

# Interface Cérebro-Computador Inovadora para Neuroreabilitação

Teodiano Freire Bastos Filho  
*Programa de Pós-Graduação em  
Engenharia Elétrica  
UFES  
Vitória, Brasil  
ORCID: 0000-0002-1185-2773*

Ana Cecilia Villa Parra  
*Biomedical Engineering Research  
Group GIB  
Universidad Politécnica Salesiana  
Cuenca, Ecuador  
ORCID: 0000-0002-7588-9372*

Cristian David Guerrero Méndez  
*Programa de Pós-Graduação em  
Engenharia Elétrica  
UFES  
Vitória, Brasil  
ORCID: 0000-0003-1019-9423*

Tomohiko Igasaki  
*Faculty of Advanced Science and  
Technology, Kumamoto University  
Kumamoto, Japan  
ORCID: 0000-0002-1645-1115*

**Resumo**— Este trabalho apresenta a proposta de um protocolo de aquisição de sinais de Eletroencefalograma (EEG) para a criação de uma Interface Cérebro-Computador (ICC) baseada em Observação de Ação (OA) e Imagética Motora Cinestésica (IMC) para uso em neuroreabilitação de pacientes com Acidente Vascular Cerebral (AVC). O protocolo considera estratégias de reabilitação física, uma Órtese de Mão Ativa (OMA), uma plataforma de aquisição de sinais de EEG e um gorro com eletrodos de EEG localizados em regiões específicas do cérebro para discriminar tarefas de Imagética Motora (IM). Os achados iniciais desta pesquisa indicam que este protocolo pode ser utilizado para neuroreabilitação de movimentos de mão e dedos de pacientes com AVC. São apresentados como resultados preliminares desta pesquisa mapas topográficos de EEG, relacionados com posturas da mão (aberta ou fechada), os quais foram gerados a partir dos valores de Densidade Espectral de Potência nas bandas  $\mu$  (8-12 Hz),  $\beta$  baixo (13-17 Hz) e  $\beta$  alto (18-24 Hz) do sinal cerebral. Esses mapas permitem diferenciar as imagens funcionais relacionadas a ambas as posturas da mão, o que pode beneficiar protocolos de neuroreabilitação de movimentos de mão de pessoas com AVC.

**Palavras-Chave** — *Neuroreabilitação, Acidente Vascular Cerebral (AVC), Interface Cérebro-Computador, Imagética Motora, Eletroencefalograma.*

## I. Introdução

A neuroreabilitação é o processo de retrainar o cérebro sobre como melhorar ou recuperar suas habilidades perdidas de comunicação e mobilidade com base na suposição de que o aprendizado motor contribui para a recuperação motora [1]. O objetivo central da neuroreabilitação é implementar estratégias que estimulem o cérebro a criar e reorganizar conexões neurais [2], [3]. Em relação à área motora do cérebro, o Córtex Motor Primário (M1), a Área Motora Suplementar (AMS) e a Área Pré-Motora (APM) estão relacionadas às tarefas mentais motoras. A área M1 é diretamente responsável pela coordenação dos movimentos voluntários, e a APM tem a função de dar suporte aos movimentos gerados pelo M1 de ambos os hemisférios, possibilitando a execução da tarefa de Imagética Motora (IM), que é uma “antecipação” do movimento muscular a ser realizado [4].

Evidências científicas indicam que as ICCs podem ser utilizadas com sucesso na neuroreabilitação de pacientes pós-AVC, esclerose lateral amiotrófica, lesão cerebral

traumática grave e lesão da medula espinhal [5]. Especificamente, as ICCs atuam como um canal alternativo de comunicação não muscular entre o cérebro do usuário e um computador como forma de contribuir para a reabilitação motora [7], [8]. Vários estudos mostram que as ICCs podem ser aplicadas como parte de um sistema de controle de alto nível em órteses ativas, exoesqueletos ou cadeiras de rodas para permitir métodos de treinamento e intervenções em neuroreabilitação. Portanto, o uso de uma ICC também pode ser um fator importante para a recuperação da função da mão, que é um dos tópicos mais desafiadores na reabilitação de pacientes com AVC [9], [10].

