. O Capítulo 2 aborda a função do córtex motor durante o movimento voluntário e IM, incluindo como o AVC pode afetar a função motora. É discutido também como a técnica de EEG e exercícios de pedalada podem ser empregados em tecnologias de ICMs. Os materiais e métodos utilizados, incluindo descrição da ICM, os dados demográficos dos participantes, os critérios de inclusão e exclusão, o protocolo experimental e a metodologia de análise de dados são apresentados no Capítulo 3. Enquanto, o Capítulo 4 apresenta os resultados obtidos. A discussão sobre como a ICM afeta a excitabilidade cortical e a conectividade do cérebro dos usuários é realizada no Capítulo 5. Por fim, são apresentados a Conclusão e os Trabalhos Futuros no Capítulo 6.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 BASES NEURAIAS DO MOVIMENTO HUMANO

Uma das principais funções do sistema nervoso é comandar as interações intencionais do corpo com o ambiente. Quando se reflete, constata-se que o movimento é regido por um sistema motor que é extraordinariamente complexo pois comportamento humano necessita da ação coordenada de quase 700 músculos em um ambiente em constante mudança e, frequentemente, imprevisível. Por meio do Sistema Nervoso Central (SNC), no encéfalo, o córtex cerebral utiliza informação sensorial sobre o mundo para decidir quais ações executar e como organizar os movimentos voluntários para realizar ações (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

Outra característica notável do sistema motor é a capacidade de aprender novas estratégias comportamentais para enfrentar variações ou perturbações previsíveis do ambiente. Além de contribuir para processos cognitivos que parecem não estar relacionados com o controle motor, como a compreensão das ações de outros indivíduos e as consequências do evento observado. O córtex motor também é capaz de sofrer alterações adaptativas durante a aquisição de habilidades motoras e a recuperação funcional após lesões.

Nos últimos 25 anos, alguns estudos têm mostrado que o sistema motor cortical não é um circuito passivo controlado por partes mais inteligentes do cérebro (KANDEL; SCHWARTZ; JESSELL; SIEGELBAUM *et al.*, 2014). Pelo contrário, esse sistema está intimamente envolvido em muitos processos neurais inter-relacionados necessários para escolher um plano de ação incluindo processos de natureza perceptiva, cognitiva e motora. Isto indica que a percepção, a cognição e a ação não estão anatomicamente segregadas, nem são funcionalmente independentes. Será abordado a seguir o SNC e mais detalhadamente o córtex motor.

2.2 ORGANIZAÇÃO ANATÔMICA E FUNCIONAL DO SISTEMA NERVOSO

Nessa seção, será descrito o sistema nervoso anatomicamente de forma a relacionar as áreas cerebrais responsáveis pelas tarefas motoras com a localização

dos eletrodos. Assim, é feita uma breve descrição anatômica e funcional do sistema nervoso.

O sistema nervoso coordena e monitora toda atividade consciente e inconsciente do organismo. Ele é composto pelo sistema nervoso central (SNC) e sistema nervoso periférico. Baseado em critérios anatômicos, o SNC se localiza dentro do esqueleto axial, sendo que na cavidade craniana fica localizado o encéfalo e, no canal vertebral, a medula espinhal, constituindo o neuro-eixo.

Localizado fora do esqueleto axial, o sistema nervoso periférico é constituído pelas fibras nervosas (axônios dos neurônios) que formam os nervos e pelos corpos de neurônios que se localizam nos gânglios. Os nervos cranianos e espinhais unem o sistema nervoso central aos órgãos periféricos (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008), (MACHADO, 2006). O SNC é responsável pela recepção do estímulo, interpretação e geração de resposta, enquanto o sistema nervoso periférico é responsável por conduzir os estímulos até o SNC além da resposta aos órgãos e estruturas responsáveis pela ação.

Funcionalmente o sistema nervoso ainda pode ser dividido em sistema nervoso somático e sistema nervoso vegetativo (autônomo) (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008), (MACHADO, 2006). O sistema nervoso somático regula as atividades que estão sob controle consciente. Ele é responsável pela coordenação dos movimentos do corpo e por receber estímulos externos. O sistema nervoso vegetativo é dividido em sistema nervoso simpático e sistema nervoso parassimpático. As duas divisões do sistema nervoso vegetativo executam efeitos opostos na fisiologia corpórea. Por exemplo, o sistema nervoso simpático aumenta a frequência cardíaca, enquanto o sistema nervoso parassimpático reduz. De forma geral, a divisão simpática é ativada para preparar o corpo em situações de estresse, como escapar do perigo, enquanto a divisão parassimpática está mais ativa em condições vegetativas (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

As próximas seções se concentram no SNC, mais precisamente no seu principal constituinte, o encéfalo.

2.3 MEDULA ESPINHAL

Juntos, o sistema motor somático e o Sistema Nervoso Vegetativo constituem todas as eferências neurais do SNC. O encéfalo envia os sinais de controle muscular do sistema motor somático e recebe informações sensoriais do sistema sensorial somático através de 12 pares de nervos cranianos os quais inervam, principalmente, a cabeça e 31 pares de nervos na medula espinhal, sendo que oito estão localizados na região cervical, doze na região torácica, cinco na região lombar e cinco na região do sacro (MACHADO, 2006). Eles são conduzidos no interior da coluna vertebral e a deixam através do forame intervertebral, de onde saem para inervar os órgãos e músculos e outras estruturas do corpo.

Quando atravessa o forame, o nervo se divide em duas raízes. A raiz dorsal transporta axônios sensoriais cujos corpos celulares localizam-se nos gânglios das raízes dorsais. Por outro lado, a raiz ventral transporta axônios motores que emergem da substância cinzenta da medula espinhal ventral. Formada de substância cinzenta, a região central da medula espinhal apresenta uma forma de borboleta, sendo que a substância cinzenta se divide em cornos dorsais, laterais e ventrais (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008), (MACHADO, 2006).

A espessa camada de substância branca contém axônios longos que percorrem a medula em sentidos opostos. Esses axônios levam sinais estimulatórios do encéfalo para órgãos efetores como músculos e glândulas e são nervos eferentes primários do sistema motor somático os quais entram na medula espinhal através das raízes ventrais. Já os axônios que levam informação dos receptores sensoriais da pele, dos músculos e das articulações ao encéfalo, são os nervos aferentes primários do sistema sensorial somático que entram na medula espinhal através das raízes dorsais. Assim, as duas raízes da medula espinhal transmitem informação em sentidos opostos (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

2.4 ENCÉFALO

O encéfalo é constituído de seis estruturas principais: bulbo, cerebelo, ponte, mesencéfalo, diencéfalo e cérebro (Figura 2.1).

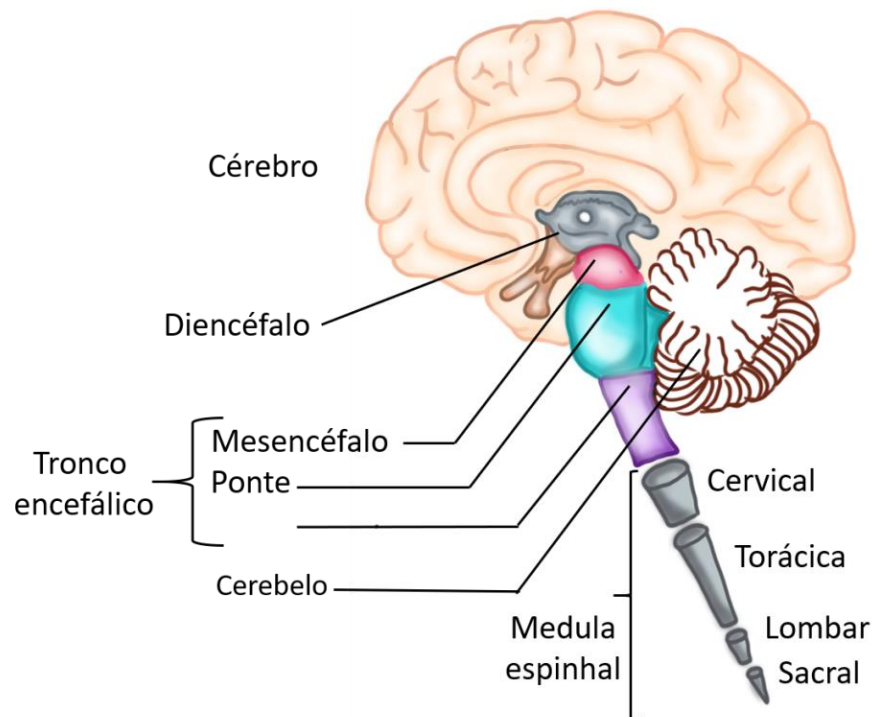


Figura 2.1 – Partes componentes do Sistema Nervoso Central. Componentes do encéfalo e da medula espinhal. Adaptado de (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008; MACHADO, 2006).

Diretamente rostral (anterior) à medula espinhal está situado o bulbo, responsável por funções neurovegetativas (autônomas) como digestão, respiração e controle dos batimentos cardíacos. Rostral ao bulbo, tem-se a ponte que retransmite informações acerca do movimento dos hemisférios cerebrais para o cerebelo. O cerebelo, além de estar envolvido na aprendizagem das habilidades motoras, também modula a força e amplitude do movimento. Já o mesencéfalo controla muitas funções sensoriais e motoras como coordenação dos reflexos visuais e auditivos (KANDEL *et al.*, 2014). No diencéfalo, tem-se duas estruturas: o tálamo, formado por dois grandes ovóides de tecido nervoso unidos pela aderência Intertalâmica que é constituído de substância cinzenta e processa a maior parte da informação que chega ao córtex cerebral e o hipotálamo que regula funções autônomas, endócrinas e viscerais (MACHADO, 2006). O cérebro compreende dois hemisférios separados

pela profunda fissura sagital e unidos pelo corpo caloso. Em geral, o hemisfério cerebral direito recebe sensações e controla o movimento do lado esquerdo do corpo e o hemisfério esquerdo está envolvido com as sensações e os movimentos do lado direito (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

2.4.1 Tálamo

O tálamo, localizado no diencéfalo (Figura 2.2), é constituído de substância cinzenta onde se distinguem vários núcleos que podem ser divididos em cinco grupos: anterior, posterior, mediano, medial e lateral.

Os núcleos do grupo anterior integram o sistema límbico e, portanto, estão relacionados ao comportamento emocional.

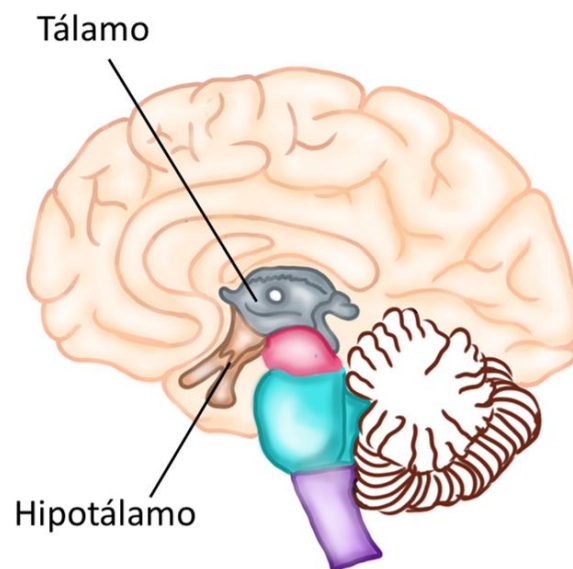


Figura 2.2 – Tálamo e hipotálamo. Localização do tálamo no diencéfalo. Adaptado de (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008; MACHADO, 2006).

O grupo posterior é formado por três estruturas: pulvinar, que integra áreas do córtex associadas à linguagem; o núcleo geniculado medial, que integra áreas auditivas; e o núcleo geniculado lateral, que integra as áreas visuais do córtex cerebral.

Os núcleos do grupo mediano relacionam-se com funções viscerais, os núcleos do grupo medial (intralaminares e núcleo medial dorsal) têm conexões com a formação

reticular e o núcleo medial dorsal está relacionado ao comportamento emocional e à atenção (MACHADO, 2006).

O tálamo envia muitas fibras aferentes ao córtex cerebral, projetando axônios de diferentes núcleos a diferentes áreas do córtex. O núcleo ventral posterior, uma porção do sistema somatossensorial, projeta-se ao giro pós-central do córtex, e o núcleo ventral lateral e o núcleo ventral anterior formam parte do sistema motor, os quais enviam seus axônios ao giro pré-central do córtex motor (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

O grupo lateral é subdividido em um subgrupo dorsal e um subgrupo ventral. Os núcleos do subgrupo ventral são considerados mais importantes, e são:

- i. Núcleo ventral anterior (VA): recebe a maioria das fibras que provêm do globo pálido e se projeta para áreas motoras do córtex cerebral. Tem função ligada à motricidade somática.
- ii. Núcleo ventral lateral (VL): recebe fibras do globo pálido e do cerebelo, integrando a via cerebelo-tálamo-cortical.
- iii. Núcleo ventral póstero-lateral: recebe as fibras do lemnisco medial que leva impulsos de propriocepção consciente e do lemnisco espinhal que transporta impulsos de temperatura, pressão e tato, e se projeta para o córtex somatossensorial.
- iv. Núcleo ventral póstero-medial (VPM): núcleo das vias sensitivas, recebe fibras do lemnisco trigeminal e fibras gustativas e se projeta para áreas gustativas do córtex cerebral (MACHADO, 2006).

Também faz parte do grupo lateral o núcleo reticular do tálamo. Esse núcleo não tem projeções para o córtex cerebral e suas conexões principais são com os demais núcleos talâmicos, exercendo uma ação moduladora sobre a atividade desses núcleos (MACHADO, 2006).

Como no presente estudo são analisados sinais eletroencefalográficos (EEG), vale ressaltar que alguns circuitos neurais do tálamo geram características oscilatórias importantes que podem ser medidas na superfície do escalpo (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

2.4.2 Cérebro

O cérebro é construído pelo córtex cerebral, que é a camada mais externa, e três estruturas mais profundas: núcleos da base que participam da regulação do desempenho motor; hipocampo envolvido com armazenamento da memória, e núcleos da amígdala que coordenam respostas autônomas e endócrinas dos estados emocionais (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008), (KANDEL *et al.*, 2014). Por convenção, o cérebro é subdividido em lobos nomeados em relação aos ossos do crânio que estão acima deles. Sendo assim, o cérebro é dividido em quatro lobos: frontal, parietal, occipital e temporal (Figura 2.3) (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008), (KANDEL *et al.*, 2014). Os hemisférios cerebrais são constituídos por uma camada de substância branca e outra de substância cinzenta (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008). Sob a superfície cerebral, localiza-se o córtex cerebral que será descrito a seguir.

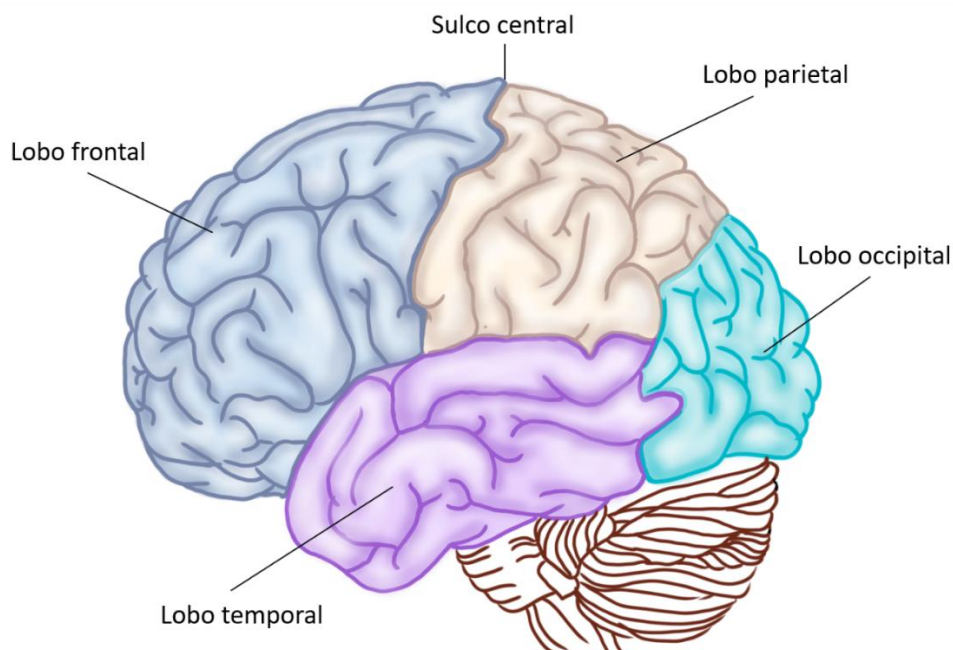


Figura 2.3 – Os lobos do cérebro humano. Divisão do cérebro em lobos: lobo frontal, lobo parietal, lobo occipital, lobo temporal. Adaptado de (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008)

2.4.3 Córtex

O córtex é uma fina camada de substância cinzenta que reveste o centro branco do cérebro. Trata-se de uma das partes mais importantes do SNC. No córtex é aonde os impulsos chegam, se tornam conscientes, são interpretados e as respostas são enviadas para os órgãos efetores. Durante a evolução, a extensão e complexidade do córtex aumentaram, progressivamente, o que pode ser relacionado com as funções intelectuais na espécie humana.

No córtex, existem neurônios, células neurogliais e fibras. Os neurônios e as fibras distribuem-se de vários modos, em várias camadas, sendo a estrutura do córtex muito complexa. Assim, tem-se uma estrutura laminar formada por seis camadas distintas com diferentes tipos de corpos celulares de neurônio. Numeradas da superfície para o interior tem-se: I) camada molecular, II) camada granular externa, III) camada piramidal externa, IV) camada granular interna, V) camada piramidal interna e VI) camada de células fusiformes. Os neurônios piramidais são importantes para geração dos sinais de EEG que será abordado mais adiante.

Como citado anteriormente, o córtex cerebral é constituído por uma camada de corpos celulares neuronais denominada substância cinzenta e, logo abaixo dessa camada, localiza-se um conjunto de axônios conhecido como a substância branca cortical. O córtex cerebral realiza funções importantes de cognição, personalidade e coordenação dos movimentos complexos. Ele se organiza em áreas distintas identificadas, primeiramente, por Brodmann, que diferem umas das outras em sua estrutura microscópica e função (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

O córtex cerebral apresenta um papel importante no controle dos movimentos voluntários e as principais áreas de controle motor são: o córtex motor primário (M1), a área motora suplementar (AMS) e a área pré-motora (APM) (GUYTON; HALL, 2011). As áreas associativas corticais são grandes extensões de córtex humano que não estão envolvidas diretamente com funções motoras ou sensoriais. Algumas das áreas associativas mais importantes são: córtex pré-frontal, córtex parietal posterior e o córtex temporal inferior. Já as áreas visuais encontram-se no lobo occipital e as áreas auditivas situam-se no lobo temporal. A Figura 2.4 apresenta as principais

áreas corticais e as respectivas áreas de Brodmann (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008), (GUYTON; HALL, 2011).

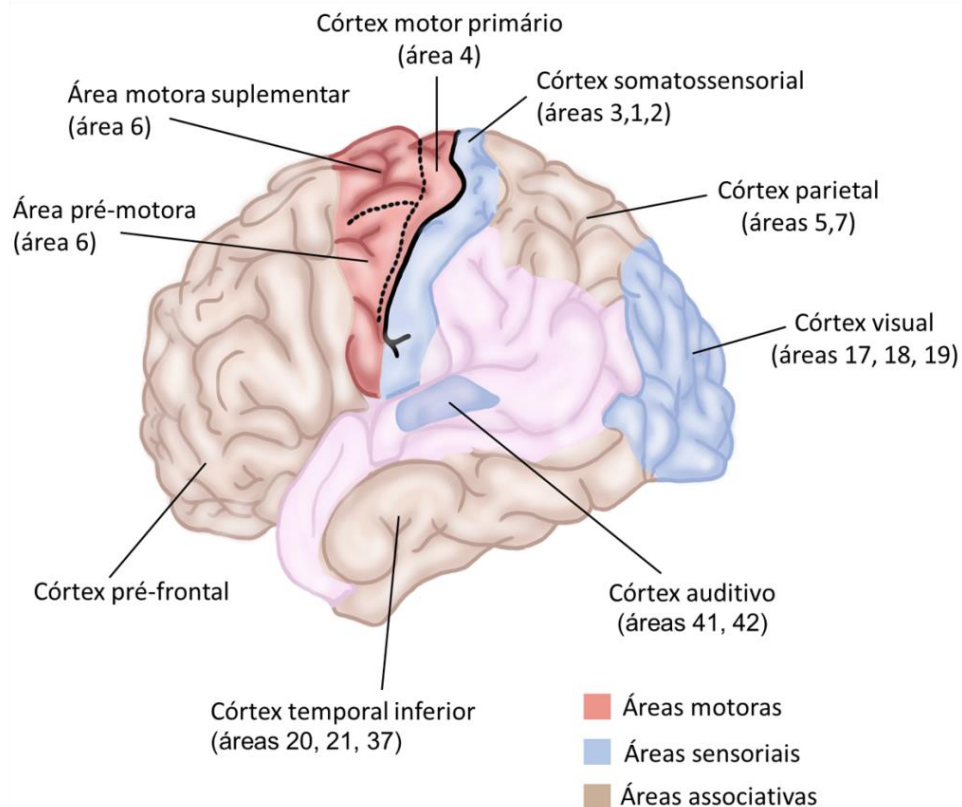


Figura 2.4 - Principais áreas corticais e as respectivas áreas de Brodmann. Áreas motoras (córtex motor primário, área motora suplementar e área pré-motora), áreas sensoriais (córtex somatossensorial, córtex visual, córtex auditivo) e as áreas associativas (córtex pré-frontal, córtex parietal e córtex temporal inferior). Adaptado de (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

2.4.4 Córtex Motor e Córtex Somatossensorial

No presente estudo, são analisados sinais eletroencefalográficos envolvidos em tarefas mentais de IM e movimento passivo, portanto, as áreas cerebrais envolvidas nas respectivas tarefas mentais serão descritas em mais detalhes.

O córtex motor, composto pelas áreas M1, AMS, APM, localiza-se anterior ao sulco cortical central e ocupa, aproximadamente, o terço posterior dos lobos frontais. Posterior ao sulco central, encontra-se o córtex somatossensorial (Figura. 2.5) que envia ao córtex motor muitos dos sinais que iniciam as atividades motoras (GUYTON; HALL, 2011), (KANDEL *et al.*, 2014).

No córtex motor, o M1 é diretamente responsável pela geração de comandos motores. A Figura 2.5 apresenta as representações topográficas, relacionando as áreas do M1 com o movimento realizado por diferentes partes do corpo.

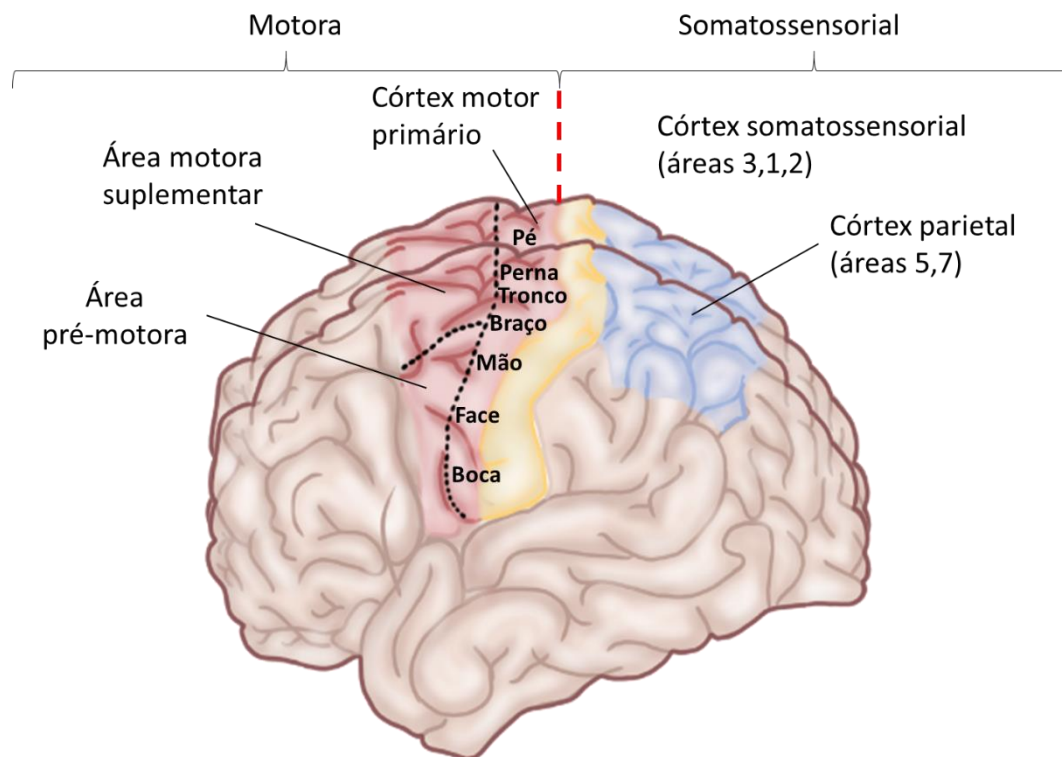


Figura 2.5 – Áreas funcionais, motoras e somatossensoriais do córtex cerebral, os números 3,1,2,5 e 7 são as áreas corticais de Brodmann. Adaptado de (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

Começando perto da fissura de Sylvius encontra-se a região da face e da boca; o braço e a área da mão estão na parte média do córtex motor primário; o tronco, perto do ápice do cérebro; e as áreas da perna e do pé, na parte que mergulha na fissura longitudinal. Os músculos que realizam movimentos mais especializados ocupam maior área no M1, assim, mais da metade de todo o M1 está relacionado ao controle dos músculos das mãos e dos músculos da fala (GUYTON; HALL, 2011).

Uma característica do M1 é a excitação de um grupo de músculos de forma que cada um dos músculos excitados contribui com sua própria direção e força para realizar o movimento muscular desejado. Isso porque a excitação de um só neurônio, em

geral, excita um movimento específico e não um músculo específico. Além do mais, os neurônios do M1 podem gerar, isoladamente, sinalização que fornece informação sobre os movimentos de partes específicas do corpo antes mesmo que esses movimentos sejam executados (GUYTON; HALL, 2011), (KANDEL *et al.*, 2014).

Entretanto o M1 não possui somente a função de codificar padrões de atividade muscular, ao contrário, ele contém uma população heterogênea de neurônios que contribuem em várias operações que têm como objetivo converter um plano de ação em comandos motores que executam esse plano. Assim, o M1 e sua conexão com a medula espinhal convertem sinais centrais relativos à intenção motora e retroalimentação sensorial sobre os estados dos membros, em comandos motores (KANDEL *et al.*, 2014).

Vale lembrar que a complexidade do comportamento motor implica que para realizar um movimento desejado com a mão também é necessário mover braço e ombro. Para isso, na APM, os sinais neurais gerados causam “padrões” mais complexos de movimento do que os padrões discretos gerados no M1 (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008). Para obter um movimento desejado, primeiro a parte anterior da APM desenvolve uma “imagem motora” do movimento muscular total que deve ser realizado. Depois, essa imagem excita os neurônios da APM posterior que enviam os sinais para excitar músculos específicos responsáveis pelo movimento. Esses sinais são enviados diretamente para o M1 ou, mais frequentemente, para os núcleos da base e do tálamo e voltam ao córtex motor primário (GUYTON; HALL, 2011).

Em geral, a excitação dos neurônios da APM é dependente do contexto no qual a ação é realizada. Eles fazem associações entre o estímulo e a resposta e são essas associações que orientam os movimentos a serem realizados (KANDEL *et al.*, 2014). Desse modo, o córtex pré-motor, os núcleos da base, o tálamo e o M1 constituem um sistema complexo para o controle de padrões sofisticados de atividade muscular coordenada (GUYTON; HALL, 2011).

Além do mais, movimentos que exigem ajustes posturais, ou mesmo ações como caminhar e escalar, que são ações que envolvem movimentos bilaterais são

desencadeados pela estimulação da Área Motora Suplementar (AMS). Essa área também é responsável pela interrupção do movimento voluntário. Sendo assim, as lesões na AMS não resultam em paralisia, mas produzem dificuldades para iniciar ou suprimir um movimento. E a estimulação da AMS, abaixo do limiar para desencadear movimentos, evoca, algumas vezes, um desejo de se mover. A AMS também tem sido relacionada às aquisições de habilidades motoras e ao controle de movimento voluntário (GUYTON; HALL, 2011), (KANDEL *et al.*, 2014).

Já o córtex parietal posterior (áreas 5 e 7 de Brodmann) e as áreas pré-frontais estão envolvidos no planejamento motor. O córtex parietal posterior está ligado à percepção espacial como a posição do corpo no espaço, noções de profundidade e distância, além das relações espaciais entre os objetos. Isso é possível porque a área 5, do córtex parietal posterior, recebe informações do córtex somatossensorial (áreas 1, 2 e 3 de Brodmann) enquanto a área 7 recebe informações de áreas corticais visuais (áreas de Brodmann 18 e 19) e, a partir delas, organiza as interações relacionadas à percepção espacial enquanto o córtex pré-frontal se relaciona com o desejo e a intencionalidade de realizar um movimento. Ambos os córtices, pré-frontal e parietal, enviam axônios que convergem para a área APM e AMS (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008). As áreas pré-frontais, juntamente com o córtex parietal posterior, representam os níveis superiores da hierarquia do controle motor, onde decisões são tomadas acerca de quais ações realizar e suas possíveis consequências.

Assim, uma rede distribuída de áreas motoras e somatossensoriais, cada uma delas com sua própria função no controle motor voluntário, integra processos de natureza perceptiva e cognitiva altamente sofisticados a fim de atender às necessidades de ação. Posteriormente, serão abordados os circuitos oscilatórios apresentando as conexões entre o córtex cerebral, núcleos da base e o tálamo.

2.4.5 Circuitos Oscilatórios e Núcleos da Base

Analisando os circuitos que estão envolvidos no movimento voluntário, interligando diferentes áreas do córtex motor, são encontrados o cerebelo e os núcleos da base associados ao córtex motor para o controle dos movimentos. O cerebelo está

relacionado aos movimentos musculares rápidos ou ocasionados por reflexo instintivo, enquanto os núcleos da base auxiliam o córtex a executar movimentos subconscientes, os movimentos já aprendidos e no planejamento de movimentos sequenciais, que o cérebro deve analisar conjuntamente para realizar uma tarefa (GUYTON; HALL, 2011). A essa última função estão associadas as tarefas mentais analisadas nesta tese.

Os núcleos da base estão diretamente no controle dos movimentos voluntários. Os núcleos da base são o núcleo caudado, o putâmen, o globo pálido, o núcleo subtalâmico e a substância nigra. O caudado e o putâmen são alvo da aferência cortical aos núcleos da base. O globo pálido é a origem das eferências ao tálamo. A principal aferência para a área 6 (M1, APM e AMS) origina-se em um núcleo dorsal do tálamo, o núcleo ventrolateral (VL). Essa aferência é chamada de VLo. As outras estruturas participam em várias alças colaterais que modulam a via direta: Córtex → Caudado e o Putâmen → Globo pálido → VLo → Córtex (AMS) (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008; MACHADO, 2006).

Os núcleos da base, por sua vez, são alvo do córtex cerebral, particularmente dos córtices frontal, pré-frontal e parietal. Assim, tem-se uma alça na qual a informação circula do córtex aos núcleos da base e ao tálamo e de volta para o córtex, em especial para a AMS que, por sua vez, está intensamente interconectada com M1.

A via mais direta na alça motora, através dos núcleos da base, se origina com uma conexão excitatória do córtex para células no putâmen. Essas células estabelecem sinapses inibitórias em neurônios no globo pálido que, por sua vez, faz conexões inibitórias com as células do VLo. A conexão tálamo-cortical (do VLo até a AMS) é excitatória; ela facilita o disparo de células relacionadas a movimentos na AMS. A consequência funcional da ativação cortical do putâmen é a excitação da AMS pelo VL. Isso acontece porque, no repouso, neurônios no globo pálido estão ativos espontaneamente e, portanto, inibem o VL. A ativação cortical (córtex frontal, pré-frontal e parietal) excita neurônios do putâmen que inibem neurônios do globo pálido os quais retiram a inibição das células do VLo, permitindo que se tornem ativas. A atividade no VLo impulsiona a atividade na AMS. Assim, essa parte do circuito atua como uma alça de retroalimentação positiva que pode servir para focalizar a

ativação de áreas corticais espalhadas para a AMS (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

Outro circuito interessante é o circuito do caudado. O núcleo caudado desempenha papel importante no “controle cognitivo da atividade motora”, isto é, determina e seleciona quais padrões de movimento serão usados. Assim, após passar do córtex cerebral para o núcleo caudado, os sinais são transmitidos para o globo pálido e, depois, para os núcleos do tálamo ventral-anterior e ventrolateral, para, finalmente, voltarem às áreas motoras pré-frontais, APM e AMS, entretanto quase nenhum dos sinais retorna para M1. Em lugar disso, os sinais que retornam para a APM e a AMS são responsáveis pela organização de padrões sequenciais de movimento. Desse modo, o controle cognitivo da atividade motora determina, em segundos, quais padrões de movimento serão usados juntos para atingir um objetivo complexo que poderia, ele mesmo, durar muitos segundos (GUYTON; HALL, 2011).

