



ENTROPIA DA RESPOSTA CEREBRAL A ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA SENOIDAL COMO
MARCADOR QUANTITATIVO EM AVALIAÇÃO DE AVC

Luiz Fernando Pereira

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Carlos Julio Tierra Criollo

Maurício Cagy

Rio de Janeiro
Dezembro de 2018

ENTROPIA DA RESPOSTA CEREBRAL A ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA SENOIDAL COMO
MARCADOR QUANTITATIVO EM AVALIAÇÃO DE AVC

Luiz Fernando Pereira

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Carlos Julio Tierra-Criollo, D.Sc.

Prof. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc.

Prof. Mario Fiorani Junior, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL
DEZEMBRO DE 2018

Pereira, Luiz Fernando

Entropia da resposta cerebral a estimulação elétrica senoidal como marcador quantitativo em avaliação de AVC / Luiz Fernando Pereira. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2018.

XVI, 124 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Carlos Julio Tierra Criollo
Maurício Cagy

Dissertação (Mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Engenharia Biomédica, 2018.

Referências Bibliográficas: p.97-105.

1. Estimulação elétrica senoidal. 2. Acidente vascular cerebral. 3. Entropia de permutação. 4. Somestesia. I. Criollo, Carlos Julio Tierra *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por todas as bênçãos em minha vida.

A meus pais, Cristina e Jorge Luiz, e meu irmão, Arthur Fernandes, pelo apoio e pela compreensão por minha distância física durante este período.

A minha amada amiga e esposa, Érika, pelo apoio, incentivo, parceria e compreensão. Te amo.

Ao Programa de Engenharia Biomédica e aos meus orientadores, Prof.Dr. Carlos Julio Tierra-Criollo e Prof.Dr. Mauricio Cagy, pela oportunidade, pelos ensinamentos e conselhos.

À professora Dr. Ana Paula Fontana, por seu conhecimento compartilhado e apoio ao projeto.

Aos amigos Lucas Coutinho, Vanessa Andrade e Diana Santos. Obrigado pela amizade, suporte e incentivo. Saibam que sempre podem contar comigo.

Aos amigos do laboratório, Luiza Volpi, Daniele Liquori, Paula, Éric, Mateus, Fernanda e Pablo, pelas conversas e estudos.

Às agências de fomento, Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP), Fundação Carlos Chagas Filho de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ) e Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pelo apoio à realização do presente projeto.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

ENTROPIA DA RESPOSTA CEREBRAL A ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA SENOIDAL COMO MARCADOR QUANTITATIVO EM AVALIAÇÃO DE AVC

Luiz Fernando Pereira

Dezembro / 2018

Orientadores: Carlos Julio Tierra Criollo

Maurício Cagy

Programa: Engenharia Biomédica

O acidente vascular cerebral (AVC) pode ocasionar disfunções motoras e sensoriais. A inferência das alterações sensitivas é importante para o acompanhamento evolutivo da reabilitação motora destes indivíduos. O teste de limiar de percepção (LS) a estimulação elétrica senoidal (EES) de diferentes frequências é considerado uma alternativa capaz de mensurar o LS de diferentes fibras sensitivas periféricas. A resposta cerebral a EES já foi estudada em participantes saudáveis, com base na sincronização e dessincronização de ritmos cerebrais em sinais de eletroencefalografia (EEG). Contudo, a complexidade dos sinais de EEG relacionada a EES não foi investigada. O estudo objetivou investigar a complexidade da resposta cortical eliciada por EES. Sinais de EEG de 25 indivíduos registrados (14 eletrodos posicionados conforme o sistema internacional 10-10) em estudo anterior com EES de 5 Hz e 3 kHz, e intensidades de 1,2, 2 e 3xLS, foram utilizados. Registrou-se sinais de EEG em 7 participantes pós-AVC com EES de 3 kHz e intensidade de 2xLS. A EES foi aplicada sobre o nervo radial superficial em ambos os grupos. A complexidade de diferentes ritmos cerebrais no sinal de EEG foi estimada pela entropia de permutação (EP). Os resultados indicaram maior LS dos indivíduos pós-AVC em relação ao dos saudáveis, na frequência de 3 kHz. A EP para os participantes saudáveis mostrou incremento da complexidade dos sinais de EEG na maioria das derivações, sobretudo na região cortical somatossensitiva primária, e no ritmo beta. No grupo pós-AVC, a complexidade mostrou grande variabilidade interindividual. Contudo, no ritmo beta, em 5 indivíduos, observou-se maior complexidade em relação à dos saudáveis na maioria das derivações. No ritmo alfa observou-se menor complexidade em relação à dos saudáveis. A combinação entre a EES e EP pode favorecer o surgimento ou aprimoramento de técnicas diagnósticas e de reabilitação de indivíduos acometidos por lesões no SNC.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

ENTROPY OF THE CEREBRAL RESPONSE TO SINUSOIDAL ELECTRIC STIMULATION AS AN INDEX IN STROKE EVALUATION

Luiz Fernando Pereira

December / 2018

Advisors: Carlos Julio Tierra Criollo

Maurício Cagy

Department: Biomedical Engineering

Stroke can cause motor and sensory dysfunction. The inference of the sensory alterations is important for the evolutionary follow-up of the motor rehabilitation of these individuals. The perception threshold (LS) test for sinusoidal electric stimulation (EES) of different frequencies is considered an alternative to measure the LS of different peripheral sensory fibers. The cerebral response to EES has already been studied in healthy participants, based on the synchronization and desynchronization of cerebral rhythms on electroencephalography (EEG) signals. However, the complexity of EES-related EEG signals was not investigated. This study aimed to investigate the complexity of the cortical response elicited by EES. EEG signals from 25 registered individuals (14 electrodes positioned according to the international system 10-10) in a previous study with 5 and 3000 Hz EES, and intensities of 1,2, 2 and 3xLS were used. EEG signals were recorded in 7 post-stroke participants with 3 kHz EES with intensity of 2xLS. The EES was applied on the superficial radial nerve in both groups. The complexity of different brain rhythms in the EEG signal was estimated by permutation entropy (EP). The results indicated higher LS of post-stroke subjects in relation to the healthy participants, at the frequency of 3 kHz. EP for healthy participants showed an increase in the complexity of EEG signals in most derivations, especially in the primary somatosensory cortical region, and in the beta rhythm. In the post-stroke group, the complexity showed great interindividual variability. However, in the beta rhythm, in 5 individuals, it was observed a greater complexity than the healthy ones in most of the derivations. In the alpha rhythm it was observed to be less complex than the healthy ones. The combination of EES and EP may favor the emergence or improvement of diagnostic and rehabilitation techniques for individuals affected by CNS injuries.

SUMÁRIO

1	Introdução.....	1
1.1	Objetivos	4
1.1.1	Objetivo geral.....	4
1.1.2	Objetivos específicos.....	4
1.2	Estrutura do trabalho	5
2	Revisão da literatura	6
2.1	Sistema Nervoso.....	6
2.2	Sistema somatossensitivo	7
2.2.1	Receptores sensitivos: Mecanorreceptores, nociceptores e termorreceptores	8
2.2.2	Fibras e vias aferentes	10
2.2.3	Córtex cerebral	12
2.2.4	Córtex somatossensitivo e a percepção	14
2.3	Acidente vascular cerebral	16
2.4	Avaliação sensorial dos indivíduos	19
2.4.1	Mini exame de estado mental	20
2.4.2	Limiar sensitivo	21
2.5	Estimulação elétrica.....	22
2.5.1	Impedância da pele e a interface eletrodo-pele.....	24
2.5.2	Eletrodos de estimulação	25
2.5.3	Estimulação elétrica com corrente senoidal e teste psicofísico	25
2.6	Eletroencefalograma.....	28
2.6.1	Oscilações neurais	29
2.6.2	Posicionamento e nomenclatura dos eletrodos.....	32
2.6.3	Conversão analógico-digital do sinal de EEG	33
2.7	Artefatos.....	34
2.7.1	Separação cega de fontes	35
2.7.2	Algoritmo para extração de múltiplos sinais	37
2.8	Potenciais evocado e induzido	38
2.9	Entropia.....	40
2.9.1	Entropia de permutação	41
2.9.2	Método dos falsos vizinhos mais próximos	43
2.9.3	Aplicação da entropia de permutação em sinais biomédicos	45
3	Materiais e Métodos.....	47
3.1	Participantes	47

3.2	Desenho experimental.....	48
3.2.1	Eletrodos de Estimulação.....	49
3.2.2	Sistema de estimulação elétrica	50
3.2.3	Determinação do limiar de percepção sensorial.....	51
3.2.4	Avaliação cognitiva.....	53
3.2.5	Aquisição dos sinais de EEG	54
3.2.6	Sistema de aquisição de sinais	56
3.3	Processamento do sinal de EEG.....	57
3.4	Análise estatística	59
4	Resultados.....	61
4.1	Grupo controle	61
4.1.1	Limiar sensitivo e a avaliação cognitiva.....	62
4.1.2	Pré-processamento	63
4.1.3	Estimativas de EP para a EES com frequência de 3 kHz	67
4.1.4	Estimativas de EP na EES com frequência de 5 Hz	78
4.2	Grupo pós-AVC.....	84
4.2.1	Limiar sensitivo e a avaliação cognitiva.....	85
4.2.2	Estimativas de EP	86
5	Discussão.....	90
6	Conclusão.....	95
	Referências.....	97
	Apêndice A	106
	Apêndice B	108
	Apêndice C	109

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Posicionamento dos receptores na pele.	10
Figura 2. Axônios aferentes, seus diâmetros e velocidades de condução.	11
Figura 3. Comparação entre as vias da coluna dorsal-lemnisco medial e a espinotalâmica.	13
Figura 4. Localização do córtex somatossensorial.	15
Figura 5. Tipos de AVC.	17
Figura 6. Representação da pele e sua modelagem elétrica.	24
Figura 7. Eletrodo de cúpula.	31
Figura 8. Posicionamento dos eletrodos, de acordo com o sistema internacional 10-10.	33
Figura 9. Descrição do problema de separação cega de fontes.	35
Figura 10. Possíveis padrões ordinais para $n = 3$	43
Figura 11. Eletrodos do tipo (i) spike e (ii) ring.	50
Figura 12. Demonstração da tabaqueira anatômica.	50
Figura 13. Sistema de estimulação Neurostim.	51
Figura 14. Interface para o teste de rampa.	52
Figura 15. Determinação do valor do limiar de percepção sensorial e etapa de validação (após linha vertical), com TR e TE de 4 segundos.	53
Figura 16. Demonstração da composição do bloco de estimulação e de um conjunto de blocos.	54
Figura 17. Posicionamento dos eletrodos no subconjunto do sistema internacional 10-10 e eletrodo posicionado sobre o antebraço.	56
Figura 18. Representação da Estimativa de Entropia de Permutação.	59
Figura 19. Boxplot dos limiares de sensibilidade à EES com as frequências de 5 Hz e 3 kHz, dos participantes do grupo controle.	63
Figura 20. Exemplificação das épocas subamostradas dos sinais obtidos pelo eletrodo posicionado sobre o antebraço (AB) e pelo eletrodo C3' do participante #13, e seus espectros de potência, para a EES de 5 Hz com intensidade de 3xLS, na faixa de 1 a 50 Hz.	64
Figura 21. Exemplificação das épocas subamostradas dos sinais obtidos pelo eletrodo posicionado sobre o antebraço (AB) e pelo eletrodo C3' do participante #14, e seus espectros de potência, para a EES de 5 Hz com intensidade de 3xLS, na faixa de 1 a 50 Hz.	65

Figura 22. Épocas dos sinais subamostrados do participante #14, obtidos pelos eletrodos AB e C3' e seus espectros de potência, para a EES de 3 kHz com intensidade de 3xLS, na faixa de 1 a 50 Hz.	66
Figura 23. Exemplo da determinação da menor dimensão embutida n , utilizando-se o atraso temporal $\tau = 1$, para a faixa de frequência de 1 a 50 Hz.	67
Figura 24. Dinâmica temporal do grand average das estimativas de EP dos sinais de EEG na faixa de 1 a 50 Hz, para a EES com frequência de 3 kHz.	71
Figura 25. Dinâmica temporal do grand average das estimativas de EP dos sinais de EEG na faixa de 8 a 13 Hz, para a EES com frequência de 3 kHz.	72
Figura 26. Dinâmica temporal do grand average das estimativas de EP dos sinais de EEG na faixa de 14 a 28 Hz, para a EES com frequência de 3 kHz.	76
Figura 27. Dinâmica temporal do grand average das estimativas de EP dos sinais de EEG na faixa de 30 a 50 Hz, para a EES com frequência de 3 kHz.	77
Figura 28. Épocas dos sinais reconstruídos subamostrados do participante #14, obtidos pelos eletrodos AB e C3' e seus espectros de potência, para a EES de 5 Hz com intensidade de 3xLS, na faixa de 1 a 50 Hz.	79
Figura 29. Épocas dos sinais reconstruídos subamostrados do participante #13, obtidos pelos eletrodos AB e C3' e seus espectros de potência, para a EES de 5 Hz com intensidade de 3xLS, na faixa de 1 a 50 Hz.	80
Figura 30. Comparação entre a dinâmica temporal do grand average das estimativas de EP dos sinais de EEG durante a EES de frequência 5 Hz e intensidade de 1,2xLS, na faixa de 1 a 50 Hz dos grupos SR e CR.	81
Figura 31. Comparação entre a dinâmica temporal do grand average das estimativas de EP dos sinais de EEG durante a EES de frequência 5 Hz e intensidade de 2xLS, na faixa de 8 a 13 Hz dos grupos SR e CR.	82
Figura 32. Dinâmica temporal do grand average das estimativas de EP dos sinais de EEG durante a EES de frequência 3 kHz e intensidade de 1,2xLS, na faixa de 1 a 50 Hz, aplicando-se a filtragem e o algoritmo AMUSE seguido da filtragem.	83
Figura 33. Boxplot dos limiares de sensibilidade à EES com frequência de 3 kHz, dos participantes sadios e acometidos pelo AVC.	86
Figura 34. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 8 a 13 Hz, do participante #3 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.	87
Figura 35. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 14 a 28 Hz, do participante #6 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.	88

Figura 36. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 30 a 50 Hz, do participante #1 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.	89
Figura 37. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 1 a 50 Hz, do participante #6 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.	89
Figura 38. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 1 a 50 Hz, do participante #1 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.	109
Figura 39. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 8 a 13 Hz, do participante #1 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.	110
Figura 40. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 14 a 28 Hz, do participante #1 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.	110
Figura 41. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 1 a 50 Hz, do participante #2 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.	111
Figura 42. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 8 a 13 Hz, do participante #2 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.	112
Figura 43. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 14 a 28 Hz, do participante #2 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.	112
Figura 44. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 30 a 50 Hz, do participante #2 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.	113
Figura 45. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 1 a 50 Hz, do participante #3 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.	114
Figura 46. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 14 a 28 Hz, do participante #3 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.	114
Figura 47. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 30 a 50 Hz, do participante #3 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.	115

Figura 48. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 1 a 50 Hz, do participante #4 do grupo pós-AVC, para o membro superior não parético.	116
Figura 49. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 8 a 13 Hz, do participante #4 do grupo pós-AVC, para o membro superior não parético.	116
Figura 50. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 14 a 28 Hz, do participante #4 do grupo pós-AVC, para o membro superior não parético.	117
Figura 51. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 30 a 50 Hz, do participante #4 do grupo pós-AVC, para o membro superior não parético.	117
Figura 52. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 1 a 50 Hz, do participante #5 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.	118
Figura 53. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 8 a 13 Hz, do participante #5 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.	119
Figura 54. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 14 a 28 Hz, do participante #5 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.	119
Figura 55. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 30 a 50 Hz, do participante #5 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.	120
Figura 56. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 8 a 13 Hz, do participante #6 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.	121
Figura 57. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 30 a 50 Hz, do participante #6 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.	121
Figura 58. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 1 a 50 Hz, do participante #7 do grupo pós-AVC, para o membro superior não parético.	123
Figura 59. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 8 a 13 Hz, do participante #7 do grupo pós-AVC, para o membro superior não parético.	123
Figura 60. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 14 a 28 Hz, do participante #7 do grupo pós-AVC, para o membro superior não parético.	124

Figura 61. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 30 a 50 Hz, do participante #7 do grupo pós-AVC, para o membro superior não parético.
..... 124

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Bandas de frequência e seus estados normais de aparecimento no EEG. ...	31
Tabela 2. Identificação dos eletrodos, com referência às áreas corticais cobertas.	32
Tabela 3. Padrões ordinais para a série temporal X , com dimensão embutida $n = 2$ e atraso temporal $\tau = 1$	42
Tabela 4. Padrões ordinais para a série temporal X , com dimensão embutida $n = 3$ e atraso temporal $\tau = 1$	43
Tabela 5. Agrupamento das sensações descritas.	53
Tabela 6. Características sociodemográficas dos participantes dos grupos controle e pós-AVC.	61
Tabela 7. Comparação entre os LS, em μA , do membro superior direito dominante do grupo controle, com as frequências de 3 kHz e 5 Hz.	62
Tabela 8. Agrupamento das sensações percebidas durante a EES sobre o membro superior direito dos participantes do grupo controle.	63
Tabela 9. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 2xLS, dos sinais de EEG na faixa de 1 a 50 Hz.	68
Tabela 10. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 3xLS, dos sinais de EEG na faixa de 1 a 50 Hz.	69
Tabela 11. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 3xLS, dos sinais de EEG na faixa de 8 a 13 Hz.	70
Tabela 12. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 2xLS, dos sinais de EEG na faixa de 14 a 28 Hz.	73
Tabela 13. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 3xLS, dos sinais de EEG na faixa de 14 a 28 Hz.	74
Tabela 14. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 3xLS, dos sinais de EEG na faixa de 30 a 50 Hz.	75
Tabela 15. Características sociodemográficas dos participantes do grupo controle para a EES com frequência de 5 Hz ($N = 19$).	78
Tabela 16. Características dos participantes do grupo pós-AVC.	84

Tabela 17. Valores dos limiares para os membros superiores parético e não parético dos participantes do grupo pós-AVC, em μA , para a EES de frequência 3 kHz.	85
Tabela 18. Comparação entre os LS, em μA , dos membros superiores parético e não parético do grupo pós-AVC e membro superior dominante do grupo controle.	85
Tabela 19. Agrupamento das sensações percebidas durante a EES com frequência de 3 kHz sobre os membros parético e não parético dos participantes do grupo pós-AVC.	86
Tabela 20. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 1,2xLS, dos sinais de EEG na faixa de 1 a 50 Hz.....	106
Tabela 21. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 1,2xLS, dos sinais de EEG na faixa de 8 a 13 Hz.....	106
Tabela 22. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 1,2xLS, dos sinais de EEG na faixa de 14 a 28 Hz.....	107
Tabela 23. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 1,2xLS, dos sinais de EEG na faixa de 30 a 50 Hz.....	107
Tabela 24. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 2xLS, dos sinais de EEG na faixa de 8 a 13 Hz.	108
Tabela 25. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 2xLS, dos sinais de EEG na faixa de 30 a 50 Hz.....	108

LISTA DE ABREVIATURAS

AC:	Corrente alternada
AMUSE:	do inglês, <i>Algorithm for Multiple Unknown Signals Extraction</i>
AVC:	Acidente vascular cerebral
BE:	Bloco de estimulação
BSS:	do inglês, <i>blind source separation</i>
EEG:	Eletroencefalografia
EES:	Estimulação elétrica senoidal
EP:	Entropia de permutação
ERP:	do inglês, <i>Event-related potential</i>
FES:	Estimulação elétrica funcional
FNN:	do inglês, <i>false k-nearest neighbor</i>
ICA:	do inglês, <i>Independent Component Analysis</i>
ICM:	Interface cérebro-máquina
LS:	Limiar sensitivo
MEEM:	Mini exame de estado mental
PA:	Potencial de ação
REM:	do inglês, <i>Rapid eye movement</i>
SBDCV:	Sociedade Brasileira de Doenças Cerebrovasculares
SNA:	Sistema nervoso autônomo
SNAs:	Sistema nervoso autônomo simpático
SNAp:	Sistema nervoso autônomo parassimpático
SNC:	Sistema nervoso central
SNP:	Sistema nervoso periférico
SNS:	Sistema nervoso somático
S1:	Córtex somatossensorial primário
S2:	Córtex somatossensorial secundário
TCLE:	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TENS:	do inglês, <i>Transcutaneous electrical nerve stimulation</i>
UTI:	Unidade de terapia intensiva

1 Introdução

O sistema somatossensorial fornece ao corpo todas as informações relativas à sensibilidade cutânea e proprioceptiva, compreendendo todas as fibras aferentes, seus receptores especializados e o córtex somatossensorial (MCGLONE; REILLY, 2010).

Entretanto, a comunicação entre as áreas corpóreas e as estruturas do sistema somatossensorial pode ser prejudicada por lesões, alterando o processamento neural ou a experiência sensitiva de um indivíduo (SERINO; HAGGARD, 2010), o que pode ocorrer em lesões no sistema nervoso central (SNC).

O acometimento vascular do SNC, denominado acidente vascular cerebral (AVC), pode ser descrito como uma disfunção neurológica, de origem aguda, oriunda de causas vasculares, por isquemia ou hemorragia. Apresenta-se com sintomas clínicos evidentes, que podem persistir por um período muito variável, sendo este período de alguns dias ou até a morte do indivíduo (SACCO et al., 2013).

O indivíduo após o AVC pode manifestar distúrbios motores, cognitivos, sensações anormais de dor e perda ou redução da sensibilidade somatossensorial (SULLIVAN et al., 2011). O AVC é considerado uma das principais causas do aumento de casos de indivíduos portadores de incapacidades afetivas, cognitivas e motoras em longo prazo, sendo considerada a segunda causa mais comum das disfunções cognitivas adquiridas (HUIJBEN-SCHOENMAKERS; RADEMAKER; SCHERDER, 2017; SOEKADAR et al., 2015; TANG et al., 2018).

Os déficits motores no membro superior estão presentes em mais de 50% dos indivíduos pós-AVC, gerando grande impacto na qualidade de vida destes indivíduos, e podendo incapacita-los de realizar atividades cotidianas importantes (MICHIELSEN et al., 2012; SULLIVAN et al., 2011). A habilidade motora, por sua vez, pode ser influenciada por déficits somatossensoriais (JANG, 2013; PUMPA; CAHILL; CAREY, 2015). Esses déficits somatossensoriais apresentam ampla prevalência entre pacientes com AVC, ocorrendo em mais de 80% dos indivíduos sobreviventes (CARLSSON; GARD; BROGÅRDH, 2018; KESSNER; BINGEL; THOMALLA, 2016).

A redução dos sentidos de tato, propriocepção, dor e temperatura são as deficiências sensitivas mais características do AVC (CARLSSON; GARD; BROGÅRDH, 2018). Essas perdas sensitivas são consideradas prognóstico de baixa recuperação funcional após o acometimento por AVC em áreas sensório-motoras (CARLSSON; GARD; BROGÅRDH, 2018; SULLIVAN et al., 2011).

Para a avaliação dos impactos causados por essas deficiências sensitivas, bem como da ação de medidas terapêuticas, nas atividades dos indivíduos acometidos pelo AVC, instrumentos de mensuração são importantes (FAGUNDES et al., 2015; PADOVANI et al., 2013), visto que os mecanismos de recuperação desses pacientes ainda não são completamente conhecidos (SOEKADAR et al., 2015). Porém, não existe consenso geral sobre um método capaz de realizar essa avaliação da disfunção sensitiva de forma consistente (PUMPA; CAHILL; CAREY, 2015; SULLIVAN et al., 2011).

As sensações na pele são complexas, abrangendo diversos tipos de estímulos, como o tato, a dor e o estímulo térmico, onde cada tipo de estímulo apresenta um limiar de detecção variável. Esse limiar de detecção para um estímulo físico é a menor quantidade necessária desse estímulo para que o sistema sensorial desencadeie uma resposta comportamental, sendo dependente de diferentes fatores, inclusive da região corporal estimulada (MØLLER, 2003a).

O teste de limiar de percepção (LS) com estimulação elétrica senoidal (EES) é um método quantitativo capaz de mensurar o limiar de diferentes tipos de fibra (KATIMS, 1998; KATIMS; LONG; NG, 1986). Como visto por Félix et al. (2009), Martins et al. (2013) e Pimentel et al. (2006), por exemplo, o uso de correntes senoidais em diferentes frequências (1 Hz, 5 Hz, 250 Hz, 2 kHz e 3 kHz) evocavam diferentes sensações quando aplicadas em indivíduos sadios. Estes autores sugerem que as frequências baixas, como 1 e 5 Hz, estimularam as fibras A β , A δ ou C, a frequência de 250 Hz estimulou as fibras A β ou A δ , e as frequências altas, como 2 e 3 kHz, estimularam seletivamente as fibras A β .

Em estudo realizado por Santos (2014) com pacientes pós-AVC avaliando o limiar por meio de corrente senoidal, observou-se déficits sensoriais na mão parética destes indivíduos quando comparados ao grupo controle, com frequências de 1, 250 e 3 kHz. Para a frequência de 3 kHz também encontrou-se deficiência sensorial para a mão não parética quando comparada aos indivíduos normais. Entre os LS dos membros superiores dos indivíduos sadios não foram encontradas diferenças estatísticas significativas.

Entretanto, esta técnica ainda se restringe a estudos psicofísicos e de fibras periféricas (VOLPI, 2017), e ainda pouco se sabe sobre a sua utilização na mensuração do limiar de pessoas com lesão do sistema nervoso central (SNC). A avaliação do sistema somatossensorial precisa ser confiável, porém o estudo do LS aplicando-se a EES apresenta limitações e dificuldades pela dependência da narrativa do paciente.

A eletroencefalografia (EEG), uma técnica não invasiva, de simples execução e associada com tecnologias consideradas de baixo custo para aquisição e análise de seus sinais (ALVAREZ; ROSSETTI, 2015; MONGE-PEREIRA et al., 2017; RAMOS, 2017;

SÖRNMO; LAGUNA, 2005a), pode ser utilizada para o diagnóstico, a terapia ou o monitoramento de pacientes em diferentes tipos de ambientes, desde uma sala preparada para sua realização até uma Unidade de Terapia Intensiva (UTI) (ALVAREZ; ROSSETTI, 2015; KATARZYNA; ZYGIEREWICS, 2012; SÖRNMO; LAGUNA, 2005a). Além disso, pode ser usada para avaliar ambos os sistemas nervosos central e periférico, detectando alterações e oferecendo informações capazes de orientar o prognóstico e o tratamento de indivíduos com disfunções nesses sistemas.

A resposta cerebral induzida por um estímulo somatossensitivo por EES pode ser estimada objetivamente de sinais de EEG, sendo uma possibilidade de mensuração cognitiva em indivíduos com acometimentos no SNC. Recentemente, a resposta cerebral à EES foi estudada em participantes saudáveis, com base na sincronização e dessincronização de ritmos cerebrais em sinais de EEG (VOLPI, 2017).

Contudo, algumas das propriedades dinâmicas contidas em sinais de EEG são de difícil ou impraticável observação sem a realização de um processamento informacional, aplicando-se instrumentos computacionais (RAMOS, 2017; SÖRNMO; LAGUNA, 2005b).

O reconhecimento de padrões e a extração de informações de sinais de EEG podem auxiliar no diagnóstico mais precoce de neuropatias, bem como beneficiar a elaboração ou aperfeiçoamento de técnicas e equipamentos terapêuticos, como interfaces cérebro-máquina (ICM) (KATARZYNA; ZYGIEREWICS, 2012; SILVEIRA, 2013).

Baseada na teoria da informação (ramo da matemática que descreve como a incerteza pode ser mensurada (GHAHRAMANI, 2006)), descrita por Shannon (1948), a entropia estima a incerteza de um determinado evento e, de certa forma, caracteriza sua distribuição de probabilidade (ZANIN et al., 2012). Visando à aplicação deste método em séries temporais, desenvolveu-se a entropia de permutação (EP), que associa os conceitos de entropia e dinâmica simbólica (BANDT; POMPE, 2002). Pressupõe-se que uma atividade sensorial regular ou estruturada conduziria a uma menor entropia, devido à limitação da distribuição de seus padrões (LUNGARELLA et al., 2005), ou seja, acarretando uma menor complexidade dos sinais.

O presente estudo justifica-se pela observação de que, com relação à recuperação motora, a recuperação sensorial recebe menor atenção (JANG, 2013; KESSNER; BINGEL; THOMALLA, 2016; SULLIVAN; HEDMAN, 2008), e que os resultados dos experimentos relativos ao exame sensorial ainda não podem ser generalizados para aplicações clínicas pela indisponibilidade dos equipamentos laboratoriais para este fim (PUMPA; CAHILL; CAREY, 2015; SULLIVAN; HEDMAN, 2008). A integração entre técnicas de reabilitação e as informações sensoriais, como os potenciais evocados, pode auxiliar no desenvolvimento de

equipamentos e novas técnicas que auxiliem estes indivíduos acometidos pelo AVC, uma área que encontra-se em acelerado desenvolvimento (DEMAIN et al., 2013).

Com isso, a aplicabilidade da estimulação elétrica de nervos periféricos como uma forma artificial de gerar sensações, para aplicação em próteses ou órteses como *feedback* somatossensitivo, ainda é considerada uma meta importante (ORTIZ-CATALAN, 2018). Porém, as relações entre as deficiências sensitivas e os mecanismos neurais, assim como suas consequências em outros sistemas cerebrais, ainda apresentam carência de informação (KESSNER; BINGEL; THOMALLA, 2016; SUN et al., 2017).

Assim, este estudo pretende contribuir para um melhor entendimento sobre os estratos neurais do sistema somatossensitivo, bem como favorecer e ampliar o uso clínico da técnica de EES na avaliação da percepção sensorial de indivíduos pós-AVC, em particular para a EES de 3 kHz, visto que estudo anterior (SANTOS, 2014) indicou haver diferença entre o LS de indivíduos pós-AVC e indivíduos saudáveis para esta frequência. Por meio da informação obtida nesta pesquisa, pretende-se contribuir para a melhora dos métodos avaliativos existentes, ou a busca por novos, visando à reabilitação sensitiva e motora dos indivíduos pós-AVC.

1.1 Objetivos

Os objetivos desse estudo podem ser divididos em objetivos geral e específicos.

1.1.1 Objetivo geral

Como objetivo para este projeto tem-se a investigação da resposta cerebral a estímulo elétrico em regime permanente, na frequência de 3 kHz, aplicando-se a EP, em indivíduos após AVC.

1.1.2 Objetivos específicos

Comparar o LS, para a EES na frequência de 3 kHz, de indivíduos pós-AVC com os de indivíduos saudáveis.

Comparar os relatos de percepção entre os de indivíduos pós-AVC e os de indivíduos saudáveis.

Comparar a complexidade da resposta cerebral dos indivíduos saudáveis a EES, nas frequências de 5 Hz e 3 kHz, aplicando-se a EP.

Comparar a complexidade da resposta cerebral a EES, na frequência de 3 kHz, aplicando-se a EP, entre os indivíduos pós-AVC e os indivíduos saudáveis.

1.2 Estrutura do trabalho

Para maior compreensão da composição desse trabalho, e para facilitar a leitura do mesmo, a descrição da pesquisa ocorrerá em capítulos. O primeiro capítulo apresenta a motivação do trabalho, sua justificativa e seus objetivos.

No capítulo 2, apresenta-se uma revisão de literatura abordando os principais temas envolvidos no estudo, como o sistema somatossensitivo, o limiar sensorial, a resposta induzida somatossensitiva, a estimulação elétrica, o acidente vascular cerebral e o processamento de sinais, bem como as principais informações encontradas na presente literatura sobre o assunto principal do trabalho.

No capítulo 3 informam-se os materiais e métodos adotados para esta pesquisa, os detalhes relevantes sobre a coleta e processamento dos sinais de EEG registrados.

Nos capítulos 4 e 5, encontram-se, respectivamente, os resultados observados referentes ao processamento dos sinais de EEG e aos questionários aferidos, e a discussão, comparando-se a presente literatura e os resultados encontrados. A conclusão deste estudo, suas contribuições e possíveis sugestões de continuidade do mesmo, serão apresentadas no capítulo 6.

Ao final, foram descritas as referências bibliográficas utilizadas.

2 Revisão da literatura

Para entendimento sobre o sistema somatossensitivo, sua captação de estímulos, condução e transdução dos mesmos, a geração e registro dos sinais de EEG e a extração e quantificação de informações aplicando-se a EP, conceitos elementares serão apresentados nesse capítulo.

2.1 Sistema Nervoso

O cérebro humano é a matéria orgânica mais complexa conhecida, pela humanidade, sendo objeto de numerosas pesquisas. Sua diversidade permite que diferentes aspectos sejam abordados, desde características químicas e moleculares de um único neurônio, sua unidade básica funcional, até processos mais complexos, como aprendizado e memória (MØLLER, 2003b; SÖRNMO; LAGUNA, 2005b).

Capaz de conduzir informações oriundas do cérebro ou destinadas a ele, o neurônio constitui-se de um corpo celular, de onde estendem-se outras duas estruturas, os dendritos e o axônio. Os dendritos são os ramos pelos quais o neurônio recebe informações (também chamadas de sinais) de outros neurônios, podendo ser constituídos por vários milhares de ramos. O axônio é comumente um ramo unitário, amplamente variável em tamanho (entre menos de 1 mm a mais de 1 m), responsável pela transmissão do sinal recebido pelo neurônio para outras partes do sistema nervoso (SÖRNMO; LAGUNA, 2005b).

A transmissão do sinal de um neurônio a outro, processo denominado sinapse, ocorre na junção entre a parte terminal do axônio do neurônio transmissor e os dendritos do neurônio receptor. Essa junção é denominada de fenda sináptica. O sinal propaga-se pelo axônio na forma de uma onda elétrica curta pulsada, gerada pela rápida despolarização e repolarização da membrana celular, chamada de potencial de ação (PA) (PASLUOSTA; KIELE; STIEGLITZ, 2018; SÖRNMO; LAGUNA, 2005b).

Esse PA ocorre quando o limiar elétrico excitatório da membrana celular neuronal é ultrapassado, gerando um influxo rápido de íons Na^+ para o meio intracelular, alterando a polaridade interna da célula de -80 mV para +40 mV. Em seguida, a célula é repolarizada, por um fluxo de saída de íons K^+ para o meio extracelular (KATARZYNA; ZYGIEREWICS, 2012).

Apesar de ser elétrico, esse sinal é convertido em um sinal químico na fenda sináptica, por onde se difunde e é novamente convertido em um sinal elétrico no neurônio receptor, ou pós-sináptico. Um neurônio pós-sináptico pode receber sinais excitatórios ou inibitórios,

dependendo do neurônio pré-sináptico com o qual se comunica (KATARZYNA; ZYGIEREWICS, 2012; SÖRNMO; LAGUNA, 2005b).

Existem diferentes tipos de neurônio, variando de acordo com sua forma, tamanho ou funcionalidade. Classificando-os por sua função, podem ser de três tipos: sensoriais, quando conectados a receptores sensoriais, motores, quando conectados a receptores motores, ou interneurônios, quando interconectam neurônios (SÖRNMO; LAGUNA, 2005b).

O sistema nervoso agrega, transmite e processa mensagens oriundas de todo o corpo, garantindo que alterações, internas ou externas sejam examinadas com agilidade e precisão (SÖRNMO; LAGUNA, 2005b). É, rotineiramente, dividido em duas partes: SNC e sistema nervoso periférico (SNP). O SNC é composto pelo cérebro e a medula espinhal, enquanto o SNP interliga-o aos órgãos corporais e aos sistemas sensoriais. Os SNC e SNP estão estreitamente conectados pelos sistemas sensoriais, pois o SNP recebe os estímulos sensoriais e o SNC os processa, enviando, em seguida, as respostas, por intermédio do SNP, aos órgãos corporais (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016; SÖRNMO; LAGUNA, 2005b).