Neste caso, a ICC pode ser melhorada considerando estratégias que complementam a terapia convencional utilizada na Fisioterapia, tais como o uso da Imagética Motora (IM). De fato, existem vários desenvolvimentos de ICC que estão utilizando protocolos baseados em IM [6], [7], [11]. No entanto, a literatura científica relata que a combinação de técnicas de prática mental (como a Observação de Ação – OA e a Imagética Motora – IM) pode ser um complemento muito útil para a neuroreabilitação de pacientes pós-AVC crônico [3]. De fato, a OA combinada com IM evocam a reorganização neural de uma forma que corresponde aos efeitos da prática física, além de modular a plasticidade dos níveis corticais aos circuitos espinhais do paciente [3]. Assim, a fim de melhorar o desempenho da ICC para uso em neuroreabilitação, essas estratégias de terapia podem ser consideradas durante os protocolos de aquisição de sinais de EEG [12]. Por outro lado, um estudo de revisão recente relatou que a Imagética Motora Cinestésica (IMC) produz sinais neurais mais facilmente detectáveis através de EEG. Isso ocorre porque as regiões corticais cerebrais motoras são fortemente ativadas durante a IMC, já que, neste caso, é pedido ao paciente que faça tentativas de executar movimentos, mas ele também recebe algumas sensações provocadas pela realização do movimento, em vez de apenas imaginar esses movimentos, como é o caso da IM [11].

Este trabalho apresenta uma ICC, como tecnologia controlada pelo cérebro, para auxiliar a neuroreabilitação de pacientes pós-AVC, com base em um novo protocolo incluindo OA e IMC. Neste protocolo, durante a aquisição do sinal de EEG, uma OA é executada pelo sujeito, que simultaneamente sente a ação do movimento da mão e dedos por meio de uma Órtese de Mão Ativa (OMA), a qual gera as sensações cinestésicas para o paciente.

A ICM desenvolvida neste trabalho utiliza o paradigma da Imagética Motora (IM) no Córtex Motor Primário (M1), considerando os padrões de Sincronização e Dessincronização Relacionada a Eventos (do inglês, *Event-Related Synchronization* e *Event-Related Desynchronization* – ERD/ERS). Esses padrões ERD/ERS são fenômenos que representam mudanças específicas de frequência durante a atividade de EEG, diminuindo/aumentando a potência em sua banda de frequência correspondente, respectivamente [13].

## II. Metodologia

### A. Aquisição de Sinais de EEG

Os sinais de EEG são captados através de um gorro com 16 eletrodos de Ag-Cl sinterizados, posicionados de acordo com o Sistema Internacional 10/20. Um sistema de aquisição de sinais (da empresa OpenBCI), composto por duas placas (Daisy e Cython), faz a aquisição dos sinais, a qual é controlada por meio de uma interface gráfica de usuário (do inglês, *User Graphical Interface* – GUI) instalada em um notebook conectado apenas à própria bateria. A conexão entre o notebook e as placas de aquisição de sinais é sem fios (*wireless*), e se dá através um *dongle* conectado na porta USB do notebook. É importante ressaltar que, para este estudo, modificamos as localizações originais dos eletrodos do gorro de EEG, de forma que os eletrodos utilizados nesta pesquisa ficassem agrupados próximos à região pré-motora e motora. Assim, as localizações dos eletrodos utilizados foram: FP1, FP2, F3, F4, FC3, FCz, FC4, C5, C3, C1, C2, C4, C6, CP3, CPz e CP4, como mostrado na Fig. 1. Esses canais foram selecionados de acordo com seus valores de potência relatadas na literatura e sua relação com as áreas sensório-motoras mais significativas para discriminar tarefas de IM [14]. Os eletrodos de referência foram colocados nos lóbulos A1 e A2, e os sinais de EEG foram registrados com uma frequência de amostragem de 125 Hz, e com impedância eletrodo-pele inferior a 20 K $\Omega$ .

Vale ressaltar que durante a execução de uma tarefa de IM, a atividade cognitiva inicial que manifesta a intenção de realizar a tarefa é originada no córtex frontal [4]. Quando é realizada uma IM do movimento da mão, isto pode evocar mudanças nos valores dos padrões de ERD e ERS das bandas alfa e beta [14]. Entretanto, é importante comentar que como a área do córtex correspondente à mão é muito maior do que outras áreas do córtex motor, isto significa que tanto o controle da postura da mão quanto o controle individual das articulações da mão são tarefas de alta complexidade [15].