As áreas corticais (APM, AMS e a área somatossensorial) e o tálamo enviam aferências à camada cortical V do córtex motor primário. Então, os neurônios piramidais da camada V de M1 se projetam diretamente à medula compondo o trato piramidal e ao tronco encefálico. A aferência talâmica para M1 origina-se, principalmente, de outra parte do núcleo ventrolateral que retransmite informação do cerebelo. A via que conecta o cerebelo à camada V de M1 forma outro importante alça motora, mas, como os movimentos controlados pelo cerebelo não compreendem a IM, esta tese se limita à análise da alça motora da via direta (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008). Assim, pelo mecanismo da alça motora, originado pela excitação das células no putâmen, a AMS é excitada pelo tálamo que, por sua vez, faz conexões com a M1.

Em suma, o M1 é diretamente responsável pela geração de comandos motores. A APM está associada ao contexto e estímulo resposta que orientam os movimentos a serem realizados, já a AMS está relacionada com a programação de sequências complexas de movimentos. É interessante notar que essas áreas são ativadas quando o indivíduo repete mentalmente uma sequência de movimentos sem, entretanto, executá-los (KANDEL *et al.*, 2014).

2.4.6 Córtex Motor e Imagética Motora

A aprendizagem motora humana consiste em uma série de processos internos que associados às práticas e experiências motoras prévias determinam a capacidade para executar uma tarefa motora. Em nível cerebral, o córtex motor está diretamente envolvido com a aprendizagem dos movimentos voluntários. Ele é capaz de sofrer adaptações durante a aquisição de novas habilidades motoras ou mesmo após lesões induzindo uma reorganização cortical.

Segundo Kandel *et al.* (2014), o M1 pode estar mais envolvido em processos de retenção a longo prazo e com a evolução das habilidades motoras do que na fase inicial do aprendizado de uma nova habilidade. Em relação à APM, à medida que determinada habilidade é aprendida, é possível observar um declínio na atividade dos neurônios do córtex pré-motor, indicando que a função das áreas corticais pode ser modificada à medida que habilidades motoras se tornem hábitos, necessitando assim de menos atenção, monitoramento do desempenho e menor gasto energético (KANDEL *et al.*, 2014).

A aprendizagem de nova habilidade motora pode ocorrer tanto pela execução quanto pela IM. É conhecido que, tanto durante o movimento, quanto durante a realização de uma tarefa de IM ou mesmo intenção de movimento, áreas similares do córtex motor (M1, AMS e APM) são ativadas e utilizam circuitos neuronais para se intercomunicar (GUYTON; HALL, 2006). E essa atividade oscilatória resultante dos circuitos neuronais é de interesse nesta tese, uma vez que pode ser medida sobre o escalpo através do EEG.

Essa ativação dos córtices motor e o somatossensorial na ausência de movimento intencional visível, ou seja, quando se solicita a um sujeito realize IM ou quando ele observa alguém realizando uma ação, pode ser interpretada pelo cérebro como uma preparação à ação (KANDEL *et al.*, 2014). A imagética motora se manifesta-se como resultado do ensaio de um dado ato motor, sem qualquer movimento do músculo correspondente. Existem dois tipos principais de IM. A imagética motora cinestésica que é imaginação sensorial proprioceptiva, ou seja, são descritas como a habilidade imaginar a execução de um movimento tendo uma impressão de

contração muscular, e a imagética motora visual que consiste na visualização do sujeito movendo um membro, que não requer nenhum treinamento especial ou sensação dos músculos (CHHOLAK, *et. al.*, 2019; YANG, *et al.*, 2021 SOLODKIN, *et. al.*, 2004; STINEAR, *et. al.*, 2006). Estudos, comparado imagética motora cinestésica, imagética motora visual e execução do movimento. Os resultados apontam que a imagética motora cinestésica recruta áreas do cérebro semelhante a execução do movimento (CHHOLAK, *et. al.*, 2019; YANG, *et al.*, 2021). Se mostrado capaz de modular a excitabilidade cortical mais do que o IM visual. (CHHOLAK, *et. al.*, 2019; SOLODKIN, *et. al.*, 2004; STINEAR, *et. al.*, 2006).

Estudos vêm se dedicando a analisar as atividades neurais oscilatórias e sua relação com aprendizagem e IM sobre o córtex motor. Assim, a fim de analisar mudanças dependentes da aprendizagem de habilidades na excitabilidade e plasticidade do M1, o estudo de Avanzino *et al.* (2015) investigou, por meio de estimulação magnética transcraniana, dois grupos de indivíduos saudáveis que foram treinados para executar fisicamente ou mentalmente uma sequência de movimentos de oposição dos dedos. Antes e depois da prática física e da prática de IM, a excitabilidade de M1 foi avaliada. Os resultados demonstraram que, depois de ambas as sessões, os sujeitos melhoraram significativamente sua velocidade de movimento. Embora a excitabilidade e a plasticidade de M1 tenham sido influenciadas de forma diferente durante as duas sessões de prática, os resultados demonstraram que a prática de IM levou ao desenvolvimento de neuroplasticidade, pois afetou a plasticidade induzida em M1 (AVANZINO *et al.*, 2015).

Ao estudar a IM de flexão extensão de ambas as pernas, em indivíduos saudáveis, o estudo de Liu *et al.* (2017b) apresentou uma ICM baseada EEG que decodifica atividades cerebrais para controlar um exoesqueleto de treinamento de marcha. Os resultados demonstraram que características de IM foram localizadas no córtex motor primário, especialmente em Cz.

A técnica de ressonância magnética funcional (fMRI) foi usada para investigar a atividade e excitabilidade das áreas motoras corticais durante a IM de preensão com a mão direita ou esquerda em indivíduos saudáveis treinados com uma ICM e não treinados. Os resultados revelaram ativação nas áreas somatossensorial

contralateral, na APM contralateral, na AMS bilateralmente, no núcleo ventral lateral contralateral do tálamo e no cerebelo ipsilateral durante a IM para os dois grupos. Porém, o M1 foi ativado apenas em indivíduos treinados com ICM (MOKIENKO *et al.*, 2013). Outros estudos investigando movimentos reais e de IM também encontram atividade sobre o córtex motor (CHO *et al.*, 2017), (JAIN *et al.*, 2013), (LIU *et al.*, 2018), (LIU *et al.*, 2017a).

No córtex motor, também pode ocorrer reorganização cortical funcional após uma lesão focal, de modo que movimentos que vinham sendo controlados pelo tecido lesionado passam a ser controlados pelo córtex adjacente (KANDEL *et al.*, 2014). Com objetivo de encontrar os padrões de reorganização cortical, após treinamento de IM (TIM), o estudo de SUN *et al.* (2013) selecionou 18 pacientes com AVC com déficits motores graves que foram aleatoriamente designados para o grupo de Treinamento de Imagética motora (TIM) ou terapia de reabilitação convencional (TRC). Todos os 18 pacientes receberam TRC 5 dias / semana durante 4 semanas. Nove indivíduos no grupo TIM receberam 30 min de TIM 5 dias / semana durante 4 semanas. Foi observado um aumento da ativação no córtex sensório-motor contralateral para a maioria dos pacientes (seis no grupo TIM, cinco no grupo TRC) (SUN *et al.*, 2013). O córtex motor pode sofrer adaptações durante a aquisição de habilidades motoras e recuperação de funções motoras após lesões. Além disso, o treinamento de IM pode contribuir nesse processo.

Em síntese a IM e a sua execução real do movimento podem ativar áreas cerebrais semelhantes. Além do mais, do ponto de vista cognitivo, a atividade cerebral, durante uma tarefa motora complexa dos membros inferiores, como andar ou pedalar, envolve a área motora suplementar, córtex motor primário, córtex somatossensorial e área pré-motora (MCFARLAND *et al.*, 2000), (MÜLLER-PUTZ *et al.*, 2007), (RODRIGUEZ-UGARTE *et al.*, 2018).

2.5 ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

O AVC é uma das principais causas de morte e incapacidade em todo o mundo. Segundo a OMS, em 2019, o AVC figurava em segundo lugar na lista das 10 principais causas de morte, sendo principal causa de incapacidade (WHO; 2019)

Somente no Brasil foram registrados cerca de 153.845 casos de hospitalização por AVC, gerando um gasto de 201,2 milhões de reais para o sistema público de saúde, no ano de 2020 (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2021). Somando-se a isso, gastos com reabilitação e o impacto do AVC na vida das pessoas afetadas, como perda da capacidade produtiva por exemplo, pode-se considerar o AVC uma doença altamente onerosa. Além do mais, devido às alterações demográficas e ao estilo de vida atual, é esperado um aumento das taxas de AVC em todo o mundo (SARIKAYA; FERRO; ARNOLD, 2015).

O AVC é uma interrupção do fluxo sanguíneo para o encéfalo, causado por isquemia ou hemorragia (Figura 2.6), que leva à perda repentina da função neurológica.

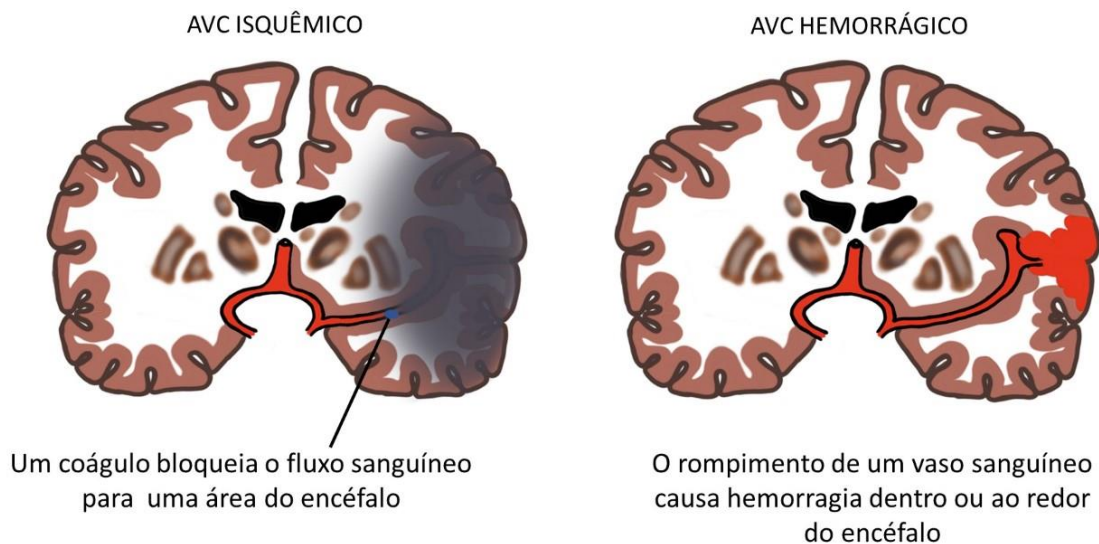


Figura 2.6 - AVC isquêmico e AVC hemorrágico. AVC isquêmico consiste em bloqueio do fluxo sanguíneo para uma área do encéfalo e AVC hemorrágico consiste em rompimento de um vaso sanguíneo que causa hemorragia dentro ou ao redor do encéfalo. Adaptado de (O'SULLIVAN; SCHMITZ; FULK, 2013).

Nos AVCs isquêmicos, a interrupção do fluxo sanguíneo resulta da oclusão de um vaso sanguíneo do encéfalo, interrompendo assim o fornecimento de oxigênio e glicose o que provoca a morte neuronal no centro da zona infartada (HANCKE, 2003). Por outro lado, quando um vaso se rompe e o derramamento de sangue no cérebro resulta na elevação das pressões intracranianas, lesão dos tecidos

cerebrais e restrição do fluxo sanguíneo distal, tem-se um AVC hemorrágico (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2006).

O AVC pode resultar em várias sequelas que dependem do tipo, da extensão e do local do cérebro em que a lesão ocorreu (DEB; SHARMA; HASSAN, 2010). Quando a lesão ocorre na região irrigada pela artéria cerebral anterior, os danos funcionais são maiores nos membros inferiores, o que pode comprometer a locomoção, representando um impacto importante na vida do paciente (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2006). Quando os membros inferiores são afetados, os pacientes geralmente apresentam músculos espásticos no quadríceps femoral (vasto medial, vasto lateral, vasto intermediário e reto femoral) e tríceps sural (gastrocnêmio medial e lateral e sóleo), enquanto o tibial anterior e os isquiotibiais (bíceps femoral, semitendinoso e semimembranoso) são flácidos, dificultando a flexão do joelho e dorsiflexão impactando na marcha do paciente (CHAE; SHEFFLER; KNUTSON, 2008), (CHAUDHARY; BIRBAUMER; RAMOS-MURGUIALDAY, 2016), (MURRAY *et al.*, 2014).

Apesar da fraqueza dos flexores, ocorrem co-contrações entre os músculos agonistas e antagonistas para evitar a hiperflexão plantar e do joelho (SHAO *et al.*, 2009). Sendo que estes indivíduos podem sentir também falta de equilíbrio devido à perda parcial do reconhecimento da localização espacial do corpo (PERRY; DAVIDS, 1992).

Em síntese, déficits no controle de movimento são comuns em pacientes pós-AVC, levando a um efeito devastador na qualidade de vida dos acometidos. Por esse motivo, recuperar a função motora é um dos principais objetivos durante a reabilitação (SIN; LEE, 2013).

A reabilitação após o AVC tem por objetivo ajudar o paciente a usar plenamente toda sua capacidade. O processo de reabilitação inclui exercício de amplitude ativa e passiva do movimento, de fortalecimento e alongamento muscular, movimentos bilaterais, treino de equilíbrio, treino da marcha, além de estímulos da sensibilidade (CARR; SHEPERD, 2003), (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2006). Nesse sentido, exercícios de pedalada se apresentam como uma alternativa interessante, pois

apresentam vantagens como: realização do treinamento sentado que proporciona um suporte mais adequado para pacientes com dificuldade de coordenação, controle e equilíbrio do tronco; treinamento ativo assistido e bilateral (a perna parética circula com a ajuda do membro não parético); controle muscular dos membros inferiores; e alto número de repetições de flexão e extensão do membro inferior que promove melhora no equilíbrio, coordenação e força muscular do paciente (CHEN *et al.*, 2005), (HANCOCK *et al.*, 2012), (KATZ-LEURER *et al.*, 2006), (WILLIAMS; POUNTNEY, 2007).

Além do mais, as terapias que fazem uso de bicicletas ergométricas têm a vantagem de poder ser realizadas por pacientes que não têm a capacidade de permanecer na posição ortostática, ou seja, ficar em pé, além de poder ser utilizada em casa.

Outro aspecto importante que deve ser considerado em programas de reabilitação de pacientes após-AVC é a neuroplasticidade, uma vez que a regeneração de estruturas e a reorganização da função neuronal estão diretamente relacionadas aos princípios da aprendizagem motora, o que pode induzir mudanças na neuroplasticidade e a consequente recuperação funcional de déficits motores em indivíduos pós-AVC (BELDA-LOIS *et al.*, 2011), (DALY; RUFF, 2007).

Contudo, durante o processo de reabilitação de pacientes pós-AVC, a interrupção da tarefa e esforço diminuído estão relacionados à fadiga e à falta de motivação devido à repetição persistente das tarefas motoras (PANG *et al.*, 2005) uma vez que reabilitar a função motora requer repetição consciente do movimento. Neste contexto, o uso da tecnologia de reabilitação pode ser complementar ao tratamento tradicional, auxiliando tanto a motivação e a concentração dos pacientes para a execução das tarefas, quanto estimulando a neuroplasticidade através do *neurofeedback* (MATARIĆ *et al.*, 2007).

Assim, abordagens modernas começaram a se concentrar na reabilitação de cima para baixo, com o objetivo de auxiliar ou induzir a reorganização dos circuitos neurais. Exemplos de tais métodos incluem estimulação elétrica funcional, terapias baseadas em células-tronco, intervenções farmacológicas e o uso de ICMS (CHAUDHARY; BIRBAUMER; RAMOS-MURGUIALDAY, 2016). Este último de

interesse nesta tese, visto que foram investigados os efeitos corticais durante o uso de uma ICM projetada para auxiliar a recuperação motora de pacientes pós-AVC. Inclusive, já foram publicados estudos que demonstraram que o uso de ICMs pode contribuir para a recuperação da função motora de pacientes pós-AVC além de, motivá-los a realizar os exercícios durante as terapias de reabilitação (ANG *et al.*, 2014), (TAKAHASH *et al.*, 2012), (SBURLEA *et al.*, 2015). Entretanto, ICMs baseadas em IM e exercícios de pedaladas foram pouco exploradas.

2.6 O SINAL ELETROENCEFALOGRÁFICO

O eletroencefalograma (EEG) é o registro da atividade elétrica de uma grande população de neurônios do córtex cerebral, medido sobre a superfície do escalpo através de eletrodos. O registro de um EEG é relativamente simples, o método é usualmente não invasivo e não é doloroso. Os eletrodos são fixados em posições padrão no escalpo e utilizam um gel como condutor para assegurar uma conexão de baixa resistência. Esses eletrodos são conectados a canais de amplificadores e sistemas de registros de forma que pequenas flutuações de voltagem são medidas entre pares selecionados de eletrodos. Um registro de EEG típico é um conjunto de muitos traçados irregulares simultâneos, indicando alterações de voltagem entre pares de eletrodos (Figura 2.7) (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

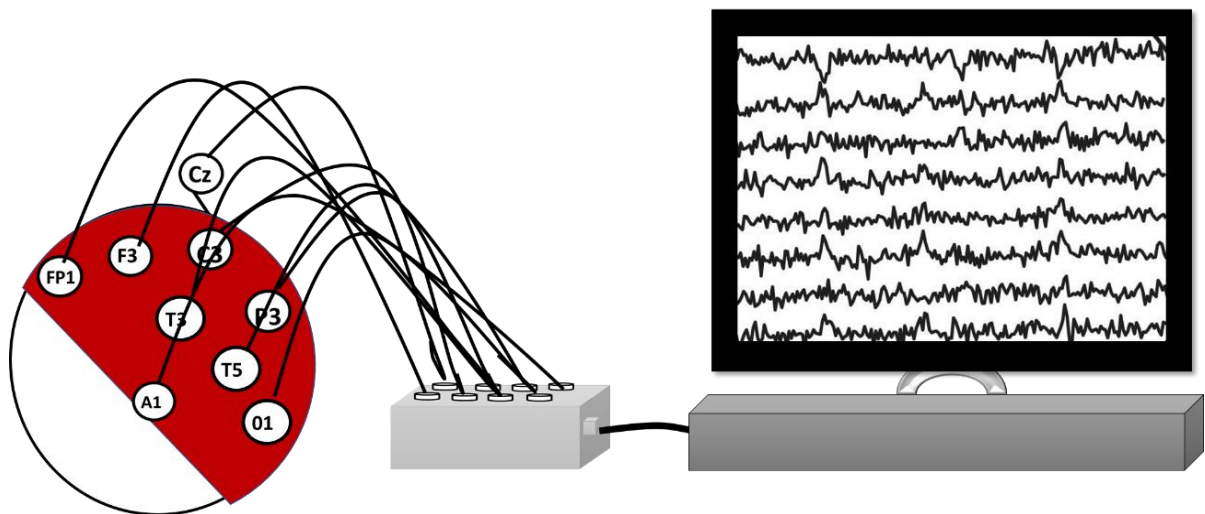


Figura 2.7 - Captura dos sinais de EEG. Os cabos dos pares de eletrodos estão conectados aos amplificadores, cada um deles registrando as diferenças de voltagem entre dois pontos no couro cabeludo. Tudo isso é registrado e armazenado no computador.

2.6.1 Posicionamento dos Eletrodos

Em 1958, Herbet Jasper sugeriu um sistema que passou a ser mundialmente utilizado, chamado “Sistema Internacional de Posicionamento de Eletrodos 10-20”. Este sistema é baseado nas subdivisões do cérebro que é dividido em hemisférios e lobos. Nesse sistema, os eletrodos são denominados por uma letra maiúscula, correspondente à inicial do lobo cerebral onde serão colocados, seguidas de um número par, se o hemisfério for direito, ou ímpar, caso seja esquerdo. A letra inicial corresponde à região; pré-frontal (Fp), frontal (F), temporal (T), central (C), parietal (P) e occipital (O). Quando a região vier seguida da letra z é a área média da região, por exemplo: Fz, Cz, Pz e Oz e o A é aurícula (ou orelha), Figura 2.8.

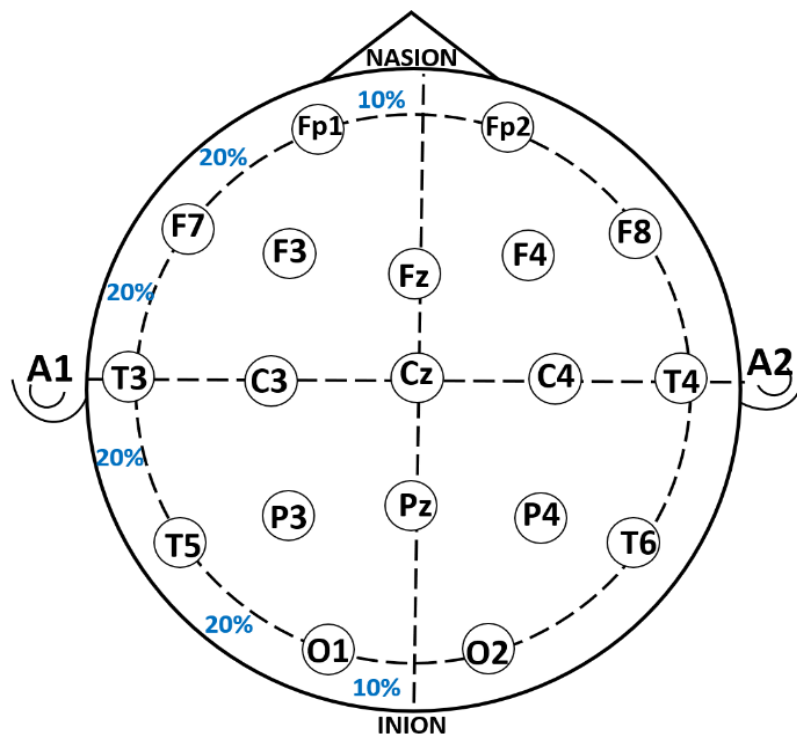


Figura 2.8 - Posicionamento dos eletrodos no sistema internacional 10-20. Adaptado de (MONTENEGRO *et al.*, 2018).

2.6.2 Fisiologia do Sinal Eletroencefalográfico

As duas formas principais de ativação neuronal são a despolarização rápida das membranas neuronais que resulta no potencial de ação e as mudanças lentas no

potencial de membranas devido à ativação sináptica (DA MOTA GOMES, 2015). Vale ressaltar, que os campos elétricos extracelulares são gerados, principalmente, pelos potenciais pós-sináptico que podem ser os potenciais pós-sinápticos excitatórios (PPSE) e os potenciais pós-sinápticos inibitórios (PPSI). Essas oscilações que são capturadas pelo EEG.

Por outro lado, potenciais de ação não são levados em conta para a formação das correntes extracelulares, pois, além da rapidez de propagação, em saltos pelo axônio, a interação do potencial do axônio com o meio extracelular só se dá nos nódulos de Ranvier. De forma que esses potenciais de curta duração (1 ou 2 ms), potenciais de ação, não contribuem para o registro do EEG de superfície, exceto durante eventos síncronos fisiológicos do sono ou anormais nas crises epiléticas (DA MOTA GOMES, 2015).

Assim, o EEG de superfície registra, principalmente, a voltagem gerada pelas correntes extracelulares que fluem durante a excitação sináptica dos dendritos de muitos neurônios piramidais ativados conjuntamente no córtex cerebral (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

A atividade das ondas captadas no EEG é causada pelo fluxo de corrente devido à atividade somada dos PPSE e dos PPSI nas sinapses dendríticas (Figura 2.9). Assim, os potenciais pós-sinápticos são responsáveis praticamente por toda a atividade elétrica registrada no couro cabeludo. Isso acontece devido a sua longa duração, por envolverem grandes áreas de superfície de membrana, e por ocorrerem quase simultaneamente em milhares de células piramidais corticais cujos dendritos estão uniformemente perpendiculares à superfície cortical (DA MOTA GOMES, 2015).

A geração de campos elétricos extracelulares ocorre na parte superior do dendrito. É interessante notar que os campos elétricos registrados pelo EEG são gerados, principalmente, pelos grandes neurônios piramidais verticalmente orientados e localizados em camadas corticais III, V e VI (OLEJNICZAK, 2006).

Primeiro, o axônio do neurônio piramidal aferente dispara um potencial de ação que é conduzido até os dendritos. O terminal pré-sináptico libera o neurotransmissor glutamato o qual abre os canais de cátion. A abertura dos canais de cátion permite o fluxo de íons para dentro do dendrito que ocasiona uma corrente iônica positiva para dentro do dendrito, deixando uma pequena negatividade no fluído extracelular (Figura 2.9) (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

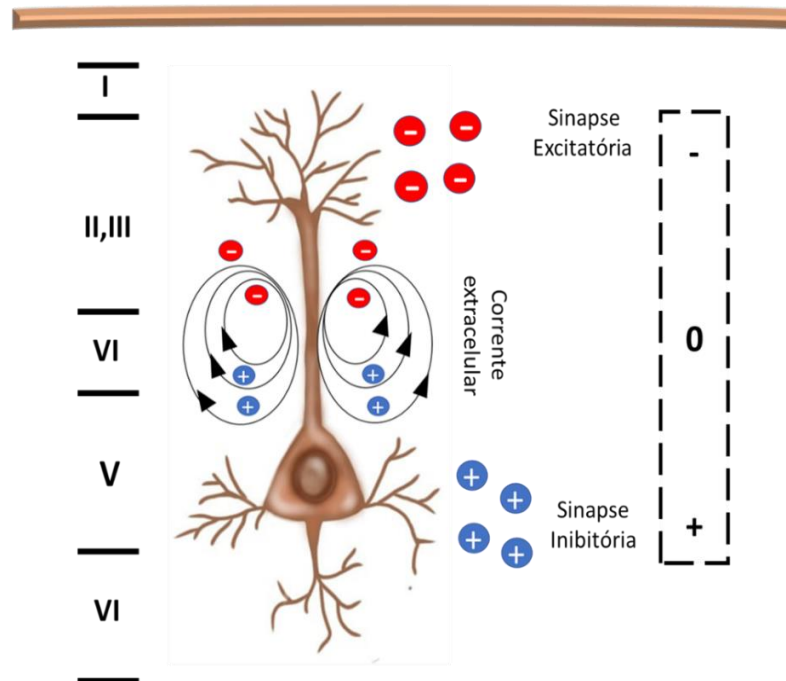


Figura 2.9 - Célula piramidal se comportando como dipolo microscópico rodeada de seu campo elétrico extracelular. O potencial de campo dendrítico gerado pelos dois tipos de sinapses simultaneamente ativas. Adaptado de (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008), (DA MOTA GOMES, 2015), (OLEJNICZAK, 2006).

Assim, a corrente se difunde pelo dendrito e escapa de suas partes mais profundas, deixando o fluido levemente positivo naqueles locais. E os eletrodos do EEG registram essas flutuações através de espessas camadas de tecidos (DA MOTA GOMES, 2015).

2.6.3 Artefatos

O sinal de EEG pode ser corrompido por outros sinais elétricos devido à sua pequena amplitude. Os ruídos não desejados são chamados de artefatos e

pertencem a duas categorias: artefatos de origem técnica e artefatos de origem fisiológica.

Artefatos de origem técnica ocorrem devido à interferência elétrica externa ou ao mau funcionamento do aparelho de registro do EEG (eletrodos, cabos, amplificador, filtros). Os principais artefatos são: artefatos de linha, ocasionados pela interferência magnética de fontes de tensão de corrente alternada CA, com frequência típica de 50 ou 60 Hz, e podem ser removidos com a utilização de filtros devidamente ajustados. Outro artefato de origem técnica são as flutuações na impedância do eletrodo, que geralmente são ocasionados pela má fixação dos eletrodos e pela sudorese. As junções pele-eletrólito e eletrólito-eletródo provocam um potencial de corrente contínua no eletrodo que atinge valores de 0,1 a 1,7V, que são muito maiores que o sinal de EEG, portanto é necessária a utilização de filtros passa alta na entrada dos amplificadores (MONTENEGRO *et al.*, 2018).

Os artefatos de origem fisiológica são originados pela interferência do sinal eletroencefalográfico com outros sinais biológicos, dentre eles: artefato de movimento ocular; esse ruído é predominante na gravação da atividade elétrica cerebral. Geralmente é solicitado ao paciente que não mova os olhos e nem pisque durante a aquisição do sinal. Os artefatos de movimento muscular, (eletromiograma - EMG), particularmente movimentos da cabeça e do pescoço, interferem no sinal de EEG. E, por fim, o artefato de eletrocardiograma também pode ser registrado sobre o escalpo.

2.6.4 Ritmos do EEG

Os ritmos do EEG variam consideravelmente e correlacionam-se frequentemente com determinados estados do comportamento como o sono, a visão e a execução de tarefas motoras relacionadas às bandas específicas de frequência. As características mais importantes do EEG estão compreendidas nas frequências que se estendem até 30 Hz e essa faixa de frequência é subdividida em bandas ou ritmos (PFURTSCHELLER; LOPES DA SILVA, 1999).

Os principais ritmos são denominados por letras gregas: δ , θ , α , β e μ e podem ser associados a estados mentais. Ritmos δ são muito lentos, menores do que 4 Hz, e

apresentam grandes amplitudes. São registrados em indivíduos no estágio de sono profundo, podendo aparecer em ocasiões de alguns estados patológicos (GUYTON; HALL, 2011). Nos últimos anos, os potenciais corticais relacionados ao movimento (do inglês *movement related cortical potentials* - MRCP), um tipo de potenciais corticais lentos detectados entre 0,1-4 Hz, têm sido usados para detectar de intenção motora e para disparar dispositivos de reabilitação (HASSAN *et. al.*, 2015; SEELAND *et. al.*, 2015)

Os ritmos θ situam-se de 4 a 7 Hz e ocorrem durante alguns estados do sono. Já ritmos α situam-se, aproximadamente, entre 8 e 13 Hz e estão associados a estados de vigília e repouso. São encontrados sobre as regiões posteriores do cérebro, geralmente apresentando maior voltagem sobre as áreas occipitais. É bloqueado ou atenuado por atenção, principalmente visual, e esforço mental (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008). Além do mais, estudos iniciais de EEG mostraram que a ativação cortical na banda θ é induzida em pessoas resolvendo problemas de aprendizagem e durante o processamento perceptivo (VOURVOPOULOS; BADIA, 2016).

Os ritmos β e μ estão relacionados a atividades motoras e, portanto, de interesse neste trabalho. Os ritmos β são os mais rápidos, entre 14 e 35 Hz e com menor amplitude (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008). Esse ritmo está relacionado, geralmente, à abertura dos olhos e é bloqueado por atividade motora e estimulação tátil.

E, por fim, o ritmo μ , que tem frequências similares ao ritmo α , 8 -12 Hz, estando, porém, topograficamente separado sendo adquirido sobre o córtex motor. O ritmo μ diminui com o movimento ou a intenção de se mover (PFURTSCHELLER; NEUPER, 1997).

Como descrito acima, cada banda é observada em um local e circunstância específicos. O interesse neste trabalho de tese está no fato de que uma banda de frequência pode ser induzida, bloqueada ou alterada em ocasião de uma tarefa mental.

2.6.5 Mecanismos dos Ritmos Encefálicos

A atividade conjunta de muitos neurônios recebe o nome de sincronismo. E produzirá oscilações sincronizadas de duas maneiras: os neurônios podem obter as informações de um relógio central, ou marcapasso, ou podem compartilhar ou distribuir a função de marcador de tempo entre eles, excitando ou inibindo um ao outro. Se a excitação sincrônica desse grupo de células for repetida várias vezes, o EEG consistirá em grandes ondas rítmicas (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008). No encéfalo, a atividade rítmica sincrônica é usualmente coordenada por uma combinação de marcapasso e métodos coletivos.

Um dos principais marcapasso é o tálamo. Assim, um grupo de neurônios talâmicos é excitado através de conexões sinápticas entre os neurônios talâmicos excitatórios e inibitórios e forçam cada neurônio a igualar-se ao ritmo do grupo. Esses ritmos coordenados são passados ao córtex pelos axônios tálamo-corticais os quais excitam neurônios corticais. Desse modo, um grupo relativamente pequeno de células talâmicas centralizadas pode compelir um grupo muito maior de células corticais a seguir o ritmo talâmico.