O sistema nervoso também pode ser segmentado, de acordo com sua funcionalidade, em dois sistemas, chamados de sistema nervoso somático (SNS) e sistema nervoso autônomo (SNA). Ao mesmo tempo em que o SNS responde a comandos conscientes, controlando a atividade muscular e retransmitindo sensações físicas, o SNA coordena funções corporais que não são controladas por comandos conscientes, como as atividades musculares vesicais e uterinas, assim como as cardíacas. O SNA é, ainda, segmentado em dois subsistemas, que inervam os mesmos órgãos. Contudo, esses subsistemas opõem-se entre si com relação a suas funções, mas exercem suas atividades de forma concomitante, buscando equilibrar o organismo. São denominados sistema nervoso autônomo simpático (SNAs), que funciona de forma dominante sobre o outro subsistema quando a atividade física é necessária, e o sistema nervoso autônomo parassimpático (SNAp), que se apresenta de forma funcional dominante sobre o SNAs quando o relaxamento é necessário (SÖRNMO; LAGUNA, 2005b).

Tendo em conta a funcionalidade e a anatomia do sistema nervoso, localiza-se o sistema somatossensitivo.

2.2 Sistema somatossensitivo

O sistema somatossensitivo permite que nosso corpo sinta, como a pressão sobre a pele, a distensão da bexiga ou a temperatura de objetos, e saiba onde cada parte de seu

conjunto se encontra, como a posição dos membros e suas articulações com relação ao corpo (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016; KANDEL, 2014; MEYER et al., 2016).

Este sistema alberga todos os elementos dos sistemas nervosos central e periférico envolvidos na propagação e no processamento das informações resultantes do recebimento de estímulos sensitivos (KESSNER; BINGEL; THOMALLA, 2016; MEYER et al., 2016).

Diferente de outros sistemas sensoriais do organismo, os receptores do sistema somatossensitivo estão distribuídos por todo o corpo e respondem a diferentes tipos de estímulos, correspondendo a todas as sensações, excluindo a visão, audição, gustação, olfato e equilíbrio, e incluindo o tato, dor, temperatura e propriocepção, podendo ainda ser divididas em várias outras sensações (ABRAIRA; GINTY, 2013; BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016).

Mesmo que um único estímulo seja capaz de ativar diversos receptores sensitivos, um único receptor é capaz de codificar diferentes características oriundas desse estímulo, como intensidade, duração, posição e direção (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016).

Ainda que considerado um único sistema, o sistema somatossensitivo é composto por diferentes receptores e vias axonais, dependendo também de diferentes regiões no encéfalo e, sendo assim, evocam diferentes sensações (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016; KANDEL, 2014). As sensações evocadas de tato e dor dependem de diferentes receptores e vias axonais, bem como de diferentes regiões no encéfalo (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016).

Como função principal, os receptores sensitivos detectam estímulos físicos e os transformam em trens de impulsos nervosos. Entretanto, cada receptor responde especificamente a certos tipos de estímulos físicos, sendo capazes de identificar até mesmo pequenas divergências entre estímulos suaves, como mudanças espaciais e transitórias (KANDEL, 2014; MØLLER, 2003c).

2.2.1 Receptores sensitivos: Mecanorreceptores, nociceptores e termorreceptores

Distribuídos por toda superfície corporal, os receptores sensitivos podem estar localizados perto da superfície da pele ou mais profundamente. Essa variação na localização sobre as camadas da pele faz com que os estímulos mecânicos sobre a pele sejam convertidos de maneira diferente antes da ativação dos receptores. Além disso, existem diferenças entre os receptores localizados em áreas hirsutas (com pelos) e áreas glabras (calvas) da pele (MCGLONE; REILLY, 2010; MØLLER, 2003c).

Divididos em dois tipos fundamentais, os receptores sensitivos podem apresentar suas terminações nervosas encapsuladas ou não (SCHIFFMAN, 2007). Os estímulos táteis são detectados pelos mecanorreceptores, divididos por sua relação com a percepção de pressão, vibração e textura. Para a detecção de mudanças ambientais de temperatura, tem-se os termorreceptores e, para a proteção do organismo contra danos potenciais ou concretos, os nociceptores (ABRAIRA; GINTY, 2013; MCGLONE; REILLY, 2010).

Os mecanorreceptores compõem a maior parte dos receptores sensoriais e estão presentes em todo o corpo, pele e órgãos, podendo detectar sensações como pressão, estiramento, flexão e vibração (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016; GREENSPAN; LAMOTTE, 1993).

A área sensível de vários tipos de mecanorreceptores encontrados na pele é a parte descoberta de um axônio, encapsulada por diferentes tipos de tecido, dando as características morfológicas dos receptores (MCGLONE; REILLY, 2010; MØLLER, 2003c). Especificamente na região mais superficial da pele, encontram-se estruturas especializadas, os corpúsculos de Meissner e as células de Merkel, e na região mais profunda, os corpúsculos de Pacini e as terminações de Ruffini (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016; GREENSPAN; LAMOTTE, 1993), como pode ser observado na Figura 1.

Esses receptores especializados variam em preferência quanto à frequência, pressão e tamanho do campo receptivo, bem como variam em relação ao tempo de estimulação e adaptação ao mesmo. Os corpúsculos de Pacini e de Meissner, por exemplo, respondem rapidamente a um estímulo tátil, entretanto, param de responder caso o estímulo continue, sem alteração na amplitude e na posição, sendo considerados então como de rápida adaptação, diferente das terminações de Ruffini e dos discos de Merkel, de adaptação lenta (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016; GREENSPAN; LAMOTTE, 1993; KANDEL, 2014; MØLLER, 2003c).

Os nociceptores são ramos que possuem suas terminações nervosas não encapsuladas, também chamadas de livres, e não mielinizadas (Figura 1) e que sinalizam risco ou danos a um tecido corporal, sendo ativados por estímulos com potencial para lesionar o tecido, como baixa oxigenação, agentes químicos e temperaturas extremas (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016; MØLLER, 2003c).

Os termorreceptores, por sua vez, não estão distribuídos de forma uniforme pela pele, assim como sua sensibilidade para o calor ou frio, o que demonstra a ação de diferentes receptores para diferentes temperaturas. Possuem mecanismos específicos para sua ativação, relacionados a alterações na membrana celular e são minuciosamente sensíveis a temperaturas. Estes mecanismos estão relacionados com a expressão de determinados

canais iônicos presentes no neurônio e, assim como os mecanorreceptores, adaptam-se a estímulos prolongados (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016).

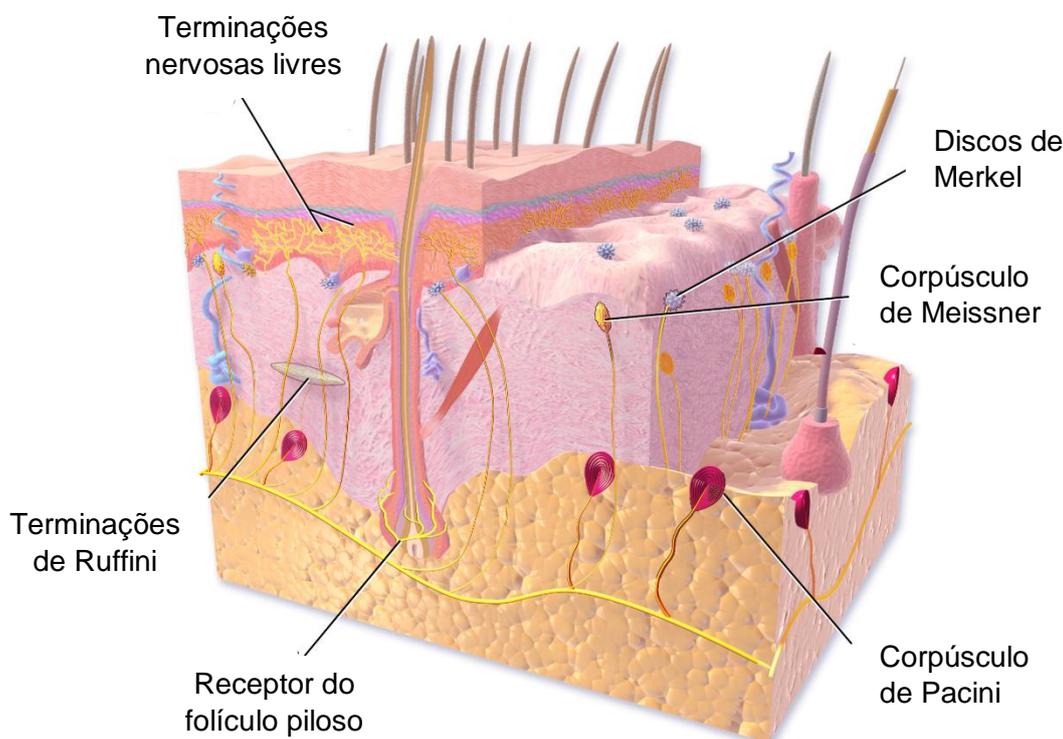


Figura 1. Posicionamento dos receptores na pele.
Fonte: Internet. Modificado de Blausen.com (2014).

Com a idade, observa-se uma redução na quantidade e alterações morfológicas dos receptores sensitivos, com maior evidência deste fato sobre os mecanorreceptores, e menor sobre as terminações nervosas livres (SCHIFFMAN, 2007).

Após a captação e transformação do estímulo físico em impulsos nervosos pelos receptores, os impulsos são carreados pelas fibras nervosas aferentes que os inervam, para percorrer todo o sistema sensitivo, começando pelas fibras aferentes correspondentes a cada receptor (KANDEL, 2014; MCGLONE; REILLY, 2010; MØLLER, 2003c), podendo percorrer diferentes vias (KANDEL, 2014; MCGLONE; REILLY, 2010).

2.2.2 Fibras e vias aferentes

As fibras nervosas aferentes são diferenciadas pelo grau de mielinização de seus axônios, ou seja, pela quantidade de mielina presente. A mielina é uma bainha lipídica que envolve a fibra e que caracteriza a velocidade de condução dos impulsos nervosos pelo axônio da fibra nervosa (ABRAIRA; GINTY, 2013; MCGLONE; REILLY, 2010).

Os axônios aferentes primários associados aos mecanorreceptores são os mielinizados e de maior diâmetro, correspondendo a uma transmissão de sinais de forma mais rápida, os do tipo A α e A β , com diâmetros entre 13 a 20 μm e 6 a 12 μm , com velocidades de 80 a 120 m/s e 35 a 75 m/s, respectivamente (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016; CRUCCU et al., 2008; PRODANOV; MARANI; HOLSHEIMER, 2003). A estrutura das fibras pode ser vista na Figura 2.

	Axônios aferentes	Velocidade (m/s)	Diâmetro (μm)
	A α	80 – 120	13 – 20
	A β	35 – 75	6 – 12
	A δ	5 – 30	1 – 5
	C	0,5 – 2	0,2 – 1,5

*Figura 2. Axônios aferentes, seus diâmetros e velocidades de condução.
Fonte: Autoria própria.*

A informação recebida pelos axônios aferentes primários, como as fibras A β , é transportada até o corno dorsal da medula espinhal, onde estes axônios se ramificam e transmitem a informação através de sinapses aos neurônios aferentes de segunda ordem presentes na região profunda do corno dorsal, onde iniciam-se ou modificam-se uma complexidade de reflexos rápidos e inconscientes e, através de outro ramo, ascende diretamente ao encéfalo, para o julgamento do estímulo (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016).

Chamada de via da coluna dorsal-lemnisco medial, os axônios ascendem ao encéfalo de forma ipsilateral através da coluna dorsal até o núcleo da coluna dorsal, na junção entre a medula espinhal e o bulbo, onde realizam a decussação. Deste núcleo, ascendem pelo lemnisco medial, um trato de matéria branca, que sobe até o tálamo, em seu núcleo ventral posterior. A partir deste ponto, projetam-se e estabelecem sinapses com o córtex somatossensorial primário (ABRAIRA; GINTY, 2013; BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016). Para a face e a região do topo da cabeça, as sensações somáticas seguem a via trigeminal,

onde os axônios primários do nervo trigêmeo comunicam-se com os axônios de segunda ordem no núcleo trigêmeo, de forma ipsilateral, onde realizam a decussação e projetam-se para o núcleo ventral posterior do tálamo (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016; CRUCCU et al., 2008).

Os nociceptores estão relacionados com as fibras do tipo A δ , levemente mielinizadas, ou do tipo C, não mielinizadas (Figura 2), com velocidades de transmissão do sinal nervoso entre 5 e 30 m/s e 0,2 a 2 m/s e diâmetros entre 1 e 5 μ m e 0,2 e 1,5 μ m, respectivamente (ABRAIRA; GINTY, 2013; BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016; CRUCCU et al., 2008). Os termorreceptores estão vinculados às fibras nociceptivas, sendo os de calor vinculados às fibras C, e os de frio, às fibras A δ e C (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016).

Os axônios aferentes primários associados aos nociceptores e aos termorreceptores seguem vias diferentes das vias dos mecanorreceptores, inicialmente percorrendo o interior da região de Lissauer até a substância gelatinosa medular, onde realizam sinapses com os axônios dos neurônios de segunda ordem e imediatamente realizam uma decussação, ascendem contralateralmente, percorrendo a medula espinhal ventralmente, até o tálamo (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016). Esta via recebe o nome de espinotalâmica. A via trigeminal da dor e da temperatura segue caminho semelhante ao caminho espinhal (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016).

Uma comparação entre as vias da coluna dorsal-lemnisco medial, seguida pelos mecanorreceptores, e a espinotalâmica, seguida pelos nociceptores, pode ser vista na Figura 3.

2.2.3 Córtex cerebral

O córtex cerebral é a parte mais importante do SNC, responsável pelo processamento das funções vitais ao organismo, como aprendizado, movimento e percepção (SÖRNMO; LAGUNA, 2005b).

Apresenta uma superfície altamente convoluta, com cristas e vales de diferentes tamanhos, o que aumenta a área neuronal, abrangendo mais de 10 bilhões de neurônios. É constituído por dois hemisférios simétricos, direito e esquerdo, separados por uma fissura sagital profunda, chamada de sulco central. Cada hemisfério é, então, subdividido em quatro lobos, denominados frontal, temporal, parietal e occipital.

Os diferentes processamentos ocorrem em diferentes áreas do córtex, havendo uma hierarquia no processamento da informação transmitida por um determinado estímulo (KANDEL, 2014; MØLLER, 2003b; SÖRNMO; LAGUNA, 2005b).

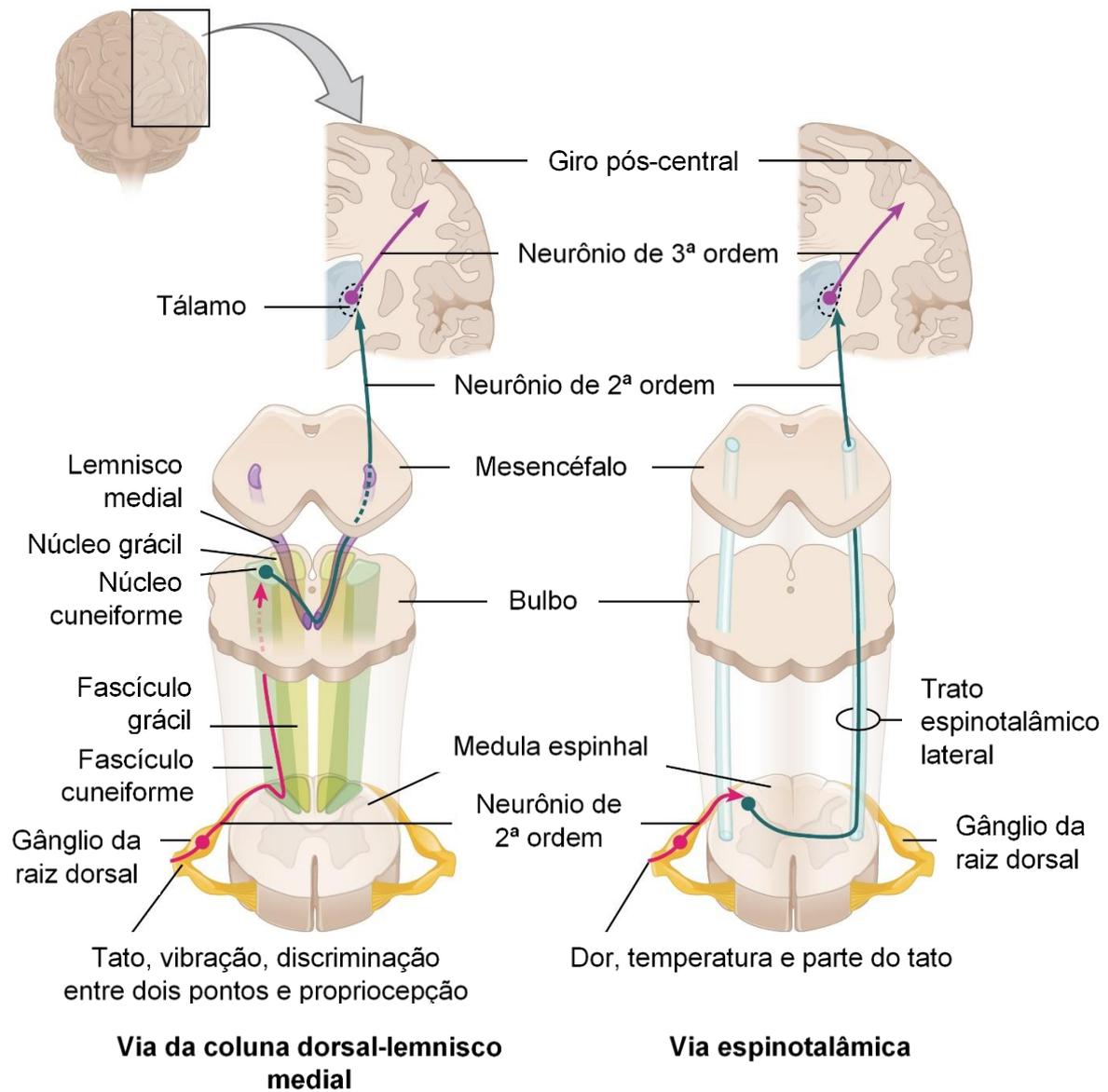


Figura 3. Comparação entre as vias da coluna dorsal-lemnisco medial e a espinotalâmica.
 Fonte: Internet. Modificado de OpenStax CNX (2018).
 Disponível em <https://openstax.org/details/books/anatomy-and-physiology>.

Inicialmente, os estímulos são processados por áreas referenciadas como primárias, relativamente pequenas em tamanho, porém apresentando neurônios especializados para um determinado propósito (MØLLER, 2003b; SÖRNMO; LAGUNA, 2005b).

Com relação ao processamento somatossensitivo, o córtex somatossensitivo pode ser dividido em córtex somatossensorial primário (S1) e córtex associativo (MØLLER, 2003b), estando sua área cortical primária localizada exatamente posterior ao sulco central do lobo parietal (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016; CRUCCU et al., 2008; KANDEL, 2014; SÖRNMO; LAGUNA, 2005b).

2.2.4 Córtex somatossensitivo e a percepção

Localizado no giro pós-central, logo após o sulco central, a área 3b de Brodmann é atualmente conhecida como córtex somatossensorial primário (S1), e recebe informação do núcleo ventral posterior do tálamo (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016; CRUCCU et al., 2008; KANDEL, 2014).

Por apresentar uma área relativamente menor, a área primária de processamento é suplementada por áreas adjacentes, como a 3a de Brodmann, que recebe informação proprioceptiva, e as áreas 1 e 2, que recebem informações da área 3b, sobre textura e tamanho / forma, respectivamente (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016; CRUCCU et al., 2008; KANDEL, 2014; MCGLONE; REILLY, 2010).

A partir de S1, projeções seguem para o córtex posterior parietal (nas áreas 5 e 7 de Brodmann), para o córtex insular e para o córtex somatossensitivo secundário (S2) (MCGLONE; REILLY, 2010; MEYER et al., 2016). O S2 está localizado ao longo da margem superior do sulco lateral (MCGLONE; REILLY, 2010; SCHNITZLER; SEITZ; FREUND, 2000), e comunica-se com regiões do córtex responsivas a estímulos multimodais (SCHNITZLER; SEITZ; FREUND, 2000).

As conexões entre S1 e S2 são recíprocas, assim como entre S1 e o tálamo, permitindo uma comunicação de forma bidirecional (MØLLER, 2003b).

A Figura 4 demonstra a localização e as áreas adjacentes ao S1.

A percepção refere-se a sensação do estímulo, formada pela associação entre o estímulo e uma memória evocada pelo mesmo (KANDEL, 2014), demonstrando que as informações dos diferentes tipos sensoriais não podem permanecer isoladas das demais por muito tempo (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016).

Na hierarquia do processamento de informações sensitivas, o lobo parietal posterior representa um nível superior (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016; MCGLONE; REILLY, 2010; MØLLER, 2003b). Enquanto os neurônios no S1 respondem apenas a uma modalidade sensitiva, muitos neurônios no córtex parietal posterior respondem a mais de uma modalidade (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016; MØLLER, 2003b).

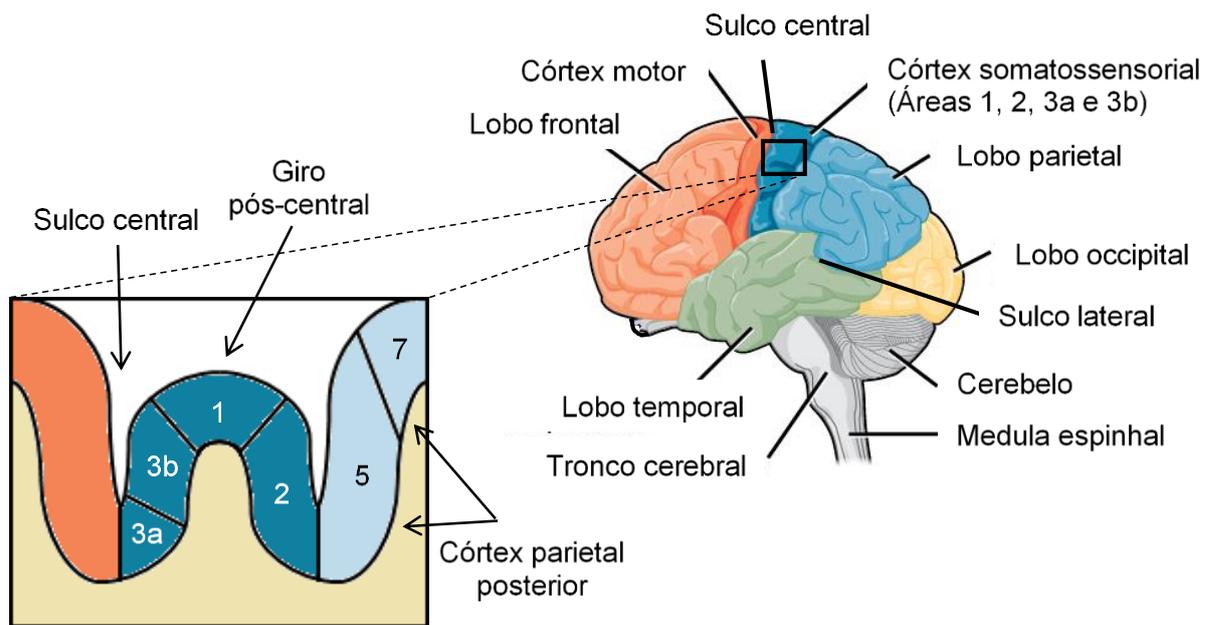


Figura 4. Localização do córtex somatossensorial.
 Fonte: Internet. Modificado de Openstax CNX (2013).
 Disponível em <https://opentextbc.ca/biology/>.

Esse córtex recebe e integra informações vindas de diferentes fontes, extrínsecas e intrínsecas, funcionando como um córtex associativo. Como fontes extrínsecas podemos ter os diferentes sistemas sensoriais e, como fontes intrínsecas, outras áreas do SNC (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016; MCGLONE; REILLY, 2010; MØLLER, 2003b).

Essa agregação de diferentes aspectos é necessária à percepção (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016; MCGLONE; REILLY, 2010), assim como para a interpretação de outras relações espaciais e para o aprendizado de novas tarefas relativas à coordenação (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016; SCHNITZLER; SEITZ; FREUND, 2000).

O corpo caloso, região que interliga os dois hemisférios cerebrais, dentre suas funções, permite que a informação sensitiva proveniente de um hemisfério do tálamo seja transportada para o outro hemisfério. As porções anterior e média do corpo caloso são as responsáveis pela condução da informação do sistema somatossensitivo (MØLLER, 2003b).

Para os estímulos nociceptivos, as regiões do giro cingulado e do córtex insular também são importantes, sendo fortemente ativadas, estando o giro cingulado envolvido no processamento do estado emocional relacionado a dor e, o córtex insular com o processamento do estado interno do corpo, ambos contribuindo para o elemento autônomo relacionado as respostas a estímulos dolorosos (KANDEL, 2014).

Dada a vasta complexidade estrutural e funcional cerebral, observa-se que sua funcionalidade surge das suas interconexões regionais. Essas complexas conexões neurais

podem ser interrompidas por lesões no SNC, que levam a perdas estruturais locais e a disfunções conectivas espaciais (LUBRINI et al., 2018). Dentre as possíveis lesões a acometer o SNC, o acidente vascular cerebral (AVC) é considerado importante por apresentar início abrupto e diferentes desfechos, impactando consideravelmente na vida dos indivíduos acometidos (CASTEL-LACANAL, 2015).

2.3 Acidente vascular cerebral

O acidente vascular cerebral (AVC) abrange qualquer dano vascular capaz de diminuir o fluxo sanguíneo cerebral e que causa incapacidades e alterações neurológicas em níveis variáveis (OJAGHIHAGHIGHI et al., 2017).

É uma condição preocupante, principalmente entre idosos, e que afeta toda a família e a sociedade, pois afeta a qualidade de vida do indivíduo e, resulta em um aumento na procura pelos serviços básicos de saúde, para prevenir uma piora e aumentar suas capacidades laborativas, dependendo de serviços condizentes com suas incapacidades e deficiências (JENNUM et al., 2015; MAYO et al., 2002).

Observa-se que existe uma variedade de termos utilizados para denominar esta doença, como derrame ou acidente vascular encefálico, entretanto, apesar do termo acidente não ser o que melhor descreve a doença, por esta não ser necessariamente acidental, de modo que apresenta maneiras de prevenção, o termo acidente vascular cerebral é o adotado no Brasil quando direcionado ao público especializado segundo a Sociedade Brasileira de Doenças Cerebrovasculares (SBDCV) desde 1996, em sua Assembleia Geral (GAGLIARDI, 2010).

Dentre os fatores de risco conhecidos para a ocorrência do AVC, tem-se os relacionados com hábitos, como o tabagismo e o alcoolismo, e os relacionados a outras patologias e alterações fisiológicas, como a hipertensão, hipercolesterolemia, diabetes ou doenças renais crônicas. O acompanhamento médico e o tratamento para algumas dessas patologias, bem como mudanças de hábitos, podem reduzir o risco propiciado pelos mesmos (HANKEY, 2017).

Existem dois tipos de AVC, o hemorrágico e o isquêmico (Figura 5). O AVC isquêmico, definido como um episódio de alteração neurológica por uma isquemia no SNC (PRABHAKARAN; RUFF; BERNSTEIN, 2015; SACCO et al., 2013). Corresponde a 80% dos casos e é causado principalmente por bloqueios e oclusões de vasos cerebrais (OJAGHIHAGHIGHI et al., 2017; PRABHAKARAN; RUFF; BERNSTEIN, 2015).

Tipos de AVC

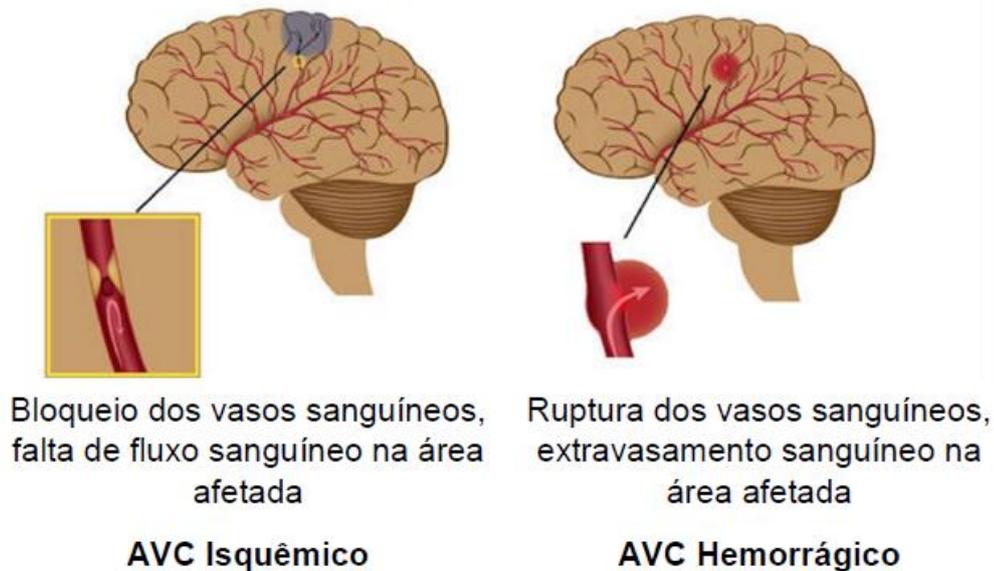


Figura 5. Tipos de AVC.

Fonte: Modificado da Internet. Domínio público.

São descritas três etiologias principais para o AVC isquêmico, que são a hipoperfusão, o embolismo e a trombose, sendo esta última a causa mais comum. As manifestações clínicas presentes neste tipo de AVC são dependentes dos vasos afetados, e pode-se observar vômito, paresia, ataxia ou paralisias (HANKEY, 2017; OJAGHIHAGHIGHI et al., 2017; SACCO et al., 2013).

A área de lesão isquêmica, quando aguda, divide-se em uma região central, com completa perda de oxigenação e estoques energéticos levando à morte celular, chamada de núcleo isquêmico, e uma região periférica a esta. Na região periférica, ou de penumbra, a isquemia não é completa, gerando alterações funcionais celulares, mas não a morte celular. Essas alterações celulares na região de penumbra apresentam potencial para reversão, caso a perfusão sanguínea seja reestabelecida rapidamente. Entretanto, caso não se reestabeleça a perfusão, o núcleo isquêmico pode estender-se para a região de penumbra (ARUMUGAM et al., 2018; PRABHAKARAN; RUFF; BERNSTEIN, 2015).

O AVC hemorrágico, correspondente a 20% dos casos de AVC (OJAGHIHAGHIGHI et al., 2017), é caracterizado por um rápido desenvolvimento de alterações clínicas neurológicas causadas por um acúmulo local de sangue no parênquima ou no sistema ventricular cerebrais (SACCO et al., 2013), ocorrendo por rupturas vasculares (OJAGHIHAGHIGHI et al., 2017). Esta definição exclui as hemorragias causadas por trauma (SACCO et al., 2013).

Apesar de corresponder a um menor percentual de ocorrência entre os casos totais de AVC, o AVC hemorrágico apresenta grande impacto, pois, apresenta uma taxa de mortalidade de aproximadamente 40% (SACCO et al., 2013). Encontram-se dois tipos de AVC hemorrágico, o intracranial e o subaracnóideo. Clinicamente, apresentam sintomas inespecíficos, como dores de cabeça, vômitos e aumento de pressão sanguínea (OJAGHIHAGHIGHI et al., 2017; SACCO et al., 2013).

Os sintomas e alterações neurológicas são amplamente variáveis, pois, são dependentes das regiões do SNC afetadas e da extensão da lesão (SACCO et al., 2013). Dentre as disfunções funcionais observadas tem-se os distúrbios cognitivos, na fala, sensoriais e motores. Os distúrbios motores são os mais reconhecidos (ALAWIEH; ZHAO; FENG, 2018), pois incapacitam os indivíduos de realizar atividades importantes com seus braços afetados e, quando esta paralisia se encontra em membro superior, de forma unilateral, raramente mostram melhorias que permitem o uso efetivo do membro em atividades cotidianas (ALAWIEH; ZHAO; FENG, 2018; CAVACO; ALOUCHE, 2010; HARA, 2008).

Mayo e colaboradores (2002), após realizarem um estudo de coorte com 612 indivíduos, seis meses após o AVC, observaram que quase 50% desses indivíduos apresentam sequelas que afetam a execução de tarefas domésticas, mais de 20% necessitam de ajuda com mobilidade e com o banho, e que isso os coloca em risco de piora de suas atividades e de se isolarem socialmente, podendo ainda trazer outros eventos negativos, como depressão.

Para os indivíduos acometidos pelo AVC, a independência nas atividades diárias é muito importante e dependente da recuperação da funcionalidade da mão (CARLSSON; GARD; BROGÅRDH, 2018; PRODANOV; MARANI; HOLSHEIMER, 2003).

Déficits somatossensoriais apresentam ampla prevalência entre pacientes com AVC, ocorrendo em aproximadamente 50 a 80% dos indivíduos sobreviventes (KESSNER; BINGEL; THOMALLA, 2016), atingindo 85% dos sobreviventes em alguns estudos (CARLSSON; GARD; BROGÅRDH, 2018) e influenciando outros aspectos, como a habilidade motora. Indivíduos com AVC que apresentam menor função sensório-motora apresentam pior recuperação quando comparados com indivíduos com menor prejuízo decorrente da doença (CHEN et al., 2000).

Jang (2013), em revisão de literatura, sugere que reorganizações corticais podem ocorrer visando a recuperação da função somatossensitiva, e descreve mecanismos como a reorganização perilesional e as contribuições dadas pelos córtex somatossensoriais primário e secundário não afetados. Segundo Jang (2013), o equilíbrio entre os hemisférios é afetado

após a ocorrência do AVC, resultando no aumento da excitabilidade do córtex não afetado e na recuperação da resposta somatossensitiva.

A redução da espasticidade pode ser obtida se considerarmos a integração entre os elementos sensoriais, como a ativação de fibras aferentes e o aumento da cognição sensorial, demonstrando a utilidade dos mesmos na melhora da função motora e do movimento voluntário (ROBY-BRAMI et al., 1997).

Existe ainda uma associação entre prejuízos funcionais e o membro superior acometido pela hemiparesia. Maiores prejuízos estão associados com o acometimento do membro superior dominante, quando comparado ao membro não dominante. Isso torna relevante a informação sobre a dominância do membro superior (SANTOS et al., 2015).

Uma estimulação somatossensorial, quando aplicada sobre o membro parético, pode favorecer a execução de atividades em testes de funcionalidade aplicados em indivíduos com AVC crônico (CONFORTO; KAELIN-LANG; COHEN, 2002). A identificação da perda sensorial de um paciente, durante seu período de acometimento, pode melhorar seu tratamento e reduzir os impactos humano, social e financeiro, causados por uma enfermidade de longo curso (ALAWIEH; ZHAO; FENG, 2018; SCHIFFMAN, 2007). Para tal identificação, os profissionais competentes empregam diferentes ferramentas de avaliação.

2.4 Avaliação sensorial dos indivíduos

A avaliação clínica das manifestações neurológicas sensitivas ainda é difícil, devido à dependência do relato dos pacientes. Entretanto, necessita-se de que esta avaliação seja clara e correta (KESSNER; BINGEL; THOMALLA, 2016).