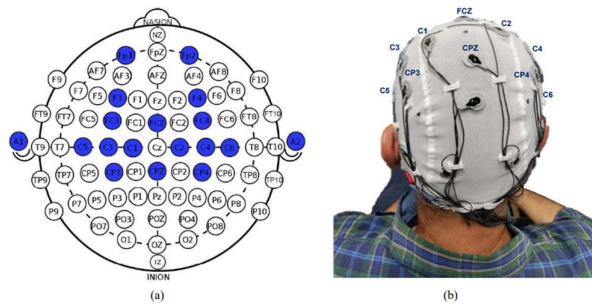


Fig. 1. a) Posição dos eletrodos utilizados neste trabalho; b) Sujeito utilizando o gorro com eletrodos de EEG.

A Fig. 2 mostra o diagrama de tempos do experimento para aquisição do sinal EEG utilizando o protocolo para a ICC baseada em IMC+OA. O protocolo utilizado em nossa pesquisa inclui treinamento do usuário e registro do sinal de

EEG em uma única sessão, com 10 repetições, executando um protocolo baseado em OA em primeira pessoa (imagética motora visual) e Imagética Motora Cinestésica (IMC) com a Órtese Ativa de Mão (OAM).

A OAM é uma órtese de mão esquerda robótica pneumática (modelo ML-115A de Gendoing, China), alimentada com 5 V / 2 A, cuja faixa de pressão vai de -58 kPa a 120 kPa. Uma válvula solenoide foi utilizada para permitir o fluxo de ar necessário para mover a órtese, de acordo com o protocolo proposto.

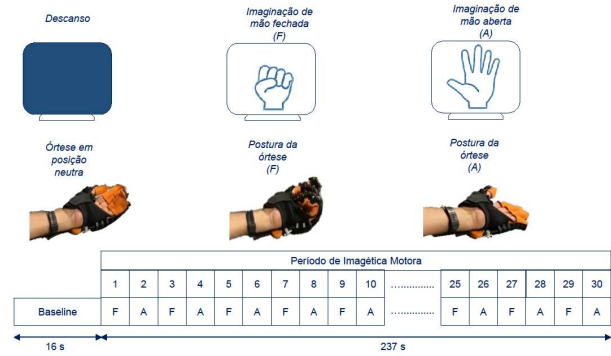


Fig. 2. Diagrama de tempo utilizado no protocolo.

Para executar as tarefas realizadas nesta pesquisa, foi desenvolvida uma GUI em Python/OpenVibe. As ações (ou classes) contempladas neste protocolo são Imagética Motora de Mão Aberta (IM-MA) e Imagética Motora de Mão Fechada (IM-MF).

Antes da aquisição dos sinais de EEG, os participantes utilizaram o OAM para se familiarizar com o dispositivo e com a sensação de movimento da mão e de todos os cinco dedos (que eles deveriam imaginar durante a realização do IM). Cada sujeito executou dez repetições de cada classe (mão aberta e mão fechada).

Para a execução do protocolo, os sujeitos foram sentados em uma cadeira confortável a 1 m de distância de uma tela de computador, e foram solicitados a imaginar o movimento da mão no mesmo tempo em que o movimento da mão aparecia na tela. Isto foi feito para auxiliar a imagética motora e gerar feedback visual ao sujeito.

Sincronicamente, a OAM se movia de acordo com a imagem da mão apresentada na tela. Os sujeitos foram instruídos a evitar movimentos oculares durante o protocolo.

Durante o protocolo (Fig. 2), a primeira etapa da sessão correspondia a 16 s de linha de base (*baseline*), que é uma tela preta exibida em uma tela de 15,6 polegadas. Em seguida, a tela mostrava as ações (duas classes: mão aberta e mão fechada). Cada sessão consistia em dez repetições, com um total de 150 repetições por classe. Entre cada repetição o sujeito descansava por 30 s.

## III. Protocolo

Um teste piloto foi realizado com três indivíduos destros saudáveis (dois homens, uma mulher,  $39,7 \pm 17$  anos). Os sujeitos participaram voluntariamente do experimento, foram completamente informados sobre as tarefas a serem executadas e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), de acordo com a Declaração de Helsinque. O protocolo utilizado nesta pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do Espírito Santo (UFES) sob o número CAAE: 39410614.6.0000.5060. Os registros de EEG foram realizados no *Brain-Recognition*

Science Lab da Kumamoto University (Japão), o qual é um laboratório isolado eletromagneticamente. Ressalta-se que apenas o sujeito e o pesquisador estavam presentes durante a realização do protocolo, de forma a evitar a interferência de outras pessoas.