Alguns ritmos do córtex cerebral não dependem do marcapasso talâmico, mas se baseiam, em vez disso, nas interações coletivas e cooperativas dos próprios neurônios corticais. Nesse caso, as interconexões excitatórias e inibitórias dos neurônios resultam em um padrão de atividade sincrônico coordenado que pode permanecer localizado ou se difundir para abranger regiões maiores do córtex (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

2.6.6 ERD e ERS

O potencial relacionado a evento (do inglês, *Event-Related Potential - ERP*) é a mudança do potencial eletroencefalográfico em resposta a um evento em particular. O ERP, de forma geral, é considerado como resultado de séries de respostas pós-sinápticas, principalmente dos neurônios piramidais da camada V do córtex cerebral ativados por um estímulo específico. Os ERD / ERS são gerados por mudanças em um ou mais parâmetros que controlam as oscilações neuronais (PFURTSCHELLER; LOPES DA SILVA, 1999).

Movimento ou preparação para o movimento são tipicamente acompanhadas por uma diminuição dos ritmos μ e β , contralateral ao movimento. Esta diminuição é denominada: dessincronização relacionada a evento (do inglês *event-related desynchronization - ERD*). Seu oposto, aumento do ritmo, é chamado sincronização relacionada a evento (do inglês *event-related synchronization - ERS*) e ocorre após o movimento e com o relaxamento (PFURTSCHELLER; LOPES DA SILVA, 1999).

Estudos vêm se dedicando a analisar padrões de ERD / ERS durante a execução de movimentos reais ou de IM. De forma que o estudo de Carino-Escobar *et al.* (2019) realizou uma análise longitudinal dos ritmos cerebrais de 9 pacientes com AVC subagudo durante o uso de uma ICM acoplada a um dispositivo robótico. Os resultados demonstraram uma associação entre a recuperação motora do membro superior e as ativações β reforçando a hipótese de que regiões mais amplas do córtex são ativadas durante tarefas de movimento como um mecanismo compensatório em pacientes com AVC com comprometimento motor grave (CARINO-ESCOBAR *et al.*, 2019).

Entretanto, a identificação da atividade cerebral relacionada ao movimento dos membros inferiores mostrou-se mais complexa do que em membros superiores, de forma que pesquisadores da área têm se dedicado a estudar esse fenômeno. Na pesquisa (PFURTSCHELLER; LOPES DA SILVA, 1999), analisando a dessincronização relacionada ao evento, que pode ser encontrada antes ou durante o movimento, os pesquisadores identificaram uma dessincronização na área do M1 correspondente ao pé nas bandas de 7- 8 Hz e 20 - 24 Hz. Outro estudo (MÜLLER-PUTZ *et al.*, 2007) comparou padrões ERD / ERS em pacientes paraplégicos e indivíduos saudáveis durante a IM, movimentos ativos e passivos dos pés. Para indivíduos saudáveis os padrões ERD / ERS foram encontrados sobre Cz na banda β . Isso está em contraste com um padrão ERD / ERS difuso nos pacientes durante as tentativas de movimentos do pé (MÜLLER-PUTZ *et al.*, 2007).

Com objetivo de investigar a distribuição topográfica dos padrões ERD / ERS durante uma tarefa de IM assistida por robô de membro inferior, o estudo (FORMAGGIO *et al.*, 2016) foi realizado com vinte e um indivíduos saudáveis. Os resultados mostram que, durante o movimento passivo, o ritmo α alta (10,5 -12,5 H

z) dessincronizou sobre C3, F4, FC2 e FC6; em β (13-30 Hz) o ERD foi detectado nas áreas motoras bilaterais (C3, C4) e sobre Cz. Durante a IM, uma dessincronização significativa foi evidente para α baixa (8-10 Hz) sobre C3, em α alta sobre áreas motoras bilaterais (C3 e C4) e para β sobre áreas centrais do couro cabeludo (Cz). Esses dados contribuem para o entendimento da atividade oscilatória e das interações neuronais funcionais durante o desempenho motor assistido por robôs de membros inferiores (FORMAGGIO *et al.*, 2016).

Outros estudos analisaram padrões de ERD em pacientes pós-AVC, tendo como foco os membros inferiores. Uma ICM baseada em EEG e estimulação elétrica funcional (FES) apresentada em (TAKAHASHI *et al.*, 2012) resultou em maior amplitude de movimento e maior amplitude do sinal mioelétrico (do músculo tibial afetado) quando o participante usou a FES modulada por ERD em comparação com o treinamento utilizando somente FES (TAKAHASHI *et al.*, 2012). Além do mais, a capacidade de uma ICM para detectar a intenção de movimento foi avaliada em outro estudo (SBURLEA *et al.*, 2015) com 9 pacientes pós-AVC. Os autores usaram a combinação de Potencial Cortical Motor Relacionado (do inglês *Motor-Related Cortical Potential* - MRCP) e ERD (banda μ 8–13 Hz), alcançando uma precisão de 64% para detectar a intenção de caminhar, além de contribuir para motivar o paciente a realizar as tarefas de reabilitação (SBURLEA *et al.*, 2015). Ainda de acordo com as estratégias terapêuticas atuais, a IM regulada por realimentação pode ser usada para melhorar os padrões ERD / ERS, e com isso, apoiar a ativação do hemisfério afetado pelo AVC e a inibição do hemisfério não afetado (PFURTSCHHELLER; NEUPER, 2006).

Hashimoto *et. al* (2013) investigando a lateralização cortical, durante tarefas de IM do pé esquerdo e direito, através de padrões de ERD usando uma ICM baseada em EEG. Os dados sugerem que a IM dos pés tem potencial para diferenciar a IM do pé esquerdo e do direito. Enquanto ICM usando as IM unilaterais dos pés pode alcançar alta precisão, semelhante à um ICM com base em IM manuais

Enquanto, STORZER *et. al.* (2016) comparando a dinâmica oscilatória cortical envolvida no ciclismo e caminhada. Encontrou uma diminuição mais forte da potência na banda β (23-35 Hz) durante o início e execução do movimento de

ciclismo, enquanto durante a caminhada uma diminuição mais forte e persistente da potência foi encontrada na banda μ (8-12 Hz).

Os padrões de ERD / ERS são de interesse nesta tese porque podem fornecer informações valiosas sobre a atividade cortical durante o uso de uma ICM.

2.6.7 Conectividade

Avanços na área computacional permitiram o processamento de uma grande quantidade de dados influenciando diretamente as pesquisas na área da neurociência, como por exemplo, a possibilidade de verificar que as áreas do sistema nervoso não funcionam isoladamente, mas em conexão umas com as outras, gerando assim, o conceito de conectividade neural. Ou seja, a compreensão da função cerebral não se baseia apenas na identificação correta das regiões cerebrais ativas, mas também nas interações entre elas, que pode ser medida avaliando a conectividade do cérebro (SAKKALIS, 2011).

A magnetoencefalografia e a eletroencefalografia são técnicas adequadas para registrar estas interações, porque fornecem medições da atividade cerebral na faixa dos milissegundos. Devido à excelente resolução temporal destas técnicas, elas são ideais para calcular a conectividade funcional, definida como a correlação temporal que quantifica estatisticamente as interações entre diferentes áreas cerebrais, sem abordar a direção destas interações, e a conectividade efetiva que além de quantificar interações entre diferentes áreas cerebrais, também aborda as interações direcionais dinâmicas entre elas (SAKKALIS, 2011) (SCHOFFELEN; GROSS, 2009).

Nesta tese, para analisar a conectividade cortical foi usada a técnica de EEG e calculada a conectividade efetiva a fim de identificar a força do sinal gerado, pelas sinapses neuronais durante a IM e movimento passivo, sobre os eletrodos além de analisar a direção das interações entre as áreas corticais

O conhecimento da conectividade do cérebro tornou-se um aspecto essencial para compreender qual a função das diferentes regiões do cérebro durante a realização de funções básicas (GREFKES *et al.*, 2008), (SCHOFFELEN; GROSS, 2009), (HORDACRE; MOEZZI; RIDDING, 2018). Assim, identificar as relações entre os

eletrodos de EEG com a direção e a força do fluxo de informações entre as áreas corticais, durante a execução do movimento e IM, pode contribuir para o desenvolvimento de tecnologias de reabilitação da função motora, como ICM por exemplo (HAMEDI; SALLEH; NOOR, 2016), (ASTOLFI *et al.*, 2007b).

Dessa forma, estudos têm se dedicado a analisar a conectividade cerebral durante a execução de movimentos reais e IM. O estudo apresentado em (VARKUTI *et al.*, 2013) comparou a reabilitação assistida por robô da extremidade superior versus uma ICM baseada em EEG e IM do membro superior em pacientes pós-AVC. Os resultados mostraram que tanto os ganhos na escala de Fugl-Meyer quanto da conectividade funcional foram numericamente maiores no grupo que usou ICM (VARKUTI *et al.*, 2013). Com o objetivo de encontrar um padrão espaço-temporal de conectividade exclusivo para cada tarefa de IM, Chung, Kim e Kim (2011) estudaram a conectividade entre canais de tarefas de IM da mão esquerda (ME), da mão direita (MD), dos pés e língua em nove sujeitos usando uma ICM. Os resultados mostraram diferenças claras entre as quatro tarefas de IM e conectividade contralateral para ME e MD em dois indivíduos. Em relação às IM dos pés e da língua, não mostraram conectividade significativa, entretanto a conectividade central referente à IM do pé foi observada em apenas um sujeito (CHUNG; KIM; KIM, 2011).

Athanasiou *et al.* (2012), analisando a conectividade efetiva para classificar tarefas de IM do pé e da mão, encontraram discriminação das duas tarefas em cinco sujeitos. O estudo no plano do eletrodo revelou que, na IM da mão, o fluxo máximo de informações foi de C1 para FC2 e de FC1 para C4, e para superfície cortical foi observado um forte fluxo de informações entre as áreas motoras primárias da mão, do contralateral para o ipsilateral. Houve uma ativação mais forte da área motora suplementar durante a IM do pé para todos os indivíduos e o fluxo de informações foi da área motora suplementar em direção à área motora primária contralateral do pé (ATHANASIOU *et al.*, 2012). Outros trabalhos também se dedicaram a estudar a conectividade cerebral relacionada ao movimento ativo e IM (LI *et al.*, 2013), (GONUGUNTLA; WANG; VELUVOLU, 2013), (HU *et al.*, 2014). Conhecer como os ritmos sensório-motores e a conectividade entre as áreas corticais se dão, durante o uso da ICM, pode ser um caminho para aprimorar essa tecnologia.

2.7 INTERFACES CÉREBRO-MÁQUINA

Ao longo da história, filósofos contemplaram a hipótese de que o cérebro pode ser usado para interagir diretamente com o mundo externo sem a mediação do sistema nervoso periférico. Desde 1929, quando Hans Berger fez uma descoberta decisiva com o desenvolvimento da eletroencefalografia (registro não invasivo de sinais neuroelétricos) até o advento subsequente da computação rápida, de sistemas de análise em tempo real e da expansão do conhecimento da função cerebral, foram lançadas as bases para a realização do sonho de controlar dispositivos externos diretamente através de sinais cerebrais (CHAUDHARY; BIRBAUMER; RAMOS-MURGUIALDAY, 2016).

Atualmente, as ICMs adquirem, analisam e traduzem sinais cerebrais em comandos de controle para dispositivos, tais como próteses, exoesqueletos, ambientes virtuais, entre outros, que têm por objetivo executar ações desejadas (SHIH; KRUSIENSKI; WOLPAW, 2012). A Figura 2.10 apresenta o esquema de uma ICM desde a aquisição do sinal cerebral até a realimentação entregue ao participante, formando assim um circuito fechado entre o cérebro do participante e o dispositivo de saída da ICM.

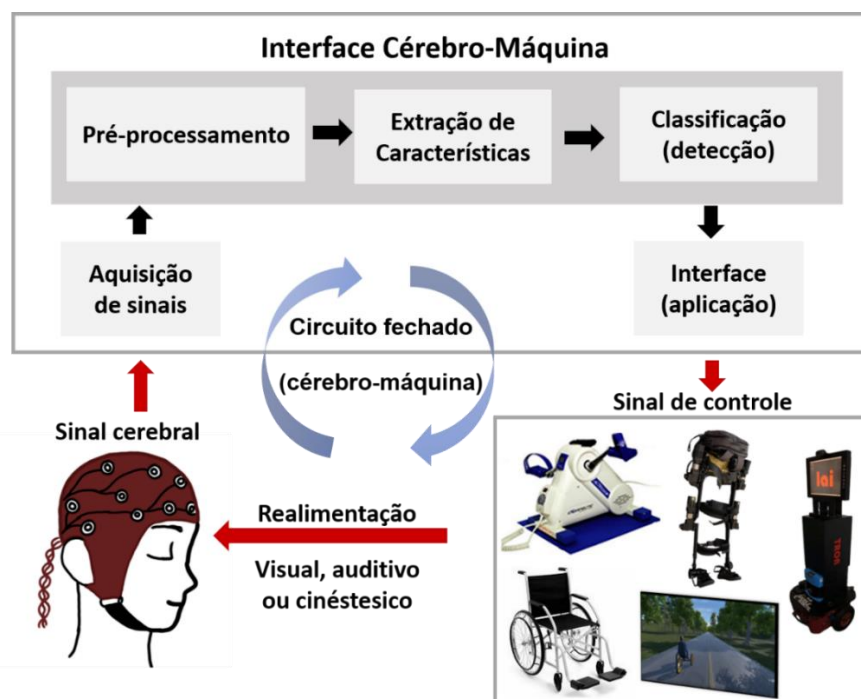


Figura 2.10 – Esquema de uma Interface Cérebro-Máquina.

As ICMs, envolvem sessões de calibração que são utilizadas para coletar os sinais cerebrais, extrair características, e obter o modelo do classificador. Depois, o sistema com os algoritmos já calibrados é aplicado em sessões de treinamento motor para fornecer retroalimentação através de movimentos e/ou informação visual. A tarefa de minimizar as diferenças entre as sessões de treinamento e testes é de importância significativa devido à variabilidade, sessão a sessão, que existe nos sinais de EEG, a qual influencia na capacidade do algoritmo treinado de funcionar adequadamente na sessão de testes (CHO; AHN; JUN, 2018). Neste sentido, um protocolo que busque minimizar estas diferenças é essencial. Assim, configuração e montagem adequadas de eletrodos, ambiente confortável e seguro, tempo de experimento, avaliação subjetiva, adaptação do usuário e avaliação da usabilidade do dispositivo são aspectos que devem ser levados em consideração na hora de elaborar um protocolo (CHO *et al.*, 2017).

ICMs, podem ser usadas tanto em tecnologias assistivas, que visam proporcionar ou ampliar habilidades funcionais de pessoas com deficiência e consequentemente promover vida independente e inclusão, quanto em tecnologias de reabilitação que têm por objetivo a recuperação da função motora e/ou cerebral prejudicada após um acidente ou doença, como AVC por exemplo.

As ICMs desenvolvidas especificamente para a reabilitação de pacientes pós-AVC são projetadas para manipular a reorganização cerebral que se pensa ocorrer após o AVC (WARD; COHEN, 2004). Assim, alguns estudos se dedicaram a demonstrar que o uso de ICMs pode contribuir para a recuperação da função motora após o AVC (ANG *et al.*, 2014), (IBÁÑEZ PEREDA *et al.*, 2017), (MRACHACZ-KERSTING *et al.*, 2012); (WANG *et al.*, 2010). Por outro lado, outras pesquisas indicam que as informações fornecidas pela IM representam uma abordagem alternativa à reabilitação de déficits motores decorrentes de doenças neurológicas, uma vez que a prática repetitiva de IM pode levar à neuroplasticidade (ANG *et al.*, 2014), (DE VRIES; MULDER, 2007), (SHARMA *et al.*, 2009). Como a IM é um processo mental oculto, as ICMs se apresentam como uma alternativa para integrar a IM em programas de reabilitação. Além disso, pesquisas prévias (KATZ-LEURER *et al.*, 2006; MURRAY *et al.*, 2014) também demonstram que a regeneração de estruturas e/ou reorganização da função dos neurônios para a recuperação da função motora

estão diretamente relacionadas a um grande número de repetições do movimento, aprendizagem motora e aumento da entrada somatossensorial no membro parético.

Nesse sentido, as ICMs estão emergindo como alternativas atraentes às terapias tradicionais, auxiliando terapeutas e pacientes a realizarem movimentos repetitivos com precisão, além de fornecer dados quantitativos aos profissionais de reabilitação, possibilitando um acompanhamento mais preciso do processo de reabilitação. Vários dispositivos robóticos, como exoesqueletos e andadores robóticos, foram propostos para auxiliar esses pacientes durante o processo de reabilitação da marcha (VILLA-PARRA *et al.*, 2017), (WALL; BORG; PALMCRANTZ, 2015). Como no estudo desenvolvido por Ang *et al.* (2014), onde 21 pacientes pós-AVC usaram um ICM acoplada ao robô Haptic Knob com objetivo de reabilitar a função motora do braço, os resultados demonstraram ganhos motores significativamente maiores para o grupo de pacientes que usou a ICM-Haptic Knob. O estudo realizado por Donati *et al.* (2016), que utilizou uma ICM, um exoesqueleto e realidade virtual, mostrou que oito pacientes paraplégicos com lesão medular crônica experimentaram melhorias neurológicas na sensação somática (localização da dor, sensibilidade ao toque fino e propriocepção) e melhorias motoras após um treinamento de neuroreabilitação durante um período de doze meses (DONATI *et al.*, 2016).

Embora exoesqueletos robóticos tenham demonstrado eficácia na reabilitação da marcha (BORTOLE *et al.*, 2015), algumas questões como peso, complexidade e alto custo de fabricação ainda limitam sua utilização em países em desenvolvimento de baixa e média renda. Por outro lado, o equipamento de reabilitação através de pedaladas é relativamente barato e demonstrou eficácia na reabilitação dos membros inferiores (KAUTZ *et al.*, 2005), (REZK *et al.*, 2017). Como resultado, pesquisas baseadas em exercícios de pedalada já foram realizadas com sucesso em pacientes pós-AVC (FERRANTE *et al.*, 2011), (MONACO *et al.*, 2012). Outros estudos também utilizaram sinais de eletroencefalografia (EEG) para investigar o movimento de pedalar (JAIN *et al.*, 2013), (STORZER *et al.*, 2016). Inclusive, já foram publicados estudos para determinar o efeito do exercício de pedalada na marcha humana e na reorganização cortical em pacientes pós-AVC, encontrando evidências de neuroplasticidade e melhorias na função da deambulação (REZK *et al.*, 2017).

No caso de pacientes pós-AVC com deficiências motoras graves, é necessário implementar uma forma em que estes possam iniciar voluntariamente o movimento de um equipamento de reabilitação (DIMYAN; COHEN, 2011); (DONATI *et al.*, 2016). Por esse motivo, algumas ICMs foram propostas para reconhecer a IM de pedalada (RODRÍGUEZ-UGARTE *et al.*, 2018), (RODRÍGUEZ-UGARTE *et al.*, 2017). Entretanto, sistemas robóticos que utilizam pedais motorizados e ICMs baseadas em IM de pedalar não foram totalmente explorados.

De forma que, a ICM utilizada nesta tese é baseada em movimentos autoiniciados e exercícios de pedalar. Essa ICM foi projetada para ser ativada pela IM de pedalar de forma que o paciente pós-AVC possa acionar um monociclo robótico utilizando apenas a IM, recebendo pedaladas passivas como realimentação. Uma ICM que tem como saída exercícios de pedalada através de um monociclo robótico pode ser uma opção segura e de baixo custo para integrar programas de reabilitação, uma vez que o exercício de pedalar, além de ser um exercício aeróbico, é orientado a tarefas de pseudo-caminhada (CHEN *et al.*, 2014).

Além disso, uma ICM em conjunto com um monociclo robótico pode incentivar a participação do paciente nos programas de reabilitação, já que o dispositivo é confortável e a ICM pode ser projetada para ser intuitiva e proporcionar movimentos naturais, fazendo com que melhore significativamente a comunicação homem-máquina (KIRCHNER; TABIE; SEELAND, 2014). Ressalta-se que uma das características da interação intuitiva é justamente corroborar movimentos autoiniciados. Assim, o uso de uma ICM que realize o controle de dispositivos que sejam controlados de acordo com a intenção de movimento do paciente pode reduzir significativamente o impacto da adaptação a uma nova tecnologia de reabilitação por parte do usuário.

A ICM utilizada nesta tese foi desenvolvida no Núcleo de Tecnologia Assistiva (NTA) da Universidade Federal do Espírito Santo (UFES). O desenho desta ICM foi proposto com base no fato de que ICMs baseadas em EEG podem ser usadas para fins de reabilitação motora por meio de movimentos reais ou de IM dos membros superiores e inferiores (BROETZ *et al.*, 2010), (ANG *et al.*, 2014), (WANG *et al.*, 2010). Como resultado, ICMs baseadas em IM são uma alternativa para reabilitar

pacientes com déficits motores graves ou sem movimentos residuais (SHIH; KRUSIENSKI; WOLPAW, 2012), (SHARMA *et al.*, 2009), (ANG *et al.*, 2014).

2.8 CONCLUSÃO

Este capítulo 2 introduziu a função do córtex motor durante o movimento voluntário e IM, incluindo como o AVC pode afetar a função motora e a importância de um processo de reabilitação bem-sucedido para os pacientes que sofreram AVC. Discutiu-se como a técnica de EEG empregada em tecnologias de ICMs pode contribuir para auxiliar ou induzir reorganização dos circuitos neurais e consequentemente recuperar a função motora. O próximo capítulo apresenta os métodos propostos nesta tese para analisar como o uso de ICM baseada em IM para acionar um monociclo robótico pode afetar a excitabilidade e a conectividade cortical.

3 METODOLOGIA

3.1 MATERIAIS

Nesta tese, foi utilizada a ICM (Figura 3.1) que permite ao sujeito ligar o monociclo robótico por meio da IM, recebendo como realimentação pedaladas passivas (o movimento é realizado mecanicamente pelo pedal) por um período de 5 s.

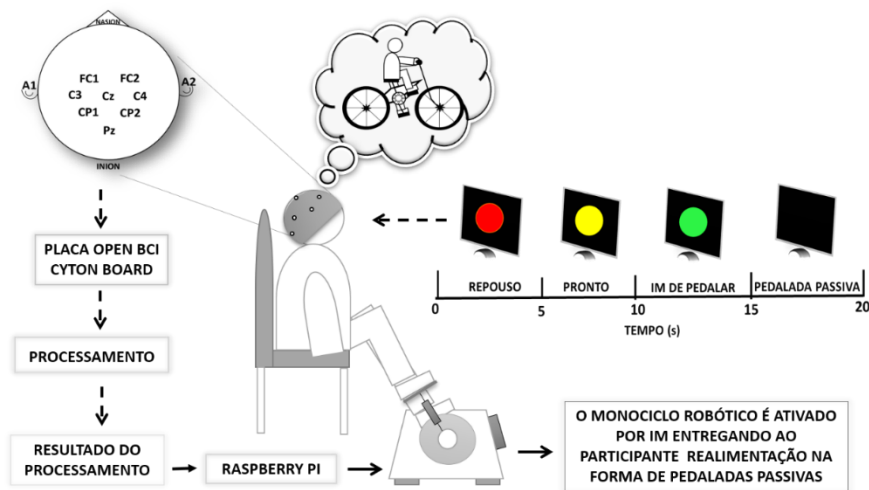


Figura 3.1 – Esquema da configuração experimental usando da interface cérebro-máquina.

A ICM, consiste em uma touca com eletrodos de EEG (da marca *Electro-Cap Center B.V.*) (Figura 3.2a), da placa sem fio de baixo custo Open BCI (+ *Daisy Biosensing*) (Figura 3.2b) e 8 canais de EEG. A taxa de amostragem foi de 250 Hz e um filtro Notch (60 Hz) também foi usado. A ICM também foi composta por um notebook, placa Raspberry Pi (do fabricante *Raspberry Pi Foundation*) (Figura 3.2c) e pelo monociclo robótico (denominado *Exerpeutic 7101 Activcycle Motorized Pedal Exerciser*) (Figura 3.2d) usado como dispositivo de saída.

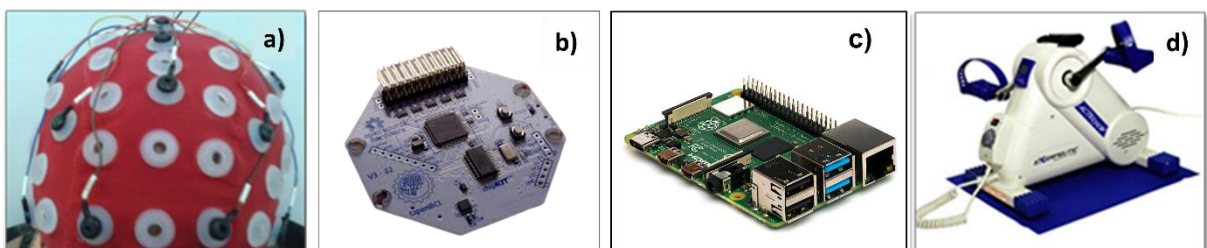


Figura 3.2 – a) Gorro com eletrodos passivos integrados de 64 canais; b) placa Open BCI; c) placa Raspberry Pi; d) Monociclo robótico.

A operação da ICM foi dividida em duas fases. A primeira fase foi realizada para calibrar a ICM. Nessa fase, o sujeito foi solicitado a realizar basicamente duas tarefas: estado de repouso e IM (sem receber realimentação – também denominada IM em malha aberta), cada uma por um período de 5 s. A segunda etapa, denominada fase *online*, é realizada com a ICM calibrada para promover o treinamento motor em que o sujeito realiza IM para ligar o monociclo robótico através da placa Raspberry Pi e, conseqüentemente, recebe realimentação em forma de pedaladas passivas (PPs) por um período de 5 s. Como resultado, o participante sente um circuito fechado realizando IM e recebendo realimentação como resposta. Por esse motivo, também é usado o termo IM em malha fechada neste estudo.

Para orientar o sujeito em cada fase, quatro pistas visuais foram exibidas na tela do computador, indicando o instante para realizar o estado de repouso (pista vermelha) ou IM (pista verde), conforme mostrado na Figura 3.1.

3.2 GRAVAÇÃO DE DADOS E PROCESSAMENTO DE SINAL

A placa *Open BCI* foi usada para adquirir os sinais de EEG, também foi utilizado um gorro de EEG de eletrodos Ag / AgCl. Oito canais (FC1, FC2, C3, C4, Cz, CP1, CP2 e Pz) são utilizados neste estudo, os quais foram localizados, de acordo com o sistema internacional 10-20. Além disso, os eletrodos A1 (GND) e A2 (REF) foram colocados nas orelhas esquerda e direita, respectivamente.

Inicialmente, uma fase de calibração foi realizada para o aprendizado da ICM, coletando primeiro um conjunto de dados de treinamento formado tanto pelo estado de repouso quanto pela IM em malha aberta. Este conjunto de dados é usado selecionando janelas de 1 s do EEG bruto, tomando como referência 0,5 s após o início da sugestão de estado de repouso (sugestão vermelha) e 0 s após o início da sugestão para execução de IM. Em seguida, cada janela é processada aplicando um filtro passa-banda com fase zero, que é implementado tanto pela transformada rápida de Fourier (do inglês *Fast Fourier Transform* - FFT) quanto pela sua inversa (IFFT). Conseqüentemente, os componentes fora da faixa de frequência de 0,1 a 30 Hz foram removidos pela multiplicação de uma função retangular no domínio da

frequência. Posteriormente, a geometria riemanniana foi usada em matrizes de covariância (que são derivadas das janelas filtradas) para calcular a matriz de projeção correspondente no espaço tangencial, o qual é útil para extrair características espaciais. Na sequência, *Pair-Wise Feature Proximity* (PWFP) é aplicado no conjunto de dados para redução de dimensionalidade, a fim de aumentar a discriminação de classe e melhorar o desempenho aplicando a Análise de discriminante linear (do inglês *Linear Discriminant Analysis* - LDA) com classificador treinado. Como resultado, a ICM calibrada é usada na fase *online* para reconhecer a IM de pedalar por períodos de 1 s com sobreposição de 65 ms, fornecendo uma rota alternativa para os participantes ligarem o pedal motorizado.

3.3 PROTOCOLO

3.3.1 Critérios de inclusão e exclusão

Para ambos os grupos de indivíduos sem acometimento motor ou neurológico e pacientes pós-AVC, foram definidos os seguintes critérios de inclusão: habilidades auditivas, visuais, cognitivas e de comunicação suficientes para entender e seguir as instruções durante o experimento. Como critério de inclusão para o grupo de indivíduos pós-AVC, estes deveriam ter sido efetivamente diagnosticados com AVC, apresentar hemiparesia nos membros inferiores, com grau de espasticidade igual ou inferior a 2, considerando a escala modificada de Ashworth, (ANEXO A), equilíbrio na posição sentada e capacidade de realizar movimento passivo com o membro inferior parético. Indivíduos pós-AVC com histórico clínico descrevendo outras condições neurológicas, dois ou mais episódios de AVC, pressão arterial não controlada, histórico de convulsões ou angina foram excluídos deste estudo.

3.3.2 Participantes

Participaram do estudo oito indivíduos sem acometimento motor ou neurológico (todos destros, uma do sexo feminino) com idades entre 22 e 36 anos, constituindo o grupo P01-P08. Além disso, participaram duas mulheres destros com AVC, conformando o grupo pós-AVC: PS1 (46 anos, hemiparesia do lado esquerdo do corpo, sofreu um episódio de AVC hemorrágico há 5 anos) e PS2 (idade 48 anos, afetada por hemiparesia do lado direito do corpo, após sofrer um episódio de AVC

isquêmico há 2 anos). De acordo como a escala modificada Ashworth (BOHANNON; SMITH, 1978), (GREGSON; *et al.* 2000) a paciente de PS1 apresenta espasticidade igual a +1, ou seja, discreto aumento no tônus muscular, manifestado pelo apreender, seguido de mínima resistência através do resto (menos da metade) da amplitude de movimento. Enquanto para a paciente PS2 apresenta grau de espasticidade igual a 1, que indica discreto aumento do tônus muscular, manifestado pelo apreender e liberar, ou por mínima resistência ao final da amplitude de movimento, quando a parte afetada é movimentada em flexão e extensão.

3.3.3 Sequência do protocolo

A Figura 3.3 mostra a sequência do protocolo. Primeiramente, foi explicado a cada participante o objetivo principal do estudo. De acordo com a declaração de Helsinque, todos participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), ou seja, documento no qual é explicitado o consentimento livre e esclarecido do participante e/ou de seu responsável legal, de forma escrita, e que deve conter todas as informações necessárias, em linguagem clara e objetiva, de fácil entendimento, para o mais completo esclarecimento sobre a pesquisa a qual se propõe participar.

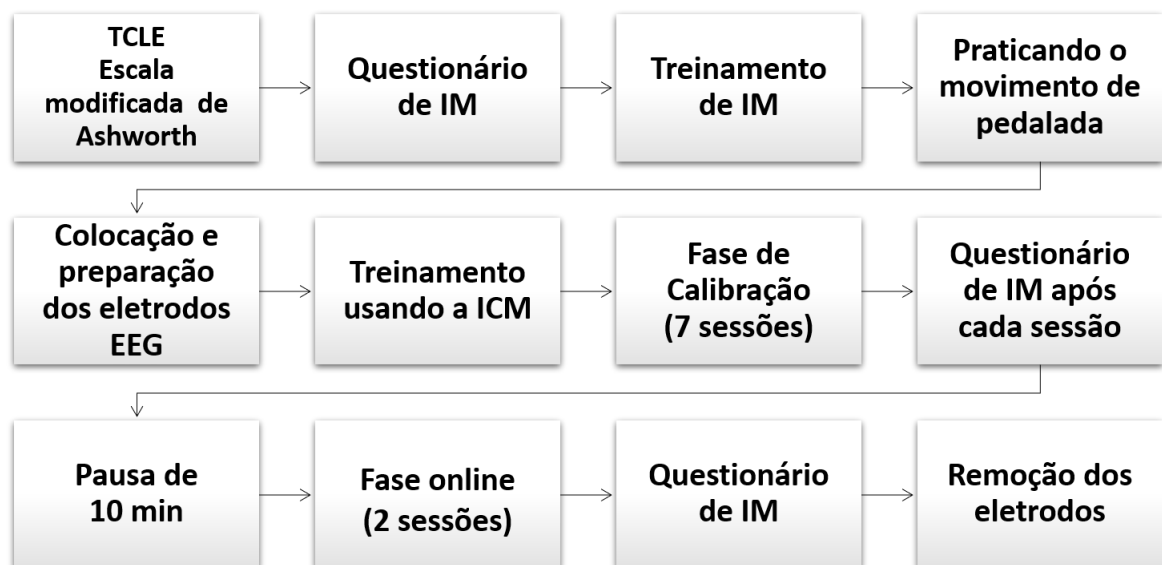


Figura 3.3 - Sequência seguida durante o protocolo experimental.

Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil (número CAAE: 64797816.7.0000.5542) (ANEXO B). A escala modificada Ashworth, que mede o grau de espasticidade, foi aplicada para o grupo pós-AVC. Em seguida o questionário para experimento de IM (ANEXO C) foi aplicado antes, durante e após os experimentos com a ICM. Esse questionário teve por objetivo coletar informações subjetivas do participante, tais como: dificuldade em realizar IM de pedalada, nível de atenção e estados físico e mental. Antes do início do experimento com IM, os participantes responderam a 15 perguntas (perguntas 101 a 115). A cada sessão, eles respondiam a outras 10 perguntas (perguntas 210 a 219, 220 a 229 etc.). Após o experimento de IM, foi pedido aos indivíduos que respondessem a um conjunto final de perguntas (perguntas 301 a 304) (ANEXO C) (CHO; AHN; JUN, 2018).