Para a avaliação das fibras sensitivas, de indivíduos algumas técnicas podem ser utilizadas, como os testes sensitivos quantitativos (QST, do inglês *Quantitative Sensory Testing*) e as escalas de avaliação sensorial. Os QST são testes psicofísicos, onde a avaliação sensorial dos indivíduos é dependente da cooperação dos mesmos (SHY et al., 2003). É um teste padronizado, considerado abrangente, que se utiliza de escalas quantitativas (KESSNER; BINGEL; THOMALLA, 2016).

Aplicando-se diferentes tipos de estímulos, como vibração, temperatura ou estímulos elétricos em diferentes frequências, os QST podem investigar e contribuir para a avaliação de distúrbios neurológicos por meio da determinação de limiares (GALVÃO et al., 2005; KESSNER; BINGEL; THOMALLA, 2016; PFEIFFER, 1968), caracterizados como a menor quantidade de energia necessária para que o estímulo seja percebido (GALVÃO et al., 2005; PFEIFFER, 1968), para cada tipo de estímulo.

Entretanto, indica-se que os QST sejam utilizados em associação com outras ferramentas diagnósticas disponíveis, devido a seu caráter subjetivo (SHY et al., 2003). Os QST são aplicados com maior frequência na avaliação de patologias periféricas, não apresentando um papel de destaque nas avaliações somatossensitivas de pacientes pós-AVC (KESSNER; BINGEL; THOMALLA, 2016).

As escalas funcionais são instrumentos amplamente utilizados na prática da reabilitação, sendo aplicadas na área da pesquisa com diferentes propósitos, como no diagnóstico, no prognóstico e na avaliação da resposta a tratamentos (CAVACO; ALOUCHE, 2010; PADOVANI et al., 2013). São ferramentas auxiliares na avaliação de diferentes aspectos, como o comprometimento sensorio-motor, a funcionalidade corporal e a qualidade de vida de indivíduos pós-AVC (CAVACO; ALOUCHE, 2010).

Dentre as escalas utilizadas na prática clínica e citadas na literatura para avaliação dessas disfunções corporais pós-AVC, a escala de Fugl-Meyer é uma das escalas mais amplamente reconhecidas e utilizadas (PADOVANI et al., 2013; SULLIVAN et al., 2011). Considerada uma das escalas mais antigas a ser aplicada na pesquisa e prática clínica (KESSNER; BINGEL; THOMALLA, 2016), é caracterizada por um sistema de escore numérico que examina aspectos como dor, sensibilidade e amplitude de movimento, referente aos membros superiores e inferiores (PADOVANI et al., 2013). A escala possui cinco domínios de avaliação: motor, sensorial (ou sensibilidade), equilíbrio, amplitude de movimento e dores articulares (SULLIVAN et al., 2011), e apesar de pouco detalhada, essa escala proporciona uma avaliação rápida da sensibilidade (FAGUNDES et al., 2015).

Contudo, a escala de Fugl-Meyer não investiga as funções cognitivas dos indivíduos. Para tal fim, pode-se utilizar o mini exame de estado mental (MEEM), instrumento rotineiramente aplicado na realização de um exame cognitivo em pacientes com suspeitas de alterações cognitivas (MITCHELL, 2013), sendo comumente aplicado na avaliação cognitiva de indivíduos pós-AVC (TANG et al., 2018).

2.4.1 Mini exame de estado mental

Desenvolvido na década de 1975 como um método classificatório de comprometimento cognitivo, tornando-se regularmente utilizado como instrumento auxiliar de avaliação nos diagnósticos de demência e outras desordens cognitivas (MELO; BARBOSA, 2015; MITCHELL, 2013). Composto por uma sequência de 20 questões pontuadas, totalizando um máximo de 30 pontos, avalia a orientação, memória, atenção, cálculo, recordação, nomeação, repetição, compreensão (verbal e escrita), escrita (redação livre de uma sentença) e construção (cópia do desenho de um polígono). Suas questões foram

desenvolvidas de forma a serem respondidas em ordem, e a ausência de resposta para qualquer questão é computada como um erro (MELO; BARBOSA, 2015; MITCHELL, 2013).

A pontuação de corte sugestiva de déficit cognitivo não é definida, podendo variar de acordo com o nível de escolaridade do indivíduo avaliado e sua faixa etária (BERTOLUCCI; CAMPACCI; JULIANO, 1994; CASTRO-COSTA et al., 2008; MELO; BARBOSA, 2015). Entretanto, uma pontuação igual ou inferior a 23 pontos é considerada como sugestiva de deficiência cognitiva (MELO; BARBOSA, 2015).

2.4.2 Limiar sensitivo

O limiar sensitivo (LS) é uma medida importante para a avaliação das vias sensoriais. Como dito anteriormente, o LS trata-se da menor quantidade de uma determinada energia capaz de evocar uma percepção (GALVÃO et al., 2005).

Entretanto, a sensibilidade frente a um estímulo é dependente de diversos fatores, como o tipo de estímulo aplicado, sítio e frequência de aplicação, assim como de processos de adaptação e mascaramento do estímulo (MØLLER, 2003a; SHY et al., 2003).

A interferência no limiar sensitivo pelo tipo de estimulação aplicada pode ser exemplificada com os mecanorreceptores. Os mecanorreceptores apresentam diferentes limiares de detecção para a deformação da pele. Receptores como os corpúsculos de Pacini apresentam um limiar maior que 200 Hz quando aplicado um estímulo vibratório senoidal. Enquanto alguns receptores respondem a deformações mais rápidas na pele quando comparadas a deformações mais estáveis, outros receptores respondem de forma contrária (MØLLER, 2003a).

O processo de adaptação transcorre quando um estímulo prévio causa uma diminuição da sensibilidade do receptor (MØLLER, 2003a). O meio pelo qual o estímulo é conduzido até os mecanorreceptores na pele, por exemplo, pode suprimir deformações mais lentas ocorridas na pele antes que esses estímulos atinjam os receptores (MØLLER, 2003c).

Outro tipo de alteração pode ocorrer na determinação do limiar, por um processo denominado mascaramento, onde um estímulo de mesmo tipo pode elevar o limiar de percepção do indivíduo a um segundo estímulo. Entretanto, para que isso ocorra, o segundo estímulo não precisa ocorrer simultaneamente ao primeiro, nem ao menos precisa ocorrer uma sobreposição temporal entre os estímulos. Basta que um estímulo aconteça anteriormente ao outro, alterando assim seu limiar, porém esse mascaramento será menos eficiente quando comparado a um mascaramento onde os estímulos acontecem simultaneamente. Para um estímulo tátil, esse efeito de mascaramento é mais efetivo quando tem-se uma diferença temporal de até 100 ms entre os estímulos (MØLLER, 2003a).

A determinação do limiar sensitivo, normalmente, é caracterizada por uma escolha forçada (MØLLER, 2003a), onde o pesquisador ou o participante devem fazer uma decisão sobre a detecção do estímulo. Dessa forma, o resultado do experimento é dependente de uma decisão consciente sobre uma decisão subconsciente, associando-se incerteza à detecção. Com o objetivo de reduzir-se a variabilidade gerada, a repetição do processo de determinação do limiar e, então, o cálculo de sua média, pode ser uma alternativa, assim como a aplicação de estímulos com pequenas condições de variação na intensidade, próximos ao valor do limiar (MØLLER, 2003a).

A determinação do LS pode ser feita aplicando-se estimulação elétrica, e possui como vantagem um melhor controle do ponto de vista prático, apesar de possuir determinadas complicações, com relação às propriedades de estimulação dos sistemas sensoriais e ao comportamento não linear da impedância cutânea (GALVÃO et al., 2005).

2.5 Estimulação elétrica

A aplicação da estimulação elétrica em áreas como a anatomia e fisiologia acompanha historicamente os avanços nos estudos de outras áreas, como no desenvolvimento das teorias sobre eletricidade e magnetismo, visto que é uma aplicação destas teorias sobre o sistema nervoso (PRODANOV; MARANI; HOLSHEIMER, 2003).

Estudos utilizando a técnica de estimulação elétrica são realizados desde o século XVIII, quando, por exemplo, Luigi Galvani realizou diversos estudos sobre contrações musculares, desenvolvendo então a teoria da eletricidade animal, aproximando ainda mais as áreas do conhecimento da anatomia, fisiologia e eletricidade, e considerando os nervos como parte importante na propagação da eletricidade pelo corpo (PRODANOV; MARANI; HOLSHEIMER, 2003).

Com novos avanços no campo da eletricidade em meados do século XIX, novos estudos fisiológicos puderam ser conduzidos, elucidando o conhecimento sobre o potencial de membrana em repouso e sobre o reflexo motor, por exemplo, e, a partir do século XX, com maiores progressos tecnológicos, técnicas e instrumentos foram desenvolvidos, permitindo, assim, a aplicação da estimulação elétrica como vista atualmente (PRODANOV; MARANI; HOLSHEIMER, 2003).

Entretanto, a estimulação elétrica pode ser utilizada para diversos fins. Com a escolha do objetivo, determinam-se os parâmetros de aplicação, como intensidade, frequência de estimulação e local de aplicação (CASTEL-LACANAL, 2015).

A estimulação elétrica ativa diretamente os axônios distais, mesmo quando aplicada sobre a pele, circundando as terminações nervosas (CRUCCU et al., 2008; MIZOBUCHI et al., 2002). Para ser interpretada como um estímulo natural captado por um receptor, a estimulação elétrica necessita ativar trens de PA na membrana do axônio da mesma forma que um determinado receptor faria (PASLUOSTA; KIELE; STIEGLITZ, 2018).

Na reabilitação de pacientes com alterações neurológicas e musculoesqueléticas, a estimulação elétrica vem sendo aplicada amplamente, como, por exemplo, na técnica de estimulação elétrica periférica. Pode-se utilizar a estimulação elétrica funcional (FES, do inglês *functional electrical stimulation*) ou a estimulação elétrica transcutânea (TENS, do inglês *transcutaneous electrical nerve stimulation*). São aplicadas com o intuito de facilitar a contração muscular em pacientes que apresentam condições musculares funcionais ou estruturais alteradas, comum em doenças neurológicas, ou no manejo da dor, como na artrite reumatoide (CHIPCHASE; SCHABRUN; HODGES, 2011; FELICE; ISHIZUKA; AMARILHA, 2011; LAUFER; ELBOIM-GABYZON, 2011).

Usualmente, aplica-se a FES de forma pulsada, variando-se sua amplitude desde o limiar de percepção sensitivo até o limiar motor, onde estimula-se a contração muscular (CHIPCHASE; SCHABRUN; HODGES, 2011; FELICE; ISHIZUKA; AMARILHA, 2011; LAUFER; ELBOIM-GABYZON, 2011). Entretanto, o recrutamento das unidades motoras na FES resulta em um movimento intenso, mas sem refinamento (SANTOS et al., 2015).

A FES apresenta aplicações terapêuticas quando aplicada individualmente ou associada a outras técnicas, como a crioterapia (FELICE; ISHIZUKA; AMARILHA, 2011), porém a variedade de protocolos e parâmetros restringem sua finalidade clínica (SANTOS et al., 2015).

A aplicação da TENS é feita com o intuito de atenuar processos dolorosos, sendo aplicada em baixas frequências (2 a 10 Hz) e sem gerar contrações musculares (DOUCET; LAM; GRIFFIN, 2012).

Kita et al. (2013), ao utilizarem a estimulação elétrica como feedback sensitivo pela TENS em membro superior de um indivíduo pós-AVC com severa perda sensitiva objetivando realizar tarefas de apreensão de objeto e compressão com os dedos, observaram aumento da capacidade de manipulação do indivíduo, durante treinamento aplicando-se a técnica e mesmo após a sua retirada. Entretanto, não observaram recuperação sensitiva.

Como QST, a estimulação elétrica vem sendo aplicada para avaliação sensitiva em patologias periféricas e centrais, como a hanseníase e o AVC, respectivamente (GALVÃO et al., 2005; MARTINS, 2008; MARTINS et al., 2013; SANTOS, 2014; VOLPI, 2017). No entanto, para determinação do LS, pode-se aplicar diferentes formas de onda, como a pulsátil e a

senoidal. Porém, quando aplicada a forma pulsátil, esta não discrimina entre as fibras sensitivas, grossas ou finas, principalmente com o aumento da intensidade de estimulação (VOLPI, 2017). A estimulação elétrica senoidal (EES) por sua vez, é capaz de evocar percepções, com base no princípio de ativação seletiva das fibras nervosas de diferentes diâmetros (INFANTOSI; MELGES; TIERRA-CRIOLLO, 2006; SANTOS, 2014; TIERRA-CRIOLLO et al., 2006; VOLPI, 2017), gerando uma possível aplicação em avaliações cognitivas. Este tipo de estimulação elétrica, com corrente senoidal, será melhor descrito em seção à frente.

2.5.1 Impedância da pele e a interface eletrodo-pele

Para que haja uma estimulação elétrica, uma corrente elétrica deverá deslocar-se pela pele e, para que isto ocorra, eletrodos deverão ser situados sobre a mesma. Entretanto, fatores importantes devem ser considerados para a escolha adequada das intensidades de corrente e voltagem a serem utilizadas, como as impedâncias da fonte de estimulação e entre a pele e os eletrodos.

Esta impedância da pele pode ser modelada de forma simplificada como um circuito elétrico constituído por uma resistência em paralelo com um capacitor, ambos em série com uma segunda resistência, onde o resistor R_{Ep} e o capacitor C_{Ep} em paralelo estão localizados quase que unicamente na camada córnea da pele, composta de células mortas, e o resistor seguinte equivalendo à resistência dos tecidos subjacentes, R_{Te} (WEBSTER, 2006a), como pode ser visto na Figura 6.

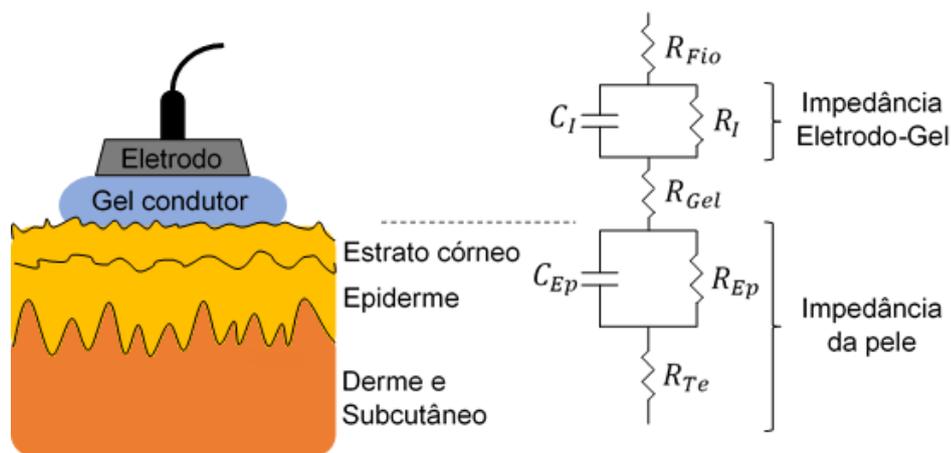


Figura 6. Representação da pele e sua modelagem elétrica.

R_{Fio} é a resistência do fio condutor; C_I e R_I representam a impedância da interface eletrodo-gel; R_{Gel} é a resistência do gel; C_{Ep} e R_{Ep} representam a impedância da epiderme e; R_{Te} é a resistência dos tecidos subjacentes a epiderme.

Fonte: Autoria própria.

Um aumento da condutividade, ou redução da impedância, pode ser obtido pela remoção, de forma suave, da camada superficial da pele, assim como pela aplicação de géis ou pastas eletrolíticas sob os eletrodos (ALVAREZ; ROSSETTI, 2015; LI; WANG; DUAN, 2017; SOUZA, 2016).

2.5.2 Eletrodos de estimulação

Existem diversos modelos de eletrodos, feitos com diferentes materiais e conformações de contato; entretanto, para a estimulação de superfície, utilizam-se eletrodos posicionados na pele do indivíduo, onde algumas características são desejáveis, como fácil aplicação e remoção, não provocar irritação na pele e possuir baixa impedância (PRODANOV; MARANI; HOLSHEIMER, 2003).

Em estudo comparativo entre dois tipos de eletrodos, bipolares em disco de ouro (eletrodo padrão) ou anel concêntrico de ouro, para estimulação do nervo radial do membro dominante de indivíduos normais, o eletrodo do tipo anel concêntrico, ou *ring*, apresentou menor limiar de sensibilidade para frequência de 3 kHz ($p < 0,001$), maior relação com sensações relacionadas com recrutamento de fibras A β (78,1%) e menor seletividade para fibras finas (6,25%) (SOUZA; INFANTOSI; TIERRA-CRIOLLO, 2015).

Em estudo semelhante, comparando-se os eletrodos padrão, *ring* e uma nova configuração, o *Silver Spike Point (Spike)*, ao utilizar frequências baixas de estimulação (1 e 5 Hz), o eletrodo *Spike* apresentou maior seletividade para fibras finas (86,4%) e nenhuma seletividade para fibras grossas (0%). O eletrodo *ring*, para as frequências mais altas (3 kHz), manteve-se como mais seletivo para as fibras grossas (SOUZA, 2016).

2.5.3 Estimulação elétrica com corrente senoidal e teste psicofísico

As avaliações psicofísicas são convencionalmente utilizadas nos estudos sensitivos, como no caso do tato, onde diferentes frequências vibratórias são aplicadas para observação das características das respostas (MCGLONE; REILLY, 2010). Neste tipo de avaliação, frequentemente, o participante deve responder, verbalmente ou pressionando um botão, quando identifica a existência de um estímulo.

No estudo de estimulações nervosas seletivas, deve-se direcionar a pesquisa para a organização espacial e localização dos tipos de axônios. Um recurso foi desenvolvido na década dos anos 1980 para a avaliação psicofísica da sensibilidade elétrica, baseada no princípio de ativação das fibras nervosas (KATIMS, 1998; KATIMS; LONG; NG, 1986). Fundamentado na ideia de que há uma dependência entre a ativação de fibras nervosas com diferentes diâmetros e a frequência da EES.

Pimentel e colaboradores (2006) avaliaram as sensações evocadas por EES em 100 voluntários sadios. Aplicou-se o estímulo sobre o dedo indicador esquerdo utilizando as frequências de 5 Hz e 2 kHz, durante 10 s de estimulação, com uma e 1,5 vezes o limiar sensorial dos indivíduos. Em seguida era solicitado que escolhessem, dentre uma lista de palavras previamente determinadas, quais as sensações percebidas. Puderam observar que as palavras escolhidas, quando da estimulação de 5 Hz, eram predominantemente relacionadas com a estimulação de fibras finas, enquanto que, para a estimulação de 2 kHz, as palavras escolhidas relacionavam-se com a ativação de fibras grossas, fazendo-se possível associar estímulos elétricos senoidais com diferentes sensações, embora não sendo uma relação definitiva, mas sugestiva. Uma relação semelhante entre estímulos e palavras selecionadas foi observada por Tierra-Criollo e colaboradores (2006), onde as sensações relacionadas ao estímulo das fibras finas estariam agrupadas em 'picada, pontada, agulhada e queimação' enquanto as relacionadas as fibras grossas em 'aperto, pressão, vibração e movimento'.

Em estudo semelhante, Félix e colaboradores (2009) avaliaram se diferentes frequências de estimulação elétrica por corrente senoidal evocavam diferentes sensações e, indiretamente, quais as fibras nervosas periféricas eram estimuladas, onde 150 voluntários saudáveis foram recrutados e estimulados sobre a falange distal do dedo indicador da mão esquerda, com diferentes intensidades relativas ao LS (1,5, 2 e 4xLS) e frequências de 5 Hz e 2 kHz. Em seguida, os participantes foram convidados a selecionar palavras referentes às sensações percebidas, dentro de uma lista previamente determinada. Constataram que as diferentes frequências evocaram diferentes sensações, possivelmente por estimularem diferentes fibras nervosas, onde a frequência de 2 kHz estaria relacionada ao estímulo das fibras A β e 5 Hz relacionada às fibras finas. No entanto, observou-se que com o aumento da intensidade da EES de 5 Hz, a descrição de sensações relacionadas às fibras do tipo A β aumentava, e conseqüentemente reduzia-se as relacionadas às fibras finas.

Ao elevar-se o estímulo elétrico muito acima do limiar sensorial, o mesmo torna-se doloroso e, por fim, insuportável, não existindo uma forte delimitação deste nível de transição, estando ainda submetido a interferências físicas e emocionais (PFEIFFER, 1968).

Martins et al. (2013), ao avaliarem o limiar sensorial e as sensações evocadas pela EES em diferentes frequências sobre o dorso da mão não dominante, observaram que sensações relacionadas às fibras A β eram predominantemente evocadas pelas altas frequências, sendo a frequência de 3 kHz mais associada com as sensações relacionadas a estas fibras do que a frequência de 2 kHz (82% para 2 kHz e 94% para 3 kHz). Entretanto, Martins et al. (2013) observaram ainda que, para a frequência baixa, de 1 Hz, as sensações

percebidas foram as relacionadas com as fibras C (53% dos relatos) e com as fibras A β (36% dos relatos). Os autores encontraram como valores de limiar para frequências baixas (5 Hz) $370 \pm 140 \mu\text{A}$ e para altas frequências (2 kHz) $1575 \pm 350 \mu\text{A}$.

Santos (2014), ao avaliar o LS e as respostas cognitivas de indivíduos sadios e pós-AVC com diferentes frequências, com os eletrodos posicionados na região da tabaqueira anatômica no dorso da mão (nervo radial), encontrou para a frequência de 1 Hz os valores de $186,22 \pm 123,92 \mu\text{A}$ e $165,27 \pm 103,97 \mu\text{A}$ para os membros não dominante e dominante, respectivamente, de indivíduos sadios. Para os participantes do grupo pós-AVC, encontrou-se $226,20 \pm 136,76 \mu\text{A}$ e $441,77 \pm 299,23 \mu\text{A}$ para os membros não parético e parético, respectivamente. Com a frequência de 3 kHz, encontrou-se os valores de $2102,00 \pm 445,96 \mu\text{A}$ e $2199,73 \pm 540,71 \mu\text{A}$ para os membros não dominante e dominante dos indivíduos sadios, e $2807,5 \pm 974,97 \mu\text{A}$ e $3040,80 \pm 1803,13 \mu\text{A}$ para os membros não parético e parético dos indivíduos pós-AVC, respectivamente.

A autora não observou diferença significativa ao comparar entre os LS dos membros superiores dos indivíduos sadios nas diferentes frequências utilizadas [1 Hz e 3 kHz ($p = 0,23$ e $p = 0,32$, respectivamente)], entretanto observou diferenças significativas entre o membro parético dos indivíduos pós-AVC e os indivíduos sadios nas diferentes frequências [1 Hz e 3 kHz ($p = 0,007$ e $p = 0,004$, respectivamente)], sendo o LS maior nos indivíduos acometidos. Entre o membro não parético dos indivíduos pós-AVC e os indivíduos sadios, apenas a frequência de 3 kHz apresentou diferença significativa [1 Hz ($p = 0,26$) e 3 kHz ($p = 0,025$)]. Não foram encontradas diferenças significativas entre os membros dos indivíduos pós-AVC [1 Hz ($p = 0,26$) e 3 kHz ($p = 0,15$)]. Santos (2014) ainda observou que, para frequência de 3 kHz, as sensações percebidas pelos indivíduos pós-AVC estavam relacionadas com as sensações referidas à estimulação de fibras A β em 60%, quando aplicada a estimulação sobre o membro superior não parético, e em 80%, quando sobre o membro superior parético.

Ao avaliar o limiar sensitivo e a resposta cognitiva de pacientes sadios com estímulos elétricos senoidais, aplicando uma EES com frequência de 3 kHz e 5 Hz com um eletrodo *ring* sobre a tabaqueira anatômica da mão dominante dos participantes, os autores Souza, Infantosi e Tierra-Criollo (2015) obtiveram os valores de $1.178,8 \pm 155,1 \mu\text{A}$ e $374,9 \pm 120,6 \mu\text{A}$, para 3 kHz e 5 Hz, respectivamente.

Em estudo semelhante, Souza (2016) encontrou como valores para a frequência de 3 kHz, utilizando o eletrodo *ring*, $1.283,0 \pm 185,6 \mu\text{A}$, e maior seletividade para fibras do tipo A β (78,1%). Para a frequência de 5 Hz, com o eletrodo do tipo *spike*, os limiares foram próximos a $200 \mu\text{A}$, relatando que as sensações relacionadas as fibras finas atingiram 86,4%.

Volpi e Tierra-Criollo (2017), em um estudo de análise cognitiva com a utilização de um EES com frequência de 3 kHz, sugerem que o aumento da intensidade deste estímulo pode levar não apenas ao recrutamento das fibras do tipo A β , mas também das fibras do tipo C.

Buscando obter valores de referência para o LS, Yin et al. (2018) avaliaram 166 indivíduos saudáveis aplicando a EES. Essa avaliação foi feita sobre três sítios de estimulação, o dedo indicador esquerdo, o dorso da mão esquerda e o hálux direito, utilizando diferentes frequências de estimulação. Os autores não observaram diferença significativa entre os LS obtidos dos lados direito e esquerdo, relatando que os dados adquiridos de forma unilateral são suficientes para a determinação dos LS. Ao aplicar o estímulo com baixa (5 Hz) e alta frequências (2 kHz) sobre o dorso da mão, Yin et al. (2018) estimaram os LS de $199,0 \pm 80,0 \mu\text{A}$ e $1368,0 \pm 378,0 \mu\text{A}$, respectivamente. Segundo os autores, o dorso da mão apresentou os menores LS para as frequências avaliadas.

Poucas são as avaliações objetivas do sistema somatossensitivo, sendo independentes das respostas subjetivas dos indivíduos avaliados. Como exemplo para uma avaliação objetiva, tem-se a pesquisa dos potenciais cerebrais somatossensitivos (KESSNER; BINGEL; THOMALLA, 2016; TIERRA CRIOLLO, 2001), obtidos pela realização da eletroencefalografia.

2.6 Eletroencefalograma

Desde que Hans Berger, neuropsiquiatra, demonstrou, durante a década de 1920, que a atividade cerebral podia ser aferida pelo uso de eletrodos dispostos sobre o escalpo de um indivíduo, utiliza-se a técnica de EEG para o estudo da funcionalidade do cérebro (SCHOMER; SILVA, 2011; SÖRNMO; LAGUNA, 2005b; WEBSTER, 2006b).

O EEG é o registro do sinal elétrico gerado pela ação conjunta das células cerebrais. De forma mais exata, é o curso temporal dos potenciais de campo extracelulares neurais, originados pela ação síncrona dessas células (KATARZYNA; ZYGIEREWICS, 2012).

Por meio do registro e interpretação dos sinais obtidos, esta é a técnica mais habitual para a pesquisa de padrões funcionais em lesões e distúrbios cerebrais (NOACHTAR et al., 1999; SCHOMER; SILVA, 2011; WEBSTER, 2006b).

Um único neurônio cortical não é capaz de gerar sinal elétrico detectável por um eletrodo de registro sobre o escalpo, pelo fato de que, ao se propagar em direção a este eletrodo, a atividade elétrica neuronal é atenuada pelas diferentes camadas de tecido presentes entre o neurônio e o eletrodo, como ossos e pele. Todavia, ao reunir-se a atividade

de milhões de neurônios corticais, produz-se um campo elétrico com força suficiente para ser detectado sobre o escalpo, mesmo que esses neurônios estejam a uma profundidade de até vários milímetros. Este campo elétrico é gerado principalmente pelo fluxo de corrente formado durante a excitação de dendritos pós-sinápticos (KATARZYNA; ZYGIEREWICS, 2012; SÖRNMO; LAGUNA, 2005b).

Os sinais captados pelo EEG coletados sobre o escalpo, referentes às atividades elétricas cerebrais, apresentam componentes com ritmos quase senoidais (NOACHTAR et al., 1999; RAMOS, 2017; RUBIANES SILVA, 2017; SÖRNMO; LAGUNA, 2005b; WEBSTER, 2006b), com amplitudes que variam de 10 a 100 μV normalmente (KATARZYNA; ZYGIEREWICS, 2012; SÖRNMO; LAGUNA, 2005b), podendo chegar a 150 μV (WEBSTER, 2006b).

A maioria dos padrões observados no EEG enquadram-se nas denominadas bandas, oscilações ou ritmos, que são frações do espectro de frequência dos sinais de EEG (NOACHTAR et al., 1999).

2.6.1 Oscilações neurais

As oscilações neurais são normalmente classificadas em cinco faixas de frequências. Entretanto, a interpretação da ocorrência dessas bandas, considerando-as normais ou não, depende da idade e do estado mental do indivíduo (SANEI; CHAMBERS, 2007; SÖRNMO; LAGUNA, 2005b).

Os principais estados mentais considerados são: o desperto, o sono sem o movimento rápido dos olhos (REM, do inglês *rapid eye movement*), ou não-REM, e o sono REM (SÖRNMO; LAGUNA, 2005b).

O estado de sono-REM corresponde a uma condição de atividade cerebral semelhante à atividade quando no estado desperto. É caracterizado pelos movimentos oculares rápidos, em padrões irregulares, com as pálpebras cerradas (SÖRNMO; LAGUNA, 2005b).

O sono não-REM é considerado o período em que o cérebro encontra-se ocioso (SÖRNMO; LAGUNA, 2005b), em menor atividade quando comparado aos demais estados mentais. Este estado mental está associado com uma condição de repouso das funções corporal e cerebral, com ritmos mais lentos e de maior amplitude, que demonstram um elevado sincronismo dos neurônios corticais subjacentes (SÖRNMO; LAGUNA, 2005b).

Esses ritmos, e algumas de suas características, são:

Ritmo delta: Caracterizado por grande amplitude, encontra-se na faixa de frequência inferior a 4 Hz. É tipicamente observado durante o estado de sono profundo, não sendo

observado em indivíduos adultos despertos (SANEI; CHAMBERS, 2007; SÖRNMO; LAGUNA, 2005b). Quando observado nos indivíduos adultos despertos, é indicativo de doenças ou danos cerebrais (SÖRNMO; LAGUNA, 2005b), entretanto, pode ser considerado normal quando observado em indivíduos idosos acima de 60 anos (TATUM IV, 2014). Este ritmo é eliminado pela abertura dos olhos e reaparece quando os mesmos são cerrados (TATUM IV, 2014).

Ritmo Teta: Observado em estados de sonolência ou certos estágios do sono. Encontra-se na faixa de frequência entre 4 e 7 Hz (SANEI; CHAMBERS, 2007; SÖRNMO; LAGUNA, 2005b; TATUM IV, 2014). Observado principalmente nas regiões frontais ou frontocentrals da cabeça. Considera-se que sua presença não representa uma disfunção específica, estando possivelmente relacionada às condições e idade do indivíduo (TATUM IV, 2014).

Ritmo alfa: É considerado o ponto de partida na interpretação do EEG e de sua atividade de fundo (TATUM IV, 2014), sendo o ritmo mais relevante quando o indivíduo encontra-se relaxado ou desperto com os olhos fechados. Quando os olhos estão abertos, essa atividade é suprimida. Sua amplitude é maior na região occipital (SANEI; CHAMBERS, 2007; SÖRNMO; LAGUNA, 2005b; TATUM IV, 2014).

Sua faixa de frequência característica é de 8 a 13 Hz (SANEI; CHAMBERS, 2007; SÖRNMO; LAGUNA, 2005b), e está associada ao fluxo sanguíneo cerebral, diminuindo quando este fluxo está prejudicado (TATUM IV, 2014).

Quando localizado na região central, próximo ao giro pré e pós-central, é também referido como ritmo mu ou ritmo alfa somatossensorial. Apresenta as mesmas características do ritmo alfa, porém, é fisiologicamente diferenciado. Apesar de o ritmo alfa ser eliminado pela abertura dos olhos, é o movimento de um membro contralateral que elimina o ritmo mu (TATUM IV, 2014).

Ritmo Beta: Observado principalmente no EEG sobre o escalpo nas regiões frontal e central, estando associado ao córtex em estado ativado, e podendo também ser observado em alguns estágios do sono. É considerado um ritmo rápido e de baixa amplitude, e reconhecido pela faixa de frequência de 14 a 28 Hz. Porém, seus limites de frequência inferior e superior podem variar, dependendo do autor (SANEI; CHAMBERS, 2007; SCHOMER; SILVA, 2011; SÖRNMO; LAGUNA, 2005b; TATUM IV, 2014).

Ritmo Gama: Ritmo relacionado com processamento de informações corticais. Sobre a área sensório-motora cortical, este ritmo pode ser observado durante movimentos digitais (SÖRNMO; LAGUNA, 2005b). Pode ser observado principalmente na região frontocentral (SANEI; CHAMBERS, 2007; SCHOMER; SILVA, 2011). Infantosi, Melges e Tierra-Criollo

(2006), ao aplicarem um estímulo elétrico pulsátil com intensidade igual ao limiar motor, sobre o nervo tibial posterior direito de indivíduos sadios, identificaram que, nos sinais de EEG coletados concomitantemente à estimulação, o ritmo gama foi o mais relevante. Neste ritmo foi possível observar o potencial evocado somatossensitivo de curta latência, com maior contribuição da faixa de 30 a 58 Hz.

A Tabela 1 apresenta as principais bandas de frequência, assim como os estados normais quando são observadas, em indivíduos sadios.

A coleta dos sinais de EEG normalmente é feita com eletrodos de material altamente condutor e não-polarizável, como os eletrodos de prata-cloreto de prata (Ag-AgCl), e aplicação de pastas ou géis condutores (ALVAREZ; ROSSETTI, 2015; RUBIANES SILVA, 2017; SCHOMER; SILVA, 2011; WEBSTER, 2006b).

Tabela 1. Bandas de frequência e seus estados normais de aparecimento no EEG.

Banda	Faixa de frequência	Estado normal de aparecimento
Delta	Abaixo de 4 Hz	Em neonatos e bebês ou durante estágios de sono
Teta	4-7 Hz	Na infância e em estados de sonolência
Alfa	8-13 Hz	Em condições de relaxamento ou relativa inatividade mental
Beta	14-28 Hz	Durante intensa atividade mental ou tensão
Gama	30-90 Hz	Processamento sensorial

Podem ser de diferentes tipos e formas, como os eletrodos almofada, em anel ou subdermal, contudo, o mais utilizado é o eletrodo de cúpula (Figura 7). Este eletrodo apresenta diâmetro entre 4 e 10 mm e uma abertura em seu topo, que permite a aplicação de gel condutor (ALVAREZ; ROSSETTI, 2015).

É recomendado que a impedância do eletrodo, definida como a resistência total efetiva a corrente alternada (AC), (NOACHTAR et al., 1999), seja checada antes de cada aquisição e não ultrapasse 10 k Ω (ALVAREZ; ROSSETTI, 2015).



*Figura 7. Eletrodo de cúpula.
Fonte: Arquivo próprio.*

Para maior facilidade de entendimento dos estudos utilizando o EEG, por especialistas na área e demais leitores, existem padronizações do posicionamento e da nomenclatura alfanumérica dos eletrodos (KLEM et al., 1999).

2.6.2 Posicionamento e nomenclatura dos eletrodos

Para o posicionamento dos eletrodos sobre o escalpo, segue-se o padrão determinado pela *International Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, denominado sistema internacional 10-20, ou sistema 10-20, demonstrado na Figura 8. Este sistema determina que o posicionamento dos eletrodos é feito pela mensuração da distância entre pontos de referência sobre a cabeça, usando-se de 10 a 20% da mensuração citada, como distância inter-eletrodos (KLEM et al., 1999; NOACHTAR et al., 1999; SCHOMER; SILVA, 2011). Para o plano medial do crânio, utilizam-se os pontos násio (ponto médio da sutura nasofrontal) e ínio (vértice da protuberância occipital externa), e para o plano perpendicular, os pontos pré-auriculares (depressões na raiz do zigoma, exatamente anteriores ao tragus) (KLEM et al., 1999). Essa configuração, entretanto, não contempla de forma específica todas as áreas corticais. Desta forma, quando eletrodos adicionais são necessários, utiliza-se o sistema internacional padronizado 10-10, ou sistema 10-10, onde a distância de posicionamento entre os eletrodos é de metade da distância padronizada no sistema 10-20 (NOACHTAR et al., 1999). Sendo assim, pode-se utilizar uma combinação de eletrodos que melhor atenda a necessidade de investigação do córtex cerebral, aplicando-se as distâncias padronizadas preconizadas. Uma representação dos sistemas internacionais 10-10 e 10-20 pode ser observada na Figura 8, bem como os pontos de referência utilizados para a mensuração das distâncias.