#### IV. Interface Cérebro-Computador (ICC)

Para processar os sinais de EEG e reconhecer a ação (classe) realizada, foi desenvolvida a ICC mostrado na Fig. 3.

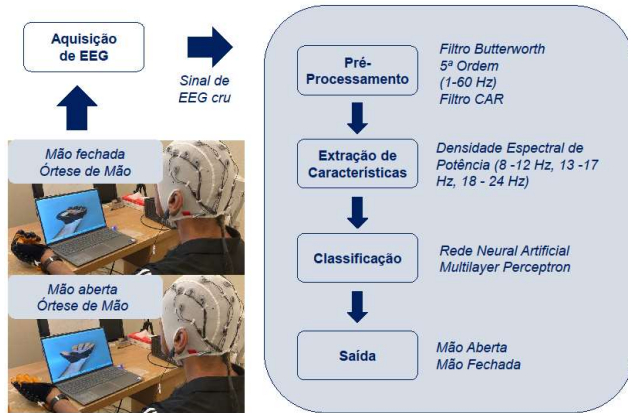


Fig. 3. Diagrama de blocos da ICC utilizada neste trabalho.

Para pré-processar os sinais de EEG, foi aplicado um filtro passa-banda Butterworth, com fase zero e largura de banda de de 1 a 60 Hz. Ademais, foi aplicado um filtro de Referência Média Comum (do inglês, *Common Average Reference* – CAR) para eliminar o ruído comum entre os canais. Em seguida, para a extração de características, foi empregada a Densidade Espectral de Potência (do inglês, *Power Spectral Density* – PSD) de Welch, a qual tem sido utilizada em ICCs baseadas em IM, pois permite mitigar flutuações de valores de energia observadas durante a IM. Este método utiliza um periodograma modificado que segmenta os dados da série temporal em segmentos sobrepostos utilizando a janela *Hamming*. A média desses segmentos é então calculada para estimar o valor do PSD. Aqui, o sinal foi segmentado em séries temporais de *Hamming* de 1 s, com uma sobreposição de 50%, utilizando uma abordagem de janela deslizante ao longo dos 5 s de duração da tarefa de IM.

Foi utilizado um banco de filtros centralizado nas bandas de frequência mu e beta para extrair características dos sinais de EEG relacionados à IM. Três bancos de filtros foram utilizados, cada um com frequências de corte entre 8-12 Hz, 13-17 Hz e 18-30 Hz, resultando em um total de 48 características (16 canais de EEG  $\times$  3 bancos de filtros).

O valor do PSD foi obtido para cada banco de filtros com resolução de frequência de 1 Hz. Finalmente, foi formado um vetor de características, o qual consiste no número de registros de sinal (10 repetições  $\times$  9 janelas de tempo) e nos valores de características dos 16 canais nos 3 bancos de filtros. Após a realização do protocolo, os dados foram processados em cerca de 45 s utilizando um notebook DELL modelo Inspiron 15, core i7, 16 GB.

#### V. Resultados e Discussões

Os voluntários realizaram todas as ações determinadas. A duração total do protocolo (para 10 repetições) foi de aproximadamente 90 min (10 min para indicações sobre como realizar o protocolo, 25 min para ajuste do gorro, colocação de gel e obtenção de impedância eletrodo-pele

abaixo de 20 k $\Omega$ , e mais 50 min para aquisição do sinal).

A Figura 4 ilustra os padrões ERD/ERS obtidos nos experimentos, mostrando a localização e a intensidade da ativação cerebral nas bandas mu, beta baixa e beta alta para a média dos sujeitos, onde é possível ver a diferença entre as ativações cerebrais para IM-MA e IM-MF. Aqui, valores baixos de potência representam padrões ERD e valores altos representam padrões ERS. Assim, é possível observar que IM-MA e IM-MF podem evocar mudanças discrimináveis nos valores de ERD na banda mu, especificamente nos eletrodos cujas localizações estejam situadas em áreas somatossensoriais e sensorio-motoras contralaterais do cérebro (hemisfério direito neste caso). Este achado é consistente com a literatura, a qual relaciona uma maior amplitude de sinais cerebrais da banda mu durante IM, que é amplamente utilizada em estudos de ICC [12], [16].