A seguir, o participante foi convidado a sentar-se em uma poltrona confortável em frente a uma tela de 19 polegadas, colocando os pés no pedal. Antes de iniciar o experimento, foi realizada uma etapa de treinamento de IM (NEUPER *et al.* 2005). Nesta etapa, cada participante foi convidado a se imaginar andando de bicicleta. Nesta fase, o participante recebeu ainda movimentos passivos utilizando o monociclo robótico para sentir a experiência cinestésica, para posteriormente para realizar a IM (CHO *et al.*, 2017), (NEUPER *et al.*, 2005) (NIAZI *et al.*, 2012). A IM cinestésica é descrita como a capacidade de imaginar a execução de um movimento ao ter uma impressão de contração muscular durante um movimento real (YANG *et al.*, 2021), (RIMBERT *et al.*, 2019). Simultaneamente, a preparação da pele e a colocação dos eletrodos de EEG foram feitas, enquanto o participante foi instruído a continuar treinando a IM cinestésica seguindo as pistas visuais (ver Figura 3.1) fornecidas pela ICM. Na sequência, o experimento foi dividido em duas fases: 1) Fase de calibração; e 2) Fase *online*. Durante a fase de calibração, o EEG bruto foi coletado de cada participante completando um total de 7 sessões, cada uma separada por um intervalo de pausa de 3 min. Cada sessão consistiu em 12 tentativas e foi solicitado ao participante realizar duas tarefas por tentativa, como estado de repouso (pista vermelha) e IM de pedalar (pista verde), cada uma por um período de 5 s, seguindo a sequência visual mostrada na Figura 3.4a. Portanto, o banco de dados para a calibração da ICM foi formado por um total de 84 tentativas.

Após o término de cada sessão, um questionário foi preenchido pelo participante (CHO *et al.*, 2017).

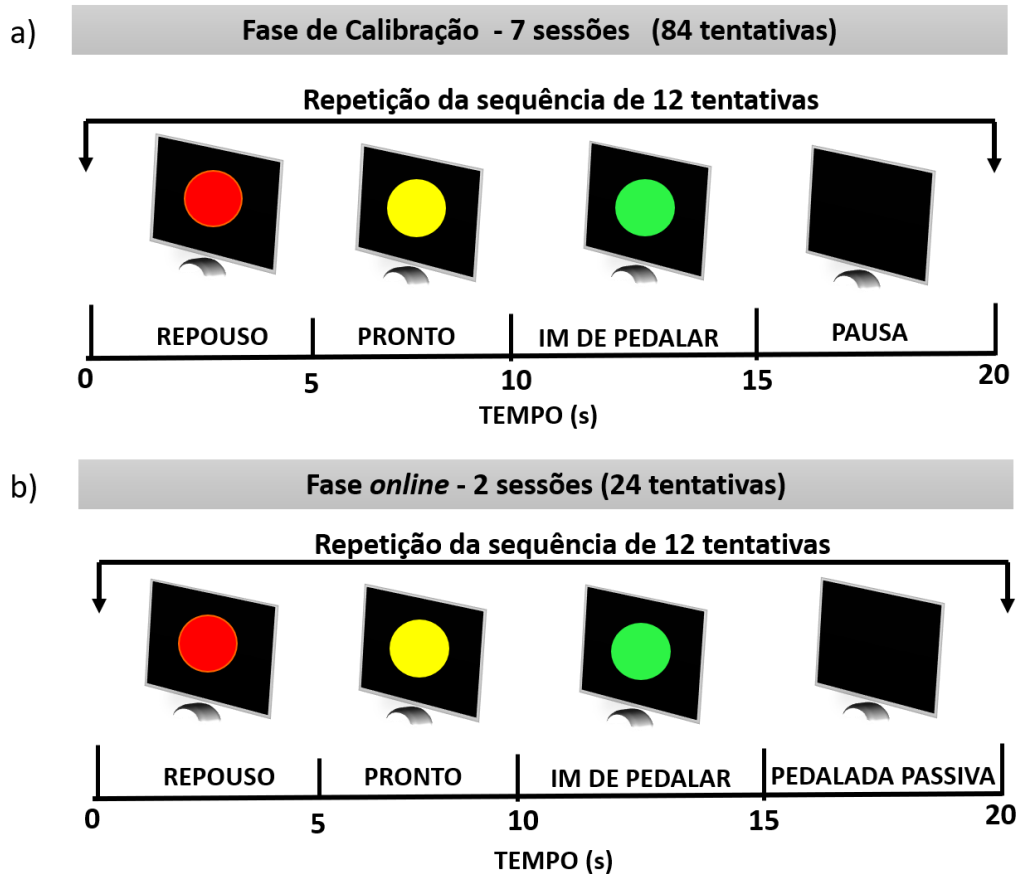


Figura 3.4 - Paradigma experimental: a) fase de calibração b) fase *online*.

Durante as pistas vermelha e amarela, o participante foi orientado a evitar movimentos voluntários, como movimentos de olhos e boca. Na tela preta, movimentos discretos da boca e piscar de olhos foram liberados (NEUPER *et al.*, 2005), (RODRIGUEZ-UGARTE *et al.*, 2018).

Na fase *online*, a ICM calibrada foi usada por cada participante para ligar o monociclo robótico executando a IM de pedalada e recebendo PPs, formando um circuito fechado entre o cérebro e o pedal do participante. Esta fase *online* consistiu em 2 sessões, separadas cada uma por um intervalo de pausa de 3 min e cada sessão consistiu em 12 tentativas. O participante foi encorajado a ligar o pedal realizado a IM de pedalar durante a pista verde (ver Figura 3.4b) em um período de 5 s, completando um total de 24 tentativas. O participante recebeu instruções

semelhantes às dadas na fase de calibração para evitar artefatos indesejáveis nos sinais de EEG. Além disso, o participante foi instruído a não exercer resistência no pedal ao receber movimentos passivos. Da mesma forma, um questionário foi preenchido para cada participante após o término de cada sessão. Finalmente, os eletrodos foram removidos.

3.4. PROCESSAMENTO DE DADOS E ANÁLISE ESTATÍSTICA

O efeito cortical em participantes usando a ICM foi estudado através da análise de padrões significativos de ERD na representação tempo-frequência (HASHIMOTO; USHIBA, 2013), (GRAIMANN *et al.*, 2002), potência relativa no domínio da frequência e conectividade cortical. Cada método foi implementado da seguinte maneira.

3.4.1 Análise de padrões ERD significativos

A análise de padrões ERD significativos foi realizada com tentativas nas quais cada participante ligou com sucesso o pedal por IM e recebeu PPs como realimentação. Em seguida, foram extraídos segmentos de 7 s de comprimento, alinhando-os no instante em que o monociclo robótico era acionado (instante 0 s). Cada segmento de 7s contém janelas de 1 s. Para reconhecer a IM (-1 a 0 s) e para ligar o pedal, mais outros dois períodos: 1) período de 2 s (linha de base) anterior ao reconhecimento IM, período de 4 s (PPs) após o reconhecimento da IM. Destes últimos períodos, foram utilizados apenas os dados do EEG de -2,0 a -1,0 s como referência ou linha de base, e de 0 a 3 s para representar a atividade cortical produzida pelas PPs. Os segmentos de 7 s foram primeiro filtrados em uma faixa de frequência de 0,1 a 40 Hz e analisados como feito por (GRAIMANN *et al.*, 2002) e (HASHIMOTO; USHIBA, 2013), usando o intervalo de referência de -2,0 a -1,0 s para calcular as mudanças de potência relativa. Aqui, os padrões ERD significativos foram determinados aplicando o algoritmo de *bootstrap* do percentil *t*, considerando o nível de significância entre 0,01 e 0,20 (intervalo de confiança de 99% e 80%, respectivamente).

3.4.2 Potência relativa

No domínio da frequência, foram comparadas ainda as mudanças de potência relativa entre três condições: IM na fase de calibração, IM na fase *online* e durante as PPs. Primeiramente, foi obtido um conjunto de segmentos para cada uma dessas condições. Na sequência da fase de calibração, foi extraído um primeiro conjunto de 84 segmentos de EEG com 2 s de comprimento (0 a 2 s), sendo 0 s o início da sugestão verde. Além disso, todos os períodos de 1 s reconhecidos como IM na fase *online* que produziram os movimentos motorizados do pedal também foram usados para formar um segundo conjunto, enquanto os dados do EEG correspondentes aos primeiros 2 s de PPs foram selecionados para compor um terceiro conjunto. Como linha de base, foi usado o período de 2 s precedendo as tarefas de IM nas fases de calibração e *online*.

Tal como feito por (STORZER *et al.*, 2016), a FFT foi aplicada a cada conjunto ao longo de períodos de 1 s com sobreposição de 0,1 s para obter o espectro de potência média para depois calcular as mudanças de potência relativas com respeito à condição basal.

O teste *t-student* (MASON *et al.*, 2007), foi usado na mudança de potência relativa para comparar o efeito cortical em malha fechada para ambas as condições de IM e PPs.

Também foi utilizado o teste de Kolmogorov Smirnov para verificação da normalidade dos dados, que rejeitou a hipótese nula (p-valor <0,05) para os dados analisados e, assim, confirmou sua distribuição normal. Em seguida, foram obtidos *boxplots* baseados em valores medianos para comparação estatística entre o estado de repouso, IM na fase de calibração, IM na fase *online* e PPs, considerando-se o valor de p <0,05.

3.4.3 Conectividade

A conectividade entre os eletrodos de EEG para bandas: θ (4-8 Hz), μ (8 a 12 Hz), β baixa (13-18 Hz) e β alta (19-30 Hz) também foi estudada aqui para três condições: 1) IM na fase de calibração; 2) IM na fase *online*; 3) e durante as PPs. Um total de

84 tentativas com duração de 5 s foram analisadas para a primeira condição, usando janelas sucessivas de 1 s, a cada 0,5 s. O processamento de todas as janelas foi realizado da seguinte forma: primeiramente, o filtro CAR (do inglês *Common Average Reference*) foi aplicado em todos os canais de EEG, seguido de uma filtragem passa-banda para preservar os componentes de interesse em cada faixa de frequência citada. Em seguida, as janelas filtradas foram transformadas para o domínio da frequência aplicando a FFT para calcular a banda de potência relativa em relação à faixa de frequência total (0,1-30 Hz). Finalmente, a correlação de Pearson dos canais de EEG em pares foi aplicada para analisar a conectividade entre as regiões do cérebro. Observe que, para cada condição, um conjunto de janelas é obtido por banda de frequência e, portanto, um conjunto de banda de potência relativa também é obtido. Para facilitar a representação da conectividade, a matriz de correlação quadrada foi calculada para encontrar os canais de EEG com conexão forte (ou correlação mais alta), após computar o número de *links* a serem preservados. Estes são definidos como $N = (n^2 - n) \times p_{Th}/12$, onde n é o total de canais e p_{Th} a proporção do limite ($p_{Th} = 0,05$). Adicionalmente, a força de cada canal selecionado foi analisada calculando a correlação acumulativa em relação aos outros canais preservados. Vale ressaltar que a matriz de correlação quadrada foi atualizada, definindo valores zero para aqueles canais de EEG não preservados. Os dados do questionário de IM foram analisados usando valores de média e desvio padrão. O teste de Shapiro-Wilk também foi utilizado, confirmando que os dados não apresentam uma distribuição normal (p-valor <0,05). E por fim o teste do qui-quadrado de Kruskal-Wallis (p-valor <0,05) foi utilizado para avaliar as diferenças entre as sessões.

4 RESULTADOS

4.1 ANÁLISE DE POTÊNCIA RELATIVA

Os resultados obtidos demonstraram a viabilidade do uso de EEG para identificar a atividade elétrica cerebral durante as tarefas de IM e PPs durante o disparo da ICM. A Figura 4.1 mostra, para ambas as fases de calibração e *online*, um decréscimo significativo na potência ($p > 0,05$) em Cz nas condições de IM em relação ao estado de repouso para bandas μ , β baixa e β alta tanto para o grupo P01-P08 (Figura 4.1) quanto para as pacientes pós-AVC (Figura 4.2).

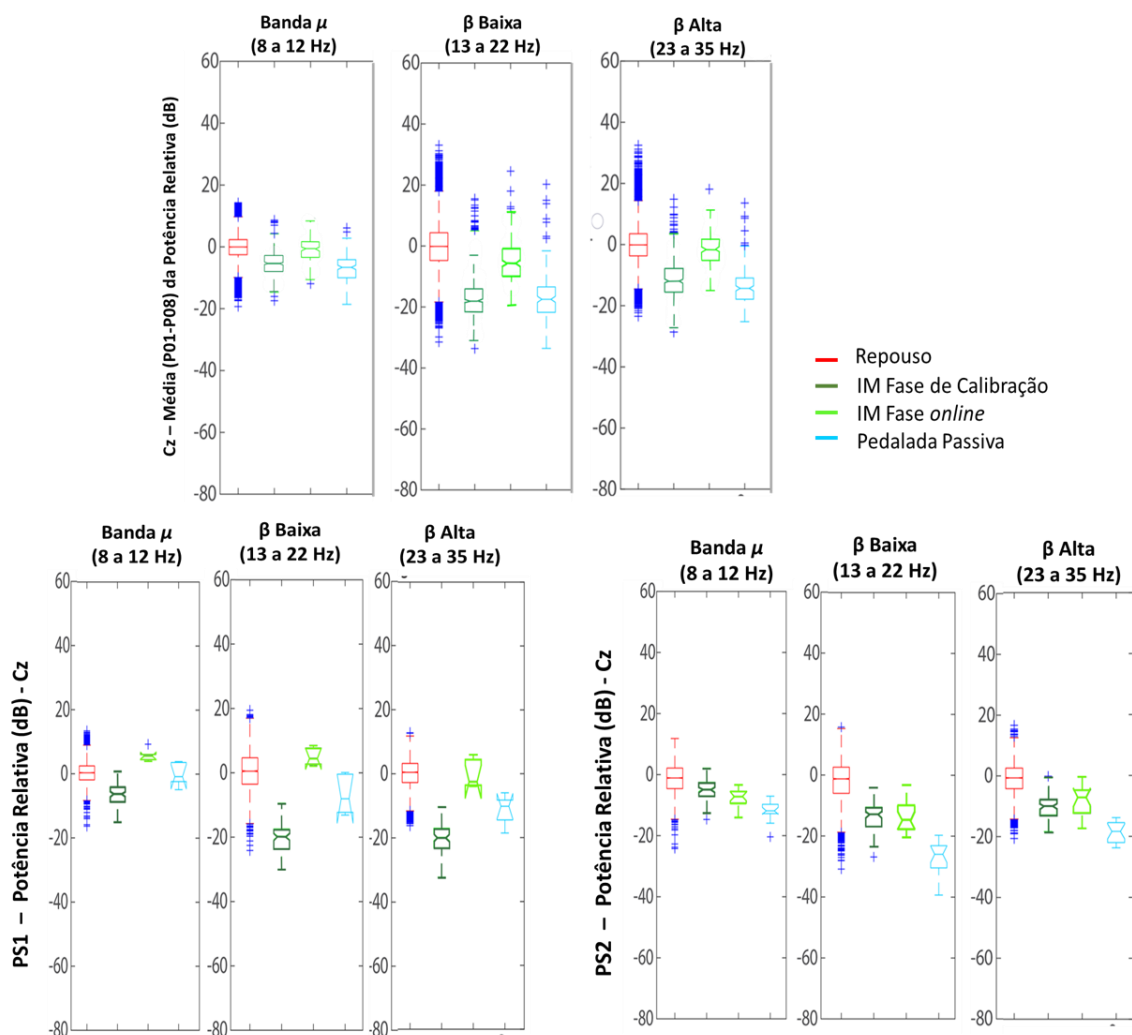


Figura 4.1 - Comparação da potência relativa sobre a localização de Cz analisando a contribuição de cada banda de frequência quando os participantes executaram quatro tarefas: repouso; IM durante a fase de calibração; IM na fase *online*; e recebendo PPs, a) grupo P01-P08 e b) grupo de pacientes (PS1 e PS2).

No entanto, a menor potência relativa sobre Cz (Figura 4.2) para bandas μ e β baixa não diferiu entre PPs e IM ($p > 0,347$). A maior redução de potência foi obtida para β baixa (cerca de -0,25) quando os participantes receberam PPs como realimentação (Figura 4.2). Esta diminuição de potência para a banda β também foi relatada por Storzer *et al.* (2016), ao estudar ciclismo ativo. Vale a pena notar na Figura 4.2 um pico mais pronunciado na banda μ (10 Hz) durante as PPs do que durante a realização de IM.

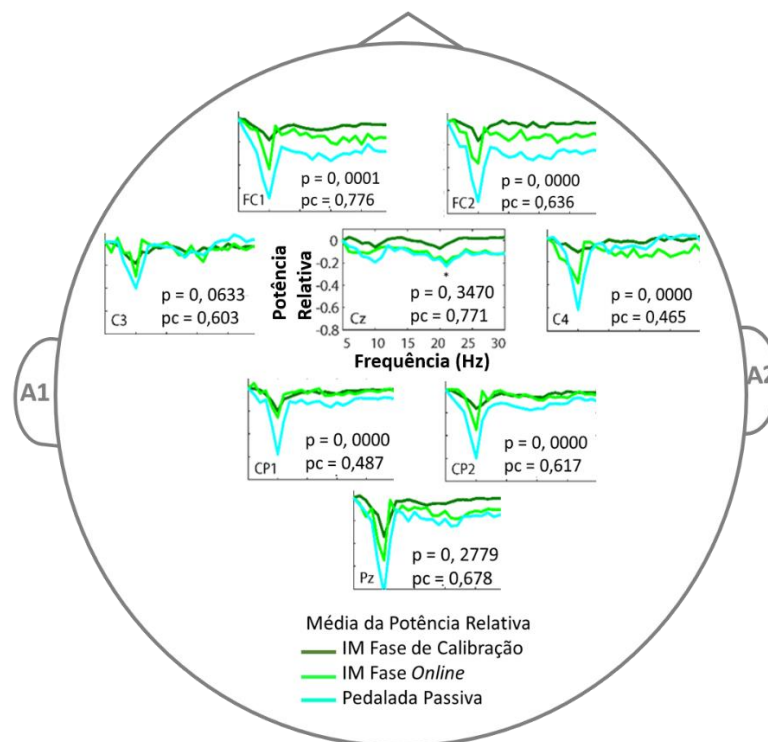


Figura 4.2 - Potência relativa média calculada para o grupo P01-P08. Os valores de p comparam IM na fase de calibração, IM na fase *online* e PPs.

Além disso, os resultados do teste *t-student* revelaram diferenças significativas entre as condições IM e PPs nos seguintes eletrodos, FC1, FC2, C4, CP1 e CP2 ($p < 0,05$). A Figura 4.2 também mostra uma diminuição bilateral mais acentuada para PPs, com exceção de Cz,

4.2 ERD

Para ambas as fases de calibração e *online*, os padrões ERD significativos foram analisados em uma representação de tempo-frequência, como mostrado nas Figuras 4.3a, 4.3c e 4.3e (Fase 1) e Figuras 4.3b, 4.3d e 4.3f (Fase 2), respectivamente. O

grupo P01-P08 apresentou ERD significativo executando IM nos primeiros 2 s, durante a fase de calibração. Esses padrões ERD estavam mais focados em Cz para bandas β baixa (13 a 22 Hz) e β alta (23 a 35 Hz), conforme mostrado nos mapas topográficos correspondentes à Figura 4.3a. Observe também que a excitabilidade cortical aumentou durante a execução da IM quando esses sujeitos estavam ativando a ICM (Fase 2), alcançando amplitudes mais altas de padrões ERD significativos (ver Figura 4.3b).

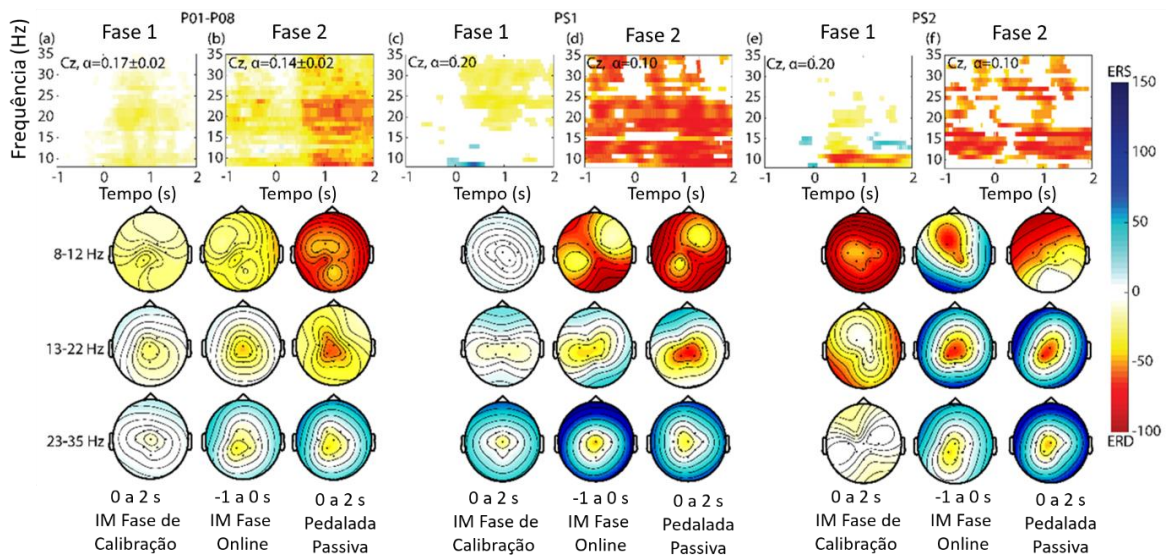


Figura 4.3 - Representação de padrões ERD significativos obtidos para os grupos P01-P08 e pós-AVC (PS1 e PS2). Aqui são apresentados gráficos sobre Cz e mapas topográficos baseado em ERD significativos, quando os participantes executaram IM na fase de calibração (Fase 1); também na Fase 2 quando os participantes acionam a ICM e recebem PPs como realimentação

Da mesma forma, ERD mais focado em Cz também foi obtido, durante a IM na fase *online* para bandas β baixa e β alta, conforme mostrado nos mapas topográficos correspondentes. Conforme esperado, de acordo com Storzer *et al.* (2016), a pedalada produz ERD significativo, com foco em Cz para a banda β , obtendo maior pico para β baixa (13 a 22 Hz). Estes resultados sugerem que oferecer pedaladas passivas como realimentação em uma ICM pode ser uma alternativa para gerar excitabilidade cortical. Com efeito, para as duas pacientes pós-AVC, PS1 e PS2, foi encontrada uma distribuição semelhante de padrões ERD significativos, durante a Fase 1 e a Fase 2, conforme mostrado nas Figuras 4.3c - 4.3d e Figuras 4.3e - 4.3f, respectivamente.

A média dos picos ERD para o grupo P01-P08 é mostrada na Figura 4.4a, e das pacientes nas Figuras 4.5b e 4.5c, nas bandas μ (8 a 12 Hz) e β (13 a 30 Hz) e mostra que os padrões ERD foram enfatizados em Cz quando os participantes realizaram IM e receberam PPs como realimentação.

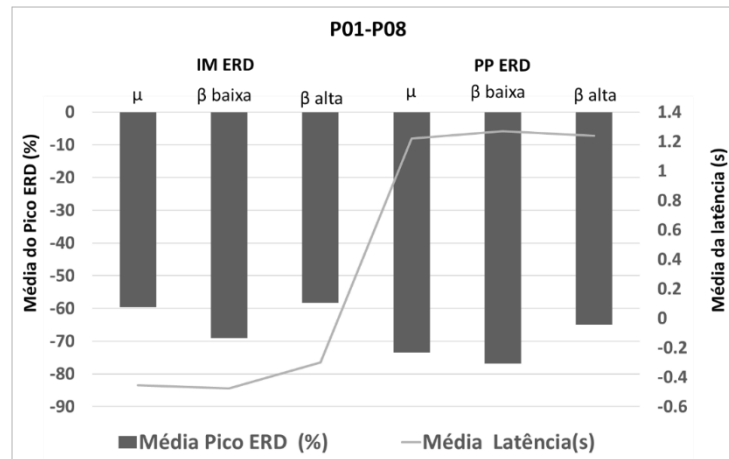


Figura 4.4 - Média de potência de ERD e latência, durante a IM e PPs na fase online.

Quando se analisa os mapas topográficos (Figura 4.3) de ERD e os picos de ERD, encontra-se o ERD significativo focado em Cz, mas pronunciado na banda β baixa tanto para o grupo P01-P08 (Figura 4.4) quanto para PS2 (Figuras 4.5 e 4.5b). Entretanto, para PS1, o destaque ficou na banda μ (Figura 4.5a). Da mesma forma, pode-se observar dessincronização significativa no córtex motor primário quando os participantes receberam PPs.

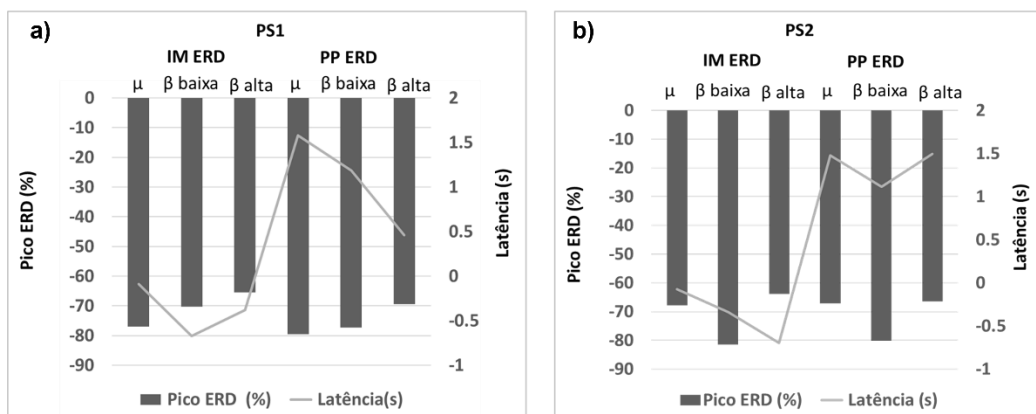


Figura 4.5 - Picos de ERD e latência, durante a IM e PPs na fase *online* para as pacientes PS1 e PS2, respectivamente.

Vale a pena comentar que a dessincronização β relacionada ao ciclismo também foi encontrada em estudos comparando caminhada versus ciclismo e ciclismo passivo versus ativo (JAIN *et al.*, 2013), (STORZER *et al.*, 2016).

A Figura 4.6a mostra mapas ERD topográficos para cada um dos participantes do grupo P01-P08, nas bandas β baixa e β alta.

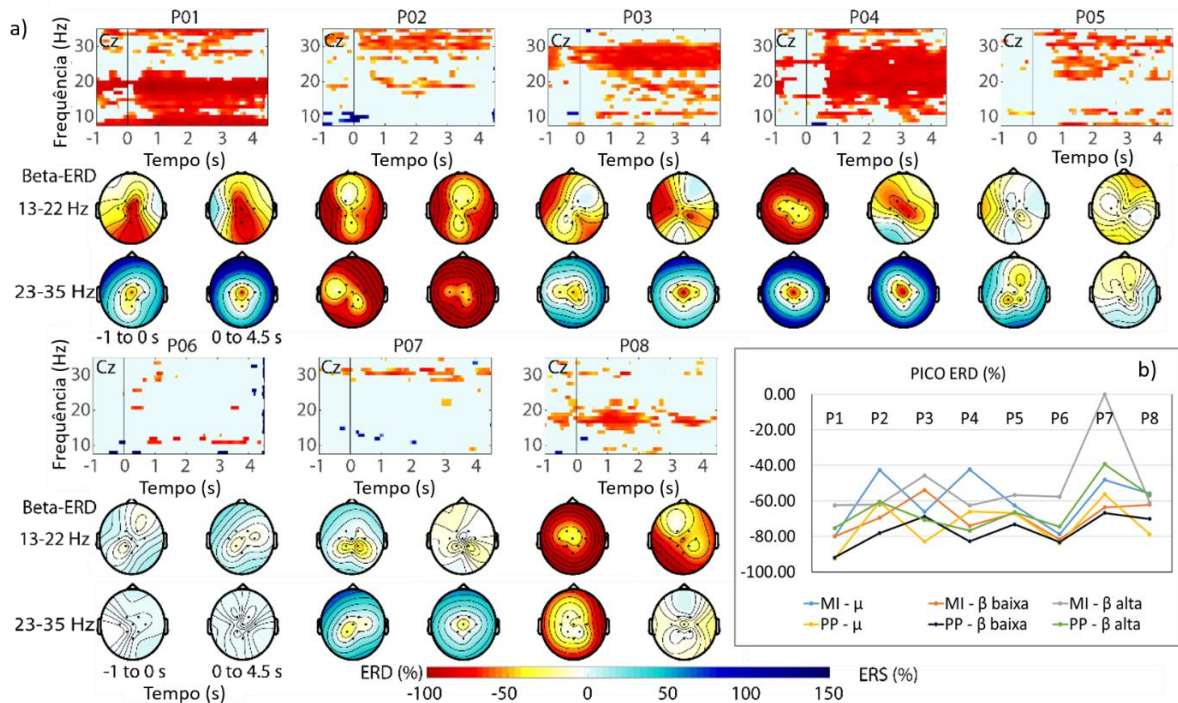


Figura 4.6 – a) Padrões de ERD e mapas topográficos. Representação de padrões ERD significativos, usando a representação tempo-frequência na localização Cz, e a distribuição ERD do couro cabeludo. Os intervalos de tempo de -1,0 a 0 s e de 0 a 4,5 s estão respectivamente relacionados à IM antes do acionamento da ICM e durante as PPs; b) Média dos picos ERD para bandas de frequência específicas de cada sujeito (P01-P08), durante a IM e as PPs na fase *online*.

Os picos ERD, durante a IM e as PPs na fase *online*, são mostrados na Figura 4.6b. Para a maioria dos participantes, observa-se que uma diminuição de potência sobre o córtex motor primário foi obtida na banda β , tanto durante a IM quanto durante as PPs, como mostrado nas Figuras 4.6a – 4.6b. Como destaque, os padrões de ERD mais significativos com foco em Cz (área do pé) foram obtidos para os participantes P01, P03 e P04. Esses achados concordam com relatos de outros pesquisadores que estudaram movimentos e IM dos pés, que encontram também atividade cortical em torno de Cz (HASHIMOTO; USHIBA, 2013), (JAIN *et al.*, 2013),

(PFURTSCHELLER; LOPES DA SILVA, 1999). Foi obtido um ERD significativo discreto para os participantes P06 e P07. Pode-se observar também que houve a geração de ERD e ERS, simultaneamente, ao comandar a ICM tanto na IM quanto durante a realimentação (PPs). Esses sujeitos apresentaram picos ERD nas bandas μ e β baixa e β alta, não sendo identificados picos ERD na banda β alta na condição de IM para o participante P07 durante a condição de IM (Figura 4.b).

4.3 CONECTIVIDADE CEREBRAL

Os resultados obtidos sobre a conectividade do cérebro, para o grupo P01-P08, considerando a banda β baixa, sugerem um fluxo contralateral de informações entre a AMS (FC1 e FC2) e a linha central parietal (CP1 e CP2). Já na banda β alta (23 a 35 Hz), observa-se um fluxo entre FC1-Pz (IM na fase *online*) e outro entre FC2-Pz (PPs), como mostrado na Figura 4.7. Para a banda μ (8 a 12 Hz), a AMS conectou-se à CP2 quando os participantes realizaram IM na fase *online*, entretanto, quando receberam PPs, essa conexão foi observada entre FC1 e Pz.