Para identificação dos eletrodos, estabeleceu-se uma nomenclatura composta por, no máximo, duas letras. Essas letras referem-se as áreas corticais cobertas pelos eletrodos (KLEM et al., 1999; RAMOS, 2017; RUBIANES SILVA, 2017). Os códigos para essa identificação podem ser observados na Tabela 2, apresentada abaixo.

Tabela 2. Identificação dos eletrodos, com referência às áreas corticais cobertas.

Eletrodo	Área
Fp	Frontopolar
F	Frontal
T	Temporal
C	Central
P	Parietal
O	Occipital

Associado às letras que identificam os lóbulos, tem-se ainda um número ou outra letra para identificação do hemisfério onde encontram-se posicionados os eletrodos, onde números ímpares são característicos do hemisfério esquerdo, e números pares representam o hemisfério direito. Para assinalar o vértice do crânio e diferenciá-lo dos hemisférios, aplica-se a letra *z*, em substituição ao termo zero, usado previamente (KLEM et al., 1999; RAMOS, 2017; RUBIANES SILVA, 2017).

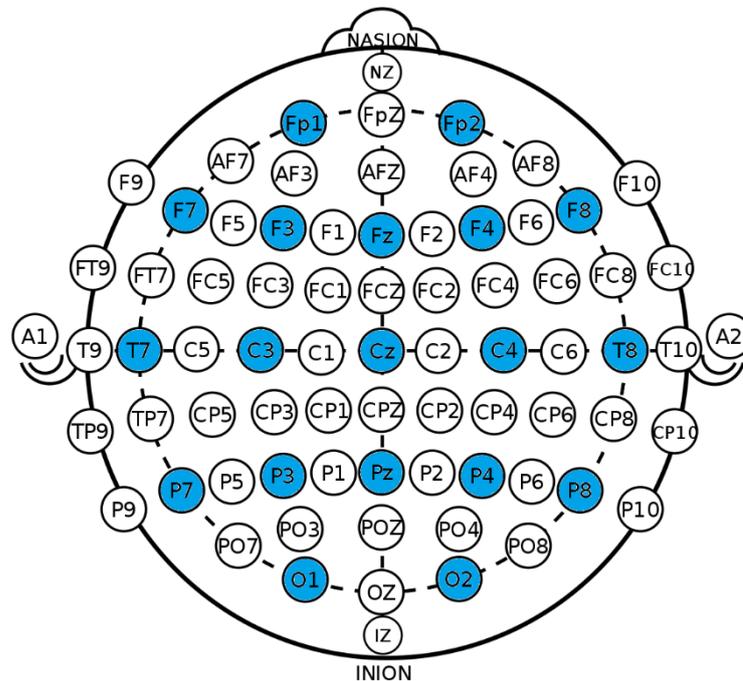


Figura 8. Posicionamento dos eletrodos, de acordo com o sistema internacional 10-10. Destacado em azul, o posicionamento dos eletrodos, de acordo com o sistema internacional 10-20.

Fonte: Modificado da Internet. Domínio público.

2.6.3 Conversão analógico-digital do sinal de EEG

Ao ser digitalizado, o sinal de EEG deve ser amostrado, processo este que consiste no registro de amostras instantâneas da amplitude de um sinal contínuo, a intervalos de tempo regulares (MANOLAKIS; INGLE, 2011). Para tal, sua taxa de amostragem, ou frequência de amostragem (f_s), deve respeitar o teorema de Nyquist, que determina que, para uma adequada representação digital do sinal, necessita-se uma f_s de pelo menos o dobro da maior frequência do sinal. Ao respeitar este teorema, evita-se a ocorrência de *aliasing*, uma distorção nos sinais pela sobreposição de frequências quando o sinal é digitalizado com uma f_s menor do que o dobro da maior frequência presente no sinal (ALVAREZ; ROSSETTI, 2015; MANOLAKIS; INGLE, 2011; NOACHTAR et al., 1999).

Visto anteriormente que pode ser executado em diversos locais, como na UTI, onde diversos equipamentos eletrônicos estão conectados e ativos ao mesmo tempo, o EEG está sujeito a sofrer diferentes tipos de alterações.

2.7 Artefatos

A aquisição de sinais de EEG está submetida à ocorrência de interferências, ou artefatos. Esses artefatos são modificações dos sinais de EEG causadas por elementos externos ao cérebro, como mau funcionamento instrumental (ANGHINAH; BASILE; SCHMIDT, 2006; LI; PRINCIPE, 2006; NOACHTAR et al., 1999). Porém, não resumem-se a problemas instrumentais.

Comumente, os artefatos são divididos em artefatos intrínsecos e extrínsecos. Os intrínsecos, ou fisiológicos, são produzidos por outra atividade fisiológica do corpo do próprio indivíduo, que não a atividade cortical, como por exemplo as movimentações ocular e mandibular, e o próprio sinal de eletrocardiografia (ECG) do indivíduo. Os artefatos extrínsecos, ou não fisiológicos, são originados por fontes externas ao organismo, como, por exemplo, a desconexão entre um eletrodo de aquisição e a superfície corporal, assim como a interferência da rede elétrica, em 60 Hz, ou artefatos devido a estímulos elétricos (ANGHINAH; BASILE; SCHMIDT, 2006; RAMOS, 2017; SÖRNMO; LAGUNA, 2005a).

Essas alterações prejudicam os sinais de EEG, podem afetar eletrodos determinados, dependendo da fonte geradora de interferência, e podem levar a conclusões errôneas quando analisados os sinais (ANGHINAH; BASILE; SCHMIDT, 2006; RAMOS, 2017).

Algumas dessas interferências podem ser prevenidas ou evitadas. Os fatores intrínsecos, como as movimentações musculares, estão comumente relacionados com o comportamento do indivíduo (ANGHINAH; BASILE; SCHMIDT, 2006; RAMOS, 2017). Dito isso, a orientação do indivíduo para evitar movimentar-se de forma desnecessária durante a aquisição dos sinais de EEG poderia minimizar a ocorrência desses artefatos.

Dentre os fatores extrínsecos, a interferência da rede elétrica pode ser minimizada pela blindagem dos cabos de alimentação e pelo afastamento de outras fontes geradoras do mesmo artefato (RAMOS, 2017).

Outro possível artefato, causado pela desconexão entre o eletrodo de aquisição e a superfície corporal, ocorre frequentemente pela secagem do gel condutor aplicado entre as superfícies do eletrodo e da pele (SCHOMER; SILVA, 2011), podendo ser facilmente corrigido por nova aplicação de gel condutor entre as superfícies.

A implementação de métodos computacionais, como filtros ou métodos estatísticos, para exclusão de frequências não geradas pelo cérebro, também é uma medida adotada, quando necessária (ALVAREZ; ROSSETTI, 2015; LI; PRINCIPE, 2006; RAMOS, 2017; TIERRA CRIOLLO, 2001). Como exemplo, pode-se utilizar o sinal de ECG, outro importante fator intrínseco. A contaminação dos sinais de EEG pelo sinal de ECG pode ser evitada pela mudança de posicionamento de eletrodos, quando possível, ou ser registrado de forma concomitante aos sinais de EEG, para posterior eliminação do sinal de ECG, pela aplicação de métodos computacionais (RAMOS, 2017).

Dentre as técnicas computacionais propostas na literatura para a eliminação ou atenuação das possíveis interferências apresentadas, as técnicas fundamentadas na separação cega de fontes (BSS, do inglês *Blind Source Separation*) vêm sendo aplicadas (ALMEIDA, 2013; VOLPI, 2017).

2.7.1 Separação cega de fontes

Aplicadas com o intuito de remover artefatos e identificar as fontes geradoras de sinal, as técnicas de separação cega de fontes (BSS) consistem na recuperação das fontes submetidas a algum tipo de mistura. Essa recuperação ocorre pela observação de sinais misturados por um sistema de mistura desconhecido. O processamento pela BSS pode ser visto na Figura 9.

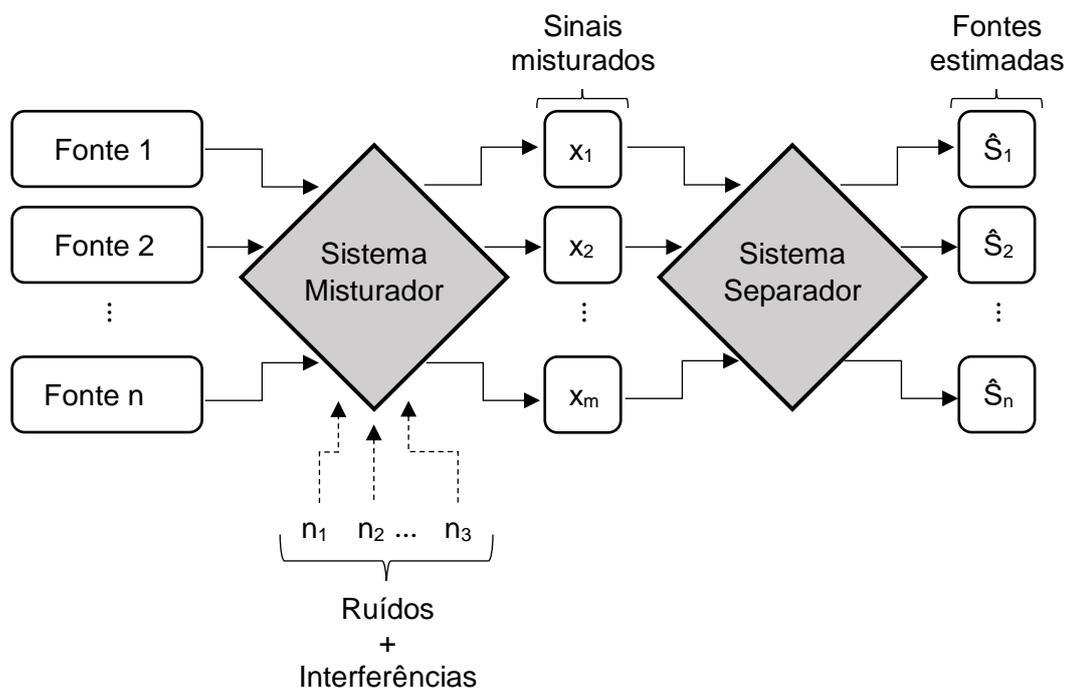


Figura 9. Descrição do problema de separação cega de fontes.
 Fonte: Autoria própria.

Baseando-se no esquema apresentado na Figura 9, a BSS assume que o conjunto de dados observados m -dimensionais $x_m(t)$ são uma representação das misturas, em diferentes proporções, dos sinais n -dimensionais das fontes $S_n(t)$, a cada instante de tempo t . Generalizando tem-se que:

$$x_i(t) = a_{i1}S_1(t) + a_{i2}S_2(t) + \dots + a_{in}S_n(t) \text{ para } i = 1, \dots, m \quad (1)$$

A equação 1 pode ser reescrita na forma matricial:

$$x(t) = A \times S(t) \quad (2)$$

onde $A_{m \times n}$ é a matriz de mistura, ou seja, a matriz dos coeficientes de combinação linear, e $S(t) = [S_1(t) \ S_2(t) \ \dots \ S_n(t)]^T$ e $x(t) = [x_1(t) \ x_2(t) \ \dots \ x_m(t)]^T$ representam os vetores de amostras das fontes e dos sinais misturados observados, respectivamente.

Ao considerar-se que a mistura é ocasionada pela ação da matriz A , propõe-se que o sistema estimador das fontes, a partir das observações, deve ser modelado pelo processo inverso da mistura, de modo que o vetor de sinais estimados \hat{S} é dado pela equação 3:

$$\hat{S}(t) = W \times x(t) \quad (3)$$

onde W é a matriz inversa de $A_{m \times n}$, ou seja:

$$W_{n \times m} = A_{m \times n}^{-1} \quad (4)$$

Sabendo-se que a BSS assume o desconhecimento dos sinais das fontes, a matriz W , ou sistema separador, deve basear-se exclusivamente no modelo a ser considerado como método de mistura, e em alguma informação pressuposta sobre os sinais originais. Com isso, compõe-se um parâmetro de otimização para elaboração do sistema separador (ALMEIDA, 2013).

Diferentes características já foram exploradas na literatura para compor esse parâmetro de otimização, como a independência estatística entre os sinais das fontes, que motivou a Análise por Componentes Independentes (ICA, do inglês *Independent Component Analysis*) (COMON; JUTTEN, 2010a; HYVÄRINEN; KARHUNEN; OJA, 2001), e as características temporais das fontes, como a não-estacionariedade das mesmas. Neste segundo caso, as ferramentas desenvolvidas são baseadas em informações estatísticas, principalmente nas estatísticas de segunda ordem (ALMEIDA, 2013; BRAGA, 2007; COMON; JUTTEN, 2010b; VOLPI, 2017), como a média e a variância.

Visto que diferentes abordagens existem, as características dos sinais a serem processados devem ser consideradas para escolha da abordagem. Sabendo-se que os sinais de EEG são referentes à resposta cerebral e os possíveis ruídos não, assume-se que os sinais

não sejam correlacionados. Assume-se também que os sinais de EEG possuem características temporais que os diferem dos possíveis artefatos (ALMEIDA, 2013).

Para a identificação, separação e remoção de fontes de ruídos provenientes de estímulos elétricos senoidais, geradas por um bioestimulador e inseridas nos registros dos sinais de EEG, vêm-se utilizando os métodos baseados em estatística de segunda ordem (BRAGA, 2007; VOLPI, 2017). O Algoritmo para Extração de Múltiplos Sinais (AMUSE, do inglês *Algorithm for Multiple Unknown Signals Extraction*), algoritmo este baseado em estatística de segunda ordem, vem sendo utilizado como método para remoção do estímulo elétrico citado (VOLPI, 2017).

2.7.2 Algoritmo para extração de múltiplos sinais

O algoritmo AMUSE foi proposto na década de 1990 (TONG et al., 1990), recebendo modificações ao longo do tempo (COMON; JUTTEN, 2010b).

Trabalhando em um ambiente menos restritivo que o associado ao ICA, este algoritmo aborda as fontes quanto a sua descorrelação espacial, não se restringindo quanto às características de gaussianidade ou descorrelação temporal (ALMEIDA, 2013; NASCIMENTO LEITE, 2004; TONG et al., 1990).

O algoritmo AMUSE desenvolve-se sob o conceito de diagonalização conjunta. Deste modo, pode-se dizer que:

$$V^{-1}\Omega_0V^{-T} = \Lambda_0 \text{ e } V^{-1}\Omega_1V^{-T} = \Lambda_1 \quad (5)$$

onde a matriz V diagonaliza conjuntamente as matrizes Ω_0 e Ω_1 , e as matrizes Λ_0 e Λ_1 são diagonais.

A medida de otimização adotada pelo algoritmo AMUSE atua com as matrizes de covariância das fontes $R_{xx}(0)$ e dos sinais observados, com um atraso temporal relativo diferente de zero, $R_{xx}(\delta)$. A técnica baseia-se na diagonalização simultânea das matrizes de covariância:

$$R_{SS} = E\{s(t)s(t)^T\} = \Lambda \quad (6)$$

onde Λ é uma matriz diagonal representativa da variância dos sinais, e

$$R_{xx}(\delta) = E\{x(t+\delta)x(t)^T\} = AR_{SS}(\delta)A^T \quad (7)$$

onde $\delta \neq 0$ e $R_{xx}(\delta)$ é uma matriz diagonal, descorrelacionada, pela hipótese da descorrelação espacial das fontes.

Desta forma, a partir de uma matriz W capaz de diagonalizar as matrizes de covariância dos sinais estimados, tanto para $\delta = 0$ (correspondente ao branqueamento dos sinais estimados) quanto para $\delta \neq 0$ (para obtenção de sinais descorrelacionados para atrasos diferentes de zero), o algoritmo AMUSE busca a recuperação das fontes.

Para a obtenção da matriz W , inicialmente, deve-se obter a matriz de descorrelação espacial, ou seja, deve-se realizar o branqueamento dos sinais:

$$z(t) = Tx(t), \text{ onde } T = R_{xx}^{1/2} \quad (8)$$

Logo após o branqueamento dos sinais, realiza-se a decomposição em valores singulares em uma matriz de covariância com atraso temporal δ da matriz devidamente branqueada:

$$\Omega_\delta = R_{zz}(\delta) = E\{z(t)z^T(t - 1)\} = U\Sigma U^T \quad (9)$$

onde U é uma matriz unitária e Σ uma matriz diagonal.

Em seguida, obtém-se a matriz de separação W :

$$W = \hat{A}^{-1} = U^T T \quad (10)$$

O algoritmo AMUSE apresenta a grande vantagem de não necessitar da estimativa de estatísticas de ordem superior dos sinais. Quanto ao atraso temporal δ , este pode influenciar na separação dos sinais, entretanto sua escolha é feita de forma empírica na maioria dos casos (ALMEIDA, 2013; COMON; JUTTEN, 2010b). Observa-se que, em geral, um atraso $\delta = 1$ amostra resulta em uma separação adequada das fontes com diferentes espectros de potência (NASCIMENTO LEITE, 2004).

2.8 Potenciais evocado e induzido

Ao observar e analisar respostas cerebrais a determinadas perturbações na atividade espontânea cerebral, pode-se compreender mais sobre o funcionamento do cérebro (KATARZYNA; ZYGIEREWICS, 2012).

Na ausência de estímulos, o EEG registrado recebe a denominação de EEG espontâneo, enquanto o EEG registrado como resposta a um estímulo, interno ou externo, é chamado de potencial relacionado a evento (ERP, do inglês *event-related potential*) (KATARZYNA; ZYGIEREWICS, 2012).

Capazes de fornecer informações sobre a resposta cerebral relacionada a um estímulo específico, externo ou interno, os ERPs são usualmente analisados para a investigação do processamento cerebral, principalmente sobre a percepção e a cognição. Também são

empregados na avaliação de vias sensoriais em diferentes patologias, como em doenças psiquiátricas (KATARZYNA; ZYGIEREWICS, 2012).

A atividade cortical pode ser ordenada em potenciais, ou oscilações, evocadas e induzidas. Essas oscilações estão relacionadas temporalmente com o estímulo, ao qual respondem de forma síncrona, designadas de *time-locked*, diferenciando-se com relação ao sincronismo com a fase do estímulo. A oscilação evocada é síncrona com a fase do estímulo, chamada de *phase-locked*, enquanto a oscilação induzida não o é (DAVID; KILNER; FRISTON, 2006).

Para a estimação da oscilação evocada, realiza-se a média entre os ensaios (*trials*) dos sinais de EEG e, então, submetendo-se a média obtida a uma análise tempo-frequência, obtém-se uma resposta relacionada a um evento (DAVID; KILNER; FRISTON, 2006; KATARZYNA; ZYGIEREWICS, 2012). Quanto às oscilações induzidas, realiza-se a análise tempo-frequência a cada ensaio, assim como afere-se a média entre eles. Ao se retirar essa média, referente aos componentes evocados e de fundo do sinal, de cada ensaio, obtém-se a oscilação induzida (DAVID; KILNER; FRISTON, 2006).

Existe um conceito comum de que as oscilações evocadas refletem um estímulo, sincronizado em tempo e fase, enquanto as oscilações induzidas são geradas por algum processo relacionado com a ligação e/ou sincronização neuronal (DAVID; KILNER; FRISTON, 2006).

A hipótese das ligações (ou conexões) entre neurônios sugere que um padrão de disparo coerente poderia induzir uma ampla flutuação nos potenciais de membrana dos neurônios adjacentes, levando a maior facilidade para um disparo síncrono e transferência de informação (DAVID; KILNER; FRISTON, 2006).

Em estudo avaliando a resposta cerebral induzida de participantes sadios motivada por EES de diferentes frequências sobre nervo periférico, Volpi (2017) indicou que a banda beta foi a banda que principalmente apresentou diferentes perfis, ao aplicar a técnica de sincronização e dessincronização relacionada à eventos sobre os sinais de EEG. Isso ocorreu sobretudo nas derivações contralaterais ao sítio de estimulação (mão do membro superior dominante).

Na elaboração de hipóteses sobre o processamento neural, sobre a cognição e a percepção, a teoria da informação desempenha papel importante, podendo ser utilizada na busca por compreensão sobre diversas funções cerebrais (GHAHRAMANI, 2006). Segundo Ghahramani (2006), informação é a redução da incerteza, e por meio da teoria da informação, pode ser quantificada. Para tal, pode-se aplicar o conceito mais fundamental desta teoria, a entropia (GHAHRAMANI, 2006).

2.9 Entropia

O conceito de mensuração estatística da quantidade de informação foi inicialmente apresentado por Shannon (1948), e recebeu a denominação de entropia (GHAHRAMANI, 2006; KATARZYNA; ZYGIEREWICS, 2012; SHANNON, 1948).

Relacionada com a probabilidade de ocorrência de um determinado efeito, a entropia estima a incerteza associada aos possíveis resultados de um evento (GHAHRAMANI, 2006; KATARZYNA; ZYGIEREWICS, 2012).

Observa-se que, se um evento ocorre com baixa probabilidade, este transmite maior quantidade de informação quando comparado a um evento de maior probabilidade de ocorrência.

Assumindo-se que uma variável discreta aleatória P apresenta uma distribuição temporal ($s_t: t = 1, \dots, M$), e p_i é a probabilidade do i -ésimo elemento desse espaço amostral ocorrer, a informação relacionada com a ocorrência desse elemento, I_i , pode ser mensurada por:

$$I_i = \log_2 \left(\frac{1}{p_i} \right) = -\log_2 p_i \quad (11)$$

A entropia de Shannon, frequentemente considerada a mais fundamental (ZANIN et al., 2012), pode ser matematicamente expressa como demonstrado na equação 12:

$$S[P] = -\sum_{i=1}^M p_i \log_2(p_i) \quad (12)$$

Pode-se observar que, para M eventos equiprováveis, onde $p_i = 1/M$, a entropia atinge seu valor máximo, igual a $\log_2 M$ (KATARZYNA; ZYGIEREWICS, 2012; LUNGARELLA et al., 2005; SHANNON, 1948).

A base logarítmica utilizada é a base 2 e, por esta escolha, o *bit* é a unidade de informação mensurada (BRISAUD, 2005; GHAHRAMANI, 2006; LUNGARELLA et al., 2005; SHANNON, 1948).

Entretanto, este método apresenta algumas desvantagens, dentre elas a omissão das relações temporais entre os elementos de uma série temporal, podendo levar à não observação de características da dinâmica do sistema em avaliação. Outras possíveis desvantagens são a suposição de conhecimento prévio sobre o sistema e a modesta caracterização de sistemas altamente não-lineares (ZANIN et al., 2012).

Para transpor essas limitações, Bandt e Pompe (2002) elaboraram um método capaz de ser aplicado em qualquer tipo de série temporal. Combinando os princípios de entropia e

de dinâmica simbólica, elaboraram uma nova maneira de mensurar a complexidade, de forma simples, porém robusta (RIEDL; MÜLLER; WESSEL, 2013), denominada de entropia de permutação (EP) (BANDT; POMPE, 2002).

2.9.1 Entropia de permutação

Zunino et al. (2017) descreve a EP como a entropia de Shannon da sequência original representada de forma simbólica ordenada, onde a ideia principal dessa análise é considerar a ordenação entre os valores da série temporal em vez de considerar os valores propriamente.

Segundo Bandt e Pompe (2002), a EP pode perceber diferenças no comportamento da atividade elétrica cortical, diferenciando-o entre regular e aleatório. Com isso, quando aplicada nos sinais de EEG, podem-se identificar atividades transitórias na dinâmica dos sinais (BANDT; POMPE, 2002).

A EP decompõe a série temporal do EEG em uma sequência de padrões ordinais, que descrevem uma relação ordenada entre o instante presente e uma quantidade determinada de instantes passados equidistantes (FERLAZZO et al., 2014).

O cálculo desta entropia é dependente de alguns parâmetros, a dimensão embutida n e o atraso temporal τ . Dada uma série temporal $X = (x_t: t = 1, \dots, T)$, cria-se vetores com n elementos consecutivos, distanciados em τ , definidos como $(X_t, X_{(t+\tau)}, \dots, X_{t+(n-1)\tau})$, com t variando ao longo da série.

Estipulam-se padrões ordinais de permutação π_k , observando-se a distribuição dos elementos dentro dos vetores criados. Usualmente inicia-se o índice $k = 0$ dos padrões ordinais com a sequência crescente dos elementos no vetor de permutação. Após a criação dos padrões ordinais, com $k = 0$ a $(n! - 1)$, determina-se a probabilidade de os mesmos ocorrerem, calculando-se, em seguida, a EP pela equação 13:

$$H(n) = -\sum_{k=0}^{n!-1} p(\pi_k) \log_2 p(\pi_k) \quad (13)$$

onde a soma acontece nas $n!$ permutações π_k de ordem n possíveis, e $p(\pi_k)$ é a frequência relativa da permutação π_k .

Este somatório representará a informação compreendida entre os n valores sucessivos da série temporal X . Para tal, teremos como limites $0 \leq H(n) \leq \log_2 n!$, onde o limite inferior indicará um sistema de maior determinismo, enquanto o limite superior indicará um sistema completamente aleatório, dentro do qual existe a mesma possibilidade de ocorrência de todas as $n!$ permutações possíveis (BANDT; POMPE, 2002; ZUNINO et al.,

2017). Dito isto, observa-se que haverá alguma dinâmica na série temporal quando $H(n) < \log_2 n!$ (BANDT; POMPE, 2002).

Visto que a PE pode atingir o limite máximo de $\log_2 n!$, usualmente é normalizada, seguindo a equação 14:

$$H_{norm}(n) = \frac{H(n)}{\log_2 n!} = -\frac{1}{\log_2 n!} \sum_{k=0}^{n!-1} p(\pi_k) \log_2(\pi_k) \quad (14)$$

Feito isto, os limites de $H_{norm}(n)$ estarão entre 0 e 1.

Bandt e Pompe (2002) relatam que, em seus experimentos, $H(n)$ aumenta quase que linearmente com n . Porém, um n muito elevado pode fazer com que não sejam observadas todas as mudanças de estado do sistema.

Na EP, quando alguns padrões ordinais apresentam-se com maior frequência que outros, a estimativa da EP decresce, mostrando que o sinal analisado é mais previsível e menos aleatório (ZUNINO et al., 2017).

Quanto ao atraso temporal τ , sendo seu valor muito elevado, menor será a correlação entre uma amostra e a seguinte dentro de um vetor. Utiliza-se com frequência um atraso temporal $\tau = 1$ para sinais de EEG (RIEDL; MÜLLER; WESSEL, 2013).

Admitindo-se, por exemplo, uma série temporal $X = (5, 9, 4, 6, 8, 3, 7, 2, 4)$, com $T = 9$ amostras, para $n = 2$ e $\tau = 1$, pode-se construir os seguintes padrões de permutação, apresentados na Tabela 3.

Observa-se que dois padrões de permutação serão possíveis, havendo cinco vetores com o padrão ordinal 01, onde o primeiro elemento é menor que o incremento, e três vetores com o padrão ordinal 10, com o incremento menor que o primeiro elemento.

Tabela 3. Padrões ordinais para a série temporal X, com dimensão embutida $n = 2$ e atraso temporal $\tau = 1$.

Padrões ordinais	Índice simbólico	Incremento
01	0	$\Delta x_1 < 0$
10	1	$\Delta x_1 > 0$

Observa-se então o cálculo da estimativa de EP na equação 15.

$$H(2) = -\left(\frac{5}{8}\right) \cdot \log_2\left(\frac{5}{8}\right) - \left(\frac{3}{8}\right) \cdot \log_2\left(\frac{3}{8}\right) \approx 0.9544 \quad (15)$$

Com a mesma série temporal X , para $n = 3$ e $\tau = 1$, os padrões ordinais serão apresentados na Tabela 4:

Tabela 4. Padrões ordinais para a série temporal X , com dimensão embutida $n = 3$ e atraso temporal $\tau = 1$.

Padrões ordinais	Índice simbólico	1º incremento	2º incremento
012	0	$\Delta x_1 > 0$	$\Delta x_2 > 0$
021	1	$\Delta x_1 < 0$	$\Delta x_2 < 0$; $ \Delta x_2 < \Delta x_1 $
102	2	$\Delta x_1 > 0$	$\Delta x_2 > 0$; $ \Delta x_2 > \Delta x_1 $
120	3	$\Delta x_1 > 0$	$\Delta x_2 < 0$; $ \Delta x_2 > \Delta x_1 $
201	4	$\Delta x_1 < 0$	$\Delta x_2 > 0$; $ \Delta x_2 < \Delta x_1 $
210	5	$\Delta x_1 < 0$	$\Delta x_2 < 0$

Com $n = 3$, seis padrões de permutação serão possíveis (Figura 10), havendo neste exemplo um vetor com o padrão ordinal 012, três vetores com o padrão 120 e três vetores com o padrão 201. Logo, o cálculo da estimativa de EP será dado por:

$$H(3) = -\left(\frac{1}{7}\right) \cdot \log_2\left(\frac{1}{7}\right) - 2 \cdot \left(\frac{3}{7}\right) \cdot \log_2\left(\frac{3}{7}\right) \approx 1.448 \quad (16)$$

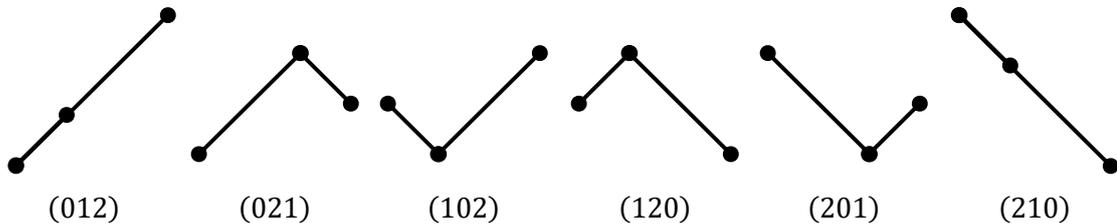


Figura 10. Possíveis padrões ordinais para $n = 3$.
Fonte: Autoria própria.

Riedl, Müller e Wessel (2013), em sua revisão, demonstraram que os valores do parâmetro dimensão n , para aplicação em sinais de EEG, variaram de 2 a 20. De acordo com Bandt e Pompe (2002), recomenda-se uma dimensão n entre 3 e 7, para fins práticos.

Sabendo-se que a dimensão n a ser utilizada durante a estimativa da EP pode interferir nas estimativas obtidas, deve-se determiná-lo para o sistema onde será aplicado. Um dos métodos considerados consistentes para a determinação deste parâmetro é o método geométrico dos falsos vizinhos mais próximos (AL-QAZZAZ et al., 2018; GAO; HU; TUNG, 2012). Esse classificador vem sendo utilizado na categorização de sinais biomédicos, como desordens cerebrais e demência, devido ao seu desempenho e precisão (AL-QAZZAZ et al., 2018).

2.9.2 Método dos falsos vizinhos mais próximos

Proposto por Kennel, Brown e Abarbanel (1992), o método dos falsos vizinhos mais próximos (FNN) determina qual a dimensão n adequada a ser aplicada para a estimativa da EP. Neste método, considera-se a reconstrução de uma série temporal na forma de vetores

com um atraso temporal τ , dentro de um espaço n dimensional, capaz de permitir a observação da dinâmica do sistema.

Para que seja observada a dinâmica de um sistema não linear, reconstrói-se o espaço onde uma série temporal deste sistema se encontra, com um atraso temporal, transformando seus elementos observados da seguinte forma: $x(i) = x(t_0 + i\Delta t)$, onde i representa a posição do i -ésimo elemento da série temporal, t_0 o instante de tempo inicial e Δt o deslocamento temporal do elemento. Dessa forma, criam-se coordenadas para a geração do espaço n -dimensional. No método FNN, são criados vetores com atraso temporal para a geração da órbita espacial do sistema. Para demarcar a órbita do sistema, também denominada de atrator no método FNN, utiliza-se a equação 17:

$$y(i) = (x(i), x(i + \tau), \dots, x(i + (n - 1)\tau)) \quad (17)$$

Criado o espaço n -dimensional, o método FNN identifica os falsos vizinhos mais próximos. Os falsos vizinhos são os vetores temporais que encontram-se próximos aos vetores adjacentes apenas pelo fato de que a dimensão n onde encontram-se embutidos é muito pequena, sendo incapazes de refletir a dinâmica sistêmica. Ou seja, o método FNN classifica se um vetor é um falso vizinho pela distância entre o vetor avaliado e os vetores adjacentes a ele.

Dada uma série temporal X_t , onde $t = 0, 1, \dots, T - 1$, constroem-se vetores com n elementos, distanciados entre si em τ , aplicando-se valores variáveis de n e invariáveis e pré-determinados de τ . Criam-se, então, os vetores $X(v)$, onde v representa o v -ésimo vetor criado, da seguinte forma:

$$X(v) = [X_t, X_{t+\tau}, \dots, X_{t+(n-1)\tau}] \quad (18)$$

Sendo FNN um método geométrico, calcula-se o quadrado da distância euclidiana R_n entre o vetor v em análise e seus vizinhos r mais próximos, dentro de n -dimensões:

$$R_n^2(v, r) = \sum_{k=0}^{n-1} [X(v + k\tau) - X^{(r)}(v + k\tau)]^2 \quad (19)$$

onde $X^{(r)}(v)$ representa o vizinho de $X(v)$.

Calcula-se, então, a distância entre os vetores $X(v)$ e $X^{(v)}(v)$ na dimensão $n + 1$. Ao se deslocarem os vetores da dimensão n para a dimensão $n + 1$, espera-se um aumento na distância entre os vetores e, assumindo-se um limite para essa distância, R_{tol} , determina-se um critério para identificar os falsos vizinhos. Pode-se calcular esse aumento entre as distâncias pela equação 20:

$$\sqrt{\frac{R_{n+1}^2(v, r) - R_n^2(v, r)}{R_n^2(v, r)}} > R_{tol} \quad (20)$$

Kennel, Brown e Abarbanel (1992) descrevem em seu trabalho que $R_{tol} \geq 10$ é um limite capaz de identificar de forma evidente os falsos vizinhos. Entretanto, os próprios autores relatam que este critério sozinho não é capaz de determinar uma dimensão n apropriada, e estabelecem um segundo critério.

Ao se aumentar a dimensão embutida para uma série com dados limitados, observa-se que a distância $R_n(v) \equiv R_n(v, r = 1)$ torna-se comparável ao tamanho do atrator, R_A , que é o desvio-padrão da série temporal X_t . Sendo assim, o vizinho mais próximo do vetor $X(v)$ não estaria realmente próximo a ele. Caso este vizinho mais próximo seja um falso vizinho, a distância $R_{n+1}(v)$ será de aproximadamente $2R_A$. Sabendo-se que $R_{(n+1)}(v) \approx 2R_A$, se estabelece o segundo critério, A_{tol} , que consiste em um limite para a relação entre as distâncias $R_{n+1}(v)$ e R_A para considerá-lo um falso vizinho, como demonstrado abaixo, na equação 21:

$$\frac{R_{n+1}(v, r=1)}{R_A} > A_{tol} \quad (21)$$

Aplicados os critérios descritos, considera-se um falso vizinho quando ambos os critérios não são atendidos, e a dimensão embutida n como ideal quando esta apresenta a quantidade de falsos vizinhos mais próxima de zero.