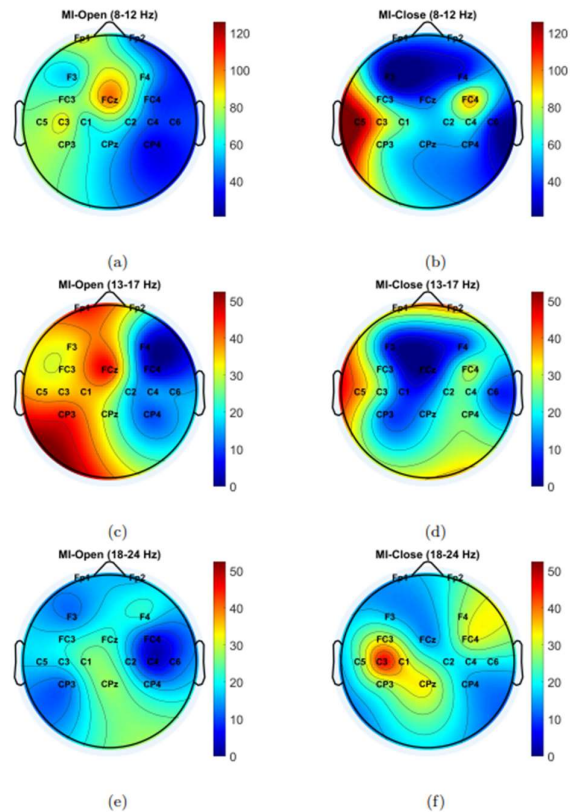


Fig. 4. Mapa topográfico dos sinais de EEG para OA e IM da mão aberta e da mão fechada para a média de todos os sujeitos.

Vale ressaltar que a tarefa de Imagética Motora de Mão Aberta (IM-MA) apresenta maior intensidade de ativação cerebral na banda mu em comparação com a tarefa de Imagética Motora de Mão Fechada (IM-MF). Por outro lado, as bandas beta-baixa (13-17 Hz) e beta-alta (18-24 Hz) mostram um aumento significativo do valor do padrão ERS para IM-MF. Além disso, para ambas as tarefas, é importante notar que as localizações dos eletrodos no hemisfério direito são destacadas como áreas de identificação de ativação cerebral relacionadas à IM do movimento da mão esquerda, com a banda mu permitindo a diferenciação entre IM-MA e IM-MF com mais clareza.

Diferente de outros estudos, nossa proposta apresenta um novo protocolo para aquisição de sinais de EEG, o qual inclui OA e IMC, com o objetivo de beneficiar pacientes pós-AVC na aceleração de sua recuperação motora. Um outro estudo indica o uso de OA+IM (não utilizando IMC) como estratégia alternativa para melhorar a eficácia de ICCs para reabilitação pós-AVC [12]. Entretanto, incorporar movimento como parte da IM (denominado Imagética Motora Cinestésica – IMC)

representa uma nova abordagem para treinamento de ICC baseada em EEG.

É importante ressaltar que o ato de executar movimentos voluntários também resulta em uma dessincronização circunscrita nas bandas alfa superior e beta inferior localizadas próximas às áreas sensório-motoras. No entanto, em pacientes pós-AVC, o ERD durante a IM ou durante a execução do movimento, é comumente reduzido ou ausente no hemisfério afetado, devido aos neurônios danificados [17], [18]. Este fato precisa ser considerado para adequar nosso protocolo a pacientes pós-AVC.

Para confirmar a vantagem do nosso protocolo em termos de melhoria da eficácia na reabilitação pós-AVC, trabalhos futuros irão comparar os efeitos da utilização de IM isoladamente com o uso de OA+IM e OA+IMC. Valores de Precisão (%), Tempo (s), Taxa de Transferência de Informação (do inglês, *Information Transfer Rate* – ITR) (bits/min) e Utilidade (bits/min) [6] serão empregados para esta comparação.