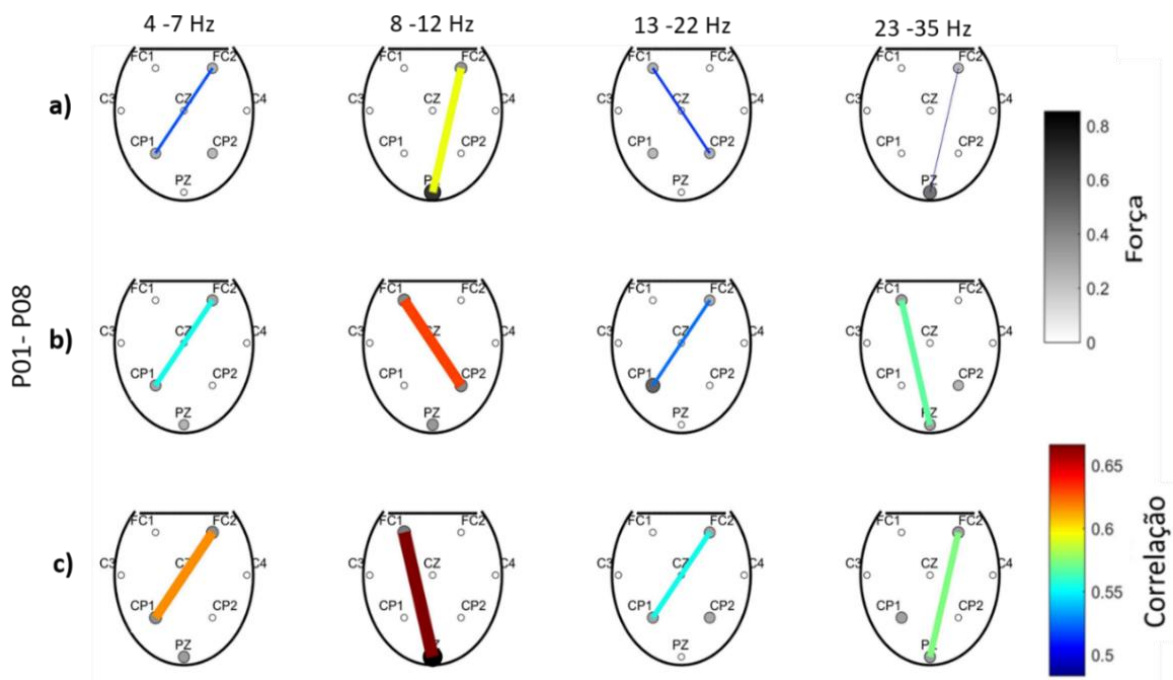


Figura 4.7 – Conectividade média do grupo P01-P08, entre as áreas corticais considerando fluxo e força entre os canais de EEG para bandas: θ (4 a 7 Hz), μ (8 a 12 Hz), β baixa (13 a 22 Hz) e β alta (23 a 35 Hz), durante três condições: a) IM fase de calibração, b) IM fase *online*, c) e as PPs.

Observe que esta banda apresentou fluxo mais forte para as três condições estudadas e maior força em Pz. Esses achados estão de acordo com outros estudos que analisam a conectividade do cérebro durante o movimento e a IM do movimento dos pés (CHUNG; KIM; KIM, 2011), (ATHANASIOU *et al.*, 2012). Uma conectividade semelhante à da banda β baixa foi observada para a banda θ (4-7 Hz). Este é um achado interessante, uma vez que estudos iniciais de EEG mostraram que a ativação cortical na banda θ é induzida em pessoas resolvendo problemas de aprendizagem e durante o processamento perceptivo (VOURVOPOULOS; BADIA, 2016).

Quando são analisados os dados das pacientes, para PS1, os resultados obtidos sobre a conectividade sugerem um fluxo contralateral de informações entre a AMS (FC1 e FC2) e a região parietal (Pz), para maioria das bandas analisadas nas condições de IM e PPs. Na fase de calibração da IM, observa-se um fluxo entre FC1 e CP2 (Figura 4.8).

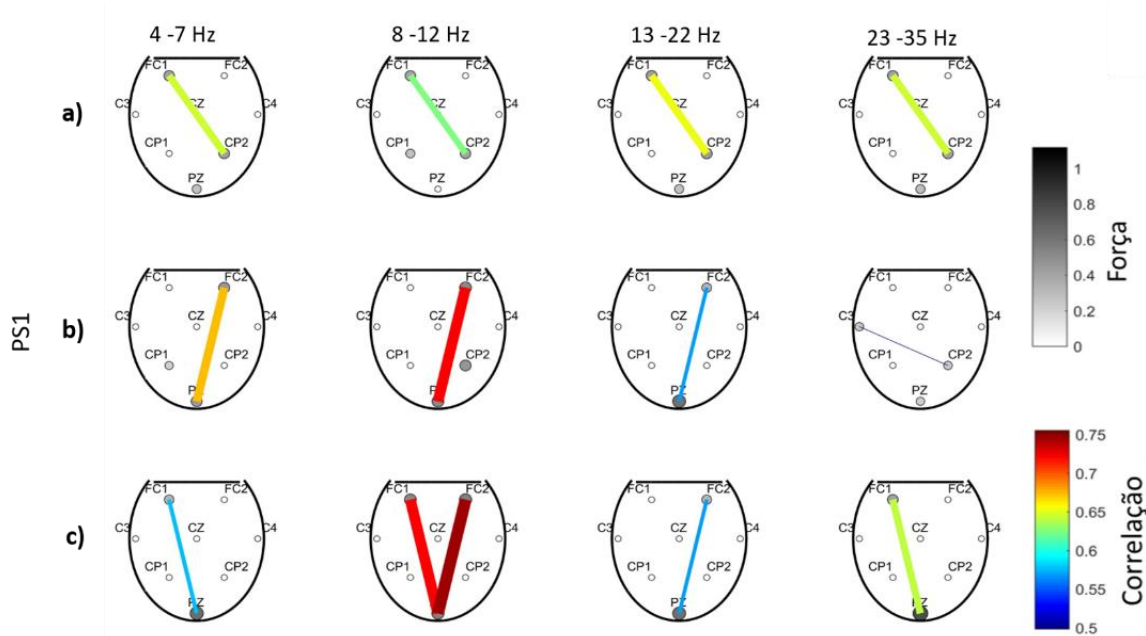


Figura 4.8 – Conectividade, em PS1, entre as áreas corticais considerando fluxo e força entre os canais de EEG para bandas: θ (4 a 7 Hz), μ (8 a 12 Hz), β baixa (13 a 22 Hz) e β alta (23 a 35 Hz), durante três condições: a) IM fase de calibração, b) IM fase *online*, c) e as PPs.

Para PS2, observa-se uma alternância contralateral (direita, esquerda) de informações entre a AMS (FC1 e FC2) e a linha central parietal (CP1 e CP2), para todas as bandas analisadas nas três condições. Com exceção da banda delta, β baixa e β alta, na condição de IM, na fase *online* com fluxo de informações entre FC2 e Pz (Figura 4.9). Os dados mostram também uma força significativa em Pz para PS1 e PS2.

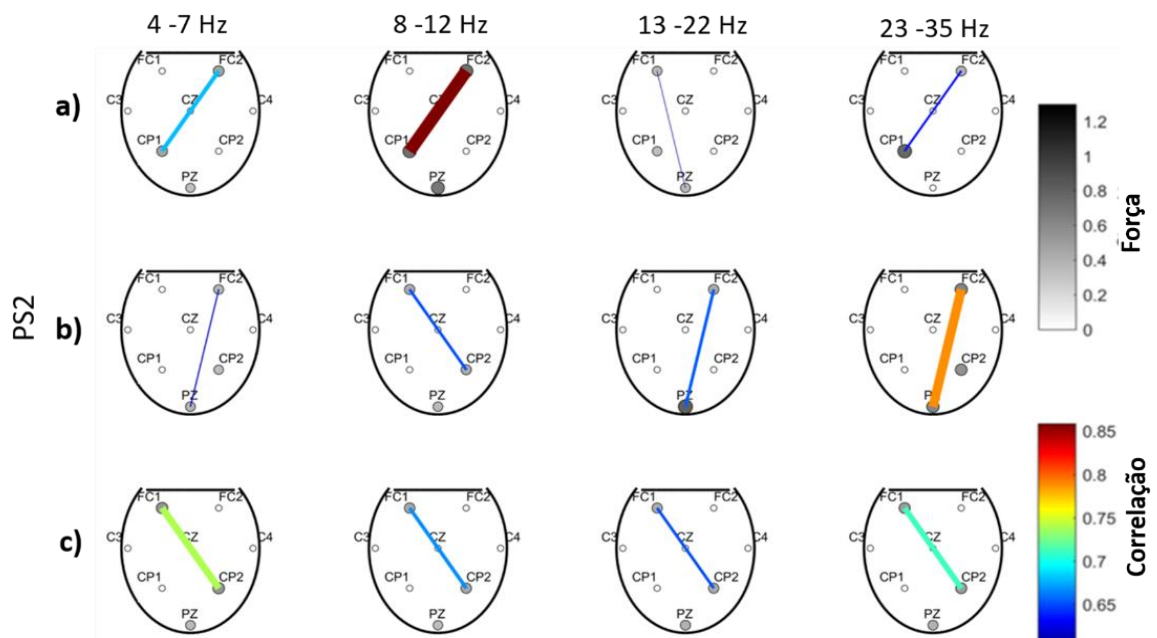


Figura 4.9 – Conectividade, em PS2, entre as áreas corticais considerando fluxo e força entre os canais de EEG para bandas: θ (4 a 7 Hz), μ (8 a 12 Hz), β baixa (13 a 22 Hz) e β alta (23 a 35 Hz), durante três condições: a) IM fase de calibração, b) IM fase *online*, c) e as PPs.

4.4 PARTICIPANTES COMANDANDO A ICM

A análise dos dados em relação ao comando da ICM mostrou que, após o envio de comando de IM, a ICM levou 328 ms para entregar a resposta, em forma de PPs, ao participante. Já a Figura 4.10 mostra o desempenho alcançado com a ICM para cada participante, durante as fases de calibração e modo de operação *online*.

Quatro indivíduos do grupo P01-P08 (P01, P02, P03 e P08) conseguiram atingir uma precisão de 100%, acionando a ICM 24 vezes para receber movimentos passivos. Por outro lado, as pacientes pós-AVC melhoraram seu desempenho da Sessão 1

para a Sessão 2 durante a fase *online*. Por exemplo, a paciente PS1 acionou a ICM apenas uma vez na Sessão 1 e aumentou seu desempenho em cinco testes bem-sucedidos na sessão 2. Além disso, a paciente PS2 acionou, com sucesso, a ICM nos testes de número sete e onze, durante as sessões 1 e 2, respectivamente.

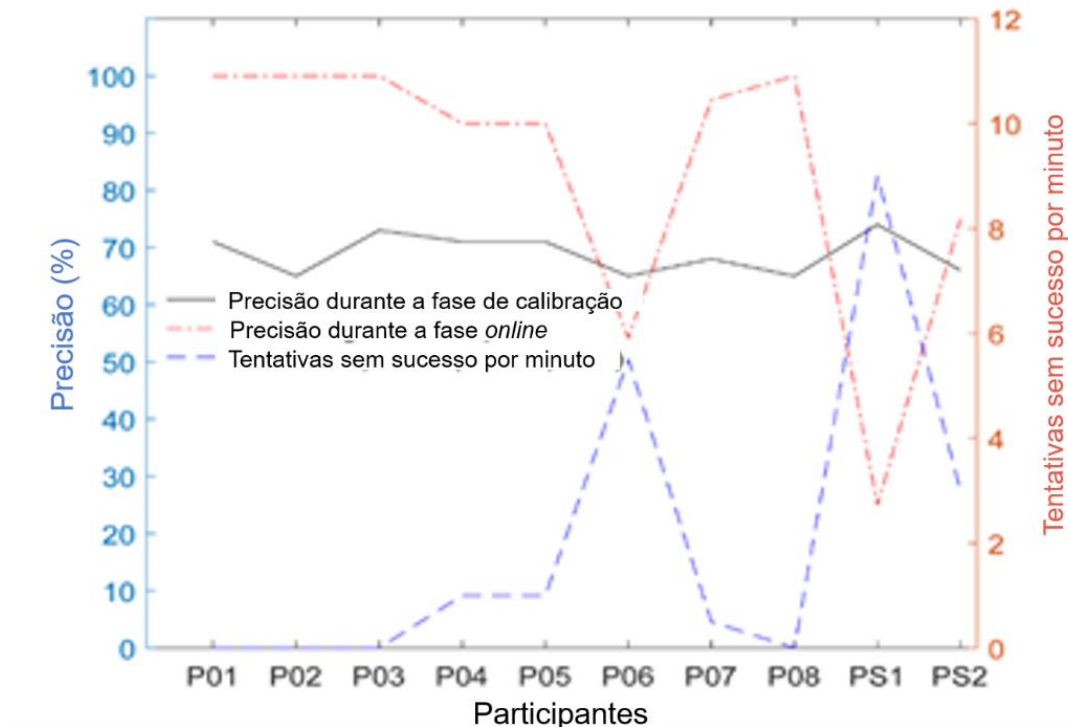


Figura 4.10 – Desempenho da ICM para cada participante durante as fases de calibração e modo de operação *online*.

4.5 RESULTADOS DO QUESTIONÁRIO

O questionário permitiu entender o desempenho de cada participante de forma a se ter uma análise qualitativa dos resultados. Para o grupo P01-P08, a Figura 4.11a mostrou que seu nível de atenção durante a fase de calibração da ICM aumentou nas quatro primeiras sessões e depois diminuiu nas três últimas sessões. A principal razão para a diminuição do nível de atenção desses indivíduos pode ser explicada devido ao aumento do cansaço mental, conforme relatado por eles e mostrado na Figura 4.11c. Além disso, a Figura 4.11b mostra que esses indivíduos relataram que o cansaço físico aumentou ligeiramente a cada sessão. Ressalta-se também que eles relataram dificuldade em executar a IM de pedalar (ver Figura 4.11d) durante a primeira sessão, embora essa dificuldade tenha diminuído a cada sessão. No

entanto, eles permaneceram fatigados mentalmente e cansados fisicamente, relatando terem um bom nível de atenção apenas na primeira sessão (ver Figuras 4.11a e 4.11c), fase em que deveriam acionar a ICM e receber movimentos passivos. Foi considerado que o cansaço mental desses indivíduos foi decisivo para a diminuição do nível de atenção a partir da segunda sessão do experimento.

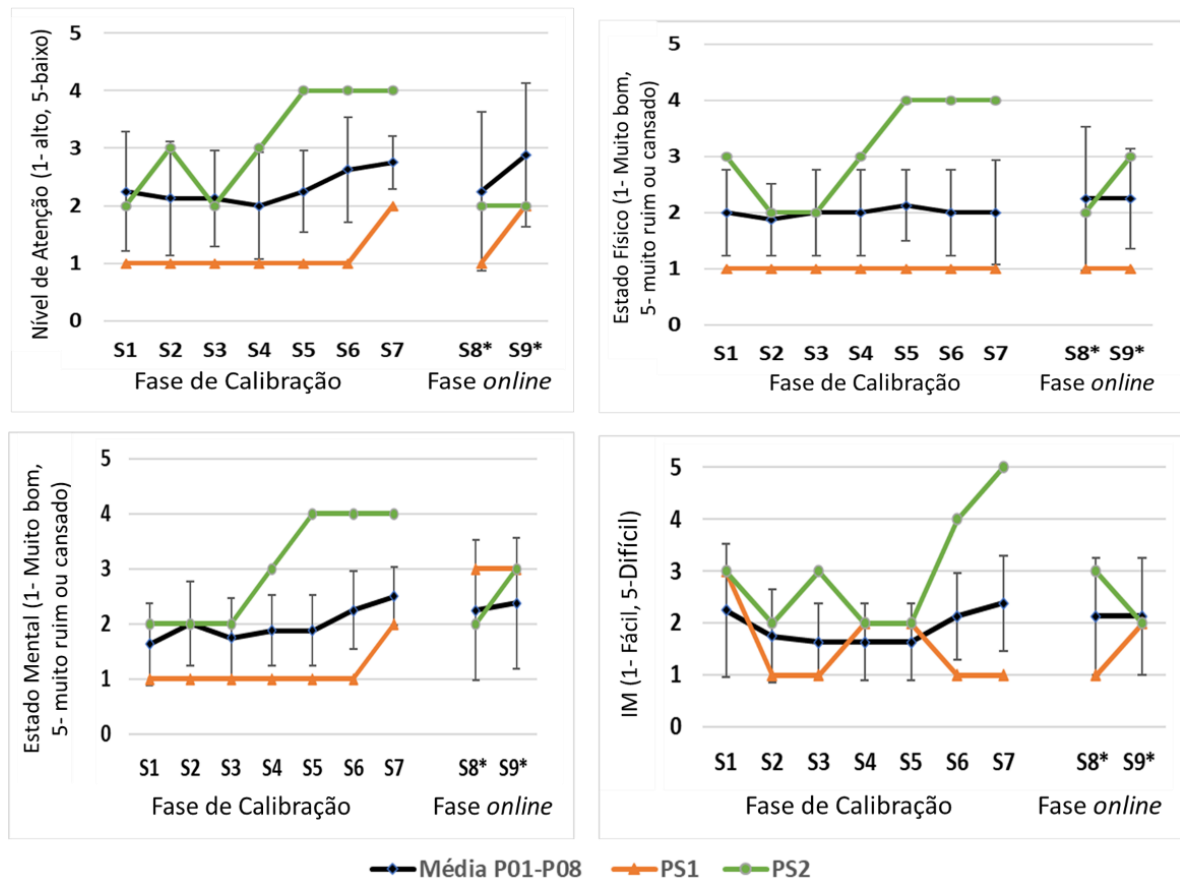


Figura 4.11 - Resultados do questionário. (a) Nível de atenção; (b) Estado físico; (c) Estado mental; (d) Desempenho ao realizar IM.

Para o grupo de pacientes pós-AVC composto por PS1 e PS2, foi observado que elas melhoraram seu desempenho a cada captura de sinais, superando sua grande dificuldade em realizar IM de pedalar, principalmente durante a fase de calibração da ICM (fase em que elas não recebiam movimentos passivos como reabilitação). Por exemplo, a Figura 4.11a mostra que a paciente PS1 manteve seu nível de atenção nas fases de calibração e modo de operação *online*, embora tenha relatado um alto nível de cansaço mental durante o modo de operação *online* da ICM. Ressalta-se que essa paciente apresentou um bom estado físico para todas as sessões das fases de calibração e modo de operação *online*, tal como mostra a Figura 4.11b. A

paciente PS2 sentiu cansaço mental e físico, além de dificuldade em manter o nível de atenção durante a fase de calibração, mas, surpreendentemente, recuperou o seu nível de atenção e estado mental, conforme mostrado nas Figuras 4.11a e 4.11c.

É importante destacar que foi gasto um total, em média, de 70 minutos antes do início da fase de operação *online* da ICM, o que pode explicar os resultados qualitativos para os grupos P01-P08 e das pacientes pós-AVC. Parte desse tempo, entre 20 e 30 min, foi utilizado por um especialista treinado para a preparação e colocação dos eletrodos de EEG. Posteriormente, um tempo de 39 minutos mais outros 2 minutos foram dedicados, respectivamente, à coleta de sinais EEG para o banco de dados para cada participante e calibração da ICM.

Embora tenham sido observadas tanto no grupo P01-P08 quanto no grupo das pacientes pós-AVC algumas variações entre as sessões em cada fase, para todos os parâmetros qualitativos analisados, nível de atenção, facilidade de realizar IM, e estados físico e mental, não foram encontradas diferenças significativas entre as sessões (p -valor > 0,05).

5 DISCUSSÃO

Este trabalho estudou o comportamento de apenas 8 canais de EEG sobre o córtex motor primário, quando os participantes usaram a ICM proposta para ligar um monociclo motorizado por meio de IM e receber PPs como recompensa. Notou-se uma forte dessincronização e picos ERD mais agudos para a maioria dos participantes, bem como uma conectividade frontoparietal com ênfase na banda β . Os resultados alcançados destacam a importância das bandas β alta e β baixa para IM de pedalar e PPs, conforme relatam outros estudos que também associaram essas bandas aos exercícios de pedalada. Esses achados são interessantes devido ao fato de que os ritmos μ e β estão funcionalmente relacionados aos principais sistemas sensório-motores (VOURVOPOULOS; BADIA, 2016) que são ativados, principalmente, durante a preparação e execução do movimento (ASTOLFI *et al.*, 2007a).

Em relação ao ciclismo, o envolvimento cortical no controle motor foi previamente estudado pela técnica de EEG e foi observado que os movimentos ativos, em oposição aos passivos, levavam a uma maior diminuição da potência na banda β sobre o córtex sensório-motor (JAIN *et al.*, 2013). Comparando caminhada versus ciclismo, os pesquisadores descobriram um maior decréscimo na potência em Cz na banda β (13 a 15 Hz) na condição de ciclismo, enquanto, para caminhar, um maior decréscimo foi obtido na banda μ (8 a 12 Hz) (STORZER *et al.*, 2016). Outros estudos também se dedicaram a estudar o efeito do ciclismo na atividade cerebral, encontrando ativação sobre o córtex motor primário (REZK *et al.*, 2017), (CHRISTENSEN *et al.*, 2000). No estudo realizado por Liu *et al.* (2017a) os autores propuseram uma ICM que decodifica atividades cerebrais para controlar um exoesqueleto de treino de marcha, obtendo recursos para discriminar IM e estado de repouso, com maior contribuição do córtex motor primário, especialmente em Cz.

Contudo, um pico negativo na potência relativa foi encontrado bilateralmente na banda μ (ver Figura 4.2). Este resultado está de acordo com resultados encontrados em outro estudo Christensen *et al.* (2000) que usou Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET) no qual os autores observaram ativações bilaterais no córtex sensorial primário, córtex motor primário e córtex motor suplementar durante

pedalada ativa e passiva. Da mesma forma, outra pesquisa encontrou ativação bilateral no córtex motor suplementar quando participantes realizaram IM. Entretanto, o maior pico negativo na potência relativa foi alcançado quando os participantes receberam PPs em resposta à sua IM. Este efeito cortical sugere maior entrada sensorial durante a realimentação da ICM (ver Figura 4.2). Desta mesma forma, um estudo comparando os ciclismo ativo e passivo descobriu que a maior parte da ativação cortical durante o ciclismo passivo é provocada por realimentação sensorial (JAIN *et al.*, 2013).

Outro estudo realizado com um robô para assistência ativa / passiva na marcha mostrou que o ritmo μ é suprimido, nas áreas da linha média central, durante a marcha ativa, em comparação com a marcha passiva, sugerindo que esse efeito, provavelmente, ocorreu devido ao aumento da realimentação sensorial dos músculos (WAGNER *et al.*, 2012).

A análise realizada nesta tese sobre a conectividade cortical revelou uma troca de informações entre a AMS e o lobo parietal, com fluxos contralaterais para IM e PPs. Da mesma forma, Athanasiou *et al.* (2012) analisaram a conectividade do cérebro encontrando uma ativação mais forte na AMS durante a IM do pé e um fluxo de informações contralateralmente da AMS, em direção à área do pé, na área motora primária. Este achado está de acordo com a literatura que apoia a função reguladora da AMS durante o planejamento motor (ASTOLFI *et al.*, 2007b), (VOURVOPOULOS; BADIA, 2016), (ASTOLFI *et al.*, 2007a).

Observa-se também que os locais FC1, FC2, CP1, CP2 e Pz apresentaram as maiores forças para a banda β baixa. Para esta banda também foram obtidos os maiores decréscimos de potência e os maiores picos ERD. Esses resultados correlacionam com um estudo anterior com o objetivo de distinguir flexão e extensão de perna (LIU *et al.*, 2017a). Nesse estudo, os canais de EEG selecionados foram FC5 e CP6, localizados nas áreas de Brodmann (40 e 44), que são especializadas para a função de planejamento motor e integração somatossensorial.

Considerando o princípio de aprendizagem Hebbian (GROSSE-WENTRUP; MATTIA; OWEISS, 2011), o atraso máximo de realimentação da ICM proposta é

aceitável, com latência de 328 ms. Vale ressaltar que o atraso na realimentação é considerado uma característica fundamental para induzir mudanças para potencializar a plasticidade cerebral por meio de ICMs, oportunizando aos participantes sentir um verdadeiro circuito fechado (GROSSE-WENTRUP; MATTIA; OWEISS, 2011), (XU *et al.*, 2013). Além disso, a ICM proposta respondeu com sucesso à IM do participante alcançando, na média, para o grupo P01-P08, uma precisão de 91,67%, para identificar a IM durante a fase *online*, o que é desejado, uma vez que uma boa precisão pode resultar em atrasos de realimentação menores (WAGNER *et al.*, 2012).

Quando são analisados os dados fornecidos pelo questionário de IM, descobre-se que a duração do experimento pode ter afetado negativamente o estado mental, o nível de atenção e a execução da IM dos participantes e, conseqüentemente, pode ter influenciado seu desempenho durante a fase *online*. Acredita-se que os níveis de atenção e concentração aumentando na fase *online* podem estar relacionados à realimentação fornecida por meio do monociclo motorizado e à pausa mais longa (10 min) antes de iniciar esta fase.

Acredita-se que as descobertas feitas neste estudo preliminar podem contribuir com pesquisas futuras sobre ICMs baseadas em IM.

6 CONCLUSÃO

O estudo realizado nesta tese investigou o comportamento dos ritmos sensório-motores durante o uso de uma ICM baseada em IM e pedaladas passivas em tempo real. O protocolo elaborado possibilitou reconhecer padrões da IM de pedalar, utilizando apenas 8 eletrodos e obtendo alta precisão. Os mapas topográficos, a diminuição da potência relativa, bem como picos de ERD, mostraram ativação cortical no córtex motor primário para a maioria dos participantes durante IM de pedalada e pedaladas passivas. Enquanto uma conectividade cerebral contralateral foi observada entre a AMS e o lobo parietal. Este é um resultado interessante, uma vez que de acordo como a literatura, a AMS está diretamente envolvida com o planejamento motor, enquanto o córtex parietal está envolvido como controle motor acerca de quais ações realizar e suas possíveis consequências. Os resultados mais significativos foram encontrados na banda β baixa faixa (13 a 22 Hz), faixa de frequência relacionada ao ciclismo. Quanto ao comando da ICM através da IM, os resultados mostraram uma boa precisão para identificar a IM durante a fase *online*. Enquanto o questionário de IM forneceu dados referentes aos níveis de atenção e concentração dos participantes durante os experimentos indicando que os resultados alcançados na fase *online* podem estar relacionados à realimentação fornecida por meio do monociclo robótico.

Como limitação deste trabalho, apenas oito indivíduos sem acometimento motor ou neurológico e duas pacientes pós-AVC foram analisados. Então, o número de participantes deve ser aumentado em trabalhos futuros. Pretende-se também investigar comportamento dos ritmos sensório-motores dentro do ciclo da pedalada além de relacionar a atividade do ritmos sensório-motores à atividade muscular. Tendo em vista estes trabalhos futuros é que foi desenvolvido no NTA o Dispositivo eletrônico para leitura de posição e sincronia de dados biológicos, gerando uma solicitação de pedido de patente no Instituto de Inovação Tecnológica (INIT) / UFES (ANEXO D).

Esse é um estudo preliminar sobre o comportamento da excitabilidade e conectividade cortical quando os participantes controlam uma ICM com base em tarefas de IM e exercícios de pedalada. Acredita-se que este estudo traz resultados

interessantes que podem contribuir para pesquisas futuras no sentido de melhorar a eficácia da tecnologia de ICMs baseadas em IM e exercícios de ciclismo.

PRODUÇÃO CIENTÍFICA

A seguinte produção científica foi realizada durante a realização dessa tese.

Artigos em Periódicos

Periódico	Qualis	
	Biociências	Situação
Cardoso , Vivianne Flávia <i>et al.</i> Effect of a Brain–Computer Interface Based on Pedaling Motor Imagery on Cortical Excitability and Connectivity. Sensors , v. 21, n. 6, p. 2020, 2021.	Qualis único -A1 Qualis 2013-2016 B1	Publicado Março/2021
Cardoso V. ; Delisle-Rodriguez D; Romero-Laisecca M A; Loterio F.; Gurve D M.; Krishnan S.; Bastos Filho T. <i>et al.</i> Brain-Computer Interface Based on Pedal End-Effector Triggered Through Pedaling Imagery Increases Excitability over the Foot Motor Area.		Submetido Set/2020
Cardoso, V.F ; Valencia, N.; Floriano, A.; Loterio, F. A.; Frizera Neto, A.; Valadão, C. Bastos, T. Towards an Upper Limb Rehabilitation tool after Stroke Based on Surface Electromyography Biofeedback and Virtual Reality.		Submetido Nov/2020
Romero-Laisecca, M. A.; Delisle-Rodriguez, D.; Cardoso, V. ; Gurve, D.; Loterio, F.; Nascimento, J. H. P.; Bastos-Filho, T. A low-cost lower-limb brain-machine interface triggered by pedaling motor imagery for post-stroke patients rehabilitation. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering , v. 28, n. 4, p. 988-996, 2020.	B1	Publicado Abril/2020

Bastos Filho, T. F.; Pomer-Escher, A; Longo, B. B.; Loterio, F. A; Cardoso, V F. , “Dispositivo Eletrônico de Posição e Sincronia de Dados Biológicos”, Instituição de Registro: INIT/UFES - Instituto de Inovação Tecnológica da UFES , jan. 2019.	Solicitação de pedido de patente no INIT / UFES	Registro 16/01/2019
Jimênes, N. J. V; Lyra O.M Frizera-Net, A; Bastos Filho, T. F.; Cardoso, V F. , “Sistema Integrado de Realidade Virtual e Eletromiografia para Reabilitação”, Instituição de Registro: República Federativa do Brasil, Ministério da Economia, Instituto Nacional da Propriedade Industrial jun. 2019.	Data do Depósito: 04/12/2017 BR 102017026054-2 A2	Data da Publicação Nacional: 25/06/2019 (ANEXO E)
Gurve D; Delisle-Rodriguez D; Romero-Laiseca MA; Cardoso V. ; Loterio F.; Bastos Filho T. <i>et al.</i> Subject-specific EEG channel selection using non-negative matrix factorization for lower-limb motor imagery recognition. Journal of Neural Engineering , v. 17, 2019.	A2	Publicado Out/2019
Delisle-Rodriguez D; Cardoso V. ; Gurve D.; Loterio F.; Alejandra Romero-Laiseca M; Krishnan S. <i>et al.</i> System based on subject-specific bands to recognize pedaling motor imagery: towards a BCI for lower-limb rehabilitation. Journal of Neural Engineering , v. 16, n. 5, 2019.	A2	Publicado Jul/2019

Outros trabalhos publicados em periódico

Loterio, F. A.; Valadão C.; **Cardoso, V.**; Pomer-Escher, A.; Bastos, Teodiano F.; Frizeira Neto, A. Adaptation of a smart walker for stroke individuals: a study on sEMG and accelerometer signals. **Research on Biomedical Engineering**, [S.l.], v. 1, s/n, p. 1-8, 2017.

Trabalhos completos publicados em anais de conferências

Silva, L., Delisle-Rodriguez, D., **Cardoso, V.**, Gurve, D., Krishnan, S., & Bastos-Filho, T. Towards an Effective Motor Imagery Based-BCI with Calibration Through

Activation of Central and Peripheral Mechanisms of Lower-Limbs. In: **2020 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)**. IEEE, 2020. p. 2014-2018.

Cardoso V.F. et al. Neurorehabilitation Platform Based on EEG, EMGs and Virtual Reality Using Robotic Monocycle. In: Costa-Felix R., Machado J., Alvarenga A. **Brazilian Congress on Biomedical Engineering**. XXVI ed. [S.l.]: IFMBE Proceedings, 2019, 70 v.

Romero-Laiseca, A.; **Cardoso, V.**; Pomer-Escher, Alexandre; Longo, B. B.; Delisle-Rodriguez, Denis; Nascimento, S.; Lima, J.; Loterio, F. A.; Frizera Neto, A.; Bastos, Teodiano. Towards a Lower-Limb Rehabilitation System Based on Motor Imagery and Motorized Pedal for Stroke Patients. *In: International Workshop on Assistive Technology (IWAT2019)*. 2. ed. Vitória: Proc. of the 2nd International Workshop on Assistive Technology (IWAT2019), 2019. p. 4.

Loterio F.A., **Cardoso V.F.**, Pomer-Escher A., Bastos-Filho T.F., Frizera-Neto A., Krishnan S. Identification of Kinematic Parameters of Stroke Gait Using Accelerometer. In: Costa-Felix R., Machado J., Alvarenga A. **Brazilian Congress on Biomedical Engineering**. XXVI ed. Singapore: IFMBE Proceedings, 2019, vol 70/1.

Valencia, Nicolás; **Cardoso, Vivianne**; Frizera, Anselmo; Freire-Bastos, Teodiano. Serious Game for Post-stroke Upper Limb Rehabilitation. *In: Biosystems & Biorobotics*. 1 ed. [S.l.]: Springer International Publishing, 2017. p. 1445-1450.

Cardoso, V.; Valencia, N.; Loterio, F. A.; Frizera Neto, A.; Bastos, T. Avaliação de ambiente de realidade virtual para reabilitação pós-AVC de membros superiores (**Congresso Brasileiro de Automática - CBA 2016**).

Cardoso, V.; Valencia, N.; Loterio, F. A.; Frizera Neto, A.; Bastos, T. Análisis de EMGs en Ambiente de Realidad Virtual para Rehabilitación de Miembros Superiores de Pacientes Post-Ictus. **Cognitive Area Networks**, [S.l.], v. 3, p. 39-44, 2016.

Valencia, N.; **Cardoso, V.**; Frizera Neto, Anselmo; Bastos, Teodiano. Ambiente Virtual Basado en Kinect y sEMG para rehabilitación de Miembros Superiores. **Cognitive Area Networks**, [S.l.], v. 3, s/n, p. 101-106, 2016.

Loterio, Flávia; Pomer-Escher, A.; **Cardoso, V.**; Frizera Neto, A.; Bastos, T. Comportamento da fadiga neuromuscular em tarefas isométrica e isotônica: análise do sinal mioelétrico e da escala de borg modificada. *In: Congresso Brasileiro de Automática*, 2016, Vitória. Anais do **Congresso Brasileiro de Automática**, 2016.