2.9.3 Aplicação da entropia de permutação em sinais biomédicos

A EP vem sendo aplicada sobre sinais fisiológicos de eletrocardiografia (ECG), na análise e classificação da variabilidade da frequência cardíaca (ROCHA, 2013), e sobre sinais de EEG, visando à identificação de alterações na dinâmica cortical em diferentes situações, como em investigações durante o uso de agentes anestésicos (LI; CUI; VOSS, 2008), epilepsia (FERLAZZO et al., 2014; LI; OUYANG; RICHARDS, 2007) ou para predição de movimento (AMORIM, 2016).

Outra situação onde a EP vem sendo aplicada em sinais de EEG é a estimulação sensório-motora. Liquori (2017), ao aplicar uma estimulação visual dinâmica pela utilização de um cenário virtual e analisar os sinais de EEG registrados durante esta estimulação, com a utilização da EP, observou que, na faixa de frequência de 1 a 40 Hz, houve variação na complexidade dos sinais de EEG nas derivações occipitais, parietais e centrais.

Em estudo avaliando a complexidade dos sinais de EEG nas bandas alfa e beta em participantes sadios e pós-AVC isquêmico, durante um período de repouso, aplicando a entropia amostral, Liu et al. (2016) observou que a complexidade na banda beta foi superior à dos participantes sadios nas derivações estudadas (eletrodos posicionados de acordo com

o sistema internacional 10-20). Por outro lado, a banda alfa apresentou complexidade inferior à complexidade dos indivíduos sadios.

Da Silva (2018) comparou as estimativas de EP dos sinais de EEG de oito pacientes pós-AVC após a realização de uma tarefa motora e uma tarefa de imagética motora. O autor comparou as estimativas de EP de sinais de EEG de três momentos: antes da realização das tarefas, após a reabilitação e após um período de follow-up (após um mês de reabilitação com imagética motora). Para a condição imagética motora, não foram encontradas diferenças entre as estimativas de EP das bandas alfa e beta dos sinais de EEG dos indivíduos pós-AVC. Entretanto, para as mesmas bandas do sinal de EEG na condição de realização de uma tarefa motora, três indivíduos apresentaram maiores estimativas de EP após a realização da tarefa, nas derivações frontais e centrais estudadas, principalmente no período de follow-up.

3 Materiais e Métodos

Este estudo consiste em um desenho transversal descritivo de uma série de casos, onde investigou-se a percepção psicofísica e a resposta cortical em indivíduos pós-AVC crônico a um estímulo elétrico periférico com forma de onda senoidal. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRJ, de parecer número CAAE: 98312818.4.0000.5257.

3.1 Participantes

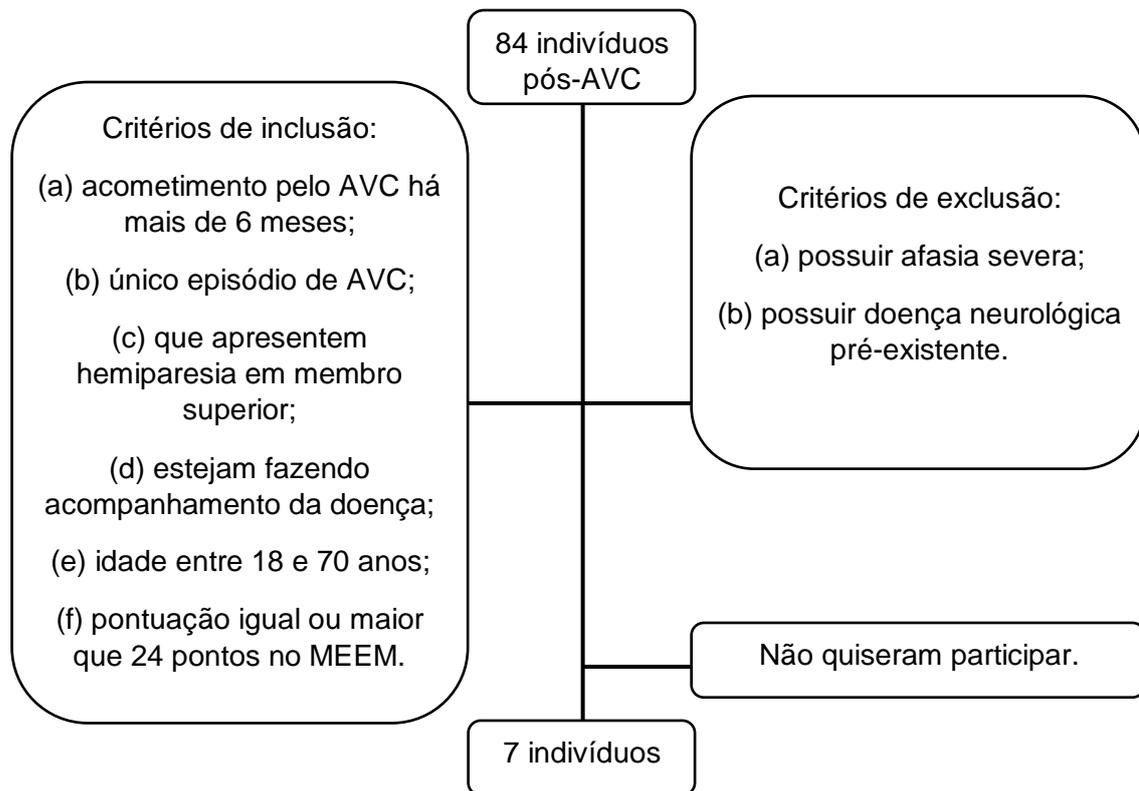
A pesquisa foi realizada em dois grupos, um grupo controle, composto por voluntários saudáveis, e um grupo experimental, composto por indivíduos acometidos pelo AVC, com sequelas em membro superior.

O grupo controle foi constituído por 25 voluntários saudáveis (13 mulheres), com idades entre 19 e 35 anos (média de 27 ± 4 anos), sem histórico de doenças neurológicas ou de uso de medicamento que interferisse na percepção sensorial. Os dados correspondentes a este grupo foram coletados durante a pesquisa de dissertação de Volpi (2017) e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRJ com parecer número CAAE: 44944515.4.0000.5257. Todos os indivíduos consentiram sua participação previamente, por escrito, assinando o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE).

Os participantes do grupo experimental apresentavam diagnóstico médico de AVC, e foram incluídos com base nos seguintes critérios (Fluxograma 1): (a) acometimento pelo AVC há mais de 6 meses; (b) único episódio de AVC; (c) que apresentem hemiparesia em membro superior; (d) estejam fazendo acompanhamento da doença; (e) idade entre 18 e 70 anos; (f) pontuação igual ou maior que 24 pontos no mini exame de estado mental (MEEM). Os critérios de exclusão foram: (a) possuir afasia severa ou (b) doença neurológica pré-existente. Os indivíduos participantes do grupo experimental ($n = 7$, sendo 5 homens), com idade entre 36 e 70 anos (média de 53 ± 11 anos), foram recrutados pelo departamento de fisioterapia de um Hospital Universitário, onde os índices foram aferidos por um profissional com experiência em reabilitação de indivíduos pós-AVC.

Os experimentos foram realizados em sala climatizada com temperatura entre 22 e 25°C e luz amena. Após a leitura e assinatura do TCLE, os participantes responderam ao Inventário de Edinburgo, para determinação da lateralidade. Os indivíduos foram, então, posicionados sentados em poltrona confortável, com os antebraços em pronação, sendo

orientados a manter-se de olhos abertos e o mais relaxado possível durante todo o experimento.



Fluxograma 1. Apresentação dos critérios de inclusão e exclusão dos participantes do grupo experimental.

3.2 Desenho experimental

Para o grupo controle, o desenho experimental ocorreu conforme descrito por Volpi (2017), consistindo de duas partes: (a) mensuração do LS dos participantes aos estímulos de 5 Hz e 3 kHz, aplicados em ordem aleatória e; (b) aquisição dos sinais de EEG durante conjuntos de blocos de estimulação (BE). Cada BE compreendeu um estímulo de 4 segundos de duração e 6 segundos sem estimulação, e cada conjunto era formado por 25 BE. Para cada frequência de estimulação variou-se a intensidade do estímulo aplicado, com 1,2 vezes o LS aferido, 2 vezes o LS e, 3 vezes o LS. Os conjuntos de 25 BE foram realizados nesta ordem específica, com intervalo de um minuto entre os mesmos, buscando minimizar uma acomodação sensitiva periférica.

Todos os participantes foram orientados a interromper o experimento quando desejassem, sendo incluídos no estudo apenas se completassem, no mínimo, um conjunto de 25 BE de cada intensidade. Foram realizados, no máximo, dois conjuntos de BE de cada intensidade, por indivíduo.

O desenho experimental para o grupo pós-AVC também consistiu de duas etapas: (a) mensuração do LS, porém somente ao estímulo de 3 kHz e; (b) aquisição dos sinais de EEG durante esta frequência com intensidade de 2 vezes o LS, em pelo menos um conjunto de 25 BE. Para este grupo adotou-se um limite de segurança tendo como LS máximo 3 mA. Este procedimento foi realizado para ambos os membros superiores em ordem aleatória. Os participantes do grupo experimental também foram orientados a interromper o experimento quando desejassem, sendo incluídos no estudo apenas se completassem, no mínimo, um conjunto de 25 BE. Realizou-se, no máximo, dois conjuntos de 25 BE, em cada membro superior.

A justificativa para a escolha de uma única frequência de estimulação para o grupo pós-AVC encontra-se no fato de que a permanência destes indivíduos na posição sentada, para coleta dos sinais de EEG, tornava-se incômoda para os participantes com o prolongamento do tempo de realização do protocolo experimental. Assim, com uma média de tempo de 75 minutos para aplicação do protocolo para estes participantes, optou-se por uma única frequência. Desta forma, considerou-se os resultados de estudo anterior (SANTOS, 2014), onde foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os LS dos membros superiores de indivíduos pós-AVC e de indivíduos saudáveis, para a frequência de 3 kHz. Com isso, a frequência de 3 kHz foi escolhida para este protocolo experimental para o grupo pós-AVC.

3.2.1 Eletrodos de Estimulação

Os eletrodos utilizados foram do tipo *spike* e *ring* (Figura 11), para as frequências de 5 Hz e 3 kHz, respectivamente, posicionados sobre a fossa radial, também chamada de tabaqueira anatômica (Figura 12), objetivando estimular o ramo superficial do nervo radial. O eletrodo do tipo *spike* foi composto por um anodo de disco de ouro, com 10 mm de diâmetro, e um catodo com base circular plana de 11,3 mm de diâmetro e centro cônico, em prata. O anodo foi posicionado a uma distância de 2 cm do catodo. O eletrodo *ring* foi composto por um anodo em forma de aro, com 9 mm de diâmetro externo e 7 mm de diâmetro interno, e um catodo em forma de disco, com 2 mm de diâmetro. Antes do posicionamento dos eletrodos sobre a pele, foi realizada limpeza e abrasão da região com álcool 70%, e aplicado gel de condução a base de água.

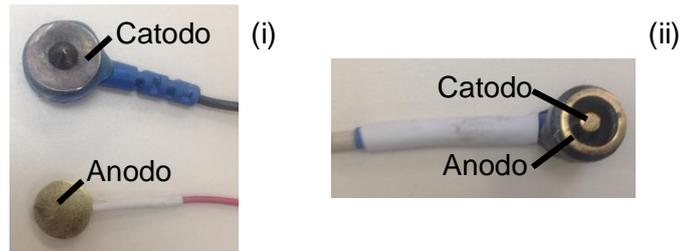


Figura 11. Eletrodos do tipo (i) spike e (ii) ring.
 Fonte: Arquivo próprio.

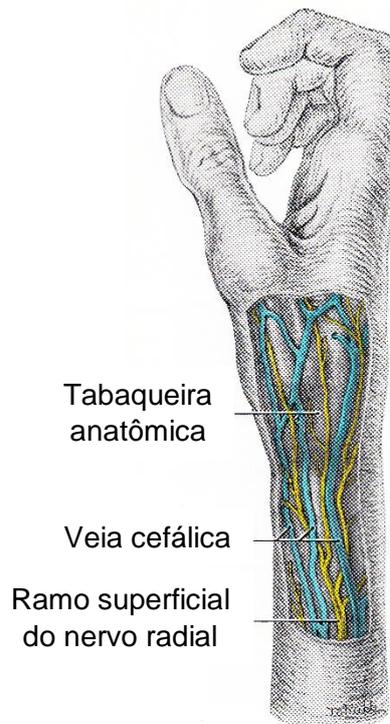


Figura 12. Demonstração da tabaqueira anatômica.
 Fonte: Internet. Domínio público.
 Disponível em: <https://commons.wikimedia.org/>

3.2.2 Sistema de estimulação elétrica

O sistema de estimulação utilizado foi desenvolvido na Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). O Neurostim (Figura 13) gera estímulos elétricos com frequências entre 1 e 5 kHz, com uma resolução de 8 μ A, atingindo a corrente máxima de 8 mA, de forma programável (MARTINS et al., 2013). Com este equipamento, valores como frequência de estimulação, a fase, a forma de onda, tempo de estimulação e repouso e a intensidade do estímulo podem ser programados.

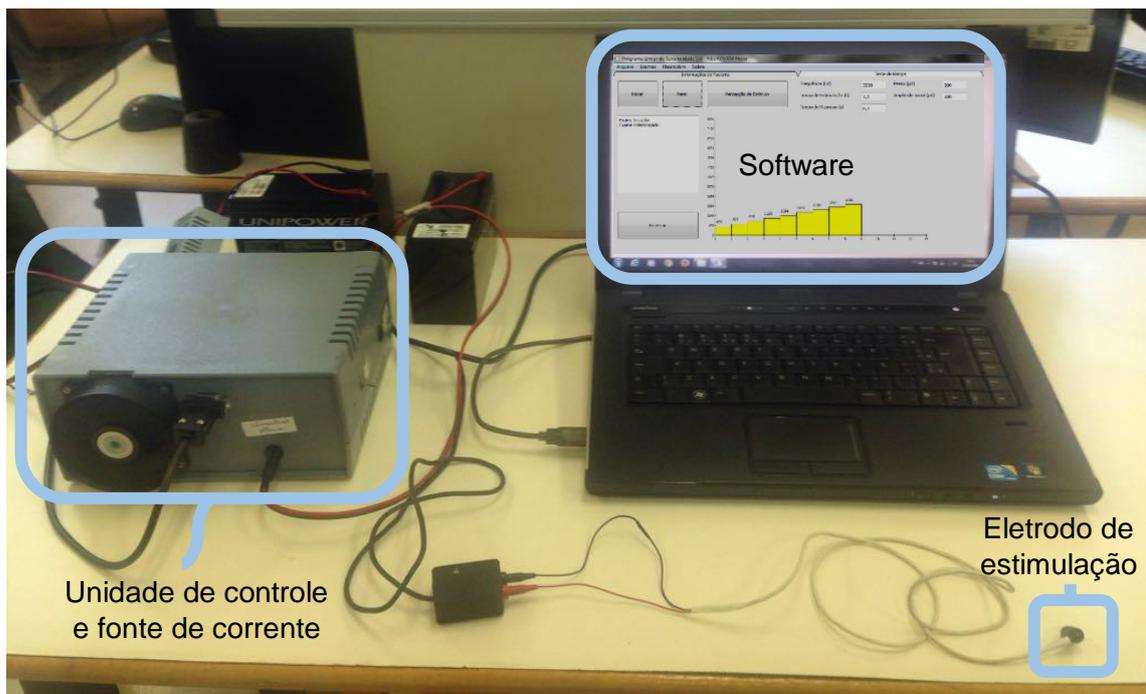
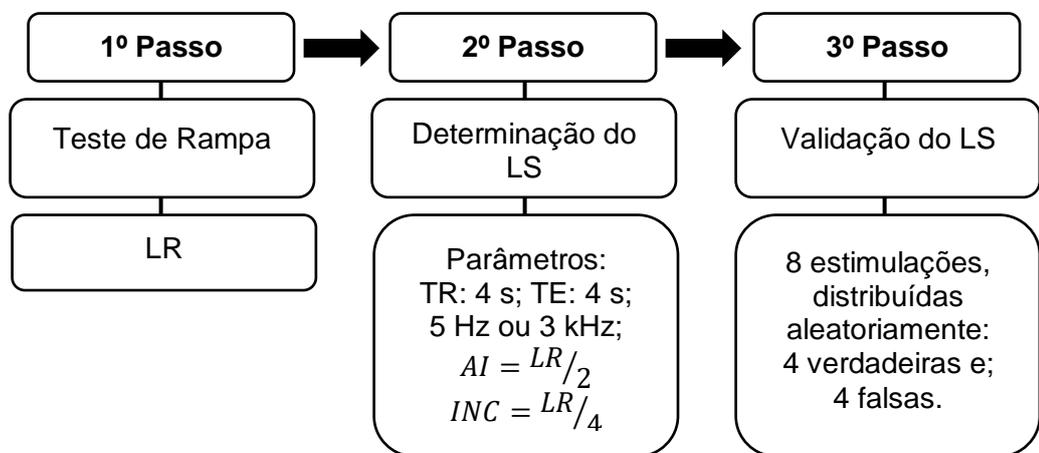


Figura 13. Sistema de estimulação Neurostim.
 Fonte: Arquivo próprio.

3.2.3 Determinação do limiar de percepção sensorial

O protocolo de estimulação para avaliação do LS seguiu a metodologia recomendada por Martins (2013). Compreendeu, inicialmente, o teste de rampa, no qual um valor ainda grosseiro para o limiar do participante foi determinado e utilizado em uma segunda etapa, no teste da mensuração do LS. Para melhor entendimento, o protocolo foi dividido em três passos, demonstrados no Fluxograma 2.



Fluxograma 2. Determinação do limiar de percepção sensorial.
 LR: Limiar de rampa; TR: Tempo de repouso; TE: Tempo de estimulação; AI: Amplitude inicial e; INC: Incremento inicial.

1º passo – Limiar de rampa (LR): Consiste em uma avaliação rápida do limiar, onde só é possível controlar a frequência de estimulação senoidal (Figura 14). O teste de rampa funciona de forma que o valor da amplitude é incrementado continuamente até que o voluntário faça uma indicação da percepção ao estímulo de 3 kHz. No caso dos participantes saudios a indicação foi realizada pressionando um botão de percepção. No grupo experimental a indicação foi verbal, sendo o botão de percepção acionado pelo avaliador.

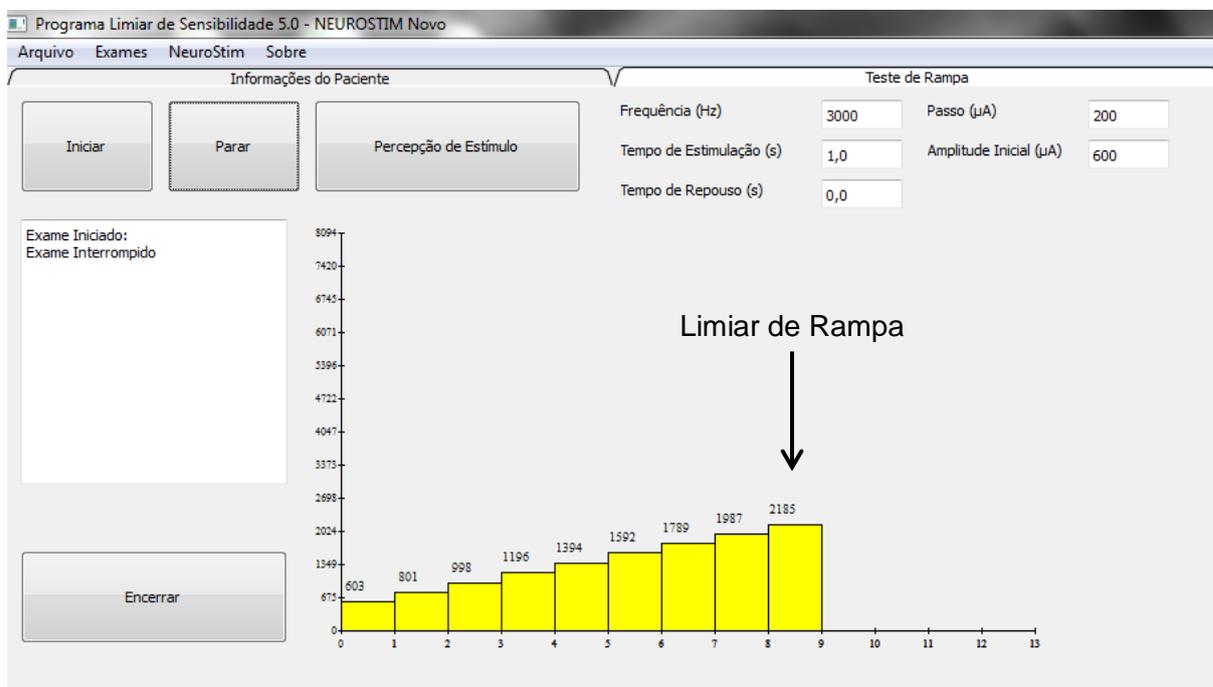


Figura 14. Interface para o teste de rampa.
Fonte: Arquivo próprio.

2º passo – Determinação do Limiar de Sensibilidade (LS): O valor de LR foi utilizado como referência para inferir o LS do participante. A amplitude inicial (AI) para determinar o LS foi o 50% do valor de LR. A cada novo estímulo a AI foi incrementada, sendo o incremento inicial (INC) de 25% do LR, até que o indivíduo indicasse a percepção do estímulo. Então, esta amplitude foi decrementada em $INC/2$. Se o indivíduo deixar de perceber o estímulo, um novo incremento será adicionado, com valor de $INC/4$. Este processo ocorre até que o incremento atinja o valor mínimo da resolução de 8 µA. Neste momento, a amplitude do estímulo corresponde ao do LS, como pode ser visto na Figura 15. Para a determinação do LS, o tempo de duração do estímulo (TE) e de repouso entre estímulos (TR) foram de 4 segundos cada.

3º passo – Validação do LS: Foram aplicados 4 estímulos com amplitude de $1,1 \times LS$ e 4 estímulos placebo (intensidade igual a zero). Se o participante respondeu corretamente a seis dos oito estímulos, o valor mensurado do LS foi validado (Figura 15).

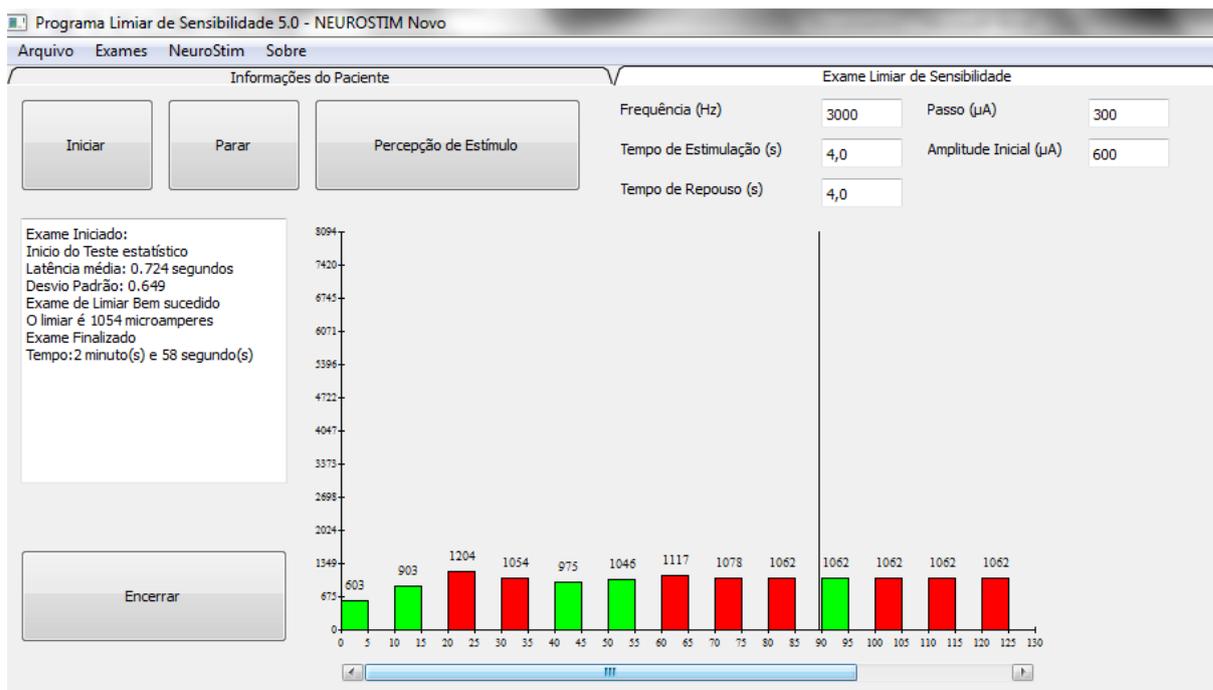


Figura 15. Determinação do valor do limiar de percepção sensorial e etapa de validação (após linha vertical), com TR e TE de 4 segundos. Os blocos vermelhos identificam as estimulações percebidas pelos participantes, enquanto os blocos verdes identificam as estimulações não percebidas. Fonte: Arquivo próprio.

3.2.4 Avaliação cognitiva

Imediatamente após a aplicação do protocolo de determinação do LS e dos conjuntos de BE, os participantes foram inquiridos quanto à sensação percebida. Solicitou-se que os participantes selecionassem exatamente três palavras, contidas em uma lista de oito palavras, dispostas de forma aleatória em um cartaz, mantido diante dos participantes durante todo o procedimento.

O cartaz continha quatro palavras que correspondiam a sensações associadas a fibras do tipo Aβ (Agrupamento X) e quatro palavras associadas a sensações relacionadas a fibras do tipo Aδ e C (Agrupamento Y), como pode ser visto na Tabela 5.

A percepção da sensação foi classificada como do grupo X, se pelo menos duas correspondiam as fibras Aβ, caso contrário seria classificada como do grupo Y.

Tabela 5. Agrupamento das sensações descritas.

Agrupamento	Sensações descritas
X	Pressão, contração, formigamento e vibração
Y	Calor, coceira, picada e agulhada

As palavras e seus agrupamentos foram predeterminados (PIMENTEL et al., 2006; TIERRA-CRIOLLO et al., 2006) e aplicados em outros estudos (MARTINS, 2013; MARTINS et al., 2013; SOUZA, 2016; VOLPI, 2017).

3.2.5 Aquisição dos sinais de EEG

Esta etapa consistiu na aquisição dos sinais de EEG durante a estimulação elétrica em regime permanente sobre o ramo superficial do nervo radial, nas intensidades de 1,2, 2 ou 3 vezes o LS, nessa ordem, para os participantes sadios e, 2 vezes o LS para os participantes pós-AVC.

Nesta etapa, o TR foi alterado para 6 segundos, e o TE mantido com 4 segundos. Assim, tem-se um BE de 10 segundos, sendo então aplicados dois conjuntos de estimulação (Figura 16).

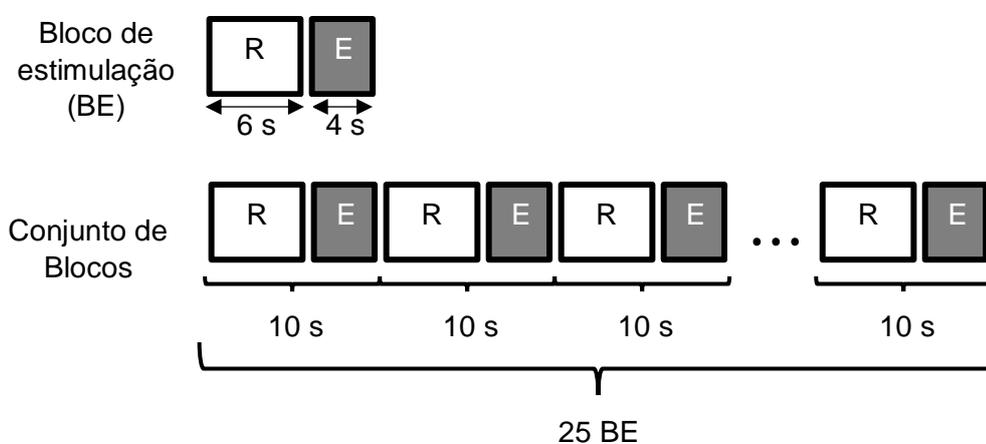
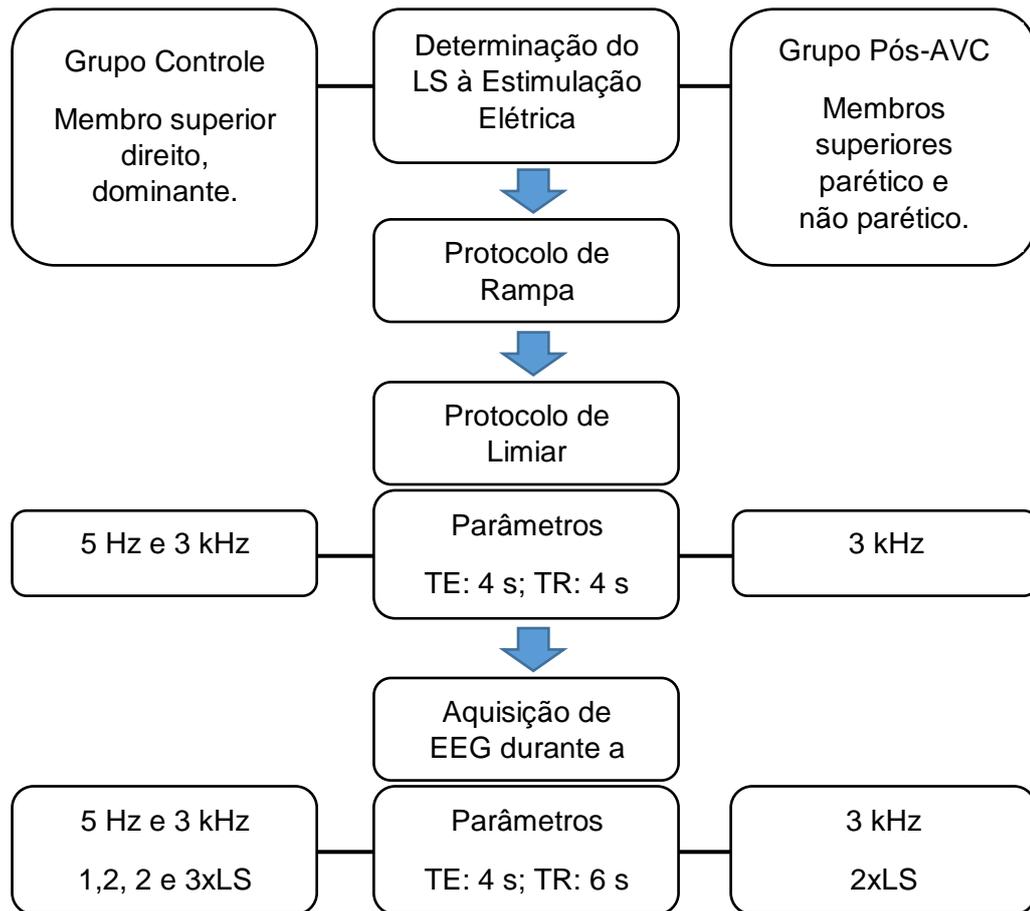


Figura 16. Demonstração da composição do bloco de estimulação e de um conjunto de blocos. R: Tempo de repouso; E: Tempo de estimulação. Fonte: Autoria própria.

O Fluxograma 3 apresenta a sequência de estimulação e aquisição dos sinais de EEG e seus parâmetros.



Fluxograma 3. Sequência de estimulação elétrica e aquisição dos sinais de EEG para os participantes dos grupos controle e pós-AVC.

LS: Limiar sensitivo; TE: Tempo de estimulação, e; TR: Tempo de repouso.

Os sinais de EEG foram obtidos com 14 eletrodos localizados no couro cabeludo, utilizando um subconjunto do sistema internacional 10-10 (Figura 17), nas áreas frontal (F3, Fz e F4), central (C3, CP3, Cz, CPz, C4 e CP4), temporal (T3 e T4) e parietal (P3, Pz e P4). Os pontos correspondentes ao S₁ são CPz, CP3 e CP4, aqui denominadas de Cz', C3' e C4', respectivamente. A referência foi posicionada em Fz e o eletrodo terra na região frontal (2 cm acima do ponto násion). Um 15º eletrodo foi posicionado sobre o antebraço do membro superior (eletrodo AB) a ser estimulado do participante, a 2 cm da prega do cotovelo, para captação do estímulo aplicado. Os sinais registrados com este eletrodo (AB) foram utilizados para determinação dos pontos de sincronismo para os sinais de EEG, e como referência de interferência da estimulação na tentativa de remoção dos artefatos.

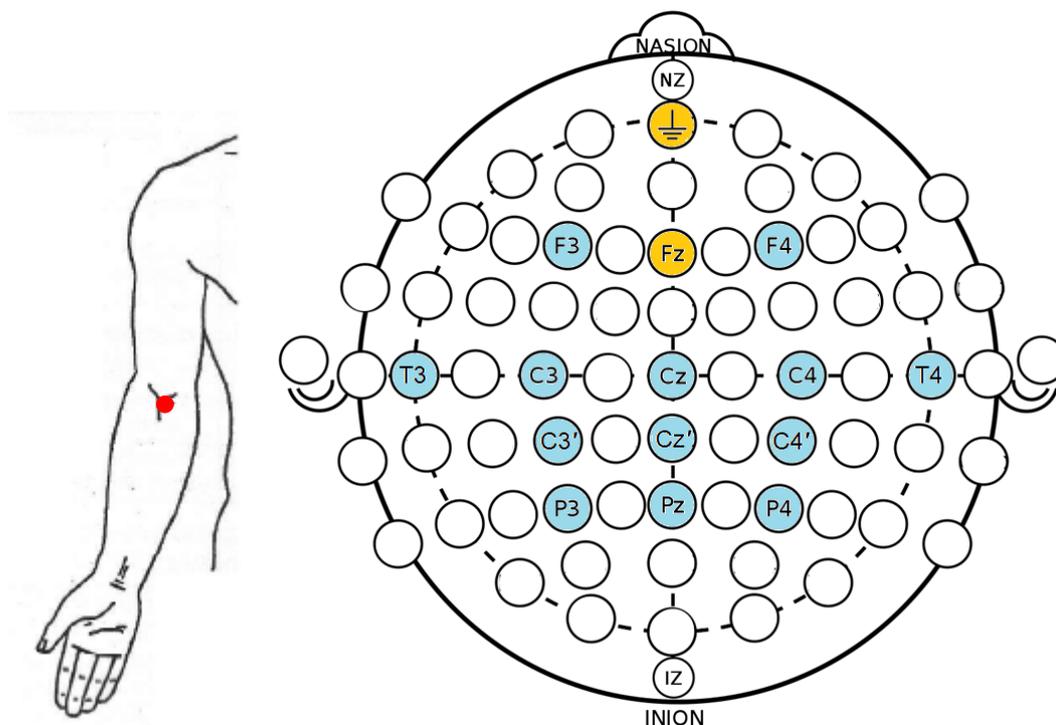


Figura 17. Posicionamento dos eletrodos no subconjunto do sistema internacional 10-10 e eletrodo posicionado sobre o antebraço.

Em amarelo, a derivação Fz, utilizada como referência para o sistema, e o eletrodo posicionado 2 cm acima do Násio, utilizado como eletrodo-terra para o sistema. Em vermelho, o eletrodo posicionado sobre o antebraço (AB). Os demais eletrodos, em azul, são os eletrodos de aquisição.

Fonte: Modificado da internet. Domínio público.