## VI. Conclusão

Este trabalho apresentou uma proposta de protocolo de utilização de Observação de Ação (OA) mais Imagética Motora Cinestésica (IMC) para aquisição de sinais de EEG em uma ICC que pode ser aplicada tanto para a neuroreabilitação de pacientes pós-AVC quanto em treinamento de neuropróteses. Os resultados preliminares mostram a viabilidade de utilizar este protocolo como parte de uma ICC de alto nível.

## Agradecimentos

Os autores agradecem à Fundação de Amparo à Pesquisa e Inovação do Espírito Santo (FAPES) pelo financiamento desta pesquisa. O primeiro autor agradece ao CNPq pela bolsa de produtividade em pesquisa e a UFES pela concessão da licença para realização do estágio de pós-doutorado na *Kumamoto University* (Japão).

## Referências

- [1] T. Kitago, and J. W. Krakauer, Motor learning principles for neurorehabilitation. Handbook of clinical neurology, vol. 2(110), pp. 93–103, 2013.
- [2] J. A. Kleim, and T. A. Jones, “Principles of experience-dependent neural plasticity: implications for rehabilitation after brain damage,” J Speech Lang Hear Res, vol. 2(51:1), 2008.
- [3] J. A. Binks, et al., “Enhancing upper-limb neurorehabilitation in chronic stroke survivors using combined action observation and motor imagery therapy,” Frontiers in Neurology, vol. 14, 2023.
- [4] T. F. Bastos-Filho, Introduction to Non-Invasive EEG-Based Brain-Computer Interfaces for Assistive Technologies, CRC Press, Boca Raton, 2016.
- [5] A. Tsiamalou, et al., “EEG in neurorehabilitation: a bibliometric analysis and content review,” Neurology International, vol. 14 (4), 2022.
- [6] A. A. Frolov, et al., “Post-stroke rehabilitation training with a motor imagery based brain-computer interface (BCI)-controlled hand exoskeleton: a randomized controlled multicenter trial,” Frontiers in Neuroscience, vol. 400, 2017.
- [7] A. Vavoulis, P. Figueiredo, and A. Vourvopoulos, “A Review of Online Classification Performance in Motor Imagery-Based Brain-Computer Interfaces for Stroke Neurorehabilitation,” Signals, vol. 4 (1), 2023.
- [8] C. B. Tabernig, et al., “Neurorehabilitation therapy of patients with severe stroke based on functional electrical stimulation commanded by a brain computer interface,” Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering, vol. 5, 2018.
- [9] Z. Yue, X. Zhang, and J. Wang, “Hand rehabilitation robotics on poststroke motor recovery,” Behavioural Neurology, 2017.
- [10] A. Basteris, “Training modalities in robot-mediated upper limb rehabilitation in stroke: a framework for classification based on a systematic review,” Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, vol. 11, 2014.
- [11] C. Simon, et al., “Challenges and opportunities for the future of brain-computer interface in neurorehabilitation,” Frontiers in Neuroscience, vol. 15, 2021.
- [12] N. Rungsisirilp, and Y. Wongsawat, “Applying combined action observation and motor imagery to enhance classification performance in a brain-computer interface system for stroke patients,” IEEE Access, vol. 10, 2022.
- [13] G. Pfurtscheller, et al., “Spatiotemporal patterns of beta desynchronization and gamma synchronization in corticographic data during self-paced movement,” Clinical Neurophysiology, vol. 114(7), pp. 1226–1236, 2003.
- [14] G. Pfurtscheller, “Functional brain imaging based on ERD/ERS,” Vision Research, vol. 41, pp. 10–11, 2001.
- [15] Y. Yang, et al. “Subject-specific channel selection using time information for motor imagery brain-computer interfaces,” Cognitive Computation, vol. 8, 2016.
- [16] S. Sadaghiani, and A. Kleinschmidt, “Brain networks and -oscillations: structural and functional foundations of cognitive control,” Trends in Cognitive Sciences, vol. 20 (11), pp. 805–817, 2016.
- [17] A. Vourvopoulos, et al., “Enhancing Motor-Imagery Brain-Computer Interface Training with Embodied Virtual Reality: A Pilot Study with Older Adults”. In IEEE International Conference on Metrology for Extended Reality, Artificial Intelligence and Neural Engineering (MetroXRINE), 2022.
- [18] A. Ramos-Murguialday, “Brain-machine interface in chronic stroke: randomized trial long-term follow-up,” Neurorehabilitation and Neural Repair, vol. 33(3), pp. 188–198, 2019.