Valencia, N.; **Cardoso, V.**; Lyra, J.; Longo, B. B.; Glasgio, G.; Frizera Neto, Anselmo; Bastos, Teodiano. Processamento de Sinais Biológicos e Parâmetros Cinemáticos para Análise em Jogos Sérios de Reabilitação. *In*: Congresso Brasileiro de Automática, 2016, Vitória. Anais do **Congresso Brasileiro de Automática**, p. 1-6. 2016.

REFERÊNCIAS

ANG, K. K. *et al.* Brain-computer interface-based robotic end effector system for wrist and hand rehabilitation: results of a three-armed randomized controlled trial for chronic stroke. **Frontiers in neuroengineering**, [S.l.], v. 7, s/n, p. 30, 2014. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4114185/>>.

ASTOLFI, L. *et al.* Comparison of different cortical connectivity estimators for high-resolution EEG recordings. **Human brain mapping**, [S.l.], v. 28, n. 2, p. 143-157, 2007b. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1002/hbm.20263>>.

ASTOLFI, L. *et al.* Estimate of causality between independent cortical spatial patterns during movement volition in spinal cord injured patients. **Brain topography**, [S.l.], v. 19, n. 3, p. 107-123, 2007a. Disponível em: <<https://link.springer.com/article/10.1007/s10548-007-0018-1>>.

ATHANASIOU, A. *et al.* Source detection and functional connectivity of the sensorimotor cortex during actual and imaginary limb movement: a preliminary study on the implementation of econnectome in motor imagery protocols. **Advances in Human-Computer Interaction**, [S.l.], s/v, s/n, p. 1-10, 2012. Disponível em: <<https://www.hindawi.com/journals/ahci/2012/127627/>>.

AVANZINO, L. *et al.* Motor cortical plasticity induced by motor learning through mental practice. **Frontiers in behavioral neuroscience**, [S.l.], v. 9, s/n, p. 105, 2015. Disponível em: <[10.3389/fnbeh.2015.00105](https://doi.org/10.3389/fnbeh.2015.00105)>.

BASTOS-FILHO, T. F. **Introduction to Non-invasive EEG-based Brain-computer Interfaces for Assistive Technologies**. [S.l.]: CRC Press, 2020.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neurociências: desvendando o sistema nervoso**. 3. ed. [S.l.]: Artmed editora, 2008.

BELDA-LOIS, J. M. *et al.* Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. **J Neuroeng Rehabil**, [S.l.], v. 8, s/n, p. 66, 2011. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22165907/>>.

BHATIA, R.; SRIVASTAVA, M. P. COVID-19 and stroke: Incidental, triggered or causative. **Annals of Indian Academy of Neurology**, [S.l.], v. 23, n. 3, p. 318, 2020. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7313589/>>.

BOHANNON, R.W., SMITH, M. B. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. **Physical Therapy**, v. 67, p. 206 - 207 1987.

BORTOLE, M. *et al.* The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: early findings from a clinical study. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, [S.I.], v. 12, n. 1, p. 1-14, 2015. Disponível em: <<https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12984-015-0048-y>>.

BROETZ, D. *et al.* Combination of brain-computer interface training and goal-directed physical therapy in chronic stroke: a case report. **Neurorehabilitation and neural repair**, [S.I.], v. 24, n. 7, p. 674-679, 2010. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20519741/>>.

BROWN, D. A.; NAGPAL, S.; CHI, S. Limb-loaded cycling program for locomotor intervention following stroke. **Physical therapy**, [S.I.], v. 85, n. 2, p. 159-168, 2005. Disponível em: <<https://academic.oup.com/ptj/article/85/2/159/2804981>>.

CARINO-ESCOBAR, R. I. *et al.* Longitudinal analysis of stroke patients' brain rhythms during an intervention with a brain-computer interface. **Neural plasticity**, [S.I.], s/v, s/n, p. 1-11, 2019. Disponível em: <<https://www.hindawi.com/journals/np/2019/7084618/>>.

CHAE, J.; SHEFFLER, L.; KNUTSON, J. Neuromuscular electrical stimulation for motor restoration in hemiplegia. **Topics in stroke rehabilitation**, [S.I.], v. 15, n. 5, p. 412-426, 2008. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19008202/>>.

CHAUDHARY, U.; BIRBAUMER, N.; RAMOS-MURGUIALDAY, A. Brain-computer interfaces for communication and rehabilitation. **Nature Reviews Neurology**, [S.I.], v. 12, n. 9, p. 513, 2016. Disponível em: <<https://www.nature.com/articles/nrneurol.2016.113>>.

CHEN, H.-Y. *et al.* Kinesiological and kinematical analysis for stroke subjects with asymmetrical cycling movement patterns. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, [S.I.], v. 15, n. 6, p. 587-595, 2005. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1050641105000611>>.

CHEN, S.-W. *et al.* A real-time fatigue monitoring and analysis system for lower extremity muscles with cycling movement. **Sensors**, [S.I.], v. 14, n. 7, p. 12410-12424, 2014. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25014101/>>.

CHHOLAK, P., NISO, G., MAKSIMENKO, V. A., KURKIN, S. A., FROLOV, N. S., PITSIK, E. N., & PISARCHIK, A. N. (2019). Visual and kinesthetic modes affect motor imagery classification in untrained subjects. **Scientific reports**, 9(1), 1-12. 2019. <https://www.nature.com/articles/s41598-019-46310-9>

CHO, H. *et al.* EEG datasets for motor imagery brain–computer interface. **GigaScience**, [S.I.], v. 6, n. 7, p. 1-16, 2017. Disponível em: <[10.1093 / gigascience / gix034](https://doi.org/10.1093/gigascience/gix034)>.

CHO, H.; AHN, M.; JUN, S. A step-by-step tutorial for a motor imagery based BCI. In: **Brain–Computer Interfaces Handbook: Technological and Theoretical Advances**. [S.I.]: Taylor & Francis Group, 2018. p. 445-460.

CHRISTENSEN, L. O. *et al.* Cerebral activation during bicycle movements in man. **Experimental Brain Research**, [S.I.], v. 135, n. 1, p. 66-72, 2000. Disponível em: <<https://link.springer.com/article/10.1007/s002210000493>>.

CHUNG, Y. G.; KIM, M.-K.; KIM, S.-P. Inter-channel connectivity of motor imagery EEG signals for a noninvasive BCI application. **IEEE**, [S.I.], s/v, s/n, p. 49-52, 2011. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/5961318>>.

DA MOTA GOMES, M. Bases fisiológicas do eletroencefalograma. **Revista Brasileira de Neurologia**, Rio de Janeiro, v. 51, n. 1, p. 1-16, 2015. Disponível em: <<https://revistas.ufrj.br/index.php/rbn/article/view/3089>>.

DALY, J. J.; RUFF, R. L. Construction of efficacious gait and upper limb functional interventions based on brain plasticity evidence and model-based measures for stroke patients. **The Scientific World Journal**. [S.I.], v. 7, s/n, p. 2031-2045, 2007. Disponível em: <<https://downloads.hindawi.com/journals/tswj/2007/794098.pdf>>.

DE VRIES, S.; MULDER, T. Motor imagery and stroke rehabilitation: a critical discussion. **Journal of rehabilitation medicine**, [S.I.], v. 39, n. 1, p. 5-13, 2007. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/6577293_Motor_imagery_and_stroke_rehabilitation_A_critical_discussion>.

DEB, P.; SHARMA, S.; HASSAN, K. M. Pathophysiologic mechanisms of acute ischemic stroke: An overview with emphasis on therapeutic significance beyond thrombolysis. **Pathophysiology**, [S.I.], v. 17, n. 3, p. 197-218, 2010. Disponível em: <[10.1016/j.pathophys.2009.12.001](https://doi.org/10.1016/j.pathophys.2009.12.001)>.

DELISLE-RODRIGUEZ, D. *et al.* System based on subject-specific bands to recognize pedaling motor imagery: Towards a BCI for lower-limb rehabilitation. **Journal of neural engineering**, [S.I.], v. 16, n. 5, p. 1-16, 2019. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/331240804_System_based_on_subject-specific_bands_to_recognize_pedaling_motor_imagery_Towards_a_BCI_for_lower-limb_rehabilitation>.

DIMYAN, M. A.; COHEN, L. G. Neuroplasticity in the context of motor rehabilitation after stroke. **Nature Reviews Neurology**, [S.l.], v. 7, n. 2, p. 76-85, 2011. Disponível em: <<https://www.nature.com/articles/nrneurol.2010.200>>.

DONATI, A. R. *et al.* Long-term training with a brain-machine interface-based gait protocol induces partial neurological recovery in paraplegic patients. **Scientific reports**, [S.l.], v. 6, s/n, p. 30383, 2016. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27513629/>>.

FERRANTE, S. *et al.* A biofeedback cycling training to improve locomotion: a case series study based on gait pattern classification of 153 chronic stroke patients. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, [S.l.], v. 8, n. 1, p. 1-13, 2011. Disponível em: <<https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-8-47>>.

FONTELLES, M. J. **Bioestatística Aplicada à Pesquisa Experimental**. 1. ed. São Paulo: Editora Livraria da Física, 2012. 420 p.

FORMAGGIO, E. *et al.* Quantitative EEG evaluation during robot-assisted foot movement. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, [S.l.], v. 25, n. 9, p. 1633-1640, 2016. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27845668/>>.

GONUGUNTLA, V.; WANG, Y.; VELUVOLU, K., C. Phase synchrony in subject-specific reactive band of EEG for classification of motor imagery tasks. **IEEE**, Japan, s/v, s/n, p. 2784-2787, 2013. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/257601055_Phase_synchrony_in_subject-specific_reactive_band_of_EEG_for_classification_of_motor_imagery_tasks>.

GRAIMANN, B. *et al.* Visualization of significant ERD/ERS patterns in multichannel EEG and ECoG data. **Clinical neurophysiology**, [S.l.], v. 113, n. 1, p. 43-47, 2002. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1388245701006976>>.

GREFKES, C. *et al.* Cortical connectivity after subcortical stroke assessed with functional magnetic resonance imaging. **Annals of neurology**, [S.l.], v. 63, n. 2, p. 236-246, 2008. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17896791/>>.

GREGSON, Janine M. *et al.* Reliability of measurements of muscle tone and muscle power in stroke patients. **Age and ageing**, v. 29, n. 3, p. 223-228, 2000. <https://academic.oup.com/ageing/article/29/3/223/36326?login=true>

GROSSE-WENTRUP, M.; MATTIA, D.; OWEISS, K. Using brain–computer interfaces to induce neural plasticity and restore function. **Journal of neural engineering**, [S.l.], v. 8, n. 2, p. 1741-2560, 2011. Disponível em: <<https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1741-2560/8/2/025004>>.

GURVE, D. *et al.* Subject-specific EEG channel selection using non-negative matrix factorization for lower-limb motor imagery recognition. **Journal of neural engineering**, [S.l.], v. 17, n. 2, p. 1-16, 2020. Disponível em: <<https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1741-2552/ab4dba>>.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Textbook of Medical Physiology**. 12 ed. Pennsylvania, USA: Elsevier Saunders, 2011. 1041 p.

HAMEDI, M.; SALLEH, S.-H.; NOOR, A. M. Electroencephalographic motor imagery brain connectivity analysis for D: a review. **Neural computation**, [S.l.], v. 28, n. 6, p. 999-1041, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1162/NECO_a_00838>.

HANCOCK, N. J. *et al.* Effects of lower limb reciprocal pedalling exercise on motor function after stroke: a systematic review of randomized and nonrandomized studies. **International Journal of Stroke**, [S.l.], v. 7, n. 1, p. 47-60, 2012. Disponível em: <<https://journals.sagepub.com/doi/10.1111/j.1747-4949.2011.00728.x>>.

HASHIMOTO, Y.; USHIBA, J. EEG-based classification of imaginary left and right foot movements using β rebound. **Clin Neurophysiol**, [S.l.], v. 124, n. 11, p. 2153-2160, 2013. Disponível em: <[10.1016 / j. clinph.2013.05.006](https://doi.org/10.1016/j.clinph.2013.05.006)>.

HASSAN, A., RIAZ, F., REHMAN, S., JOCHUMSEN, M., NIAZI, I., & DREMSTRUP, K. (2015, May). An empirical study to remove noise from single-trial MRCP for movement intention detection. In **2015 IEEE 28th Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering (CCECE)**, 184-189, 2015. <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7129183>

HESS, D. C.; ELDAHSHAN, W.; RUTKOWSKI, E. COVID-19-related stroke. **Translational stroke research**, [S.l.], v. 11, s/n, p. 322-325, 2020. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32378030/>>.

HORDACRE, B.; MOEZZI, B.; RIDDING, M. C. Neuroplasticity and network connectivity of the motor cortex following stroke: a transcranial direct current stimulation study. **Human Brain Mapping**, [S.l.], v. 39, n. 8, p. 3326-3339, 2018. Disponível em: <<https://digital.library.adelaide.edu.au/dspace/handle/2440/114356>>.

HU, S. *et al.* Causality from Cz to C3/C4 or between C3 and C4 revealed by Granger causality and new causality during motor imagery. **IEEE**, China, s/v, s/n, p. 3178-3185, 2014. Disponível em: <<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/summary?doi=10.1.1.708.2461>>.

IBÁÑEZ PEREDA, J. *et al.* Low Latency Estimation of Motor Intentions to Assist Reaching Movements along Multiple Sessions in Chronic Stroke Patients: A Feasibility Study. **Frontiers in neuroscience**, [S.l.], v. 11, s/n, p. 1-12, 2017. Disponível em: <<https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnins.2017.00126/full>>.

JAIN, S. *et al.* EEG during pedaling: evidence for cortical control of locomotor tasks. **Clinical Neurophysiology**, [S.l.], v. 124, n. 2, p. 379-390, 2013. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23036179/>>.

JIANG, N. *et al.* A brain–computer interface for single-trial detection of gait initiation from movement related cortical potentials. **Clinical Neurophysiology**, [S.l.], v. 126, n. 1, p. 154-159, 2015. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1388245714002521>>.

JIN, L.; KIM, E. Y. Interpretable Cross-Subject EEG-Based Emotion Recognition Using Channel-Wise Features. **Sensors**, [S.l.], v. 20, n. 23, p. 6719, 2020. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/1424-8220/20/23/6719>>.

JOHNSON, Walter *et al.* Stroke: a global response is needed. **Bulletin of the World Health Organization**, v. 94, n. 9, p. 634, 2016. <http://dx.doi.org/10.2471/BLT.16.181636>

KANDEL, E. *et al.* **Princípios de neurociências**. 5. ed. [S.l.]: AMGH Editora, 2014. 1544p.

KATZ-LEURER, M. *et al.* The influence of early cycling training on balance in stroke patients at the subacute stage. Results of a preliminary trial. **Clinical rehabilitation**, [S.l.], v. 20, n. 5, p. 398-405, 2006. Disponível em: <<https://www.epistemonikos.org/it/documents/60c46dde13ca729e3a4abdafa63fe55d207a950c>>.

KAUTZ, S. A. *et al.* Coordination of hemiparetic locomotion after stroke rehabilitation. **Neurorehabilitation and neural repair**, [S.l.], v. 19, n. 3, p. 250-258, 2005. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16093416/>>.

KIRCHNER, E. A.; TABIE, M.; SEELAND, A. Multimodal movement prediction - towards an individual assistance of patients. **PLoS One**, [S.l.], v. 9, n. 1, p. 85060, 2014. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24416341/>>.

LI, M *et al.* A review: Motor rehabilitation after stroke with control based on human intent. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, 232, n. 4, p. 344-360, 2018. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29409401/>>.

LI, X. *et al.* Connectivity pattern modeling of motor imagery EEG. **IEEE**, [S.l.], s/v, s/n, p. 94-100, 2013. Disponível em: <[10.1109 / CCMB.2013.6609171](https://doi.org/10.1109/CCMB.2013.6609171)>.

LIN, S.-I. *et al.* Biomechanical assessments of the effect of visual feedback on cycling for patients with stroke. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, [S.l.], v. 22, n. 4, p. 582-588, 2012. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641112000594>>.

LIU, D. *et al.* An EEG-based brain-computer interface for gait training. **IEEE**, [S.l.], s/v, s/n, p. 6755-6760, 2017a. Disponível em: <[10.1109/CCDC.2017.7978394](https://doi.org/10.1109/CCDC.2017.7978394)>.

LIU, D. *et al.* Detection of lower-limb movement intention from EEG signals. **IEEE**, Cambodia, s/v, s/n, p. 84-89, 2017b. Disponível em: <[10.1109/ICIEA.2017.8282819](https://doi.org/10.1109/ICIEA.2017.8282819)>.

LIU, D. *et al.* EEG-based lower-limb movement onset decoding: Continuous classification and asynchronous detection. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, 26, n. 8, p. 1626-1635, 2018.

MACHADO, A. B. M. **Neuroanatomia Funcional**. 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2006. 359 p.

MASON, S. G. *et al.* A comprehensive survey of brain interface technology designs. **Annals of biomedical engineering**, [S.l.], v. 35, n. 2, p. 137-169, 2007. Disponível em: <<https://link.springer.com/article/10.1007/s10439-006-9170-0>>.

MATARIĆ, M. J. Socially assistive robotics for post-stroke rehabilitation. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, [S.l.], v. 4, n. 1, p. 1-9, 2007. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17309795/>>.

MCFARLAND, D. J. Mu and β rhythm topographies during motor imagery and actual movements. **Brain topography**, [S.l.], v. 12, n. 3, p. 177-186, 2000. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10791681/>>.

MELINSCAK, F.; MONTESANO, L.; MINGUEZ, J. Asynchronous detection of kinesthetic attention during mobilization of lower limbs using EEG measurements. **Journal of neural engineering**, [S.l.], v. 13, n. 1, p. 016018, 2016. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26735705/>>.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Brasil. Sistema de Informações Hospitalares do SUS - SIH/SUS-DATASUS. 2021. Disponível em: <<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?sih/cnv/niuf.def>>. Acesso em: mai. 2021.

MOHAMMADI-ABDAR, H. *et al.* Design and development of a smart exercise bike for motor rehabilitation in individuals with Parkinson's disease. **IEEE/ASME Transactions on Mechatronics**, [S.l.], v. 21, n. 3, p. 1650-1658, 2015. Disponível em: <<https://europepmc.org/article/PMC/PMC4902297>>.

MOKIENKO, O. *et al.* Increased motor cortex excitability during motor imagery in brain-computer interface trained subjects. **Frontiers in computational neuroscience**, [S.l.], v. 7, p. 168, 2013. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24319425/>>.

MONACO, V. *et al.* Design and evaluation of NEUROBike: A neurorehabilitative platform for bedridden post-stroke patients. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering**, [S.l.], v. 20, n. 6, p. 845-852, 2012. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22955959/>>.

MONTENEGRO, M. A. *et al.* **EEG na prática clínica**. [S.l.]: Thieme Revinter Publicações LTDA, 2018.

MRACHACZ-KERSTING, N. *et al.* Precise temporal association between cortical potentials evoked by motor imagination and afference induces cortical plasticity **The Journal of physiology**, [S.l.], s/v, n. 7, p. 1669–1682, 2012. Disponível em: <<https://doi.org/10.1113/jphysiol.2011.222851>>.

MÜLLER-PUTZ, G. R. *et al.* Event-related β EEG-changes during passive and attempted foot movements in paraplegic patients. **Brain research**, [S.l.], v. 1137, s/n, p. 84-91, 2007. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0006899306036055>>.

MURRAY, M. *et al.* Loading and knee flexion after stroke: Less does not equal more. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, [S.l.], v. 24, n. 1, p. 172-177, 2014. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24210795/>>.

NATH, A.; SMITH, B. Neurological issues during COVID-19: An Overview. **Neuroscience letters**, [S.l.], v. 742, s/n, p. 1-3, 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.neulet.2020.135533>>.

NEUPER, C. *et al.* Imagery of motor actions: Differential effects of kinesthetic and visual–motor mode of imagery in single-trial EEG. **Cognitive brain research**, [S.l.], v. 25, n. 3, p. 668-677, 2005. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.cogbrainres.2005.08.014>>.

NIAZI, I. K. *et al.* Peripheral electrical stimulation triggered by self-paced detection of motor intention enhances motor evoked potentials. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering**, [S.l.], v. 20, n. 4, p. 595-604, 2012. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/6189795>>.

OLEJNICZAK, P. Neurophysiologic basis of EEG. **Journal of clinical neurophysiology**, [S.l.], v. 23, n. 3, p. 186-189, 2006. Disponível em: <https://journals.lww.com/clinicalneurophys/Abstract/2006/06000/Neurophysiologic_Basis_of_EEG.2.aspx>.

O'SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J.; FULK, G. **Physical Rehabilitation**. 6. ed. FA Davis Company, 2013.

PANG, M. *et al.* A community-based fitness and mobility exercise program for older adults with chronic stroke: A randomized, controlled trial. **Journal of the American Geriatrics Society**, [S.l.], v. 53, n. 10, p. 1667-1674, 2005. Disponível em: <<http://europepmc.org/article/MED/16181164>>.

PERRY, J.; DAVIDS, J. R. Gait analysis: normal and pathological function. **Journal of Pediatric Orthopaedics**. [S.l.], v. 12, s/n, 815p, 1992. Disponível em: <https://journals.lww.com/pedorthopaedics/Citation/1992/11000/Gait_Analysis_Normal_and_Pathological_Function.23.aspx>.

PFURTSCHELLER, G. *et al.* B rebound after different types of motor imagery in man. **Neuroscience letters**, [S.l.], v. 378, n. 3, p. 156-159, 2005. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0304394004015496>>.

PFURTSCHELLER, G.; LOPES DA SILVA, F. H. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. **Clin Neurophysiol**, [S.l.], v. 110, n. 11, p. 1842-1857, 1999. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1388245799001418>>.

PFURTSCHHELLER, G.; NEUPER, C. Future prospects of ERD/ERS in the context of brain–computer interface (BCI) developments. In: **Event-Related Dynamics of Brain Oscillations**, 1. ed. Amsterdam: Elsevier B.V, 2006. p. 433-437.

PFURTSCHHELLER, G.; NEUPER, C. Motor imagery activates primary sensorimotor area in humans. **Neuroscience letters**, [S.l.], v. 239, n. 2-3, p. 65-68, 1997. Disponível em: <[http://dx.doi.org/10.1016/S0304-3940\(97\)00889-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0304-3940(97)00889-6)>.

PREM, K. et al. The effect of control strategies to reduce social mixing on outcomes of the COVID-19 epidemic in Wuhan, China: a modelling study. **The Lancet Public Health**, [S.l.], v. 5, s/n, p. 261-270, 2020. Disponível em: <[https://doi.org/10.1016/S2468-2667\(20\)30073-6](https://doi.org/10.1016/S2468-2667(20)30073-6)>.

PROCHNOW, D. *et al.* A functional magnetic resonance imaging study of visuomotor processing in a virtual reality-based paradigm: Rehabilitation Gaming System. **European Journal of Neuroscience**, [S.l.], v. 37, n. 9, p. 1441-1447, 2013. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23414211/>>.

REZK, M. et al. S186 effect of reciprocal pedaling exercise on cortical reorganization and gait in stroke patients. **Clinical Neurophysiology**, [S.], v. 128, n. 9, p. 238, 2017. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1388245717306831>>.

RIMBERT, S. *et al.* Can a subjective questionnaire be used as brain-computer interface performance predictor? **Frontiers in human neuroscience**, [S.l.], v. 12, s/n, p. 529, 2019. Disponível em: <<https://hal.inria.fr/hal-01990935/document>>.

RODRIGUEZ-UGARTE *et al.* Effects of tDCS on real-time BCI detection of pedaling motor imagery. **Sensors**, [S.l.], v. 18, n. 4, p. 1136, 2018. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29642493/>>.

RODRÍGUEZ-UGARTE *et al.* Personalized offline and pseudo-online BCI models to detect pedaling intent. **Frontiers in neuroinformatics**, [S.l.], v. 11, s/n, p. 45, 2017. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28744212/>>.

ROSECRANCE, J. C.; GIULIANI, C. A. Kinematic analysis of lower-limb movement during ergometer pedaling in hemiplegic and nonhemiplegic subjects. **Physical therapy**, [S.l.], v. 71, n. 4, p. 334-343, 1991. Disponível em: <<https://doi.org/10.1093/ptj/71.4.334>>.

SAKKALIS, V. Review of advanced techniques for the estimation of brain connectivity measured with EEG/MEG. *Computers in biology and medicine*, v. 41, n. 12, p. 1110-1117, 2011. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2011.06.020>

SARIKAYA, H.; FERRO, J.; ARNOLD, M. Stroke prevention--medical and lifestyle measures. *Eur Neurol*, 73, n. 3-4, p. 150-157, 2015. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25573327/>>.

SBURLEA, A. I. *et al.* Detecting intention to walk in stroke patients from pre-movement EEG correlates. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, [S.l.], v. 12, n. 1, p. 1-12, 2015. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26654594/>>.

SCHOFFELEN, J. M.; GROSS, J. Source connectivity analysis with MEG and EEG. *Human brain mapping*, [S.l.], v. 30, n. 6, p. 1857-1865, 2009. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1002/hbm.20745>>.

SEELAND, A., MANCA, L., KIRCHNER, F., & KIRCHNER, E. A. Spatio-temporal Comparison between ERD/ERS and MRCP-based Movement Prediction. *BIOSIGNALS*. 219-226, 2015. <https://www.scitepress.org/Papers/2015/52140/52140.pdf>

SHARMA, N. *et al.* Motor imagery after subcortical stroke: a functional magnetic resonance imaging study. *Stroke*, Cambridge, v. 40, n. 4, p. 1315-1324, 2009. Disponível em: <<https://www.ahajournals.org/doi/pdf/10.1161/strokeaha.108.525766>>.

SHIH, J. J.; KRUSIENSKI, D. J.; WOLPAW, J. R. Brain-Computer Interfaces in Medicine. *Mayo Clinic Proceedings*, [S.l.], v. 87, n. 3, p. 268-279, 2012. Disponível em: <https://digitalcommons.odu.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1173&context=ece_fac_pubs>.

SIN, H.; LEE, G. Additional Virtual Reality Training Using Xbox Kinect in Stroke Survivors with Hemiplegia. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, [S.l.], v. 92, n. 10, p. 871-880, 2013. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24051993/>>.

SOLODKIN, A., HLUSTIK, P., CHEN, E. E., & SMALL, S. L. Fine modulation in network activation during motor execution and motor imagery. *Cerebral Cortex*, 14(11), 1246-1255, 2004. <https://academic.oup.com/cercor/article/14/11/1246/331433?login=true>

STINEAR, C.M., BYBLOW, W.D., STEYVERS, M., LEVIN, O., AND SWINNEN, S.P. Kinesthetic, but not visual, motor imagery modulates corticomotor excitability. **Experimental Brain Research**, 168 (1–2), 157–164. 2006. <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-005-0078-y>

STORZER, L. *et al.* Bicycling, and walking are associated with different cortical oscillatory dynamics. **Frontiers in human neuroscience**, [S.I.], v. 10, s/n, p. 61, 2016. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26924977/>>.

SUN, L. *et al.* Cortical reorganization after motor imagery training in chronic stroke patients with severe motor impairment: a longitudinal fMRI study. **Neuroradiology**, [S.I.], v. 55, n. 7, p. 913-925, 2013. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23619700/>>.

TAKAHASHI, M. *et al.* Event related desynchronization-modulated functional electrical stimulation system for stroke rehabilitation: a feasibility study. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, [S.I.], v. 9, n. 1, p. 1-6, 2012. Disponível em: <<https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-9-56>>.

TAKEUCHI, N.; IZUMI, S.-I. Rehabilitation with poststroke motor recovery: a review with a focus on neural plasticity. **Stroke research and treatment**, [S.I.], v. 2013, s/n, p. 1-13, 2013. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23738231/>>.

TSIVGOULIS, G. *et al.* Ischemic stroke epidemiology during the COVID-19 pandemic: navigating uncharted waters with changing tides. **Am Heart Assoc**, [S.I.], v. 55, n. 7, p. 1924-1926, 2020. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/341922019_Ischemic_Stroke_Epidemiology_During_the_COVID-19_Pandemic_Navigating_Uncharted_Waters_With_Changing_Tides>.

VARKUTI, B. *et al.* Resting state changes in functional connectivity correlate with movement recovery for BCI and robot-assisted upper-extremity training after stroke. **Neurorehabilitation and neural repair**, [S.I.], v. 27, n. 1, p. 53-62, 2013. Disponível em: <<https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1545968312445910>>.

VILLA-PARRA, A. C. *et al.* Knee impedance modulation to control an active orthosis using insole sensors. **Sensors**, [S.I.], v. 17, n. 12, p. 2751, 2017. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29182569/>>.

VOURVOPOULOS, A.; I BADIA, S. B. Motor priming in virtual reality can augment motor-imagery training efficacy in restorative brain-computer interaction: a within-

subject analysis. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, [S.l.], v. 13, n. 1, p. 1-14, 2016. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27503007/>>.

WAGNER, J. *et al.* Level of participation in robotic-assisted treadmill walking modulates midline sensorimotor EEG rhythms in able-bodied subjects. **Neuroimage**, [S.l.], v. 63, n. 3, p. 1203-1211, 2012. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1053811912008129>>.

WALL, A.; BORG, J.; PALMCRANTZ, S. Clinical application of the Hybrid Assistive Limb (HAL) for gait training—a systematic review. **Frontiers in systems neuroscience**, [S.l.], v. 9, s/n, p. 48, 2015. Disponível em: <<https://doi.org/10.3389/fnsys.2015.00048>>.

WANG, W. *et al.* Neural interface technology for rehabilitation: exploiting and promoting neuroplasticity. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics**, [S.l.], v. 21, n. 1, p. 157-178, 2010. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19951784/>>.

WARD, N. S.; COHEN, L. G. Mechanisms underlying recovery of motor function after stroke. **Archives of neurology**, [S.l.], v. 61, n. 12, p. 1844-1848, 2004. Disponível em: <<https://www.jsmf.org/meetings/2008/may/Ward%20Cohen%20motor%20recovery%20Arch%20Neurol%202004.pdf>>.

WILDER-SMITH, A.; FREEDMAN, D. O. Isolation, quarantine, social distancing, and community containment: pivotal role for old-style public health measures in the novel coronavirus (2019-nCoV) outbreak. **Journal of travel medicine**, [S.l.], v. 27, n. 2, p. 1-4, 2020. Disponível em: <<https://academic.oup.com/jtm/article/27/2/taaa020/5735321>>.

WILLIAMS, H.; POUNTNEY, T. Effects of a static bicycling programme on the functional ability of young people with cerebral palsy who are non-ambulant. **Developmental Medicine & Child Neurology**, [S.l.], v. 49, n. 7, p. 522-527, 2007. Disponível em: <<https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.00522.x>>.

WOLBRECHT, E. T. *et al.* Optimizing compliant, model-based robotic assistance to promote neurorehabilitation. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, [S.l.], v. 16, n. 3, p. 286-297, 2008. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18586608/>>.

WORLD HEALTH ORGANIZATION (WHO). WHO's Global Health Estimates. 2019. Disponível em: <https://www.who.int/data/gho/data/themes/mortality-and-global-health-estimates/ghel-leading-causes-of-death>

XU, R. *et al.* Enhanced low-latency detection of motor intention from EEG for closed-loop brain-computer interface applications. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, [S.l.], v. 61, n. 2, p. 288-296, 2013. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24448593/>>.

YANG, Y. J. *et al.* Characterization of kinesthetic motor imagery compared with visual motor imageries. **Scientific Reports**, [S.l.], v. 11, n. 1, p. 1-11, 2021. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33580093/>>.

ANEXOS

ANEXO A – ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH



Universidade Federal do Espírito Santo
Programa de Pós-graduação em Biotecnologia
Laboratório de Automação Inteligente

NOME:	IDADE:	SEXO:
DIAGNÓSTICO:		
SEQUELAS:		

ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH	
Classificação da Espasticidade	
Grau	Descrição
0	Sem aumento do tônus muscular
1	Discreto aumento do tônus muscular, manifestado pelo apreender e liberar, ou por mínima resistência ao final da amplitude de movimento, quando a parte (ou as partes) afetada é movimentada em flexão e extensão.
1+	Discreto aumento no tônus muscular, manifestado pelo apreender, seguido de mínima resistência através do resto (menos da metade) da amplitude de movimento.
2	Marcante aumento do tônus muscular através da maior parte da amplitude de movimento, porém as partes afetadas são facilmente movimentadas.
3	Considerável aumento do tônus muscular; movimentos passivos dificultados.
4	A parte (ou partes) afetada mostra-se rígida à flexão ou extensão.