Entre os conjuntos de 25 BE, era inquirido ao participante quais sensações ele havia percebido, sua intensidade e uma breve descrição do tipo de sensação percebida (picada, agulhada, formigamento, queimação, pressão e vibração).

3.2.6 Sistema de aquisição de sinais

O sistema de aquisição de sinais biológicos utilizado para este estudo foi desenvolvido em parceria entre o Laboratório de Processamento de Sinais e Imagens Médicas (LAPIS/COPPE/UFRJ) e o Núcleo de Estudos e Pesquisa em Engenharia Biomédica (NEPEB/UFMG) e apresenta-se descrito em detalhes por Larrea (2015).

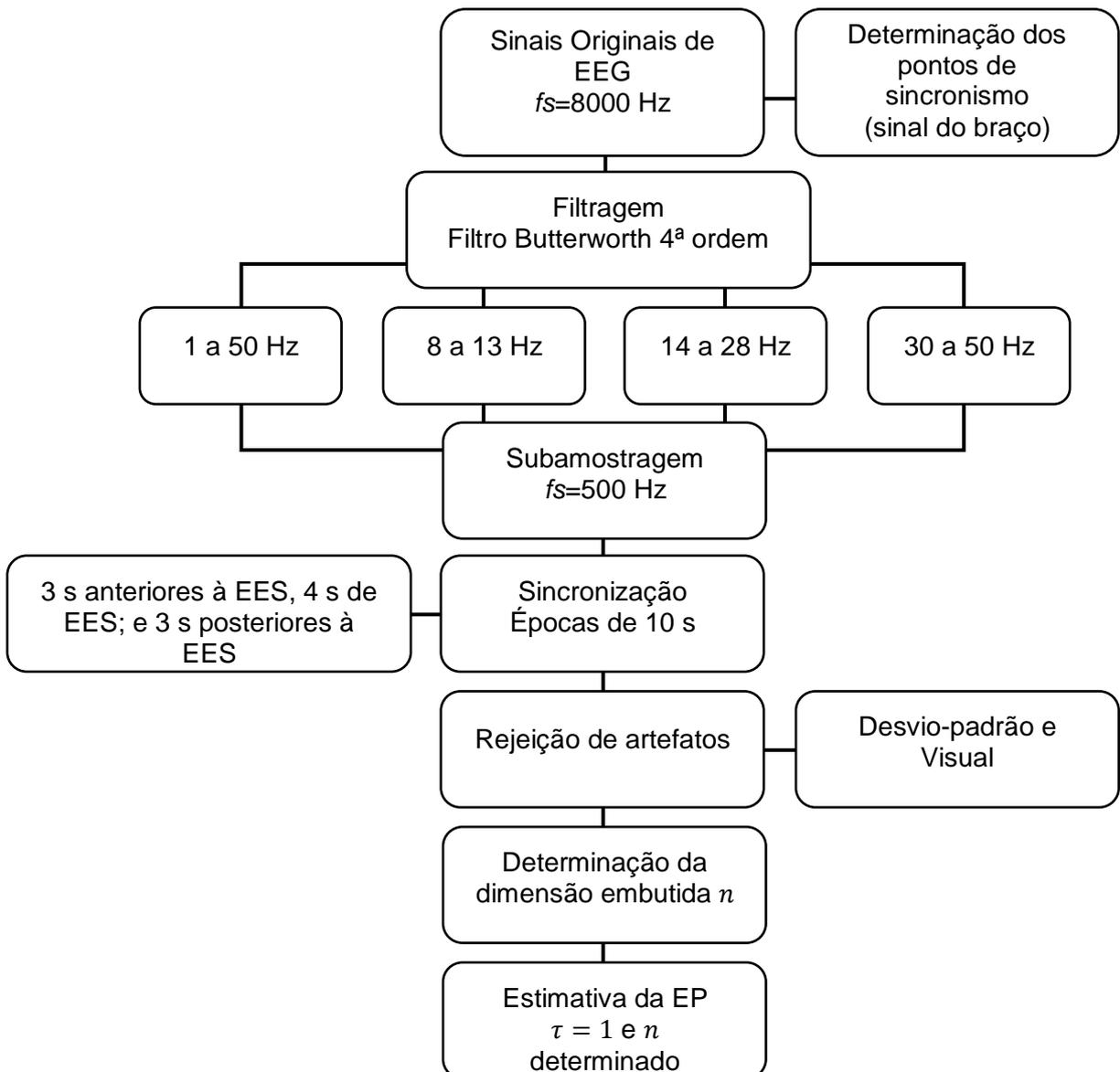
Pela interface gráfica, o experimentador é capaz de controlar os parâmetros necessários para a realização da coleta. Para o presente trabalho, o amplificador teve um ganho de 12 vezes para os eletrodos posicionados sobre o escalpo, e de uma vez para o eletrodo posicionado no antebraço.

A f_s foi de 8 kHz, respeitando-se o teorema de Nyquist, evitando a ocorrência de *aliasing*, visto que a maior frequência de estimulação foi de 3 kHz. Filtro *notch*, um filtro que

atenua de forma seletiva uma banda de frequência bem definida (NOACHTAR et al., 1999), para a frequência de 60 Hz e um filtro passa-banda de 1 a 40 Hz foram implementados em software para monitorização online do sinal de EEG. As impedâncias pele-eletrodo foram mantidas inferiores a 10 k Ω .

3.3 Processamento do sinal de EEG

O Fluxograma 4 apresenta a sequência de processamento e análise do sinal.



Fluxograma 4. Etapas de processamento e análise do sinal.

Nos sinais de EEG foi aplicado um filtro *notch* para 60 Hz, visto que esta frequência apresentava considerável amplitude na análise espectral dos sinais de EEG. Então, foram

filtrados com um filtro *Butterworth* de 4ª ordem, para as faixas descritas no Fluxograma 4 (1 a 50 Hz, alfa, beta e gama), e subamostradas para uma f_s de 500 Hz.

A determinação dos pontos de sincronismo foi realizada de acordo com a frequência de estimulação, aplicando-se uma filtragem sobre os sinais obtidos com o eletrodo posicionado sobre o antebraço do participante durante as EES com 3 kHz e 5 Hz, entre 2,5 e 3,5 kHz e 4 e 6 Hz, respectivamente, apenas para observação do estímulo.

Os sinais de EEG pré-processados foram segmentados em épocas de 10 s sincronizadas com o início de cada estímulo ($t = 0$ s) – determinados com o sinal do eletrodo posicionado sobre o antebraço do participante. Assim, a época foi composta por -3 s anteriores à EES, 4 s de EES e, +3 s posteriores à EES.

A rejeição de possíveis artefatos nos sinais de EEG foi realizada com as análises de variância e amplitudes do sinal, associando dois métodos, o método do desvio-padrão, descrito por Tierra-Criollo (2001), e a rejeição de segmentos por inspeção visual. O método do desvio-padrão aplicado baseia-se na rejeição das épocas, caso atendam pelo menos um dos seguintes parâmetros: (a) apresentarem 5% de suas amostras, de forma contínua, com valores acima de três desvios-padrões de referência. O desvio-padrão de referência é determinado em um período de 20 s de sinal considerado livre de artefatos; (b) apresentarem 10% do total de suas amostras com valores acima de três desvios-padrões de referência.

Finalmente, estimou-se a EP, com os seguintes parâmetros: (a) atraso temporal $\tau = 1$; (b) a dimensão n ideal para estimação da EP dos sinais de EEG foi determinado com o algoritmo FNN.

A EP foi estimada aplicando-se uma janela deslizante de 0,5 segundo de duração em cada época, deslocando-se amostra-a-amostra (Figura 18).

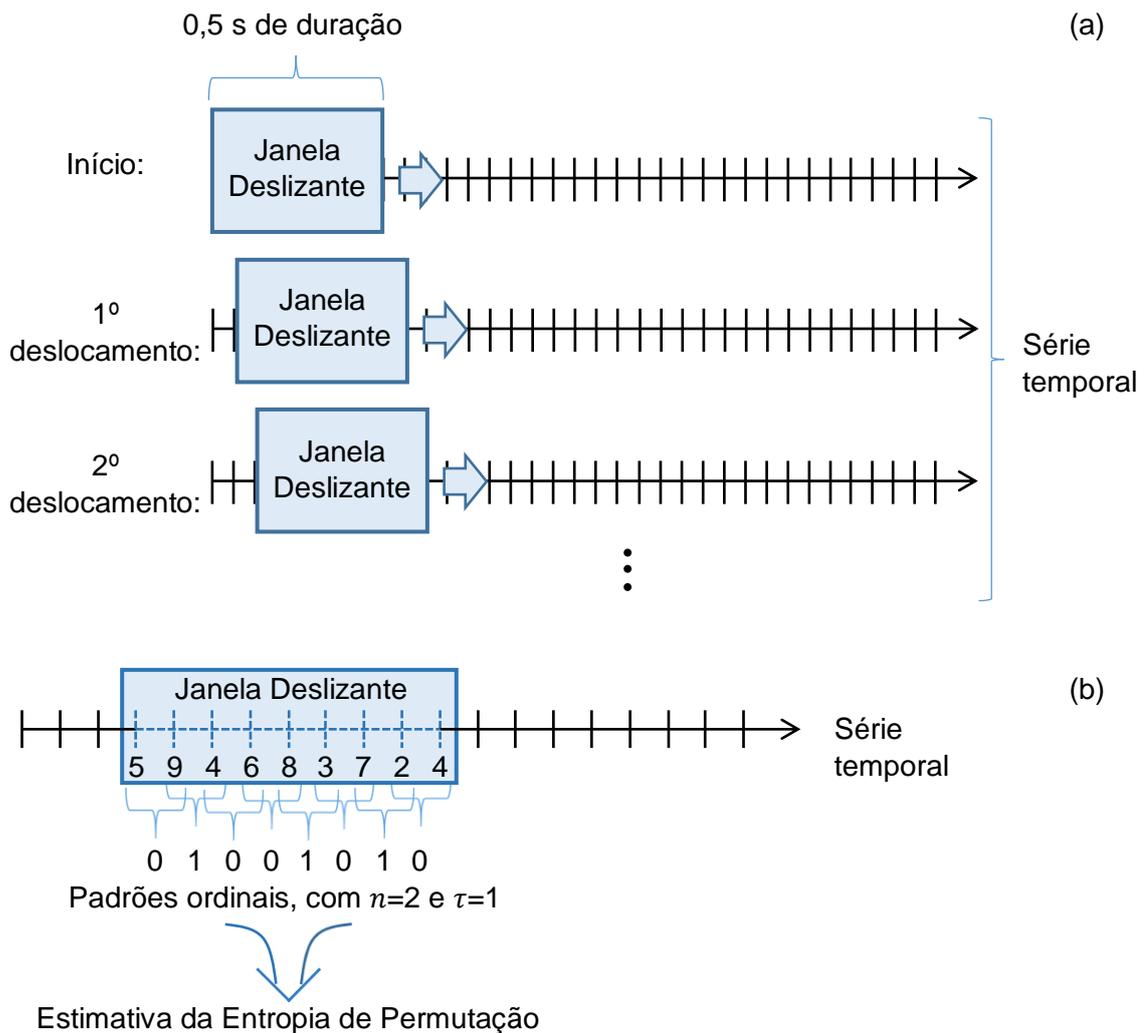


Figura 18. Representação da Estimativa de Entropia de Permutação. (a) Deslocamento da janela deslizante, amostra-a-amostra; pela série temporal; (b) Exemplo de formação dos padrões ordinais em uma janela deslizante, com $n = 2$ e $\tau = 1$. Fonte: Autoria própria.

3.4 Análise estatística

Comparou-se estatisticamente a média das estimativas de EP nos períodos -2,00 e -0,25 s (anterior a EES - pré-EES), 1,12 e 2,87 s (durante a EES - per-EES) e 4,25 e 6,00 s (posterior a EES - pós-EES). Estes intervalos temporais foram selecionados por compreenderem a parte central de cada período temporal (anterior, durante e posterior a EES) e um mesmo número de amostras. O teste de Friedman foi utilizado com nível de significância de $\alpha = 5\%$. Quando necessária uma multicomparação entre os grupos, o teste de Wilcoxon com a correção de Bonferroni foi aplicado.

Devido a variabilidade dos tipos de AVC, bem como do tempo de acometimento do AVC e o reduzido número de participantes para este grupo, realizou-se somente uma análise descritiva dos dados.

4 Resultados

Este capítulo está subdividido em duas seções. Na seção 4.1 mostra-se os resultados obtidos para o grupo controle, onde são apresentados os LS para as frequências de 3 kHz e 5 Hz e as sensações percebidas pelos participantes do grupo, os resultados do pré-processamento dos sinais biológicos, e as estimativas de EP obtidas para as duas frequências. Na seção 4.2 são exibidos os resultados do grupo pós-AVC, demonstrando-se os LS para a frequência de 3 kHz e as sensações descritas pelos participantes e as estimativas de EP.

As características sociodemográficas dos participantes de ambos os grupos experimentais podem ser vistas na Tabela 6.

Tabela 6. Características sociodemográficas dos participantes dos grupos controle e pós-AVC.

Características dos participantes					
Variáveis		Grupo Experimental (N = 7)		Grupo Controle (N = 25)	
Idade (Anos)		52,71 ± 11,28 36 a 70		27,36 ± 4,09 19 a 35	
Sexo	Homens	Total	%	Total	%
	Mulheres	5	71%	12	48%
		2	29%	13	52%
Tempo pós-evento (Anos)		6,00 ± 5,13 1 a 14		-	
Tipo de AVC	Isquêmico	Total	%		
	Hemorrágico	5	71%	-	
		2	29%	-	
Hemisfério lesado	Direito	Total	%		
	Esquerdo	4	57%	-	
		3	43%	-	

4.1 Grupo controle

Esta seção apresenta os resultados adquiridos para o grupo controle, apresentando-se os LS e as sensações descritas pelos participantes deste grupo, o pré-processamento dos sinais de EEG para as frequências de 3 kHz e 5 Hz, as estimativas EP dos sinais de EEG

encontradas para cada frequência, nas intensidades de 1,2, 2 e 3xLS, e a comparação estatística entre os períodos temporais. Nesta seção ainda apresenta-se uma comparação entre estimativas de EP obtidas dos sinais de EEG e as estimativas de EP obtidas dos sinais de EEG reconstruídos após a aplicação do algoritmo AMUSE, na tentativa de remover os artefatos oriundos da estimulação, em cada frequência.

4.1.1 Limiar sensitivo e a avaliação cognitiva

No grupo controle, os valores de LS para a frequências de 3 kHz e 5 Hz, foram de $1183,3 \pm 300,1 \mu\text{A}$ e $226,6 \pm 116,0 \mu\text{A}$, respectivamente (Tabela 7). Observa-se que a média e a mediana para a frequência de 3 kHz são de aproximadamente 5 vezes os valores obtidos para a frequência de 5 Hz.

A distribuição das LS obtidas para cada frequência mostrou que para a frequência de 3 kHz apresenta maior variação entre os valores observados do que para a frequência de 5 Hz (Figura 19). Os LS de ambas as frequências se mostraram estatisticamente diferentes (teste de Wilcoxon para dados pareados, $p < 0,001$).

Tabela 7. Comparação entre os LS, em μA , do membro superior direito dominante do grupo controle, com as frequências de 3 kHz e 5 Hz.

Membro superior direito dominante	Frequência de 3 kHz		
	Média \pm Dp	Mediana	1 ^o Q-3 ^o Q
	$1183,3 \pm 300,1$	1085,0	931,0 1395,0
Membro superior direito dominante	Frequência de 5 Hz		
	Média \pm Dp	Mediana	1 ^o Q-3 ^o Q
	$226,6 \pm 116,0$	223,0	128,5 298,0

*Dp: Desvio-padrão; Q: Quartil.

As sensações percebidas pelos participantes do grupo controle, em 3 kHz, estão relacionadas na sua maioria a fibras do tipo A β (agrupamento X), nas diferentes intensidades de estimulação. A maior porcentagem para este agrupamento foi no LS, com 80%, diminuindo com o incremento da intensidade, até 58% (Tabela 8). Para a frequência de 5 Hz, as sensações relacionadas às fibras do tipo A β também foram as mais descritas, com 56% no LS, porém aumentando juntamente com o incremento das intensidades, atingindo 78% na EES de 2xLS.

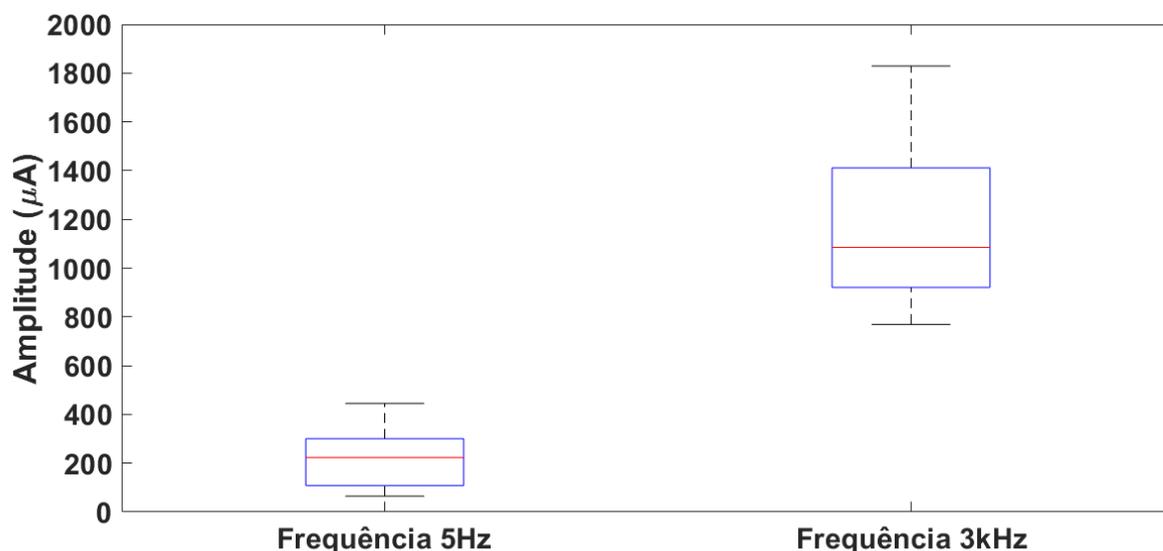


Figura 19. Boxplot dos limiares de sensibilidade à EES com as frequências de 5 Hz e 3 kHz, dos participantes do grupo controle.

Tabela 8. Agrupamento das sensações percebidas durante a EES sobre o membro superior direito dos participantes do grupo controle.

Agrupamento	5Hz				3kHz			
	LS	1,2xLS	2xLS	3xLS	LS	1,2xLS	2xLS	3xLS
X	56%	58%	78%	76%	80%	69%	58%	58%
Y	44%	42%	22%	24%	20%	31%	42%	42%

*X: Sensações referentes a fibras do tipo Aβ; Y: Sensações relacionadas a fibras do tipo Aδ e C.

4.1.2 Pré-processamento

O processamento dos sinais foi iniciado com a observação direta dos sinais. Os sinais coletados com o eletrodo AB (antebraço) também foram avaliados, visto que são referentes aos estímulos recebidos pelos participantes durante o protocolo experimental, e deles foram obtidos os pontos de sincronismo para os sinais biológicos de EEG.

Na Figura 20 e Figura 21 exemplificam-se os sinais coletados durante EES de 5 Hz nos eletrodos AB e C3' (filtrados de 1 a 50 Hz). Nelas, pode-se visualizar claramente o EES no eletrodo AB (Figura 20.a e Figura 21.a), enquanto em C3' o EES não é facilmente observado (Figura 20.c e Figura 21.c). O espectro de potência (Figura 20.b e Figura 21.b) mostra picos de amplitude na frequência de 5 Hz e de seu harmônico 15 Hz. Suspeitou-se então que a estimulação de 5 Hz pudesse ter influência sobre os sinais de EEG, mesmo que de forma atenuada, dado ao fato de que a frequência está contida na faixa clínica dos sinais de EEG.

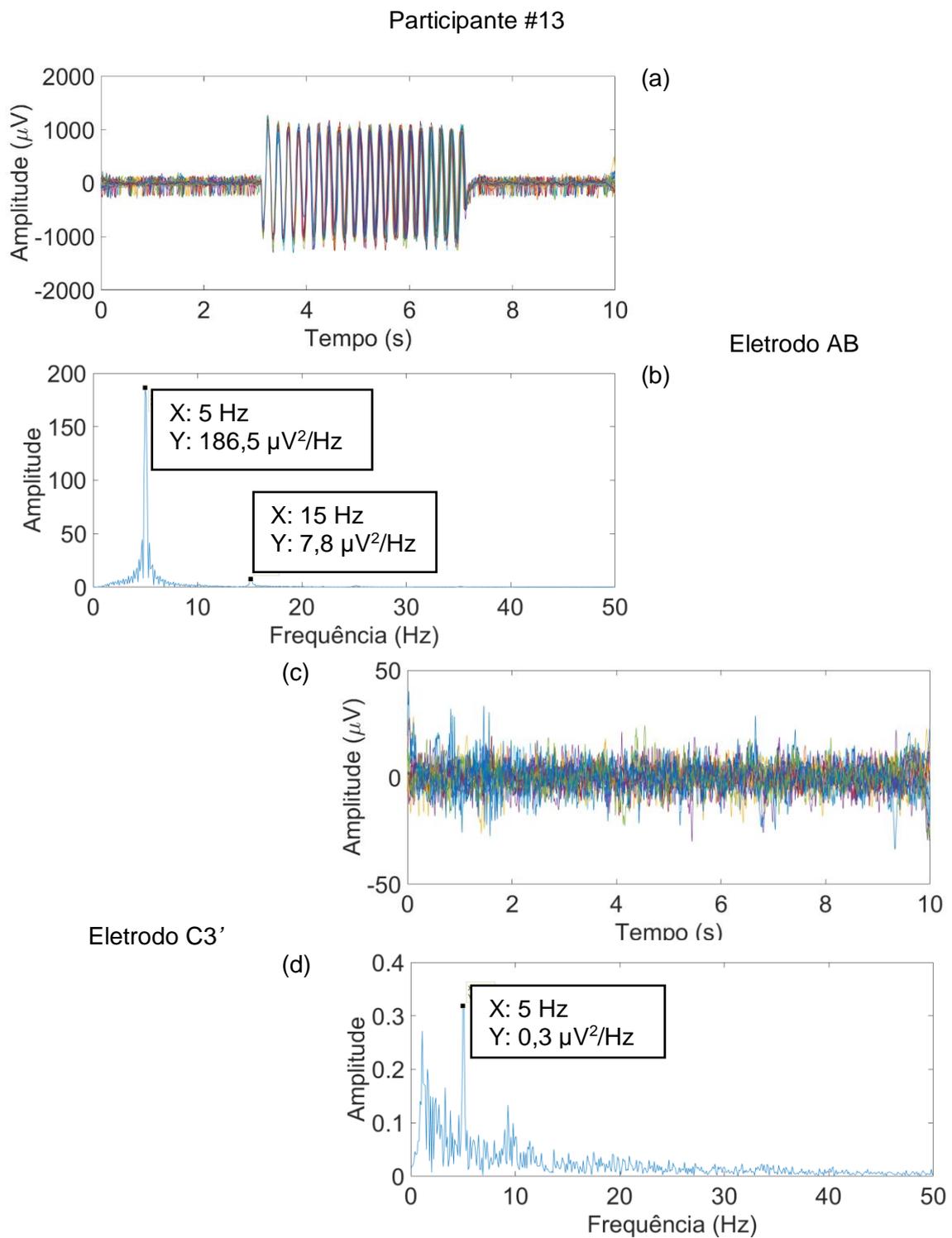


Figura 20. Exemplificação das épocas subamostradas dos sinais obtidos pelo eletrodo posicionado sobre o antebraço (AB) e pelo eletrodo C3' do participante #13, e seus espectros de potência, para a EES de 5 Hz com intensidade de 3xLS, na faixa de 1 a 50 Hz.

Participante #14

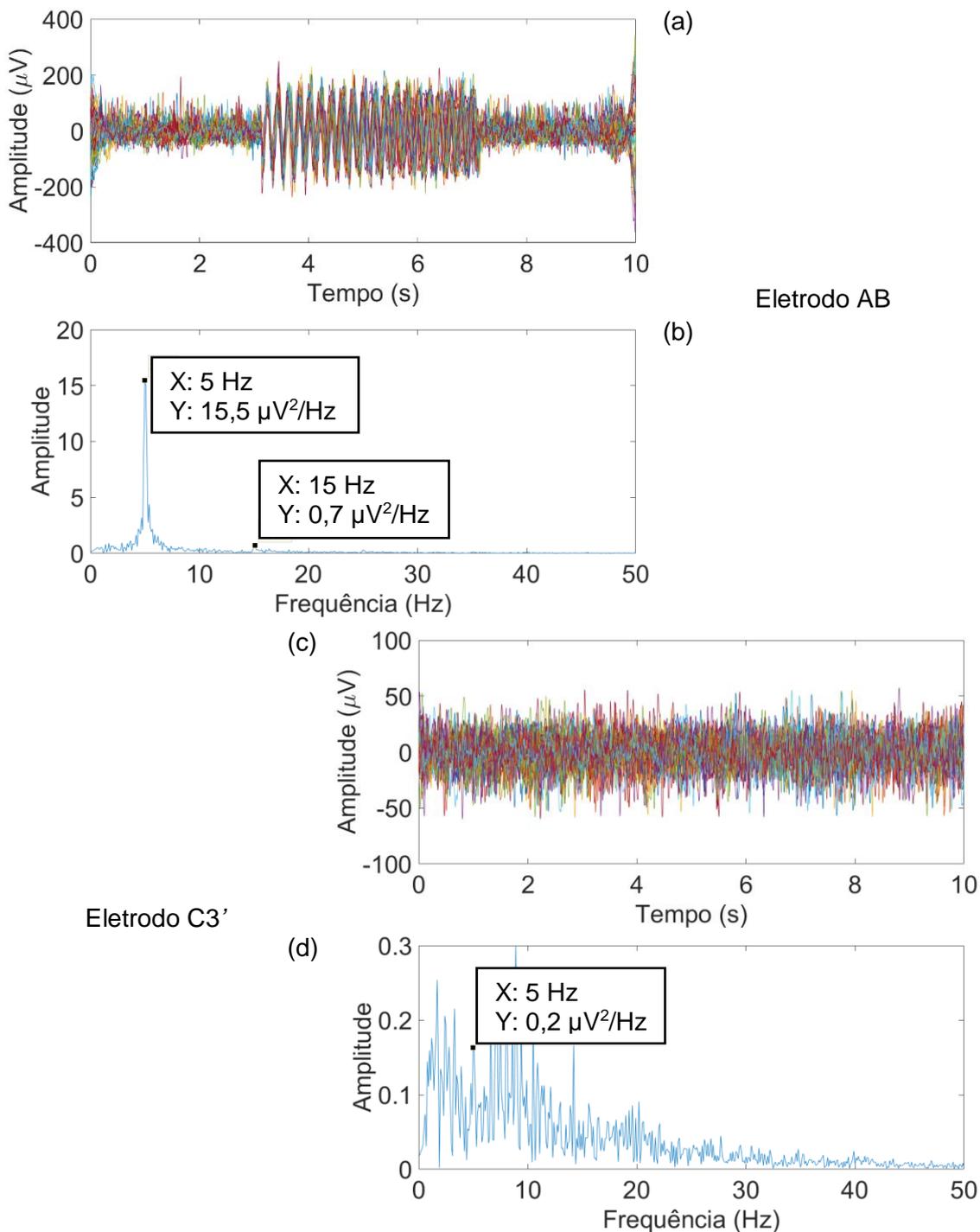


Figura 21. Exemplificação das épocas subamostradas dos sinais obtidos pelo eletrodo posicionado sobre o antebraço (AB) e pelo eletrodo C3' do participante #14, e seus espectros de potência, para a EES de 5 Hz com intensidade de 3xLS, na faixa de 1 a 50 Hz.

A mesma análise foi realizada para os sinais adquiridos durante a EES com frequência de 3 kHz (sinais filtrados entre 1 e 50 Hz), também exemplificando-se os sinais coletados com o eletrodo AB e C3' (Figura 22). Neste caso, a influência do EES de 3 kHz não é percebida

visualmente nos sinais obtidos em ambos os eletrodos. O espectro de potência do sinal em C3' apresenta as maiores amplitudes nas bandas alfa e beta, o que não ocorre no sinal no eletrodo AB.

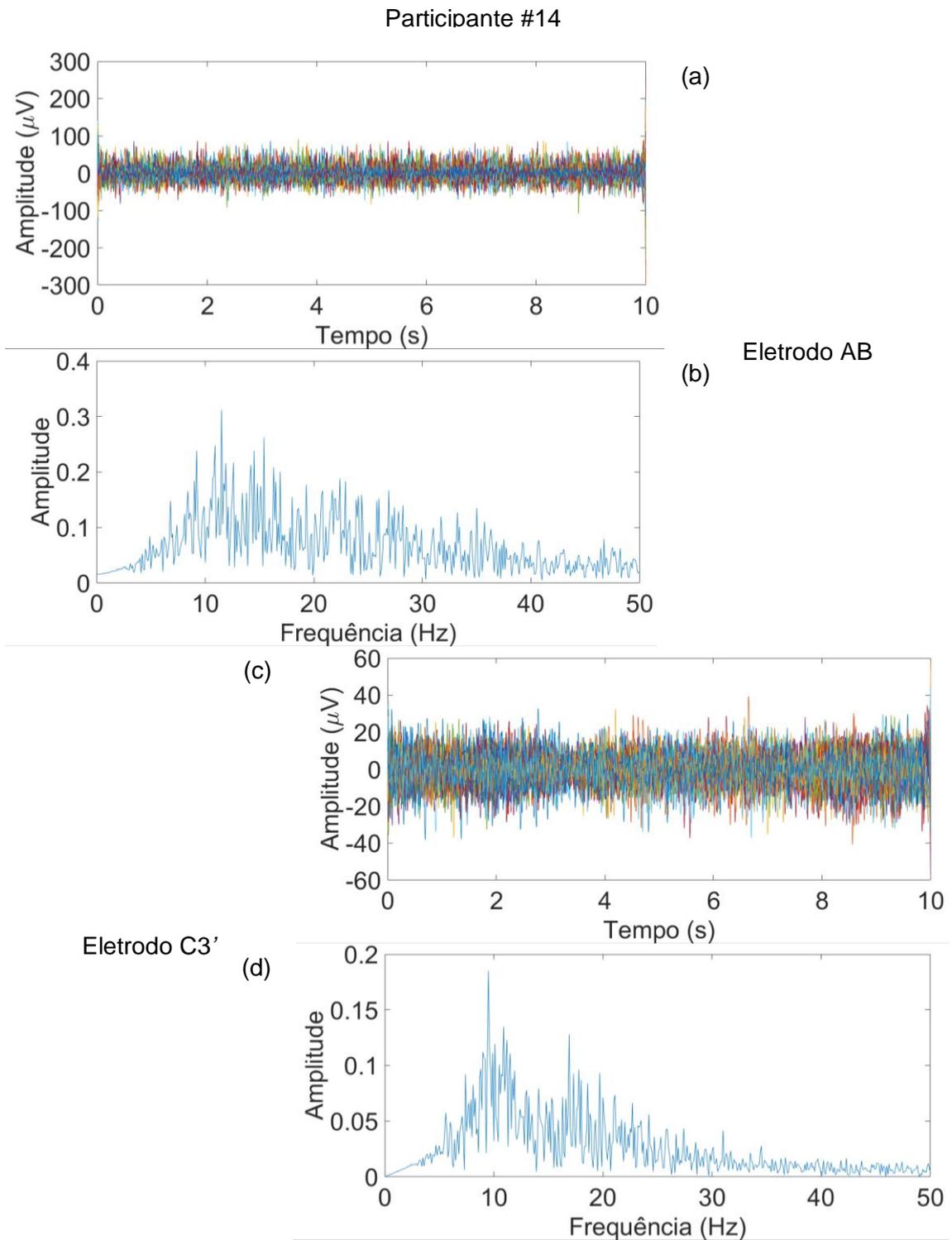


Figura 22. Épocas dos sinais subamostrados do participante #14, obtidos pelos eletrodos AB e C3' e seus espectros de potência, para a EES de 3 kHz com intensidade de 3xLS, na faixa de 1 a 50 Hz.

4.1.3 Estimativas de EP para a EES com frequência de 3 kHz

Após a análise realizada durante o pré-processamento dos sinais biológicos, não foi observada influência da frequência de estimulação de 3 kHz sobre os sinais, portanto, as estimativas de EP foram realizadas nas bandas de 1 a 50 Hz, de 8 a 13 Hz (Alfa), de 14 a 28 Hz (Beta) e, de 30 a 50 Hz (Gama). Para a estimar a EP dos sinais de EEG, inicialmente determinou-se o parâmetro dimensão embutida n .

Determinação da dimensão embutida n

Após a aplicação do algoritmo FNN, adotando-se o atraso temporal $\tau = 1$, o resultado obtido foi de $n = 4$ para todas as faixas de frequência avaliadas neste estudo. A Figura 23 mostra um exemplo demonstrativo do resultado da aplicação do algoritmo FNN, onde o percentual de falsos vizinhos é igual a zero já para $n = 4$.

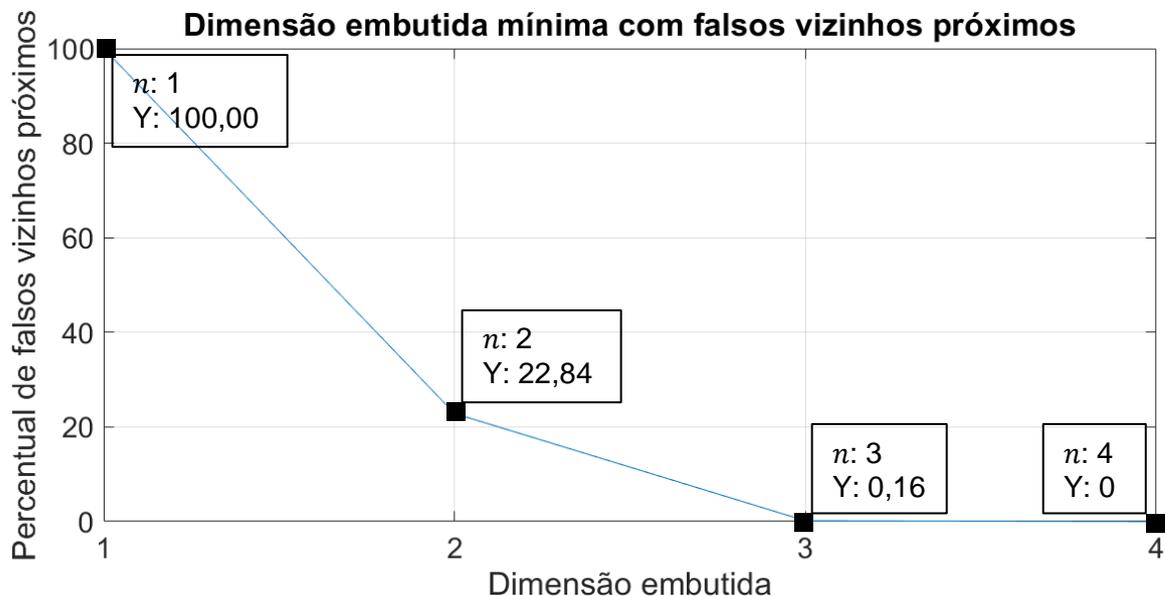


Figura 23. Exemplo da determinação da menor dimensão embutida n , utilizando-se o atraso temporal $\tau = 1$, para a faixa de frequência de 1 a 50 Hz. n representa a dimensão avaliada e Y representa o percentual de falsos vizinhos reconhecidos na dimensão.