ANEXO B – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP



UFES - UNIVERSIDADE
FEDERAL DO ESPÍRITO
SANTO - CAMPUS GOIABEIRA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DA EMENDA

Título da Pesquisa: DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVOS DE TECNOLOGIAS ASSISTIVAS E REABILITAÇÃO BASEADO EM SINAIS BIOLÓGICOS E REALIDADE VIRTUAL

Pesquisador: Teodiano Freire Bastos Filho

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 64797816.7.0000.5542

Instituição Proponente: Centro Tecnológico- CT

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.734.303

Apresentação do Projeto:

O projeto de pesquisa “Desenvolvimento de dispositivos de tecnologias assistivas e reabilitação baseado em sinais biológicos e realidade virtual” do pesquisador responsável Teodiano Freire Bastos Filho tem como objetivo principal desenvolver e avaliar dispositivos de reabilitação, TAs baseadas em sinais biológicos e jogos e ambientes de Realidade Virtual, visando o tratamento e assistência a PCDs e/ou que precisam de Tecnologias Assistivas. Caracteriza-se como uma pesquisa de análise descritiva com os dados sendo apresentados em média, mediana, desvio padrão e percentil. Utilizará os testes de Shapiro-Wilk, t de Student Test-t, Willcoxon, entre outros necessários para analisar os resultados obtidos, considerando-se como estatística significativa o valor $p < 0,05$, com intervalo de confiança de 95%. Como critério de inclusão para nos subprojetos 1 e 2 definem os sujeitos adultos e idosos, com idade acima de 18 anos, sem deficiência, bem como os que possuam déficits de mobilidade devido a doenças ou lesões neurológicas ou ortopédicas e/ou que tenham necessidade de usar dispositivos de TA para reabilitação e/ou independência nas atividades do cotidiano, mas que possuam habilidades motoras suficientes para realizar a tarefa solicitada. Já no subprojeto 3, além dos critérios acima, também incluirá no estudo crianças com idades entre 7 e 12 anos, sem deficiência, e também crianças com síndrome de Down nesta mesma faixa etária. Como critério de exclusão, nos subprojetos 1 e 2 serão excluídos os voluntários com algum tipo de cardiopatia, pressão arterial não controlada ou angina, história de convulsão, diagnóstico ou histórico familiar de epilepsia ou

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: 2.734.303

que apresentem déficit cognitivo que comprometa a compreensão das orientações durante a pesquisa.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Desenvolver e avaliar dispositivos de reabilitação, TAs baseadas em sinais biológicos e jogos e ambientes de Realidade Virtual, visando o tratamento e assistência a PCDs e/ou que precisam de Tecnologias Assistivas.

Objetivo Secundário: • Levantamento e análise de requisitos para desenvolvimento de cada disposto; • Desenvolver dispositivos de Interface Homem-Máquina baseados em sinais mioelétricos, sinais cerebrais, em análise da biomecânica do movimento, movimento ocular, capacidade física e RV; • Criar plataformas de ambientes de RV para serem utilizados com IHMs que ficarão disponíveis para download de forma gratuita; • Divulgar, quando pronta, a disponibilização da plataforma de AV e ambientes de RV construída; • Criar uma estrutura (website) para hospedar as plataformas resultantes, que seja de fácil acesso e entendimento, contendo versões em inglês, português e espanhol para divulgá-las tanto nacional quanto internacionalmente; • Definir um protocolo experimental para analisar cada dispositivo desenvolvido; • Realizar testes baseados nos protocolos definidos, com indivíduos sem acometimento motor ou neurológico e com PCDs e ou que necessitam de TAs; • Avaliar a aplicabilidade, funcionalidade e usabilidade dos dispositivos propostos através dos métodos SUS (System Usability Scale), GAS (Goal Attainment Scale) e questionário QUEST 2.0.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Sobre os riscos o pesquisador ressalta que os participantes podem se sentir cansados durante o processo. Por este motivo estão previstas pausas durante os testes realizados com os dispositivos. Caso o participante necessite de uma pausa maior, esta será concedida. Já sobre os benefícios, enfatiza que os resultados do estudo poderão colaborar para o conhecimento científico e desenvolvimento de dispositivos de tecnologia assistiva mais acessíveis e intuitivos, melhorando a interação homem máquina (IHM), podendo contribuir assim para proporcionar ou ampliar habilidades funcionais de PCDs, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social. Avaliando os riscos e os benefícios, destaco que a pesquisa atende as especificações da Resolução Nº 466/12 e Resolução Nº 510/2016.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

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: 2.734.303

O projeto é relevante cientificamente e socialmente, e está bem delimitado com sólida argumentação teórica e metodológica. Todos os procedimentos da pesquisa estão claramente definidos, com o devido detalhamento dos riscos e benefícios da pesquisa. Estima, ainda como desfecho primário, que a pesquisa pode contribuir para o avanço técnico e tecnológico na área de Interfaces Homem-Máquina (IHM), destinadas à reabilitação e TAs visando a inserção social de indivíduos com deficiência, além de contribuir na área de TA e com novas ferramentas e pesquisas. Ao final do projeto de pesquisa, o pesquisador responsável esclarece que todos os dispositivos desenvolvidos serão encaminhados ao Instituto de Inovação Tecnologia (INIT/ UFES), visando o depósito de patentes. Os jogos e ambientes de RV serão aglomerados em uma plataforma que ficará disponível para download visando sua utilização em pesquisa ou utilização na área de reabilitação e TA.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os Termos de Consentimento e Assentimento Livre e Esclarecido atendem todas as especificações necessárias para sua aprovação, conforme Resoluções Nº 466/12 e Nº 510/2016, do Conselho Nacional de Saúde, tais como: objetivos, procedimentos, riscos, benefícios, indenização, ressarcimento. Destaque deve ser dado para a linguagem adequada para idade empregada no Termo de Assentimento.

Recomendações:

Recomendo aprovação.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendências.

Considerações Finais a critério do CEP:

Projeto aprovado por esse comitê, estando autorizado a ser iniciado.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_1154924_E1.pdf	08/06/2018 14:53:10		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_RV_Movimento_Forca.pdf	16/08/2017 18:26:47	Jéssica Paola Souza Lima	Aceito
TCLE / Termos de	TCLE_RV_EMG.pdf	16/08/2017	Jéssica Paola Souza	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: 2.734.303

Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_RV_EMG.pdf	18:26:30	Lima	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_RV_EEG.pdf	16/08/2017 18:26:18	Jéssica Paola Souza Lima	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Comite_de_etica_Sinais_Biologicos_e_ RV_complemento.pdf	16/08/2017 18:26:08	Jéssica Paola Souza Lima	Aceito
Outros	Carta.pdf	16/08/2017 18:25:56	Jéssica Paola Souza Lima	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Termo_Assentimento_menor_parametro s_cinematicos.pdf	29/05/2017 13:54:50	Vivianne Flavia Cardoso	Aceito
Folha de Rosto	rv.pdf	13/02/2017 14:59:20	Jéssica Paola Souza Lima	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

VITORIA, 25 de Junho de 2018

Assinado por:
KALLINE PEREIRA AROEIRA
(Coordenador)

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

ANEXO C - QUESTIONÁRIO PARA EXPERIMENTO DE IMAGÉTICA MOTORA

Número	Informações individuais ID do sujeito:	Sujeito:		
101	Horário (1 = 9:30; 2 = 12:30; 3 = 15:30; 4 = 19:00)			
102	Dominância motora (0 = esquerda; 1 = direito; 2 = ambos)			
103	Idade (número)			
104	Sexo (0 = feminino; 1 = masculino)			
105	Experiência em BCI (0 = não; número = quantas vezes)			
106	Experiência em biofeedback (0 = não; número = quantas vezes)			
	Antes do experimento			
107	3. Quanto tempo você dormiu? (1 = menos de 4 h; 2 = 5-6 h; 3 = 6-7 h; 4 = 7-8 h; 5 = mais de 8 h)			
108	4. Você tomou café nas últimas 24 h? (0 = não; número = horas antes)			
109	5. Você bebeu álcool nas últimas 24 h (0 = não; número = horas antes)			
110	6. Você fumou nas últimas 24 h (0 = não; número = horas antes)			
111	7. Como você se sente?	Relaxado	1 2 3 4 5	Ansioso
112		Animado	1 2 3 4 5	Entediado
113	Estado físico	Muito bom	1 2 3 4 5	Muito ruim ou cansado
114	Estado mental	Muito bom	1 2 3 4 5	Muito ruim ou cansado
115	8. Desempenho (precisão) esperado do ICM? (%)			
	Durante o experimento			
	Sessão 1 e 2 (após a primeira e segunda sessão)			
210	1. Você pode continuar para a próxima execução? (0 = Não; 1 = Sim)			
211	7. Como você se sente?	Relaxado	1 2 3 4 5	Ansioso
212		Animado	1 2 3 4 5	Entediado
213	Nível de atenção	Alto	1 2 3 4 5	Baixo
214	Estado físico	Muito bom	1 2 3 4 5	Muito ruim ou cansado
215	Estado mental	Muito bom	1 2 3 4 5	Muito ruim ou cansado
216	3. Você cochilou (dormiu um pouco) durante essa corrida? (0 = não; número = quantas vezes)			
217	4. Foi fácil imaginar o movimento de pedalar?	Fácil	1 2 3 4 5	Difícil
218	5. Quantas tentativas você não conseguiu imaginar? (0 = nenhum; número = quantas vezes)			
219	6. Seu desempenho (precisão) esperado do ICM? (%)			
220–229	Sessão 3 e 4 (após a terceira e quarta sessão)	...		
230–239	Sessão 5 e 6 (após a quinta e sexta sessão)	...		
240–249	Sessão 7 e 8 (após a sétima e oitava sessão)	...		
250–259	Sessão 9 e 10 (após a nona e décima sessão)	...		
260–269	Sessão 11 e 12 (após a décima primeira e décima segunda sessão)	...		
	Após o experimento			
	1. Como foi esse experimento?	Duração	1 2 3 4 5	Longa
		Procedimento	Bom	1 2 3 4 5
		Ambiente	Confortável	1 2 3 4 5
				Desconfortável
	2. Seu desempenho geral (precisão) esperado na BCI foi de? (%)			

ANEXO D - SOLICITAÇÃO DE PEDIDO DE PATENTE 1

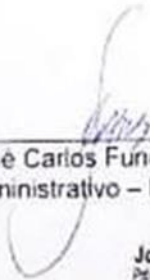
Dispositivo eletrônico para leitura de posição e sincronia de dados biológicos

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
Instituto de Inovação Tecnológica

DECLARAÇÃO

Declaro, para os devidos fins, que foi protocolado junto a este INIT – Instituto de Inovação Tecnológica da UFES, na data de 08 de janeiro de 2019, a solicitação de pedido de patente com o título **Dispositivo Eletrônico para Leitura de Posição e Sincronia de Dados Biológicos** tendo a UFES – Universidade Federal do Espírito Santo como titular e seus inventores, Alexandre Geraldo Pomer-Escher, Berthil Borges Longo, Flávia Aparecida Loterio, Vivianne Flávia Cardoso e Teodiano Freire Bastos Filho.

Vitória/ES, 16 de janeiro de 2019.



José Carlos Fundão Farias
Administrativo – INIT/UFES

Jose Carlos e UNICID 11-11-19
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
Assessoria em Administração
SAPE Nº 14021

ANEXO E - SOLICITAÇÃO DE PEDIDO DE PATENTE 2

Sistema integrado de realidade virtual e eletromiografia para reabilitação



República Federativa do Brasil
Ministério da Economia
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(21) BR 102017026054-2 A2



(22) Data do Depósito: 04/12/2017

(43) Data da Publicação Nacional: 25/06/2019

(54) **Título:** SISTEMA INTEGRADO DE REALIDADE VIRTUAL E ELETROMIOGRAFIA PARA REABILITAÇÃO

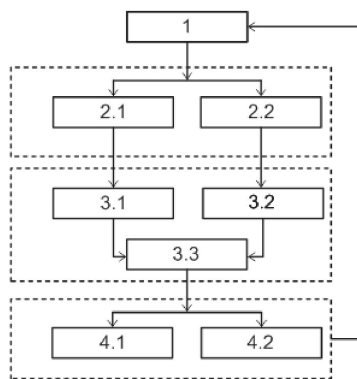
(51) **Int. Cl.:** G06F 19/00; G16H 50/50.

(52) **CPC:** G06F 19/3418; G06F 19/00; G16H 50/50.

(71) **Depositante(es):** UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO - UFES.

(72) **Inventor(es):** NICOLAS JACOBO VALENCIA JIMÊNES; JANAÍNA DE OLIVEIRA MUNIZ LYRA; ANSELMO FRIZERA NETO; TEODIANO FREIRE BASTOS FILHO; VIVIANNE FLÁVIA CARDOSO.

(57) **Resumo:** SISTEMA INTEGRADO DE REALIDADE VIRTUAL E ELETROMIOGRAFIA PARA REABILITAÇÃO. Trata-se de um sistema capaz de auxiliar a execução de exercícios fisioterapêuticos de membros superiores e inferiores de pacientes pós-AVC, mensurando parâmetros do movimento e esforço muscular realizados nas tarefas segundo o ambiente virtual utilizado; Enquanto joga, o paciente se diverte e realiza movimentos repetitivos, que desenvolvem suas habilidades motoras; Com este sistema, pretende-se assistir ao terapeuta em procedimentos de reabilitação, estimando de forma objetiva o progresso do tratamento; Isto, através de um conjunto de jogos sérios para a reabilitação dos membros superiores e inferiores de pacientes pós-AVC; Esta tecnologia assistiva é composta por uma câmera RGB-D (Kinect v2) e um sensor de sEMG, e apresenta uma abordagem integrada que inclui três fatores principais: (a) ambiente virtual totalmente imersivo com a representação do corpo virtual; (B) interação com objetos virtuais; e (c) biofeedback de movimentos do paciente por meio de sEMG; A importância deste sistema reside na facilidade de se observar detalhadamente, durante a terapia, os movimentos do paciente e seus parâmetros cinemáticos, permitindo obter um melhor diagnóstico ao disponibilizar ao profissional de saúde uma ferramenta de análise médica.



“SISTEMA INTEGRADO DE REALIDADE VIRTUAL E ELETROMIOGRAFIA PARA REABILITAÇÃO”

[001] Refere-se a presente patente de invenção a um sistema integrado de realidade virtual e eletromiografia para reabilitação (SIRVER), mais especificamente a uma tecnologia assistiva que tem como objetivo auxiliar os exercícios fisioterapêuticos dos membros superiores e inferiores de pacientes pós-AVC.

[002] O acidente vascular cerebral (AVC) pode afetar diversas funções neurológicas, sobretudo a mobilidade corporal do lado oposto ao hemisfério cerebral lesionado. Nos membros de pacientes pós-AVC é comum que haja espasticidade ou flacidez nos músculos flexores dos cotovelos e joelhos, o que gera prejuízo aos movimentos de extensão e flexão, além de limitar suas funcionalidades.

[003] A hemiparesia afeta cerca de 80% sobreviventes do AVC, causando fraqueza ou impossibilidade de mover um lado do corpo. A fraqueza unilateral pode causar perda de equilíbrio, dificuldade para caminhar, diminuição da capacidade de agarrar objetos, diminuição na precisão de movimento, fadiga muscular, falta de coordenação, entre outros. Tratamentos que envolvem neuroreabilitação, fisioterapia e dispositivos de assistência têm sido bastante utilizados, auxiliando na recuperação da mobilidade perdida.

[004] Recentemente, exercícios e jogos em ambientes de Realidade Virtual (RV) têm sido utilizados na área de reabilitação, proporcionando ambientes agradáveis e diversificados capazes de motivar a prática dos movimentos necessários à reabilitação. Adicionalmente, tais tecnologias podem promover altos níveis de envolvimento, retendo a atenção do usuário por longos períodos de tempo, atuando como um fator motivacional. Os jogos interativos em ambientes de RV têm sido amplamente aceitos pela comunidade científica e por centros de reabilitação, uma vez que a motivação do paciente é peça chave no tratamento terapêutico. Neste sentido, diversos estudos têm se dedicado ao desenvolvimento de dispositivos que integrem a RV ao processo de reabilitação de pacientes pós-AVC, sendo esta uma potencial ferramenta para profissionais de reabilitação.

[005] Outra abordagem bastante utilizada na reabilitação física de pacientes pós-AVC é o biofeedback eletromiográfico (BF-EMG). Nesta técnica, os sinais mioelétricos de superfície (sEMG) do músculo são convertidos em informações visuais e/ou sonoras, permitindo ao paciente controlar e coordenar sua atividade muscular.

Estudos realizados com pacientes pós-AVC demonstraram que o BF-EMG associado a técnicas de reabilitação convencional podem apresentar resultados positivos na melhora das funções motoras dos membros superiores e inferiores.

[006] Além disso, estudos sugerem que para se potencializar os resultados nas terapias de pacientes pós-AVC, as técnicas de reabilitação devem ser orientadas para os déficits motores específicos. Nesse sentido, são necessárias ferramentas assistivas que permitam a supervisão automatizada de exercícios físicos predeterminados, como aqueles que auxiliam na reabilitação física dos movimentos dos membros superiores e inferiores.

[007] Abaixo serão citadas algumas patentes relevantes sobre o estado da técnica, e em seguida, serão especificadas as principais diferenças relativas à patente aqui pleiteada.

[008] Referindo-se ao estado da técnica, a patente WO2008055949A1 intitulada “Apparatus for motor training and exercise of the human body”, tal qual se diferencia, pois, o SIRVER é um sistema que fornece um biofeedback em tempo real baseado em níveis de ativação muscular e parâmetros de posição do corpo para a reabilitação dos membros superiores e inferiores em pessoas pós-AVE. E, usa só uma câmera infravermelha para detectar os movimentos do usuário e não precisa de marcadores no corpo para adquirir os parâmetros do movimento.

[009] A patente US20150306340A1 intitulada “Virtual reality medical application system”, se diferencia quanto à característica do sistema (SIRVER) é fornecer um biofeedback em tempo real baseado em níveis de ativação muscular e parâmetros de posição do corpo para a reabilitação dos membros superiores e inferiores em pessoas pós-AVE.

[010] Por fim, foi também identificada a patente US20160271438A1 intitulada “Bimanual Arm Trainer”, se diferencia quanto à característica do sistema (SIRVER) é fornecerum conjunto de jogos sérios para a reabilitação dos membros superiores e inferiores em pessoas pós-AVC. O sistema captura os movimentos do usuário com câmera Kinect e um dispositivo electromiográfico e não precisa sistemas mecânicos.

[011] Conforme as patentes citadas acima como forma de pesquisa e diferenciação de sistemas semelhantes ao SIRVER, as mesmas compreendem características bastante divergentes quanto às aqui descritas. Visto isso, e tendo em vista os inconvenientes e limitações do estado da técnica, foi desenvolvido o sistema

integrado de realidade virtual e eletromiografia para reabilitação (SIRVER), tal qual apresenta um sistema baseado em visão computacional e sEMG aplicados a um conjunto de interfaces de RV, que possibilitam ao usuário a recuperação motora por meio de jogos sérios. O sistema fornece ao terapeuta e ao paciente, parâmetros de amplitude angular das articulações dos cotovelos e joelhos, e nível de ativação muscular durante a execução dos movimentos requeridos pelo sistema em tempo real.

[012] O conjunto de jogos sérios realiza medição, análise e armazenamento dos parâmetros de movimento e esforço muscular executados no momento de implementar as diferentes tarefas segundo o ambiente virtual utilizado. Enquanto joga, o paciente realiza movimentos repetitivos e desenvolve habilidades no processo da reabilitação motora. Com este sistema, pretende-se assistir ao terapeuta em procedimentos de reabilitação, estimando de forma objetiva o progresso do tratamento fisioterapêutico.

[013] Portanto, o sistema tem como objetivo auxiliar a execução de exercícios fisioterapêuticos de membros superiores e inferiores de pacientes pós-AVC, mensurando parâmetros do movimento e esforço muscular realizados nas tarefas segundo o ambiente virtual utilizado. Enquanto joga, o paciente se diverte e realiza movimentos repetitivos, que desenvolvem suas habilidades motoras. Com este sistema, pretende-se assistir ao terapeuta em procedimentos de reabilitação, estimando de forma objetiva o progresso do tratamento.

[014] O sistema possui um conjunto de jogos sérios para a reabilitação dos membros superiores e inferiores de pacientes pós-AVC. Esta tecnologia assistiva é composta por uma câmera RGB-D (Kinect v2) e um sensor de sEMG, e apresenta uma abordagem integrada que inclui três fatores principais: (a) ambiente virtual totalmente imersivo com a representação do corpo virtual; (B) interação com objetos virtuais; e (c) biofeedback de movimentos do paciente por meio de sEMG. A importância deste sistema reside na facilidade de se observar detalhadamente, durante a terapia, os movimentos do paciente e seus parâmetros cinemáticos, permitindo obter um melhor diagnóstico ao disponibilizar ao profissional de saúde uma ferramenta de análise médica.

[015] OSistema Integrado de Realidade Virtual e Eletromiografia para Reabilitação (SIRVER) poderá ser melhor compreendido através da descrição detalhada em consonância com as seguintes figuras em anexo, onde:

FIGURA01 Apresenta uma ilustração do diagrama geral do sistema desenvolvido do sistema integrado de realidade virtual e eletromiografia para reabilitação.

FIGURA02 Apresenta as articulações e eixos detectados pela câmera RGB-D (Kinect V2) do sistema integrado de realidade virtual e eletromiografia para reabilitação.

FIGURA03 Apresenta um diagrama do processamento de imagens do Kinect do sistema integrado de realidade virtual e eletromiografia para reabilitação.

FIGURA04 Apresenta uma ilustração dos Parâmetros de distância do Kinect V2 do sistema integrado de realidade virtual e eletromiografia para reabilitação.

FIGURA 05 Apresenta os parâmetros para calcular o ângulo da articulação de cotovelo do usuário do sistema integrado de realidade virtual e eletromiografia para reabilitação.

FIGURA 06 Apresenta uma ilustração da implementação do sensor de SME BrainNet BNT 36 do sistema integrado de realidade virtual e eletromiografia para reabilitação.

FIGURA 07 Apresenta o diagrama do processamento de SMEs implementado durante a terapia de reabilitação do sistema integrado de realidade virtual e eletromiografia para reabilitação.

FIGURA 08 Apresenta o fluxograma do sistema integrado de realidade virtual e eletromiografia para reabilitação.

FIGURA09 Apresenta uma ilustração do ambiente virtual geral para os diferentes segmentos corporais do sistema integrado de realidade virtual e eletromiografia para reabilitação.

FIGURA 10 Apresenta o ambiente virtual desenhado para reabilitação de membros superiores, no momento da ativação muscular máxima (Biofeedback alcançando nível azul) do sistema integrado de realidade virtual e eletromiografia para reabilitação.

FIGURA 11-a Apresenta uma ilustração do comportamento das amplitudes de movimento do cotovelo do braço dominante do usuário durante o experimento do sistema integrado de realidade virtual e eletromiografia para reabilitação.

FIGURA 11-b Apresenta uma ilustração do comportamento das amplitudes de movimento do cotovelo do braço não dominante do usuário durante o experimento do sistema integrado de realidade virtual e eletromiografia para reabilitação.

FIGURA 12 Apresenta um exemplo do sinal processado em bíceps e tríceps com os diferentes níveis de atividade muscular encontrados pelo sistema integrado de realidade virtual e eletromiografia para reabilitação.

[016] Em conformidade com as figuras acima citadas, observa-se que o Sistema Integrado de Realidade Virtual e Eletromiografia para Reabilitação (SIRVER) foi idealizado para complementar a reabilitação de pessoas que necessitam recuperar a funcionalidade dos movimentos de membros superiores e inferiores. O sistema tem a capacidade de detectar atividade muscular (através de um equipamento de captura de sinais mioelétricos) e parâmetros corporais como amplitudes de movimentos, orientações, velocidades e posições articulares (através de uma câmera RGB-D) e fornecer um biofeedback em tempo real para o usuário. Os equipamentos utilizados são: um computador pessoal com periféricos básicos, uma câmera RGB-D (Kinect v2 da Microsoft) e um equipamento de aquisição de sinais mioelétricos (BrainNet da empresa EMSA)

[017] O SIRVER foi desenvolvido tendo como base paradigmas de aprendizagem motora e o anseio de profissionais de reabilitação que demandavam por uma ferramenta capaz de analisar os movimentos realizados durante as sessões de terapia em pacientes hemiparéticos. A invenção funciona de forma complementar a reabilitação convencional de pacientes pós-AVC, auxiliando na recuperação da funcionalidade dos movimentos de membros superiores e inferiores, sendo capaz de detectar a atividade muscular e parâmetros corporais como amplitudes de movimento, orientações, e posições articulares.

[018] Os equipamentos que compõe o SIRVER são:

- Câmera RGB-D (Kinect v2 da Microsoft);
- Equipamento de aquisição de sinais mioelétricos (BrainNet da empresa EMSA);
- Unidade de processamento, por exemplo, que consiste em um computador pessoal de pequenas dimensões, com as seguintes características: Processador *Intel Core i7-2630QM quad-core* de 2GHz, uma placa de vídeo dedicada *Nvidia GeForce GT 540M*, memória RAM de 8GB, disco rígido de 750GB, saídas de áudio, portas USB 3.0 e periféricos básicos.

[019] Na Figura 01, apresenta-se um diagrama geral do funcionamento do SIRVER, onde cada um dos sensores utilizados adquire os sinais oriundos do usuário/paciente sejam para o reconhecimento de movimentos ou de sEMG. Inicialmente, o usuário/paciente deverá permanecer à frente do sensor Kinect, com os eletrodos de sEMG posicionados nos braços ou nas pernas. Os sinais adquiridos no software são capturados e processados simultaneamente para obter as características dos

sinais sEMG e os padrões corporais de movimento, gerando a informação necessária para controlar o ambiente virtual.

[020] Na Figura 01, compreende por paciente (1). Para o Hardware: BrainNet/EMG830C (2.1) e Kinect V2 (2.2). Para o Software: Características sEMG (3.1), padrões corporais (3.2) e ambiente virtual (3.3). Para o Biofeedback: imagem (4.1) e Sons (4.2).

[021] O SIRVER também é composto por ambientes virtuais (AVs), nos quais os dados são processados em tempo real. Além disso, em cada AV o usuário é representado por um avatar que reproduz seus movimentos mostrando-os na tela do jogo. O sistema revela também os níveis de atividade muscular alcançados pelo usuário e um feedback sonoro e visual como parte do jogo.

[022] Em resumo, o SIRVER fornece ao usuário e ao profissional de reabilitação um feedback de desempenho e resultados quantitativos (pontuação alcançada, ângulo descrito pela articulação alvo e tempo para realização da atividade) alcançados durante a reabilitação. O *software* desenvolvido é um sistema de processamento de sinais, baseado em jogos sérios, para a análise do movimento tridimensional de membros superiores e inferiores para fins de reabilitação pós-AVC, mediante a integração de sinais miolétricos capturados pelo equipamento BrainNet e de imagens capturadas pela câmara RGB-D Kinect.

[023] É importante destacar que, o sistema é capaz de capturar amplitudes angulares provenientes de diferentes articulações, como cotovelos, joelhos, ombros, quadril ou pescoço do usuário, assim como movimentos e níveis relativos de ativação muscular. O grupo muscular no qual os eletrodos são posicionados é uma escolha feita pelo profissional de reabilitação, permitindo assim que ele possa gerar biofeedback e analisar a atividade de interesse para o processo de reabilitação do paciente. Esse é um aspecto importante do sistema, pois permite que o profissional de reabilitação personalize a terapia de acordo com a necessidade de cada paciente. Ademais, cada um dos parâmetros corporais solicitados pelo profissional de reabilitação para o SIRVER, fica armazenado para posterior análise. Com este sistema, pretende-se assistir ao profissional de reabilitação, estimando, de forma objetiva, o progresso do tratamento fisioterápico.

SOFTWARE

[024] Com a finalidade de obter dados do dispositivo *Kinecté* utilizado o programa *Microsoft® SDK (Software Development Kit)* para o *Kinect™ V2*, fornecendo um fluxo de imagens coloridas e uma matriz de profundidade a 30 FPS (quadros por segundo), de até 6 segmentações de esqueletos e de 25 articulações por pessoa. A Figura 02 apresenta um diagrama de blocos que descreve as diferentes partes identificáveis do sistema, que foi implementado em linguagem C#, onde FSM significa uma Máquina de Estados Finitos (*FiniteStateMachine*). O Kinect utiliza as funções desenvolvidas pelo fabricante, agrupadas no SDK 2.0, e então as imagens são processadas para transformar os movimentos feitos pelo paciente em um sistema de coordenadas 3D.

[025] Na Figura 02, compreende por paciente/usuário (1), Kinect V2 (5), Kinect SDK 2.0 (6). Para o processamento de imagens: Detecção de articulações (7.1) e reconstrução de movimentos em 3D (7.2). Para o ambiente virtual: FSM do jogo (8).

[026] A Figura 03 mostra cada uma das articulações (tornozelos, joelhos, pulsos, cotovelos, ombros, quadril, tronco e cabeça) capturadas pelo Kinect. O sistema consegue estimar a posição tridimensional e a orientação de cada articulação do corpo do paciente, sendo que a transformação espacial implementada é usada para inserir cada movimento no ambiente virtual, em tempo real, gerando uma realimentação para ele. O movimento é captado pela câmera para realizar o ciclo repetidamente até alcançar todos os alvos do jogo.

[027] A inferência de posição do corpo pelo sistema embarcado do Kinect funciona em um processo de duas etapas: 1) calcula um mapa de profundidade por meio do sensor infravermelho; 2) infere a posição do corpo usando um algoritmo de aprendizagem. Com a informação do corpo no ambiente virtual, é feita uma filtragem para definir uma zona ativa onde o paciente desenvolverá sua terapia de reabilitação (Figura 04). O paciente deverá ser posicionado na frente do sensor Kinect a uma distância maior que 1,5 m e menor que 3,5m, zona de maior precisão da câmera, zona ótima (A) e poderá estar sentado ou de pé. Pela Figura 04, observa-se a zona ótima (A), alcance mínimo (B) e alcance máximo (C).

[028] Uma das principais funções do sistema é mostrar a amplitude de movimento (angular) de alguma das articulações geradas pelo SDK do Kinect. Para explicar a forma na qual o sistema apresenta as amplitudes angulares, vamos tomar como exemplo a articulação do cotovelo por ser uma das mais solicitadas nas terapias

pós-AVC. Em vários dos ambientes virtuais desenvolvidos é analisada a articulação do cotovelo nos dois braços do paciente, enquanto este realiza a tarefa de alcançar diferentes alvos virtuais com as mãos. Na Figura 05 pode-se observar cada um dos parâmetros associados ao braço, os quais são determinados com o Kinect. Por meio da Lei dos cossenos é possível determinar o ângulo das articulações, conforme mostrado na Equação 1, onde d_1 , d_2 , e d_3 são as distâncias entre as articulações mostradas. O ângulo é calculado em tempo real com a finalidade de determinar o movimento desenvolvido pelo paciente e gerar os dados para uma análise quantitativa da terapia,

$$\theta = \cos^{-1} \left(\frac{-d_3 + d_1 + d_2}{2 * d_1 * d_2} \right) (1).$$

[029] Para a aquisição dos sinais mioelétricos (SME) foi utilizado o equipamento BrainNet[®] BNT-36. O BrainNet[®] BNT-36 segue os requisitos gerais de segurança para equipamentos médicos e possui a aprovação das entidades responsáveis pela regulação de produtos médicos no Brasil (INMETRO e ANVISA). Esse equipamento possibilita a aquisição de dados em até 36 canais, simultaneamente, existindo 10 canais configuráveis como bipolares que podem ser utilizados para eletromiografia.

[030] Com o sistema desenvolvido, o terapeuta pode analisar os movimentos feitos pelo usuário e ter uma medida específica da atuação de cada grupo muscular no movimento realizado. O sistema apresenta os níveis de ativação muscular referente à tarefa do músculo (flexão ou extensão). Além de mostrar os SME no instante específico da terapia por meio do ambiente virtual, o sistema também armazena os sinais para posterior análise. Na Figura 06 é mostrado um diagrama de blocos que descreve o processamento dos SMEs. E que compreende por BrainNet BNT 36 (9). Para o processamento dos sinais: detecção de contração e extensão muscular (10.1) e detecção de níveis de ativação muscular (10.2). Ramificando em duas colunas, a da esquerda sendo os dados salvos (11), terapeuta (12); e a da direita sendo o ambiente virtual (13), biofeedback (14) e paciente (1).

[031] Os dados são processados para mostrar, em tempo real, a contração muscular, de acordo com o movimento solicitado para alcançar o objetivo do jogo. Com isso, é mostrado o nível de ativação muscular online, sendo que o terapeuta pode verificar o grau de esforço feito pelo usuário. Na Figura 07 é mostrado como o sinal passa pelo filtro de média móvel para atenuar ruídos do ambiente (Equação 2), onde “M” é o tamanho do filtro (10 amostras foram utilizadas neste trabalho) e “n” a amostra

atual. Em seguida o sinal é retificado e analisado para detectar a máxima contração voluntária do paciente. Para determinar cada um dos níveis de atividade muscular, é feito um cálculo das porcentagens de esforço em relação ao valor máximo (n).

$$y[n] = \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} x[n - k] \quad (2)$$

[032] Na figura 7, os balões são determinados por BrainNet (15), Filtro de média móvel (16), Sinal Filtrado (M) (17), Detecta Valor máximo (n) (18). Ramificando em 5 colunas, compreendidas por $M < (n/6)$ para Nível Baixo (19); $M < (2n/6)$ para Nível Médio 1 (20); $M < (3n/6)$ para Nível Médio 2 (21); $M < (4n/6)$ para Nível Alto 1 (22); e, $M < (5n/6)$ para Nível Alto 2 (23).