Banda de 1 a 50 Hz

Na Figura 24 apresenta-se a dinâmica temporal do *grand average* das estimativas de EP dos sinais de EEG na faixa de 1 a 50 Hz, para a EES com frequência de 3 kHz, nas três intensidades aplicadas. Observa-se que há um aumento dos valores das estimativas de EP durante o período de estimulação (per-EES), com maior destaque para as derivações contralaterais (C3, C3' e P3) ao local do estímulo (mão direita), principalmente para a intensidade de 3xLS. Nota-se também que, para as derivações temporais (T3 e T4), as

estimativas de EP para 2 e 3xLS são superiores quando comparadas às obtidas com 1,2xLS. Ainda é possível perceber que não há diferença entre os períodos anterior e posterior à EES.

Ao comparar-se as médias das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 1 a 50 Hz, dos períodos temporais pré, per e pós-EES (teste de Friedman), não foram encontradas diferenças estatísticas significativas para a EES na intensidade 1,2xLS (exceto em F3, sendo diferentes pré-per e per-pós). Os valores-p encontrados para esta intensidade, na faixa de 1 a 50 Hz, foram alocados no Apêndice A.

Os valores-p para a intensidade 2xLS são apresentados na Tabela 9. Encontrou-se diferença estatística significativa nas derivações C3, Cz e C3'. Após multicomparação, os períodos temporais pré e per-EES na derivação central Cz, os períodos per e pós-EES para as derivações Cz e C3', e os períodos pré e pós-EES na derivação C3 foram diferentes.

Tabela 9. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 2xLS, dos sinais de EEG na faixa de 1 a 50 Hz.

Canais	Friedman	Wilcoxon		
		Pré-Per	Pré-Pós	Per-Pós
F3	0,228	-	-	-
F4	0,756	-	-	-
T3	0,368	-	-	-
T4	0,353	-	-	-
C3	0,024*	1,000	0,033**	0,102
Cz	0,001*	0,047**	0,774	0,001**
C4	0,595	-	-	-
C3'	0,048*	1,000	0,143	0,070**
Cz'	0,179	-	-	-
C4'	0,527	-	-	-
P3	0,698	-	-	-
Pz	0,237	-	-	-
P4	1,000	-	-	-

* Diferença estatística significativa adotando-se $\alpha = 0,05$.

** Diferença estatística significativa, quando aplicada a multicomparação no teste post-hoc.

Os valores-p encontrados para a intensidade 3xLS podem ser vistos na Tabela 10. Nela, pode-se observar diferenças significativas entre os períodos pré e per-EES nas derivações centrais C3 e Cz, nas centroparietais C3' e Cz' e, nas parietais P3 e P4. O teste post-hoc mostrou nas derivações Cz e P3 diferença assintótica ($p = 0,07$), visto que o teste de Friedman identificou diferença entre os três períodos temporais. Também se observou diferenças estatísticas entre os períodos per e pós-EES nas mesmas derivações (exceto Cz) e na derivação temporal T4, sendo em P4 de forma assintótica.

Tabela 10. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 3xLS, dos sinais de EEG na faixa de 1 a 50 Hz.

Canais	Friedman	Wilcoxon		
		Pré-Per	Pré-Pós	Per-Pós
F3	0,289	-	-	-
F4	0,125	-	-	-
T3	0,527	-	-	-
T4	0,008*	1,000	0,091	0,007**
C3	0,026*	0,049**	1,000	0,070**
Cz	0,048*	0,070**	1,000	0,143
C4	0,080	-	-	-
C3'	0,005*	0,006**	1,000	0,049**
Cz'	0,003*	0,009**	1,000	0,009**
C4'	0,125	-	-	-
P3	0,026*	0,070**	1,000	0,049**
Pz	0,141	-	-	-
P4	0,004*	0,003**	0,967	0,070**

* Diferença estatística significativa adotando-se $\alpha = 0,05$.

** Diferença estatística significativa, quando aplicada a multicomparação no teste post-hoc.

Banda de 8 a 13 Hz (alfa)

A dinâmica temporal do *grand average* das estimativas de EP dos sinais de EEG na faixa de 8 a 13 Hz, para a EES com frequência de 3 kHz, nas três intensidades aplicadas é apresentada na Figura 25. Assim como na faixa de 1 a 50 Hz, pode-se observar que há um aumento das estimativas de EP durante o período per-EES, principalmente nas derivações contralaterais central C3, centroparietal C3' e temporal T3, para os estímulos com 2 e 3xLS. No entanto, nesta faixa de frequência (alfa) é possível notar uma mudança transiente logo após o início da estimulação, em 2 e 3xLS, que se apresenta como um declínio inicial seguido de ascensão dos valores das estimativas. Este mesmo comportamento não é visto nas estimativas dos sinais do eletrodo AB (braço), indicando que não é decorrente de artefato do estímulo aplicado. Na banda alfa, as dinâmicas temporais das estimativas de EP para as derivações temporais para os estímulos de 2 e 3xLS, de forma mais pronunciada para T3, são semelhantes entre si, e suas estimativas são superiores às estimativas para o estímulo de 1,2xLS, como na faixa de 1 a 50 Hz.

Não foram encontradas diferenças estatísticas significativas para as EES de intensidades 1,2xLS e 2xLS ao comparar-se as médias das estimativas de EP nesta banda (Apêndice A e Apêndice B, respectivamente).

Na intensidade 3xLS, encontrou-se diferenças estatísticas significativas na derivação frontal F4 entre os períodos temporais pré e pós-EES, na derivação temporal T3 entre os

períodos temporais per e pós-EES, e na derivação temporal T4 entre os períodos temporais pré e per-EES (Tabela 11).

Tabela 11. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 3xLS, dos sinais de EEG na faixa de 8 a 13 Hz.

Canais	Friedman	Wilcoxon		
		Pré-Per	Pré-Pós	Per-Pós
F3	0,237	-	-	-
F4	0,024*	1,000	0,033**	0,102
T3	0,005*	0,472	0,198	0,003**
T4	0,023*	0,018**	0,745	0,337
C3	0,368	-	-	-
Cz	0,210	-	-	-
C4	0,698	-	-	-
C3'	0,595	-	-	-
Cz'	0,102	-	-	-
C4'	0,141	-	-	-
P3	0,468	-	-	-
Pz	0,210	-	-	-
P4	0,147	-	-	-

* Diferença estatística significativa adotando-se $\alpha = 0,05$.

** Diferença estatística significativa, quando aplicada a multicomparação no teste post-hoc.

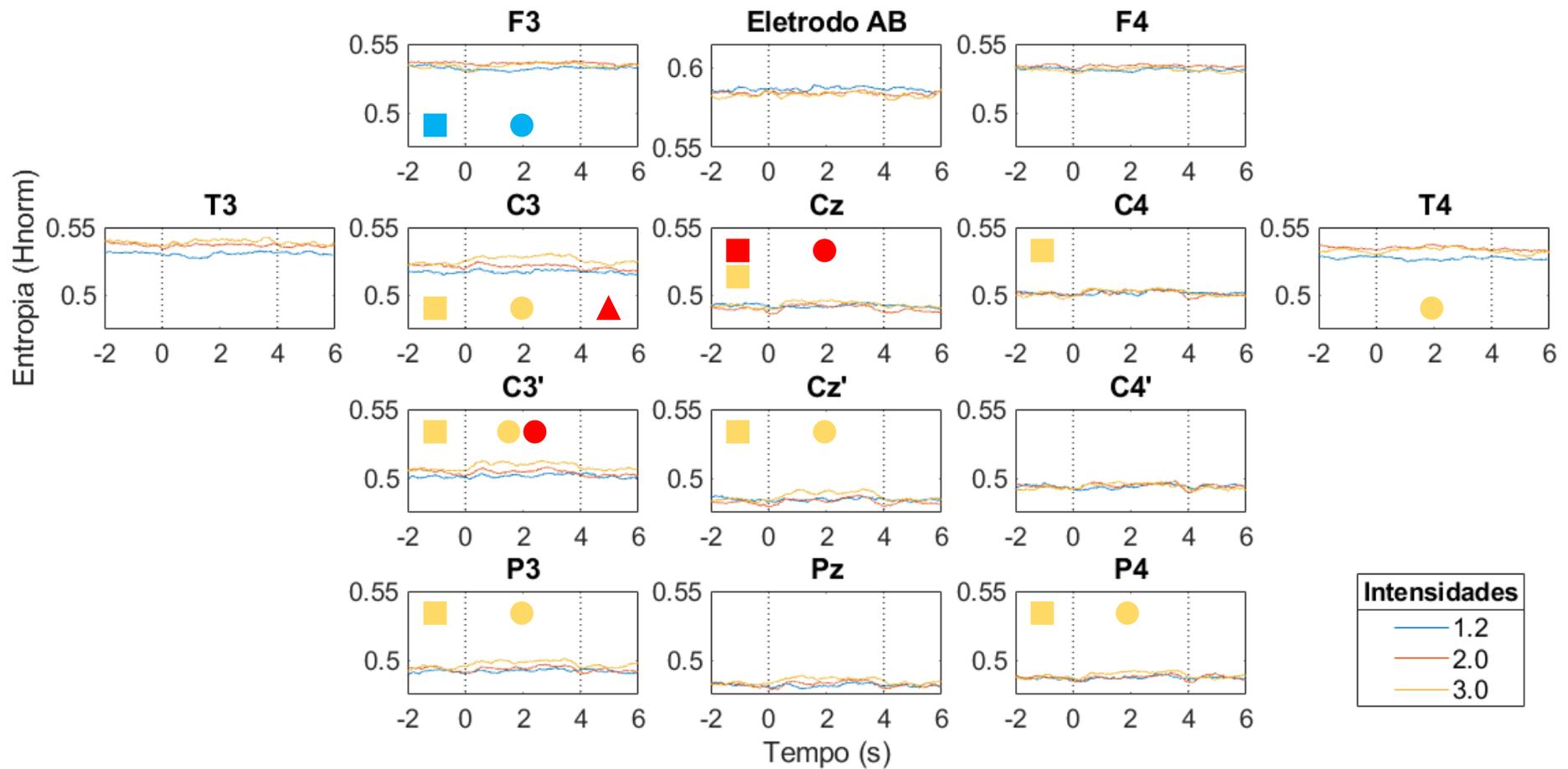


Figura 24. Dinâmica temporal do grand average das estimativas de EP dos sinais de EEG na faixa de 1 a 50 Hz, para a EES com frequência de 3 kHz.

Diferenças estatísticas significativas entre os períodos temporais: '□' – Pré-Per; 'Δ' – Pré-Pós; '○' – Per-Pós. As cores indicam as intensidades aplicadas.

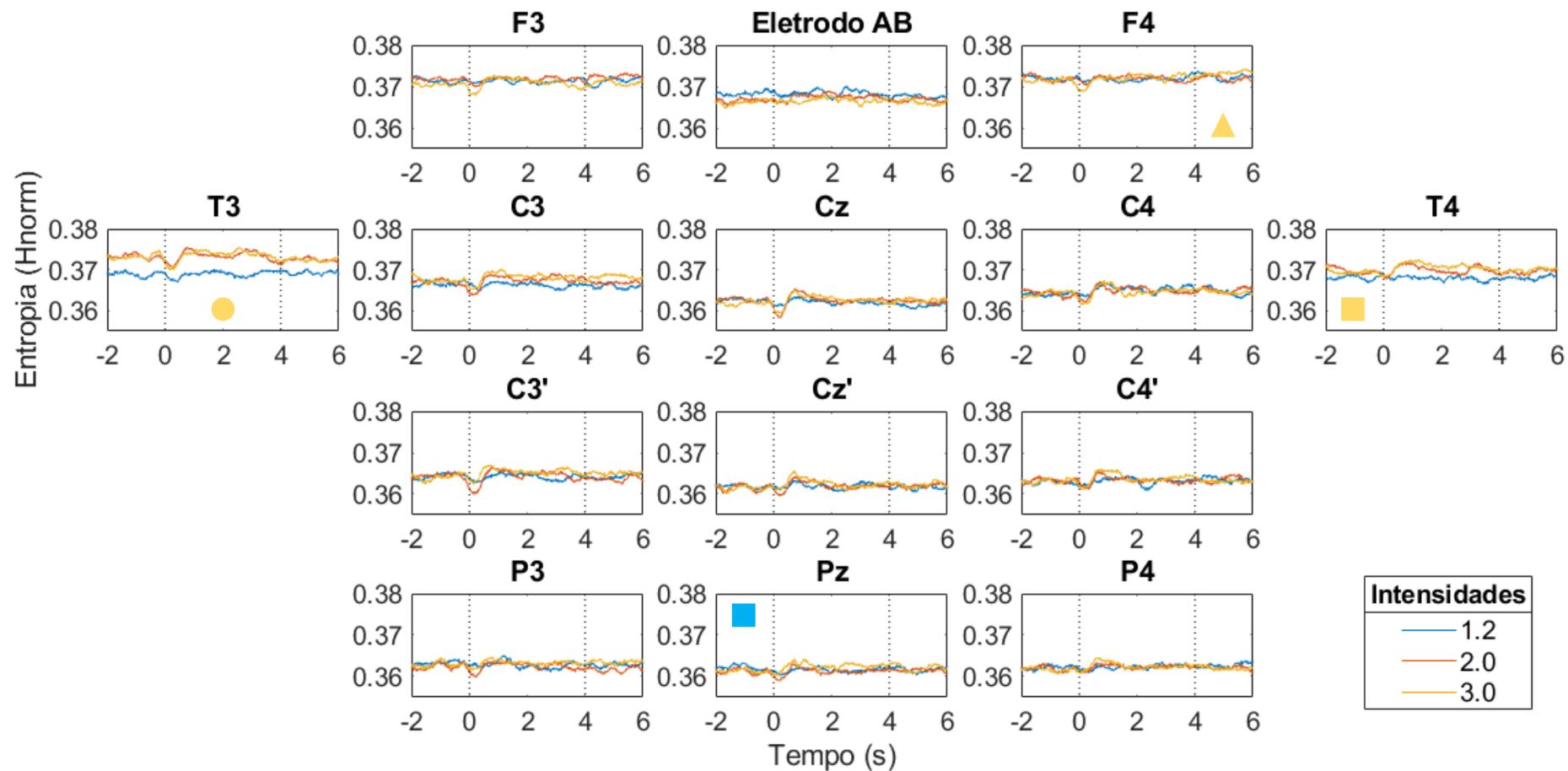


Figura 25. Dinâmica temporal do grand average das estimativas de EP dos sinais de EEG na faixa de 8 a 13 Hz, para a EES com frequência de 3 kHz.

Diferenças estatísticas significativas entre os períodos temporais: '□' – Pré-Per; 'Δ' – Pré-Pós; '○' – Per-Pós. As cores indicam as intensidades aplicadas.

Banda de 14 a 28 Hz (Beta)

Os períodos temporais onde foram encontradas diferenças estatísticas significativas durante a análise na faixa de 14 a 28 Hz são indicados na Figura 26. O aumento das estimativas de EP nas derivações contralaterais ao estímulo observado para as estimativas de EP nas faixas de 1 a 50 Hz e alfa mantêm-se nesta faixa (beta), com destaque para o estímulo de 3xLS. Porém as diferenças estatisticamente significativas observadas ocorreram nas derivações ipsilaterais ao estímulo.

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas para a EES de intensidade 1,2xLS (Apêndice A). Os valores-p observados para a intensidade 2xLS são apresentados na Tabela 12. Encontrou-se diferença estatística significativa na derivação frontal F4 entre os períodos temporais pré e pós-EES e na derivação temporal T4 entre os períodos temporais pré e per-EES.

Tabela 12. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 2xLS, dos sinais de EEG na faixa de 14 a 28 Hz.

Canais	Friedman	Wilcoxon		
		Pré-Per	Pré-Pós	Per-Pós
F3	0,468	-	-	-
F4	0,026*	0,774	0,022**	0,359
T3	0,595	-	-	-
T4	0,048*	0,042**	0,937	0,447
C3	0,102	-	-	-
Cz	0,141	-	-	-
C4	0,141	-	-	-
C3'	0,289	-	-	-
Cz'	0,368	-	-	-
C4'	0,289	-	-	-
P3	0,468	-	-	-
Pz	0,080	-	-	-
P4	0,368	-	-	-

* Diferença estatística significativa adotando-se $\alpha = 0,05$.

** Diferença estatística significativa, quando aplicada a multicomparação no teste post-hoc.

A Tabela 13 apresenta os valores-p para a intensidade 3xLS. Diferenças significativas podem ser observadas nas derivações temporal T3, centroparietal C4' e parietal P4, entre os períodos pré e per-EES. Considerou-se que a derivação central C4 também apresentou diferença estatística de forma assintótica entre os períodos pré e per-EES. Para as derivações temporal T3 e centroparietal C3', as diferenças significativas foram observadas entre os períodos per e pós-EES.

Tabela 13. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 3xLS, dos sinais de EEG na faixa de 14 a 28 Hz.

Canais	Friedman	Wilcoxon		
		Pré-Per	Pré-Pós	Per-Pós
F3	0,595	-	-	-
F4	0,125	-	-	-
T3	0,013*	0,049**	1,000	0,022**
T4	0,846	-	-	-
C3	0,102	-	-	-
Cz	0,069	-	-	-
C4	0,048*	0,070**	1,000	0,143
C3'	0,021*	0,143	1,000	0,022**
Cz'	0,141	-	-	-
C4'	0,021*	0,022**	1,000	0,143
P3	0,289	-	-	-
Pz	0,080	-	-	-
P4	0,042*	0,049**	0,198	1,000

* Diferença estatística significativa adotando-se $\alpha = 0,05$.

** Diferença estatística significativa, quando aplicada a multicomparação no teste post-hoc.

Banda de 30 a 50 Hz (Gama)

A Figura 27 apresenta a dinâmica temporal do *grand average* das estimativas de EP dos sinais de EEG na faixa de 30 a 50 Hz, para a EES com frequência de 3 kHz, nas três intensidades aplicadas. Apesar de ser possível visualizar um discreto aumento das estimativas durante per-EES, por exemplo nas derivações centroparietal C3' e parietal P3, as dinâmicas pouco diferem entre os períodos temporais.

Foram encontradas diferenças estatísticas apenas para a EES de 3xLS (Tabela 14). As derivações centroparietal Cz' e parietal P4 apresentaram diferenças significativas entre os períodos temporais pré e per-EES, e per e pós-EES, respectivamente. A derivação C3' apresentou diferença significativa, de forma assintótica entre os períodos pré e pós-EES.

Os demais valores-p encontrados, na faixa de 30ª 50 Hz, foram dispostos no Apêndice A, para a intensidade 1,2xLS e no Apêndice B para a intensidade 2xLS.

Tabela 14. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 3xLS, dos sinais de EEG na faixa de 30 a 50 Hz.

Canais	Friedman	Wilcoxon		
		Pré-Per	Pré-Pós	Per-Pós
F3	0,077	-	-	-
F4	0,756	-	-	-
T3	0,069	-	-	-
T4	0,197	-	-	-
C3	0,069	-	-	-
Cz	0,468	-	-	-
C4	0,080	-	-	-
C3'	0,048*	1,000	0,070**	0,143
Cz'	0,035*	0,033**	0,269	1,000
C4'	0,069	-	-	-
P3	0,852	-	-	-
Pz	0,179	-	-	-
P4	0,039*	0,609	0,609	0,033**

* Diferença estatística significativa adotando-se $\alpha = 0,05$.

** Diferença estatística significativa, quando aplicada a multicomparação no teste post-hoc.

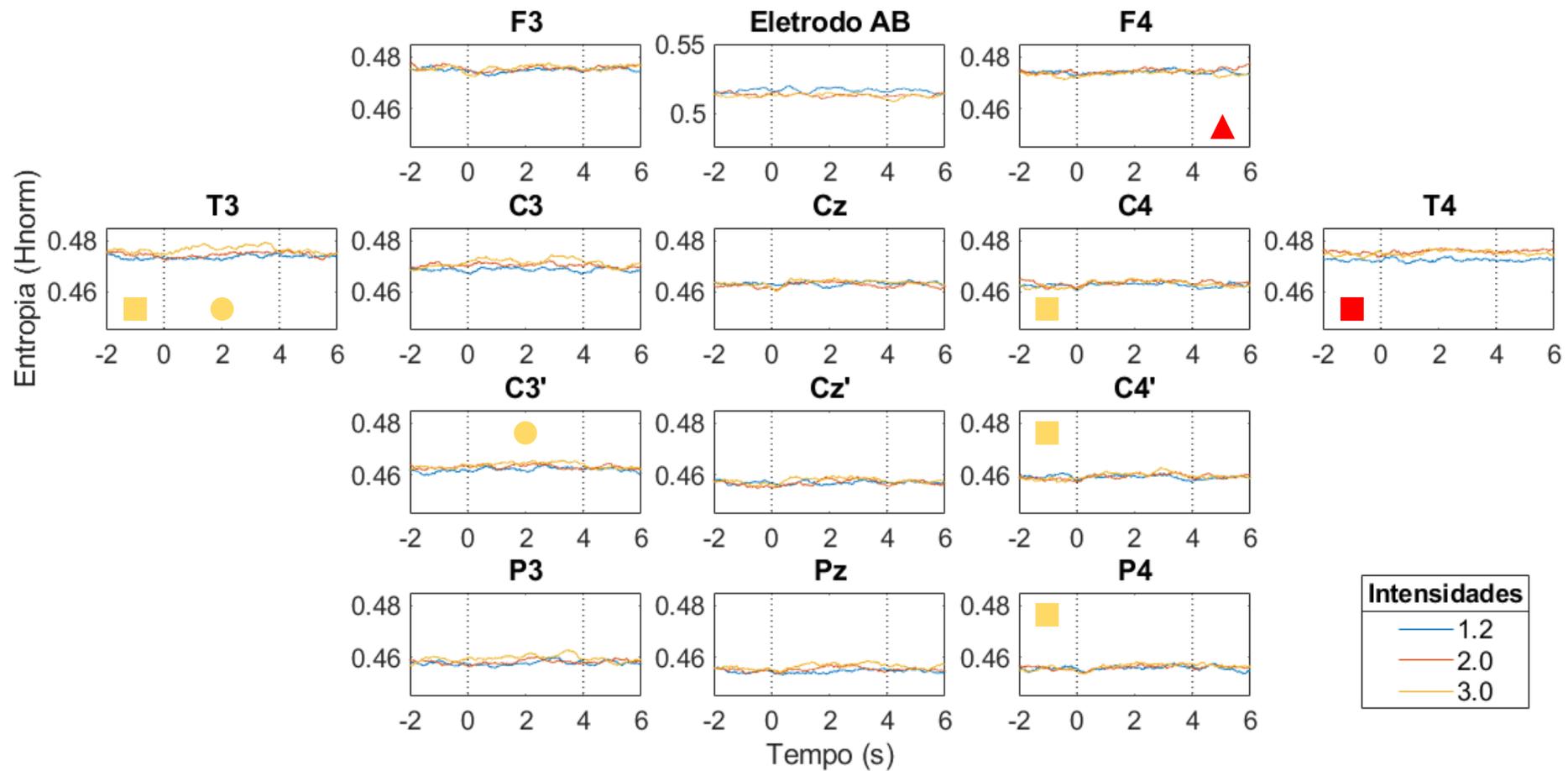


Figura 26. Dinâmica temporal do grand average das estimativas de EP dos sinais de EEG na faixa de 14 a 28 Hz, para a EES com frequência de 3 kHz.

Diferenças estatísticas significativas entre os períodos temporais: '□' – Pré-Per; 'Δ' – Pré-Pós; '○' – Per-Pós. As cores indicam as intensidades aplicadas.

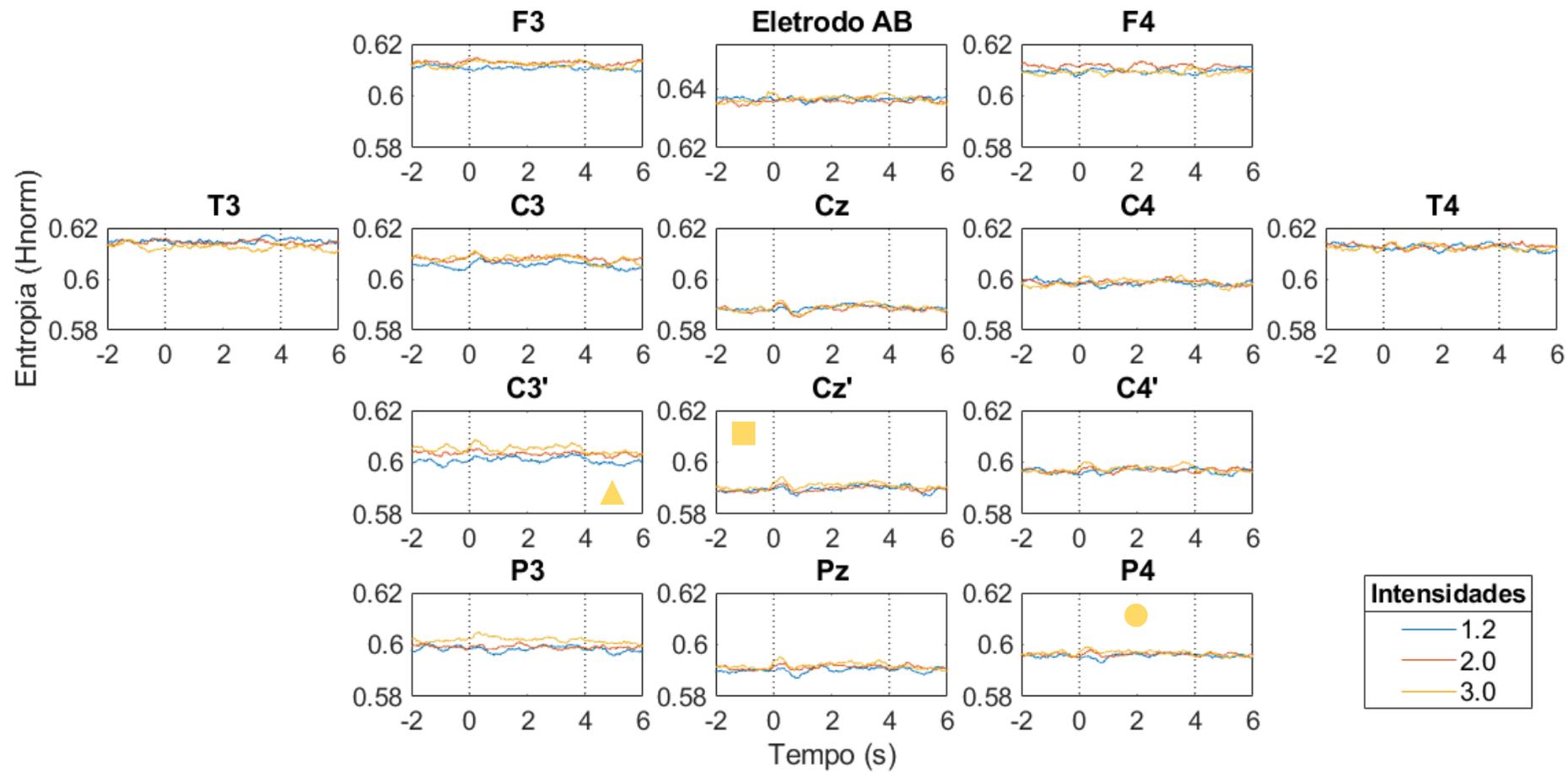


Figura 27. Dinâmica temporal do grand average das estimativas de EP dos sinais de EEG na faixa de 30 a 50 Hz, para a EES com frequência de 3 kHz.

Diferenças estatísticas significativas entre os períodos temporais: '□' – Pré-Per; '△' – Pré-Pós; '○' – Per-Pós. As cores indicam as intensidades aplicadas.

4.1.4 Estimativas de EP na EES com frequência de 5 Hz

Na frequência de 5 Hz, seis participantes foram excluídos por dificuldades na identificação do sinal de sincronização no braço, assim tem-se um novo $N = 19$ participantes. As características deste subgrupo podem ser vistas na Tabela 15.

Tabela 15. Características sociodemográficas dos participantes do grupo controle para a EES com frequência de 5 Hz ($N = 19$).

Variáveis		Grupo Controle ($N = 19$)	
Idade (anos)		27,74 ± 3,62	
		21 a 34	
Sexo		Total	%
	Homens	8	42
	Mulheres	11	58

Aplicação do algoritmo AMUSE

Fundamentalmente, o processamento dos sinais de EEG não contemplava a aplicação do algoritmo AMUSE. Entretanto, ao ser visto que a estimulação de 5 Hz exerceu grande influência sobre os sinais coletados com o eletrodo posicionado sobre o antebraço, optou-se por sua utilização, na tentativa de eliminação dos artefatos referentes à estimulação. Com a intenção de comparar as estimativas de EP dos sinais de EEG oriundos das coletas com a EES nas diferentes frequências, 5 Hz e 3 kHz, aplicou-se o algoritmo para ambas frequências.

Aplicou-se o algoritmo AMUSE sobre os sinais originais de EEG coletados durante a EES, com parâmetro $\delta = 1$ amostra, para identificação das componentes independentes do artefato ao estímulo aplicado. Após a remoção das componentes consideradas associadas ao artefato de estimulação, reconstruiu-se o sinal de EEG. Os sinais de EEG reconstruídos foram então processados de acordo com o descrito na seção 4.1.2.

Observou-se que o algoritmo AMUSE foi capaz de remover o artefato relativo ao estímulo com frequência de 5 Hz de alguns participantes do grupo controle, como no exemplo apresentado na Figura 28, onde não mais se observa o estímulo nos sinais referentes ao eletrodo AB da Figura 21.b. No espectro de potência observa-se a frequência de 5 Hz altamente atenuada (de 15,5 a 0,67 $\mu V^2/Hz$).

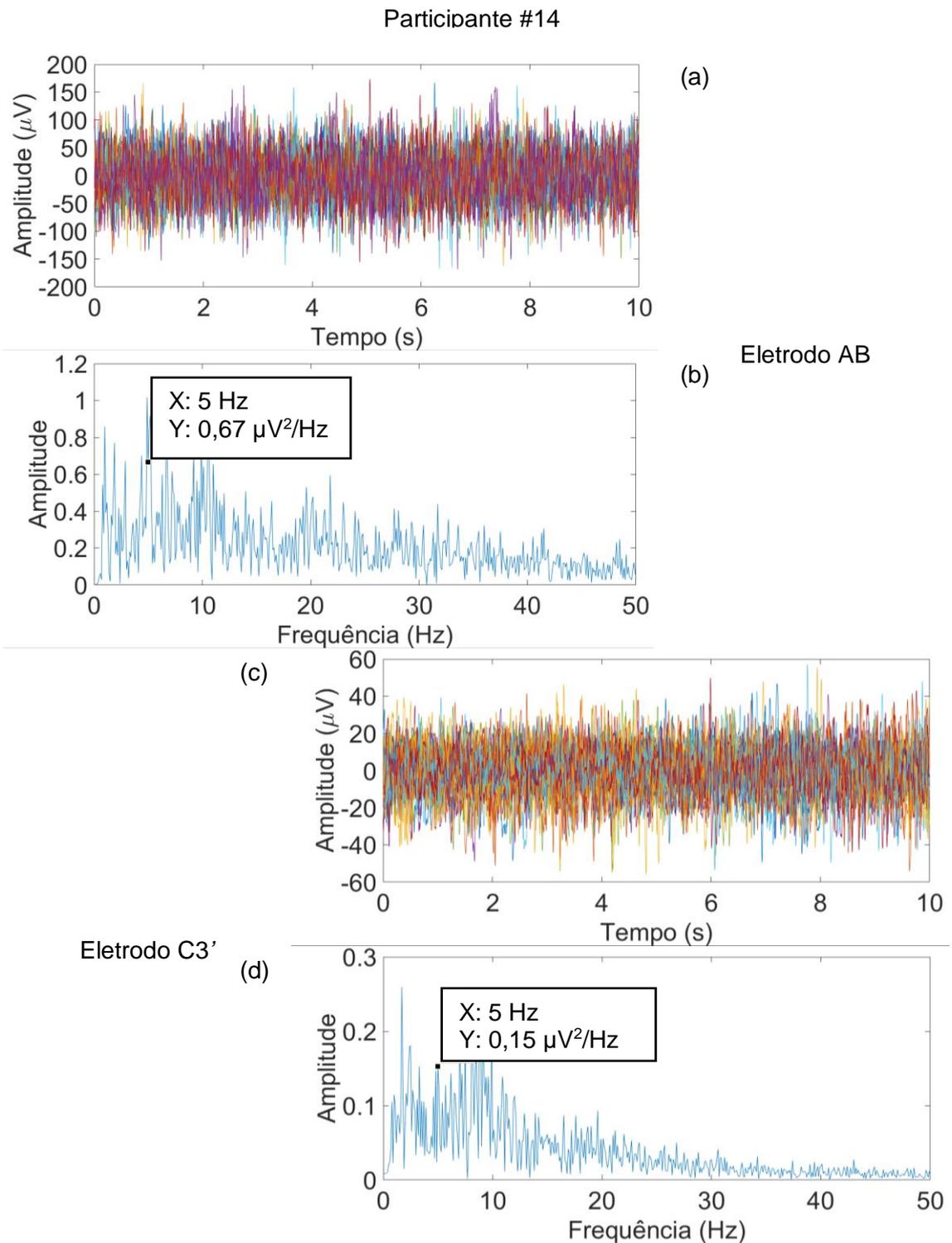


Figura 28. Épocas dos sinais reconstruídos subamostrados do participante #14, obtidos pelos eletrodos AB e C3' e seus espectros de potência, para a EES de 5 Hz com intensidade de 3xLS, na faixa de 1 a 50 Hz.

Entretanto, com o algoritmo AMUSE não foi possível eliminar o artefato relacionado à estimulação elétrica com frequência de 5 Hz dos sinais de todos os participantes do grupo controle. Ainda foi possível observar o estímulo nos sinais reconstruídos subamostrados

referentes ao eletrodo AB, assim como no espectro de potência, onde a frequência de 5 Hz apresentou amplitude muito superior às demais (Figura 29).