[033] As informações são mostradas graficamente ao paciente, com a finalidade de gerar um biofeedback (Figura 07). Com eletrodos de superfície devidamente posicionados sobre segmentos do corpo humano é possível gravar os sinais mioelétricos sendo o processamento feito em tempo real. Para mostrar uma realimentação de atividade muscular para o usuário do sistema em qualquer ambiente virtual, a ativação muscular é mostrada em forma de gráfico de cores com cinco diferentes níveis de atividade muscular, onde a mais fraca é mostrada em cor vermelho, aumentando para a cor laranja, amarelo e verde, até chegar ao nível máximo de atividade, que é mostrado em cor azul.

AMBIENTES VIRTUAIS

[034] Foram desenvolvidos ambientes virtuais (AVs) no software Unity 5.3.5 que permitem mostrar aos pacientes os movimentos realizados e a atividade muscular atingida, oferecendo-lhes uma ferramenta terapêutica de motivação para realizar tarefas específicas de movimento. A fim de obter os sinais capturados pela câmera RGB-D e pelo sensor de EMG foram desenvolvidas duas bibliotecas que permitem a comunicação simultânea e em tempo real com os ambientes virtuais. O sistema desenvolvido também permite ao profissional de reabilitação ter uma ferramenta para análise dos movimentos do paciente e sua ativação muscular, enquanto o paciente realiza as tarefas de reabilitação usando os jogos virtuais. As bibliotecas desenvolvidas permitem que o ambiente virtual utilize os parâmetros do corpo, como movimentos, deslocamentos ou atividade muscular, para gerar respostas dentro do sistema, assim é possível visualizar, por exemplo, a variação angular da articulação do cotovelo e joelho durante um jogo, o tempo e a pontuação obtida. Além disso, cada um dos AV desenvolvidos para a

reabilitação dos movimentos do corpo possui um avatar que reproduz os movimentos do usuário.

[035] O funcionamento geral do sistema é apresentado no fluxograma da Figura 08, no qual nota-se que ao iniciar-se o jogo, uma janela de apresentação do sistema é apresentada por 5 segundos. Num segundo momento o sistema apresenta uma janela de configuração, onde o avaliador introduz informações do usuário do sistema, assim como escolhe o jogo / ambiente virtual a ser utilizado segundo suas necessidades. Os jogos estão distribuídos em duas categorias de ambientes virtuais: AVs para terapia de membros superiores (MMSS) e AVs para terapia de membros inferiores (MMII). Terminado o tempo ou as repetições de movimento configuradas o sistema apresenta um resumo com os resultados do usuário. O sistema permite ao avaliador gerar um novo jogo, salvar os dados dos movimentos do usuário ou sair do sistema.

[036] Na figura 08, o fluxograma é caracterizado por START (24), Janela Início (25), Tempo = 5s ? (26), sim (D) ou não (E). Se sim (D), Janela de Configurações (27). Podendo ser realizada a AVs Terapia MMSS (28.1) ou AVs Terapia MMII (28.2). Em seguida a Janela Resumo (29), e por fim sair (30), salvar (31) e Novo Jogo (32).

[037] Na Figura 09 é apresentado o modelo geral dos ambientes virtuais desenvolvidos. O avatar (33) reproduz os movimentos do paciente, na borda superior esquerda é apresentada a pontuação (34) obtida pelo usuário, e na direita vê-se o tempo (35) de duração da partida. O indicador de SME (36) apresenta a atividade muscular instantânea do músculo alvo, permitindo mostrar a intensidade da força realizada pelo usuário durante a realização do movimento. O AV também permite a visualização da amplitude angular das articulações configuradas, como joelho ou cotovelo no canto inferior direito da tela (37).

EXEMPLO DE EXECUÇÃO

[038] Na Figura 10 vê-se um dos AVs do sistema sendo utilizado por um voluntário. Nesse caso em especial, o jogo consiste em um personagem no estilo “homem espacial”, cujo propósito é destruir asteroides no menor tempo possível, os asteroides são destruídos quando atingidos pelo braço / mão do avatar, que por sua vez se move seguindo o movimento do usuário.

[039] Na Figura 11 é mostrada a curva da variação angular da articulação do cotovelo de um dos voluntários que utilizou o sistema com seu braço dominante (Figura 11-a) e não dominante (Figura 11-b), tentando alcançar os sete asteroides flutuando num

dos jogos para reabilitação de membros superiores. Já a Figura 12 descreve o processamento dos SMEs, onde o sinal filtrado e retificado é mostrado em azul; a envoltória do sinal é representada pelo traço preto; e finalmente o agrupamento de cada amostra é representado mediante um gráfico de barras cinza, o qual representa os cinco diferentes níveis de atividade mioelétrica de cada amostra.

REIVINDICAÇÕES

1. SISTEMA INTEGRADO DE REALIDADE VIRTUAL E ELETROMIOGRAFIA PARA REABILITAÇÃO caracterizado por sistema capaz de complementar a reabilitação de pessoas que necessitam recuperar a funcionalidade dos movimentos de membros superiores e inferiores; Compreendendo a capacidade de detectar atividade muscular (através de um equipamento de captura de sinais mioelétricos) e parâmetros corporais como amplitudes de movimentos, orientações, velocidades e posições articulares (através de uma câmera RGB-D) e fornecer um biofeedback em tempo real para o usuário; Apresentando, assim alguns principais equipamentos utilizados, tal como: um computador pessoal com periféricos básicos, uma câmera RGB-D (Kinect v2 da Microsoft) e um equipamento de aquisição de sinais mioelétricos (BrainNet da empresa EMSA);

2. SISTEMA INTEGRADO DE REALIDADE VIRTUAL E ELETROMIOGRAFIA PARA REABILITAÇÃO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por compreender um sistema composto por Câmera RGB-D (Kinect v2 da Microsoft); Equipamento de aquisição de sinais mioelétricos (BrainNet da empresa EMSA); Unidade de processamento, por exemplo, que consiste em um computador pessoal de pequenas dimensões, com por exemplo, compreender as seguintes características: Processador *Intel Core i7-2630QM quad-core* de 2GHz, uma placa de vídeo dedicada *Nvidia GeForce GT 540M*, memória RAM de 8GB, disco rígido de 750GB, saídas de áudio, portas USB 3.0 e periféricos básicos;

3. SISTEMA INTEGRADO DE REALIDADE VIRTUAL E ELETROMIOGRAFIA PARA REABILITAÇÃO, de acordo com a reivindicação 1, e 2, caracterizado por ser composto por ambientes virtuais (AVs), nos quais os dados são processados em tempo real, e além disso, em cada AV o usuário é representado por um avatar que reproduz seus movimentos mostrando-os na tela do jogo; Dessa forma, o sistema revela os níveis de atividade muscular alcançados pelo usuário e um feedback sonoro e visual como parte do jogo; Portanto, o SERVER fornece ao usuário e ao profissional de reabilitação um feedback de desempenho e resultados quantitativos (pontuação alcançada, ângulo descrito pela articulação alvo e tempo para realização da atividade) alcançados durante a reabilitação;

4. SISTEMA INTEGRADO DE REALIDADE VIRTUAL E ELETROMIOGRAFIA PARA REABILITAÇÃO, de acordo com a reivindicação 1, 2, e 3, caracterizado por

compreender de um software desenvolvido para o SIRVER; O qual é um sistema de processamento de sinais, baseado em jogos sérios, para a análise do movimento tridimensional de membros superiores e inferiores para fins de reabilitação pós-AVC, mediante a integração de sinais miolétricos capturados pelo equipamento BrainNet e de imagens capturadas pela câmara RGB-D Kinect; Portanto, obtém dados do dispositivo *Kinect* para ser utilizado o programa *Microsoft® SDK (Software Development Kit)* para o *Kinect™ V2*, fornecendo um fluxo de imagens coloridas e uma matriz de profundidade a 30 FPS (quadros por segundo), de até 6 segmentações de esqueletos e de 25 articulações por pessoa;

5. SISTEMA INTEGRADO DE REALIDADE VIRTUAL E ELETROMIOGRAFIA PARA REABILITAÇÃO, de acordo com a reivindicação 1, 2, 3, e 4, caracterizado por compreender a aquisição dos sinais mioelétricos (SME) através do equipamento BrainNet® BNT-36;

6. SISTEMA INTEGRADO DE REALIDADE VIRTUAL E ELETROMIOGRAFIA PARA REABILITAÇÃO, de acordo com a reivindicação 1, 2, 3, 4, e 5, caracterizado por compreender ambiente virtuais (AVs) no software Unity 5.3.5 que permitem mostrar aos pacientes os movimentos realizados e a atividade muscular atingida, oferecendo-lhes uma ferramenta terapêutica de motivação para realizar tarefas específicas de movimento, a fim de obter os sinais capturados pela câmara RGB-D e pelo sensor de EMG; Para o que foram desenvolvidas duas bibliotecas que permitem a comunicação simultânea e em tempo real com os ambientes virtuais; Tal qual, também permite ao profissional de reabilitação ter uma ferramenta para análise dos movimentos do paciente e sua ativação muscular, enquanto o paciente realiza as tarefas de reabilitação usando os jogos virtuais; Por fim, as bibliotecas desenvolvidas através das informações dos AVs permitem que o ambiente virtual utilize os parâmetros do corpo, como movimentos, deslocamentos ou atividade muscular, para gerar respostas dentro do sistema, assim é possível visualizar, por exemplo, a variação angular da articulação do cotovelo e joelho durante um jogo, o tempo e a pontuação obtida.

FIGURA 01

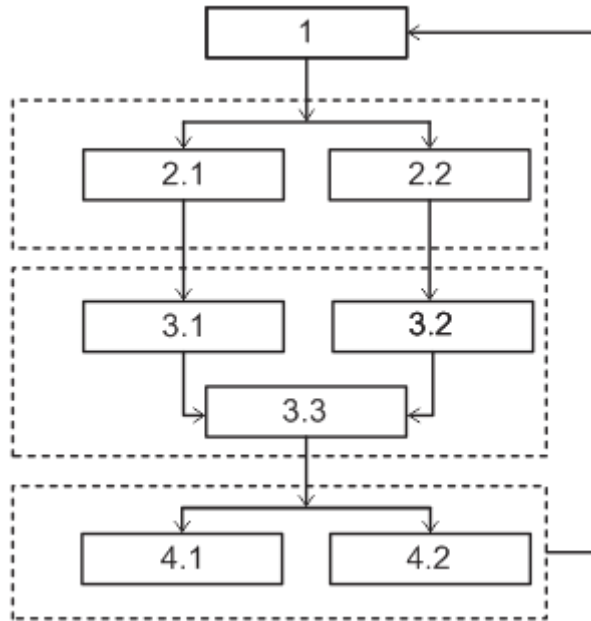


FIGURA 02

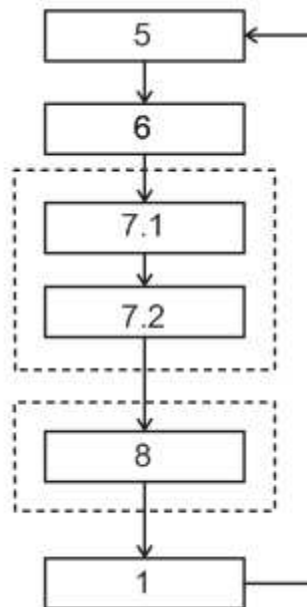


FIGURA03

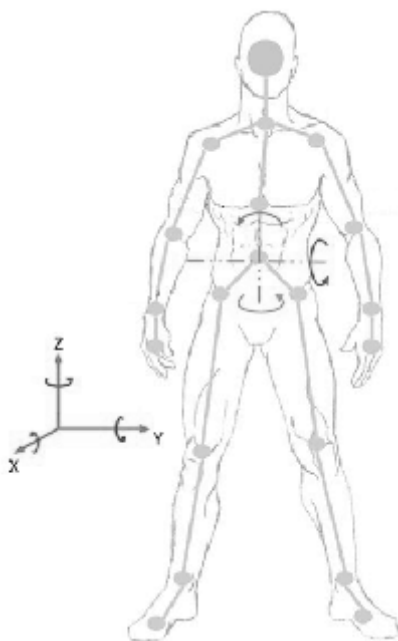


FIGURA 04

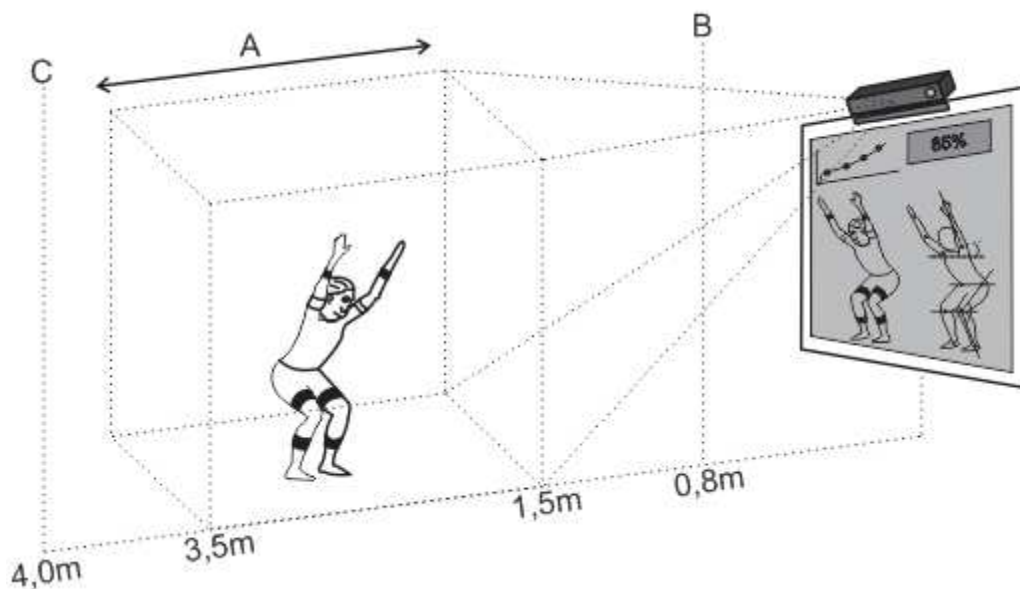


FIGURA05

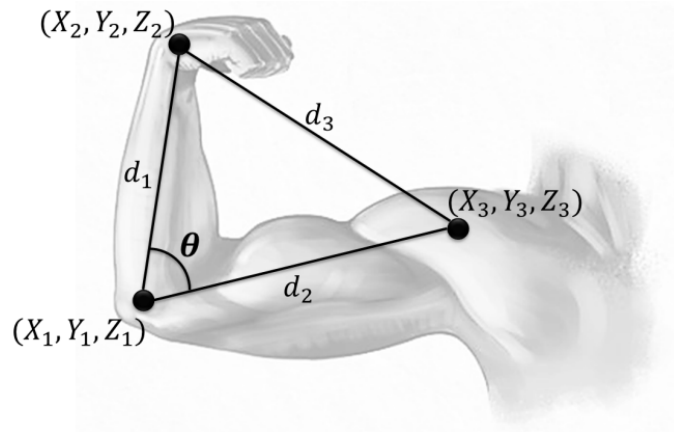


FIGURA 06

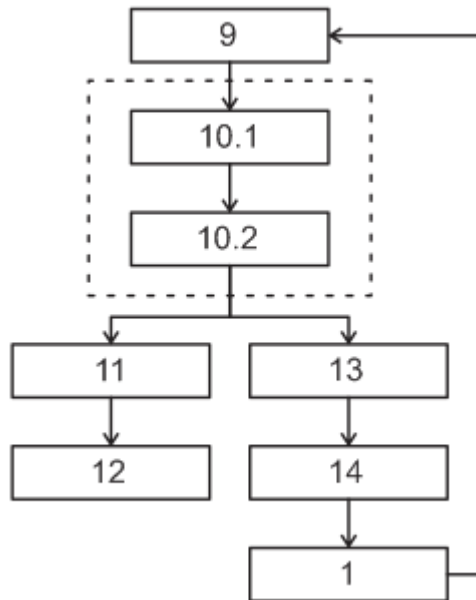


FIGURA 07

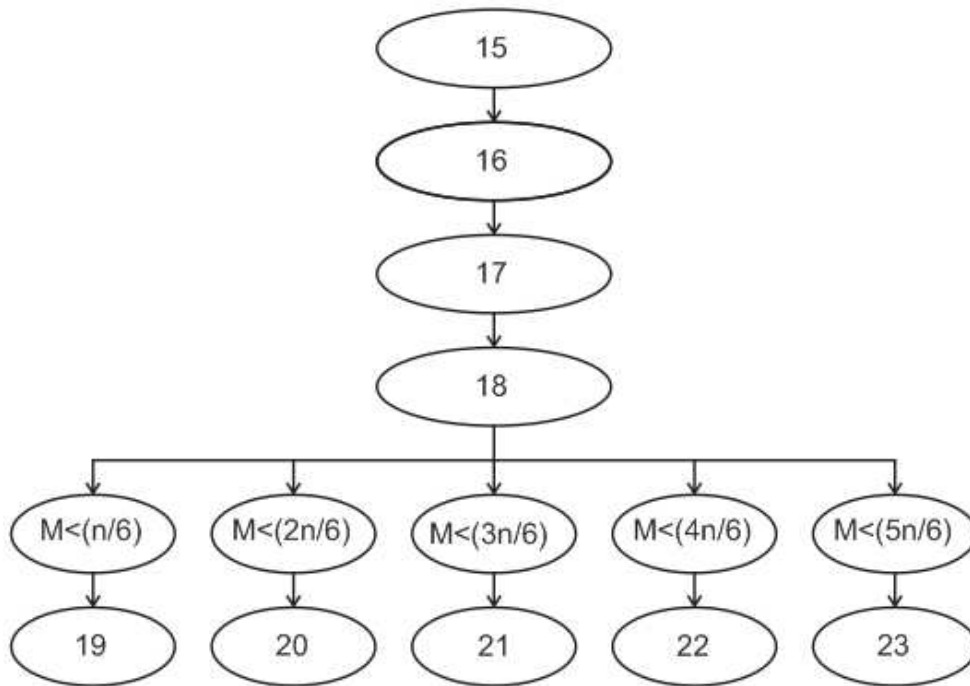


FIGURA 08

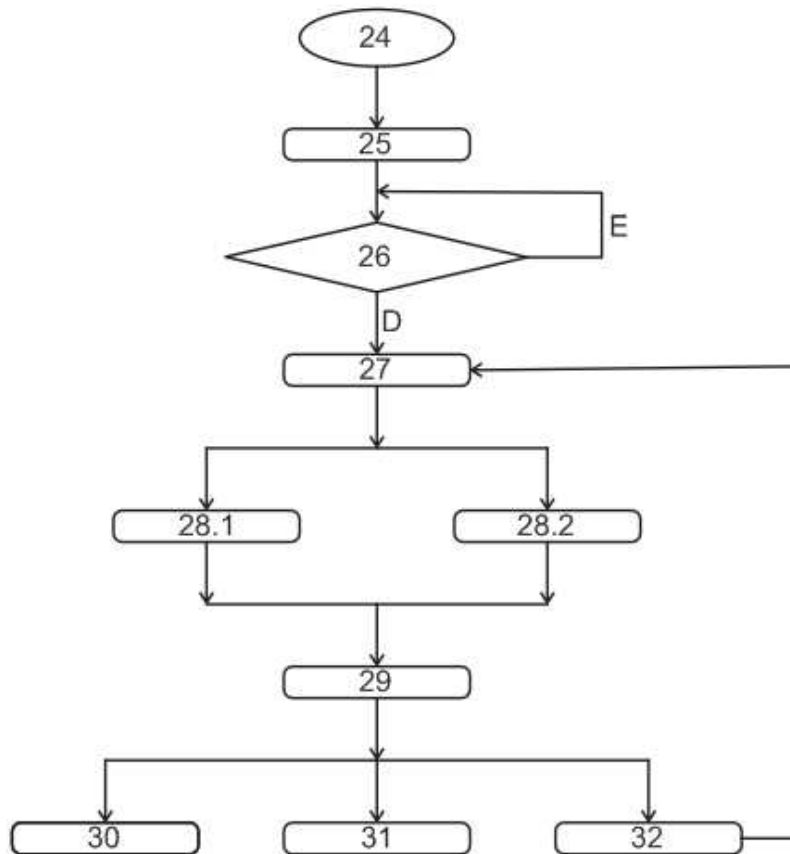


FIGURA 09

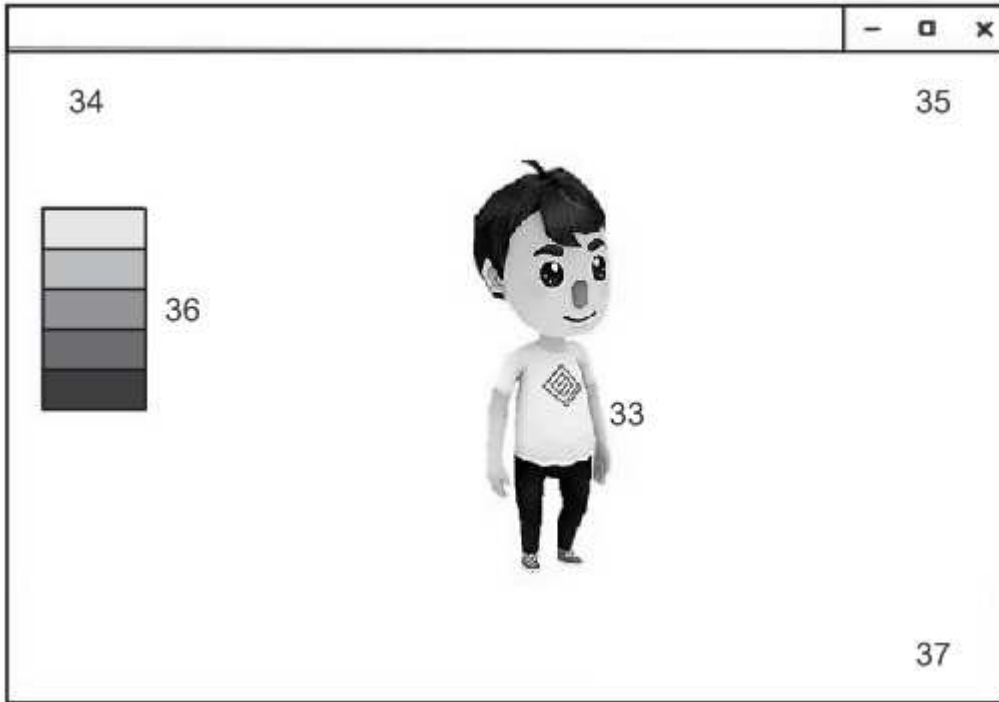


FIGURA 10

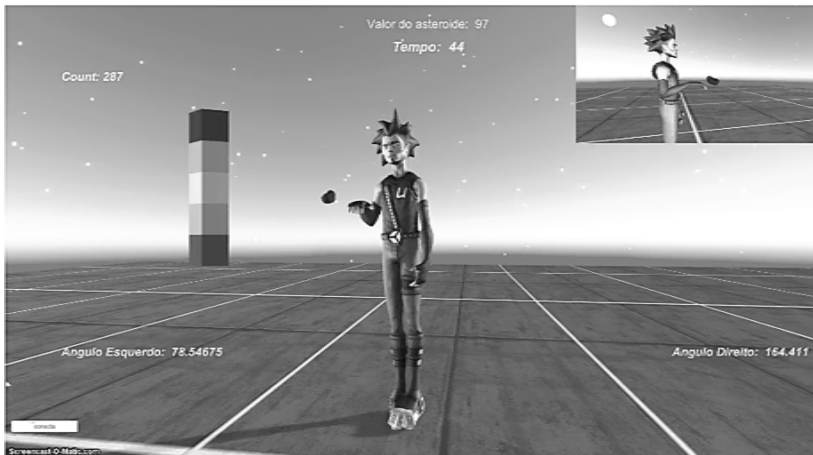


FIGURA 11-a

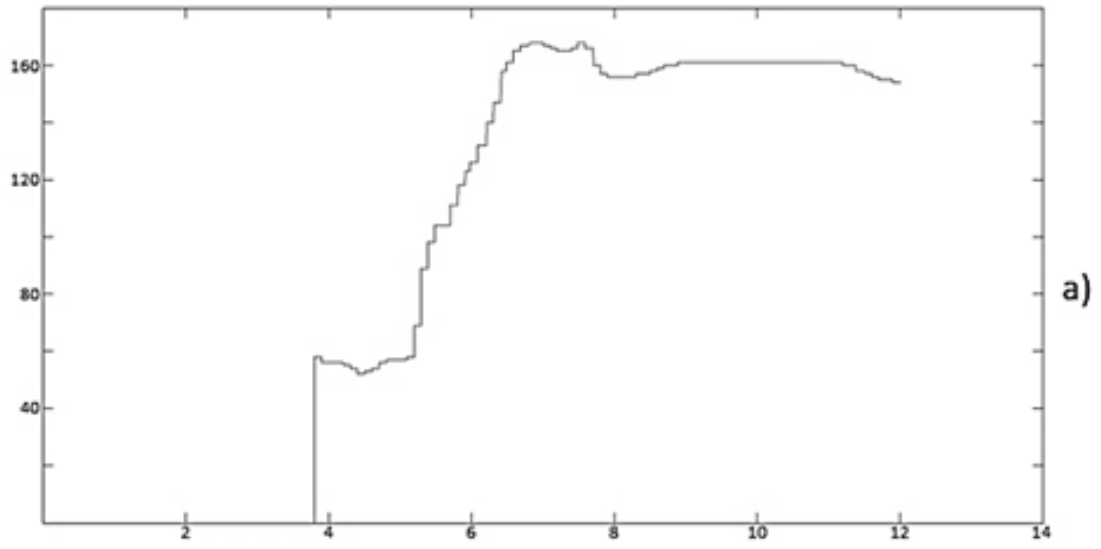


FIGURA 11-b

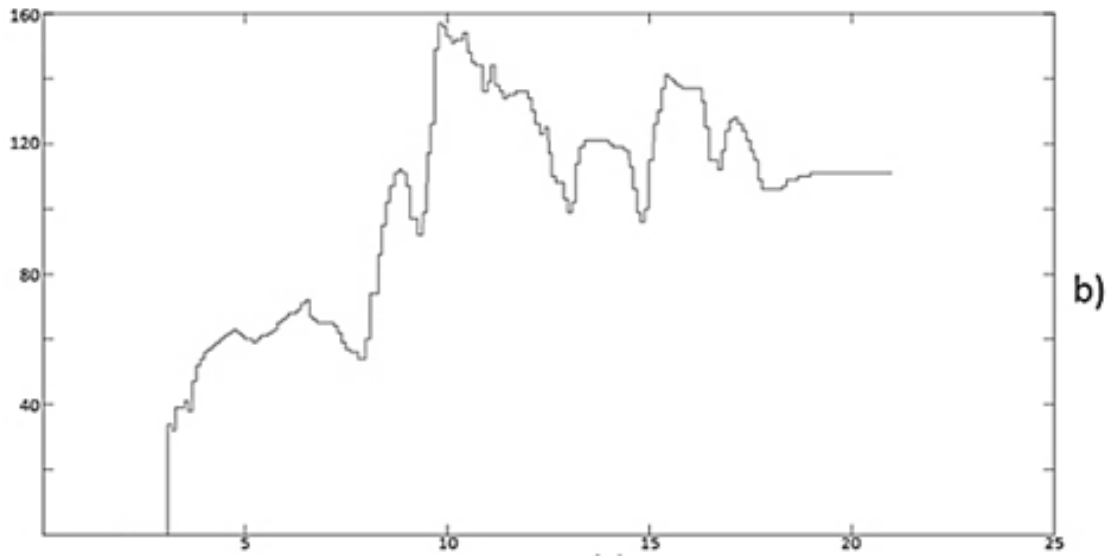
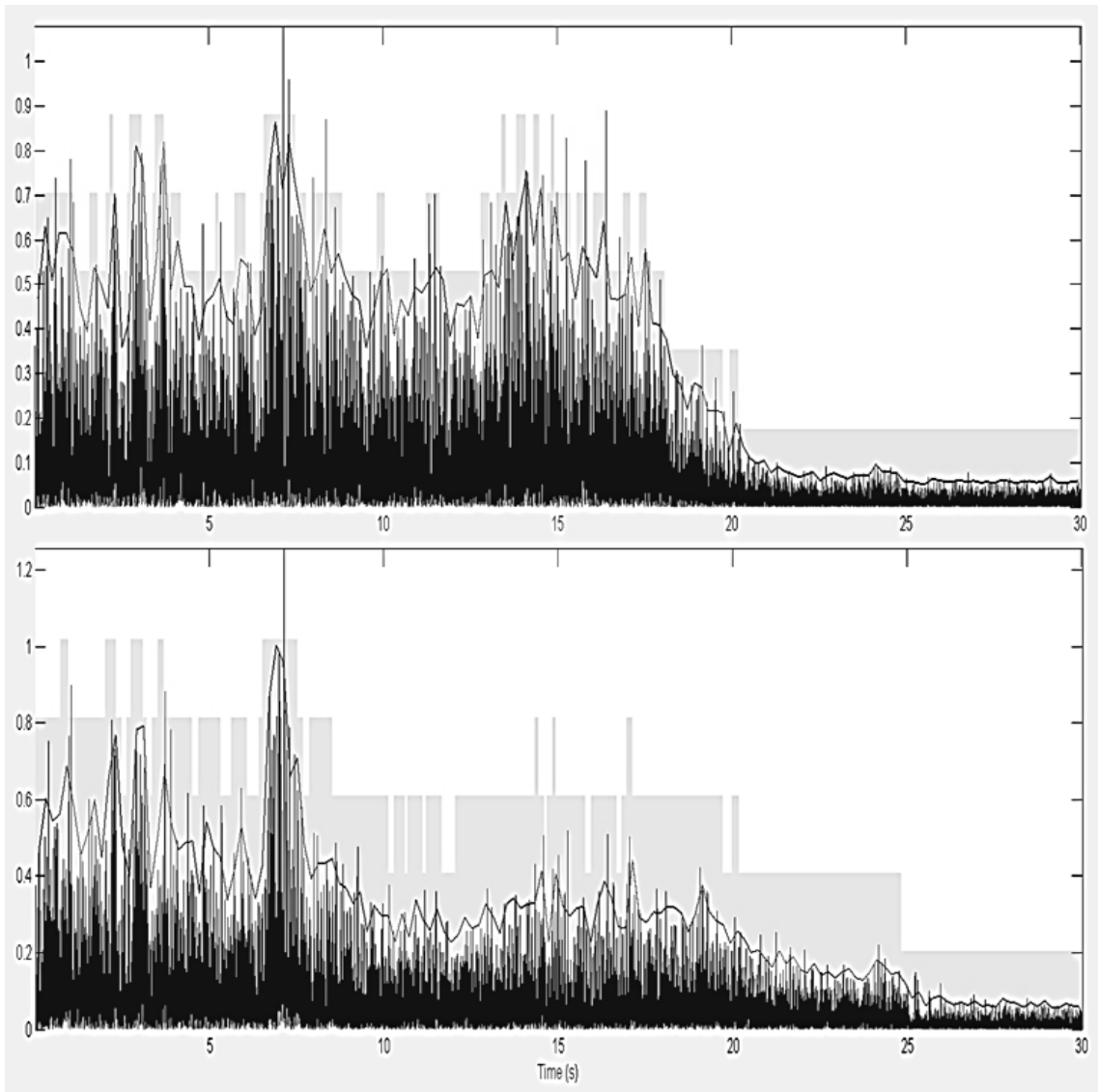


FIGURA 12



RESUMO

SISTEMA INTEGRADO DE REALIDADE VIRTUAL E ELETROMIOGRAFIA PARA REABILITAÇÃO. Trata-se de um sistema capaz de auxiliar a execução de exercícios fisioterapêuticos de membros superiores e inferiores de pacientes pós-AVC, mensurando parâmetros do movimento e esforço muscular realizados nas tarefas segundo o ambiente virtual utilizado; Enquanto joga, o paciente se diverte e realiza movimentos repetitivos, que desenvolvem suas habilidades motoras; Com este sistema, pretende-se assistir ao terapeuta em procedimentos de reabilitação, estimando de forma objetiva o progresso do tratamento; Isto, através de um conjunto de jogos sérios para a reabilitação dos membros superiores e inferiores de pacientes pós-AVC; Esta tecnologia assistiva é composta por uma câmera RGB-D (Kinect v2) e um sensor de sEMG, e apresenta uma abordagem integrada que inclui três fatores principais: (a) ambiente virtual totalmente imersivo com a representação do corpo virtual; (B) interação com objetos virtuais; e (c) biofeedback de movimentos do paciente por meio de sEMG; A importância deste sistema reside na facilidade de se observar detalhadamente, durante a terapia, os movimentos do paciente e seus parâmetros cinemáticos, permitindo obter um melhor diagnóstico ao disponibilizar ao profissional de saúde uma ferramenta de análise médica.