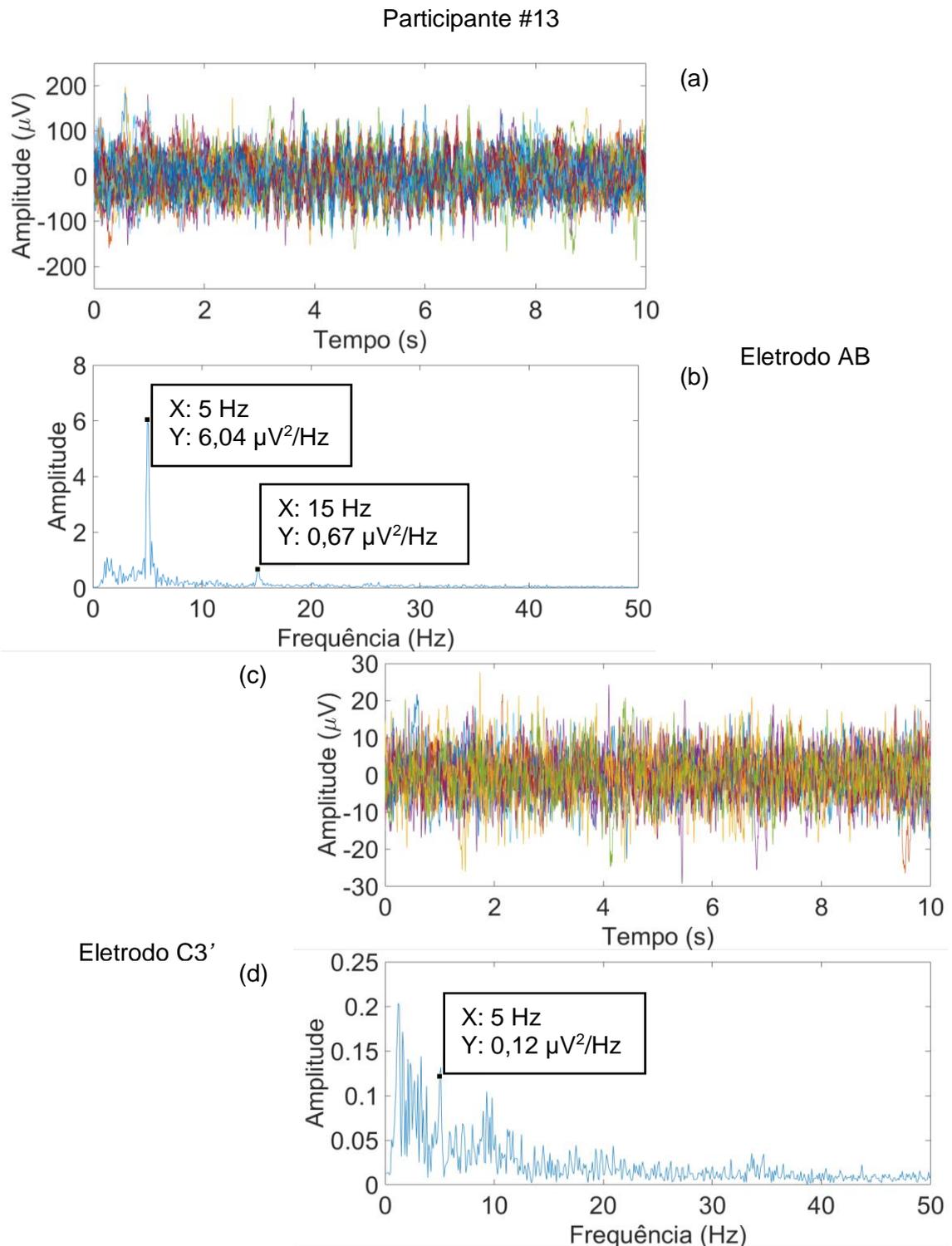


Figura 29. Épocas dos sinais reconstruídos subamostrados do participante #13, obtidos pelos eletrodos AB e C3' e seus espectros de potência, para a EES de 5 Hz com intensidade de 3xLS, na faixa de 1 a 50 Hz.

Assim, o grupo controle para a frequência de 5 Hz foi dividido em dois subgrupos: (a) Grupo SR - considerado sem artefato de 5 Hz, $N = 10$ participantes; (b) Grupo CR - considerado com artefato de 5 Hz, $N = 9$ participantes. Estimou-se a EP dos sinais de EEG reconstruídos após a aplicação do algoritmo AMUSE. A dimensão embutida estimada pelo algoritmo FNN, nestes sinais, também foi igual a $n = 4$. Em seguida, comparou-se visualmente o *grand average* das estimativas de EP dos sinais de EEG dos participantes dos grupos SR e CR.

A Figura 30 apresenta o *grand average* das estimativas de EP dos sinais de EEG reconstruídos após AMUSE, na faixa de 1 a 50 Hz na intensidade de $1,2xLS$. Observa-se pouca ou nenhuma diferença visual entre a dinâmica temporal das estimativas que possa demonstrar diferença entre os subgrupos, como nas derivações temporais T3 e T4, centrais C3 e C4, e centroparietal C4'. Pouca diferença é observada entre as estimativas de EP no eletrodo AB, onde sabe-se que o estímulo está presente pelo menos no grupo CR, principalmente durante per-EES.

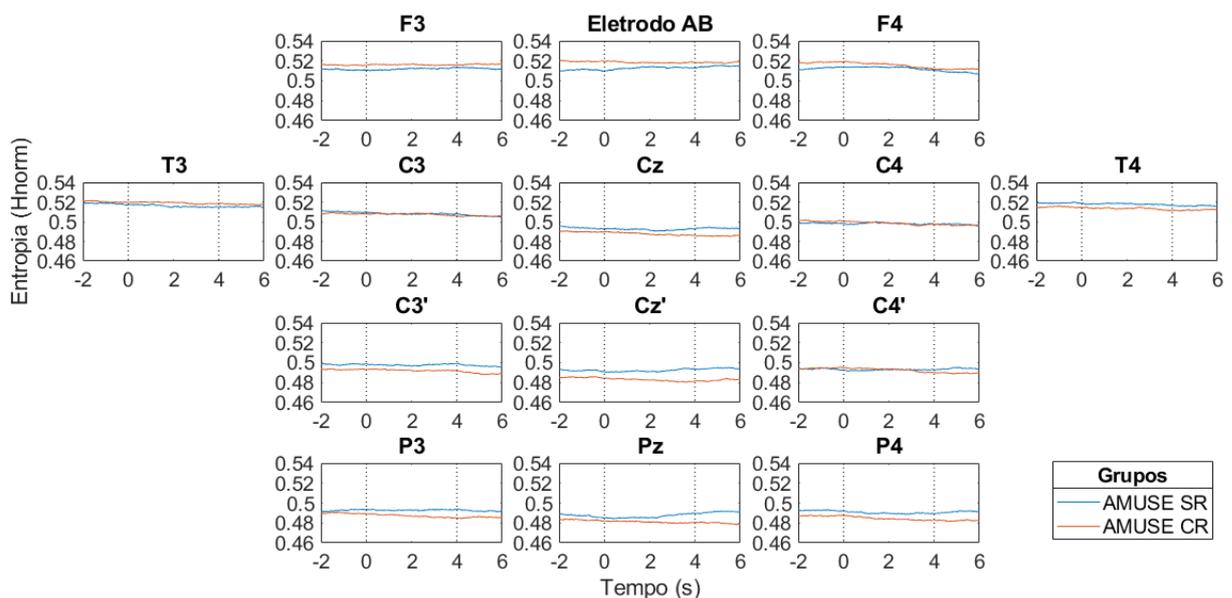


Figura 30. Comparação entre a dinâmica temporal do *grand average* das estimativas de EP dos sinais de EEG durante a EES de frequência 5 Hz e intensidade de $1,2xLS$, na faixa de 1 a 50 Hz dos grupos SR e CR.

Grupo SR: considerado sem ruído; Grupo CR: considerado com ruído.

Apesar de ser possível observar diferença entre a dinâmica temporal das estimativas dos grupos SR e CR, no *grand average* das estimativas de EP na faixa de 8 a 13 Hz e $2xLS$ (Figura 31), ainda não é possível afirmar que não existe interferência do estímulo, visto que as dinâmicas temporais em algumas derivações, como em F3 e C4 e no eletrodo do braço (AB) não mostram diferenças durante o período de estimulação.

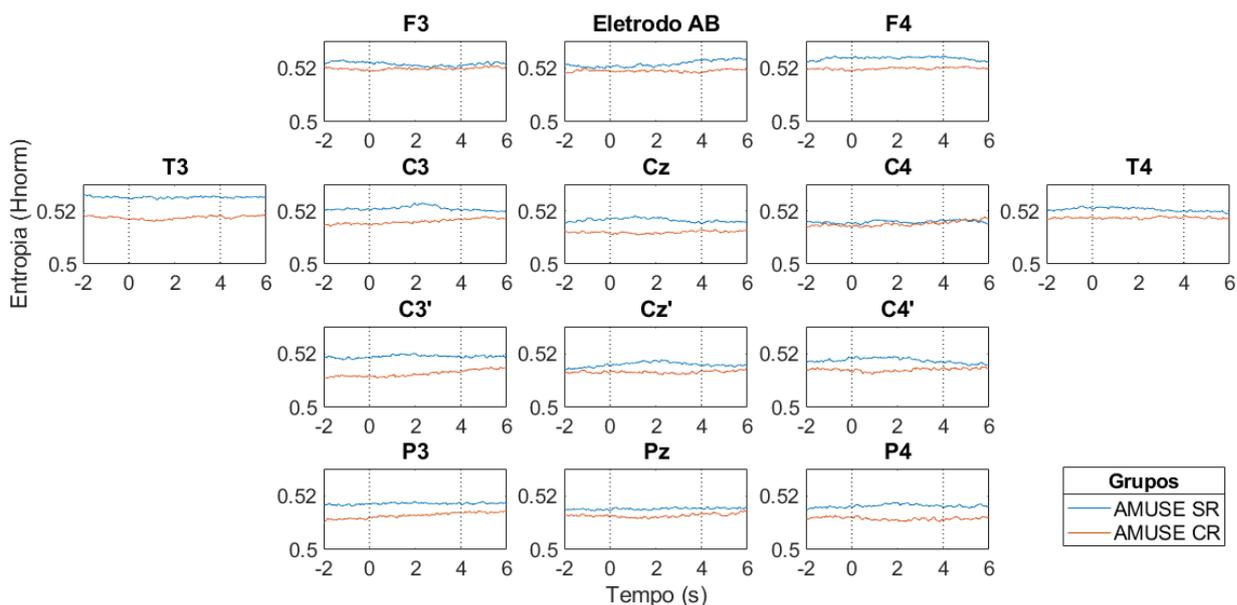


Figura 31. Comparação entre a dinâmica temporal do grand average das estimativas de EP dos sinais de EEG durante a EES de frequência 5 Hz e intensidade de 2xLS, na faixa de 8 a 13 Hz dos grupos SR e CR.

Comparação entre as estimativas de EP para a EES com frequência de 3 kHz, com a filtragem convencional e aplicando-se o algoritmo AMUSE

Dado ao fato de que a filtragem convencional foi adequada para a retirada do estímulo com frequência de 3 kHz, comparou-se visualmente as estimativas de EP quando aplicado o algoritmo AMUSE.

As observações foram semelhantes nas três intensidades de estimulação (1,2, 2 e 3xLS), por isso são apresentadas as dinâmicas temporais para apenas 1,2xLS. Para a faixa de 1 a 50 Hz (Figura 32), pode-se perceber considerável diferença entre as estimativas de EP obtidas com ambos os métodos, principalmente nas derivações C3, F3, F4, T3 e T4. Esta diferença ocorreu durante toda a dinâmica temporal, e não apenas durante o período per-EES.

Resultados similares foram encontrados nas bandas beta e gama. Na banda alfa observou-se menor interferência do AMUSE.

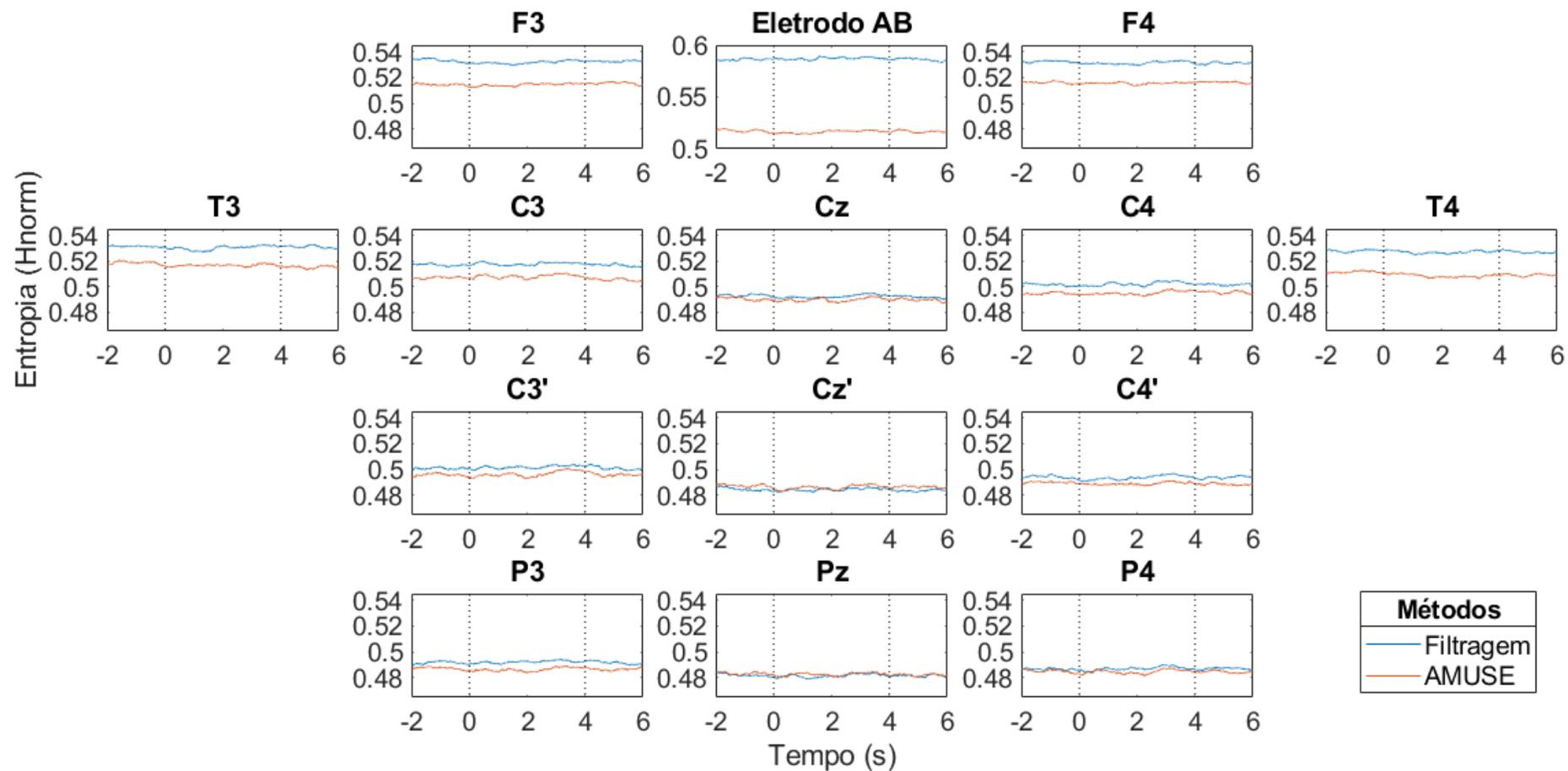


Figura 32. Dinâmica temporal do grand average das estimativas de EP dos sinais de EEG durante a EES de frequência 3 kHz e intensidade de 1,2xLS, na faixa de 1 a 50 Hz, aplicando-se a filtragem e o algoritmo AMUSE seguido da filtragem.

4.2 Grupo pós-AVC

Nos participantes pós-AVC realizou-se o estudo somente com 3 kHz. As características de cada participante do grupo pós-AVC são apresentadas na Tabela 16, onde são observadas idade, sexo, o tempo de acometimento, bem como o tipo de AVC e o hemisfério cerebral acometido.

Tabela 16. Características dos participantes do grupo pós-AVC.

Participantes	Idade (anos)	Sexo	Tempo de acometimento (anos)	Tipo de AVC	Hemisfério cerebral acometido
1	51	F	5	Isquêmico	Esquerdo
2	36	M	2	Isquêmico	Esquerdo
3	58	M	2	Isquêmico	Direito
4	42	M	6	Isquêmico	Direito
5	59	F	14	Hemorragico	Direito
6	53	M	12	Hemorragico	Esquerdo
7	70	M	1	Isquêmico	Direito

F: Feminino; M: Masculino.

Na Tabela 17 apresenta-se os valores dos limiares de sensibilidade para o estímulo elétrico senoidal periférico de 3 kHz dos participantes do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético. Ainda nesta tabela, observa-se que dois participantes apresentaram limiar acima do limite determinado como limite de segurança para os participantes, de 3000 μA , no membro parético, sendo eles os participantes 4 e 7. Existe grande variabilidade do LS, entre os indivíduos e entre os membros. A diferença entre os membros parético e não parético chegou ao dobro no participante #1, onde o membro parético exibiu um LS de 2984 μA , frente ao membro não parético, com um LS de 1481 μA . No entanto, a média de diferença entre os membros é inferior a 1,5 vezes. Entre os indivíduos, observou-se uma diferença de até 7 vezes, entre os limiares dos membros paréticos dos participantes #1 e #5.

Tabela 17. Valores dos limiares para os membros superiores parético e não parético dos participantes do grupo pós-AVC, em μA , para a EES de frequência 3 kHz.

Voluntários AVC	Membro superior parético	Limiar sensitivo à EES com frequência de 3 kHz (μA)	
		Membro superior direito	Membro superior esquerdo
1	Direito	2984	1481
2	Direito	2090	2478
3	Esquerdo	1354	1584
4	Esquerdo	1995	3134
5	Esquerdo	413	674
6	Direito	1165	1552
7	Esquerdo	2185	3166

4.2.1 Limiar sensitivo e a avaliação cognitiva

Os membros superiores paréticos apresentaram maiores médias, $2113,9 \pm 1013,2 \mu\text{A}$, quando comparados aos membros não parético do grupo pós-AVC, $1636,9 \pm 676,5 \mu\text{A}$ (Tabela 18). Além disso, ambos foram superiores ao LS do grupo controle ($1183,3 \pm 300,1 \mu\text{A}$). Pode-se perceber que a distribuição dos LS do membro superior parético é a que apresenta maior variabilidade (Figura 33) quando relacionada à distribuição dos LS dos membros não parético e do membro dominante do grupo controle.

Tabela 18. Comparação entre os LS, em μA , dos membros superiores parético e não parético do grupo pós-AVC e membro superior dominante do grupo controle.

Frequência de 3kHz	Membro superior do grupo controle			
	Média \pm Dp	Mediana	1 ^o Q-3 ^o Q	
	1183,3 \pm 300,1	1085,0	931,0	1395,0
	Membro superior parético do grupo pós-AVC			
Média \pm Dp	Mediana	1 ^o Q-3 ^o Q		
2113,9 \pm 1013,2	2090,0	1374,5	3059,0	
Membro superior não parético do grupo pós-AVC				
Média \pm Dp	Mediana	1 ^o Q-3 ^o Q		
1636,9 \pm 676,5	1552,0	1417,5	2090,0	

*Dp: Desvio-padrão; Q: Quartil.

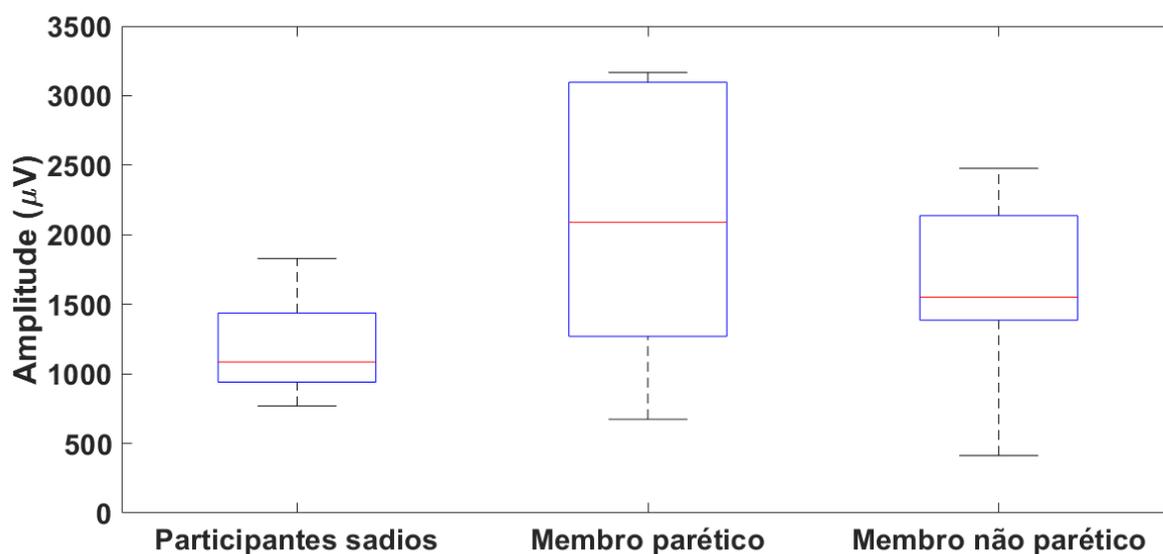


Figura 33. Boxplot dos limiares de sensibilidade à EES com frequência de 3 kHz, dos participantes saudáveis e acometidos pelo AVC.

Da mesma forma que no grupo controle, as sensações percebidas pelos participantes do grupo pós-AVC, com a EES de 3 kHz, estão relacionadas na sua maioria às fibras do tipo A β , para 1xLS e 2xLS, porém com maior porcentagem (acima de 86%), atingindo 100% no LS do membro superior parético (Tabela 19). Note-se que a descrição de sensações relacionadas com as fibras A β diminui com o aumento da intensidade, no membro parético (de 100 para 90%), enquanto que no membro não parético se incrementa de 86% a 93%.

Tabela 19. Agrupamento das sensações percebidas durante a EES com frequência de 3 kHz sobre os membros parético e não parético dos participantes do grupo pós-AVC.

Agrupamento	Membro superior parético		Membro superior não parético	
	1xLS	2xLS	1xLS	2xLS
X	100%	90%	86%	93%
Y	0%	10%	14%	7%

*X: Sensações referentes a fibras do tipo A β ; Y: Sensações relacionadas a fibras do tipo A δ e C.

4.2.2 Estimativas de EP

As dinâmicas temporais das estimativas de EP dos sinais de EEG dos participantes do grupo pós-AVC, para a EES com frequência de 3 kHz e intensidade de 2xLS, serão apresentadas de forma sequencial para as faixas de frequência de 8 a 13 Hz, de 14 a 28 Hz, de 30 a 50 Hz, e de 1 a 50 Hz. Como valores de referência, utilizou-se a dinâmica temporal do *grand average* das estimativas de EP dos participantes do grupo controle, para a EES com frequência de 3 kHz e intensidade de 2xLS.

Visto que os LS encontrados para os membros paréticos de dois participantes (#4 e #7) foram superiores ao limite adotado (Tabela 17), de 3mA, estimou-se a EP apenas dos sinais de EEG registrados para a EES sobre o membro não parético destes participantes. Para os demais participantes, estimou-se a EP dos sinais de EEG para a EES em ambos os membros superiores.

Na faixa de 8 a 13 Hz, dentre os 7 participantes, 5 apresentaram estimativas de EP dos sinais de EEG (Participantes #1 a #5) menores ou semelhantes aos valores de referência (sadios), na maioria das derivações. A dinâmica das estimativas de EP dos sinais de EEG do participante #3, no ritmo alfa, é apresentada na Figura 34. Nela, pode-se observar que as estimativas de EP apresentam-se inferiores à EP de referência. Contudo, as derivações centroparietais C3' e Cz' e parietais P3 e Pz destacam-se pela aproximação das estimativas dos valores de referência, para ambos os braços.

Os valores de EP na banda beta apresentaram-se maiores ou semelhantes às estimativas de referência para cinco participantes (Participantes #2, #4, #5, #6 e #7), na maioria das derivações. Os sinais de EEG do participante #6, na faixa de 14 a 28 Hz, apresentaram valores de EP semelhantes entre os membros parético e não parético do participante (Figura 35). Cabe ressaltar que, as estimativas de EP apresentam-se, aparentemente, similares à referência na maioria das derivações. Destaca-se ainda que nas derivações centroparietais Cz' e parietais P3 e Pz e P4, as estimativas foram superiores às estimativas de referência.

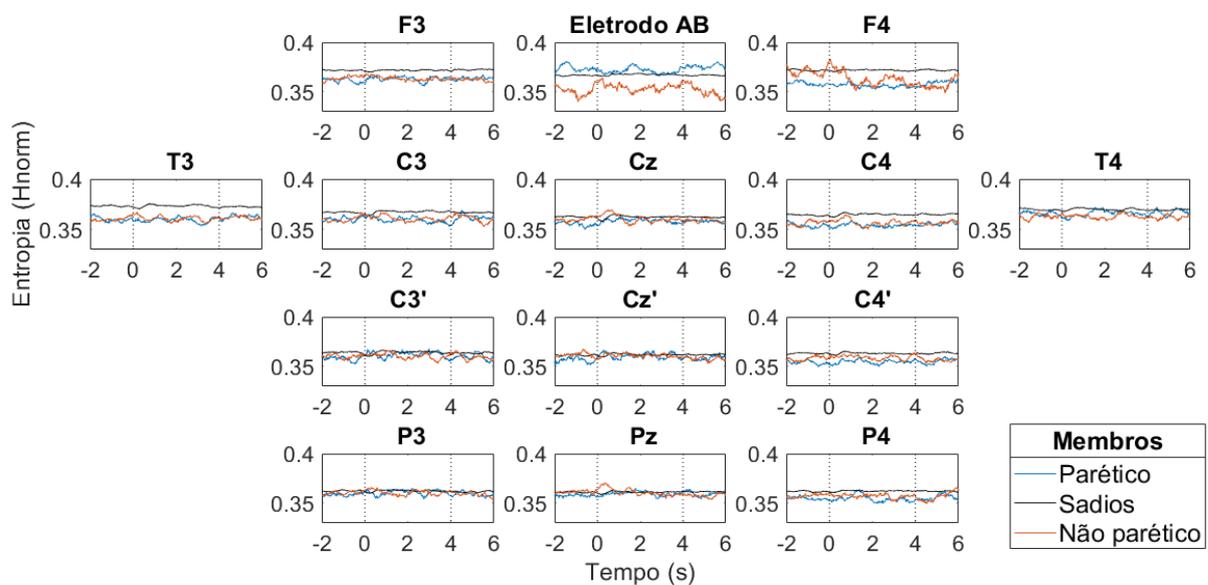


Figura 34. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 8 a 13 Hz, do participante #3 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.

No ritmo gama dos sinais de EEG (de 30 a 50 Hz), as estimativas de EP foram superiores ou semelhantes às estimativas de referência para os participantes #1, #5, #6 e #7. As estimativas de EP na faixa de 30 a 50 Hz dos sinais de EEG do participante #1 mostraram-se acima dos valores de referência para todas as derivações (Figura 36). Percebe-se nesta faixa de frequência uma redução das estimativas de EP do membro superior parético, durante o período de estimulação nas derivações C3 e C3', e um discreto incremento nas estimativas para o membro superior não parético, nas mesmas derivações.

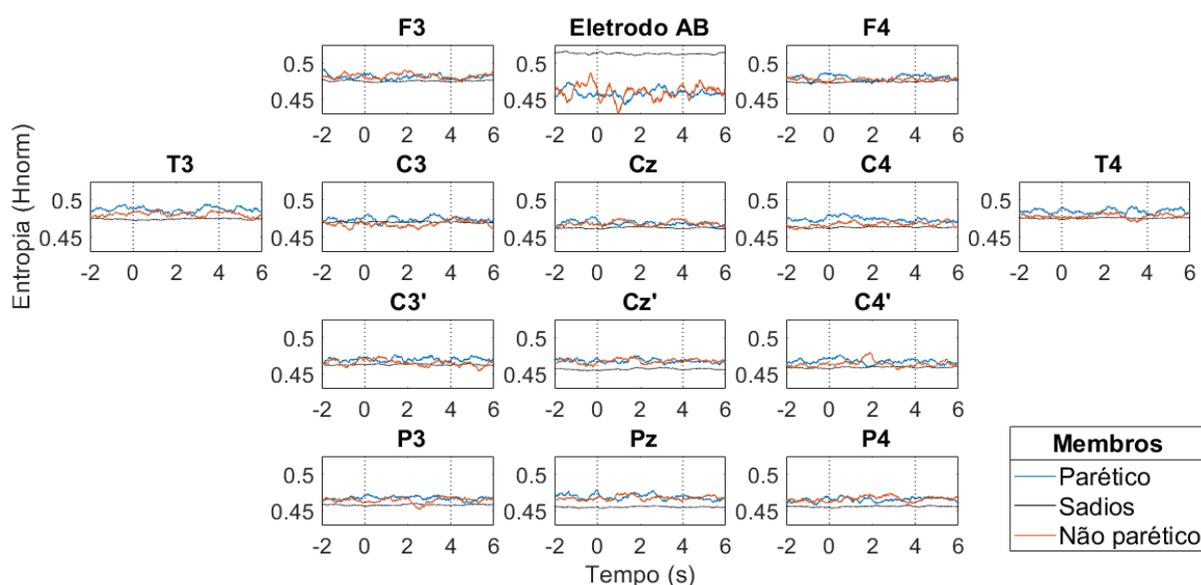


Figura 35. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 14 a 28 Hz, do participante #6 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.

As estimativas de EP, na faixa de 1 a 50 Hz, seguiram o observado para as estimativas em beta, sendo semelhantes ou maiores do que estimativas de referência para os participantes #2 e de #5 a #7, e menores ou semelhantes às estimativas de referência para os participantes #1 e #3. Apenas o participante #4 apresentou as estimativas de EP para os sinais de EEG, na faixa de 1 a 50 Hz, que seguiram o observado para as estimativas de EP no ritmo alfa do indivíduo, sendo inferiores ou semelhantes às estimativas de referência.

A Figura 37 apresenta as estimativas de EP obtidas para o participante #6, na faixa de 1 a 50 Hz. Para este participante, apenas a derivação central C3 apresentou valores de EP próximos dos valores de referência, para o membro não parético, enquanto para o membro parético as estimativas foram superiores às estimativas de EP de referência. Nas demais derivações, os valores das estimativas de EP encontraram-se acima dos valores de referência, para ambos os membros. As estimativas de EP diferem para os membros superiores nas derivações C3, C4 e C4', sendo maiores para o membro superior parético.

As estimativas de EP para cada um dos participantes do grupo pós-AVC são apresentadas no Apêndice C.

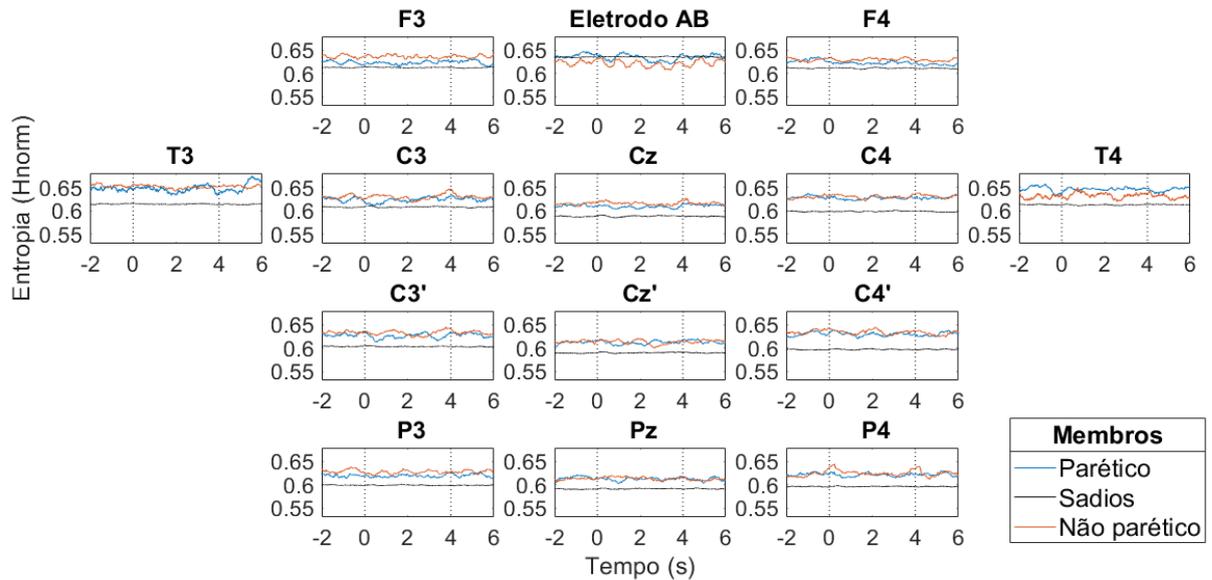


Figura 36. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 30 a 50 Hz, do participante #1 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.

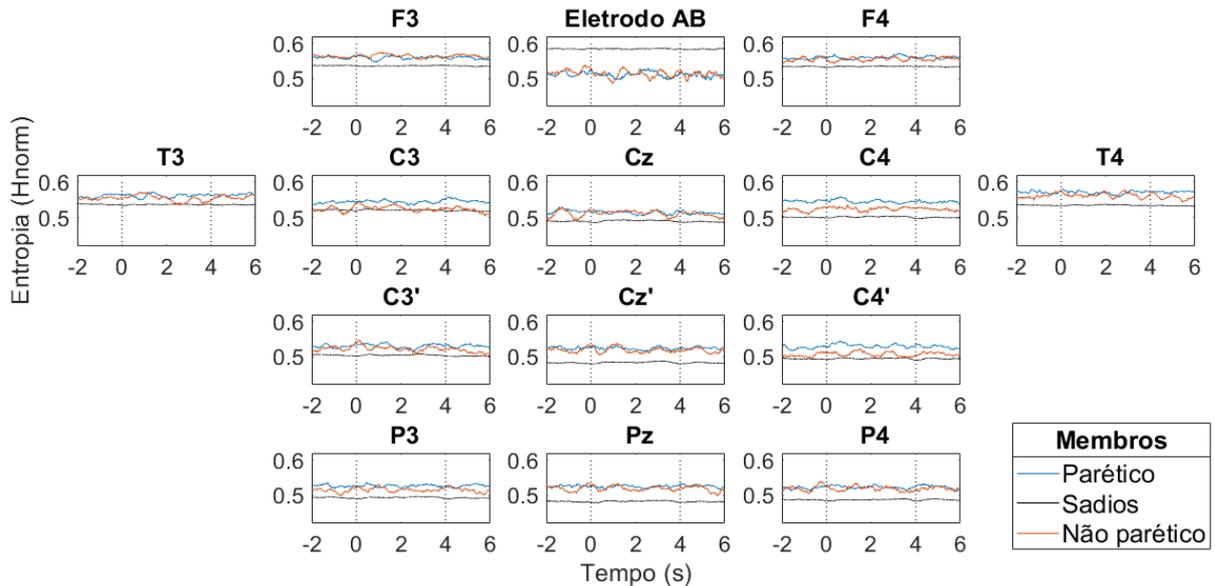


Figura 37. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 1 a 50 Hz, do participante #6 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.

5 Discussão

O objetivo geral estipulado para este estudo foi a investigação da complexidade da resposta cerebral à EES, na frequência de 3 kHz, em indivíduos pós-AVC. Como objetivos específicos, a comparação entre o LS e os relatos de percepção, para à EES na frequência de 3 kHz dos indivíduos pós-AVC e sadios, a comparação da complexidade da resposta cerebral à EES, nas frequências de 5 Hz e 3 kHz, nos indivíduos sadios, e a comparação da complexidade da resposta cerebral à EES, na frequência de 3 kHz, entre os indivíduos pós-AVC e os sadios.

O LS do grupo controle utilizado neste estudo, para a EES de frequências 3 kHz ($1183,3 \pm 300,1 \mu\text{A}$) e 5 Hz ($226,6 \pm 116,0 \mu\text{A}$), utilizando-se os eletrodos *ring* e *spike*, respectivamente, sobre a tabaqueira anatômica da mão dominante dos participantes, estão de acordo com o observado em trabalhos anteriores (SOUZA, 2016; SOUZA; INFANTOSI; TIERRA-CRIOLLO, 2015; VOLPI, 2017).

Estudos que verificaram o LS e a percepção à estímulos elétricos senoidais em indivíduos sadios ainda são limitados em quantidade, e variáveis quanto aos protocolos de estimulação. Com isso, a comparação entre os resultados torna-se intrincada. Porém a comparação é importante para que sejam observados possíveis fatores de influência nessas variações sobre a determinação do LS dos indivíduos.

Encontrou-se valores de LS neste estudo inferiores aos valores indicados por Martins et al. (2013). Para a frequência de 5 Hz, com eletrodos padrão sobre a mão não dominante, os valores de LS apontados pelos autores ($370 \pm 140 \mu\text{A}$) são pelo menos 1,5 vezes superiores aos obtidos neste estudo. Ainda para esta frequência, o LS obtido neste estudo está de acordo com o encontrado por Yin et al. (2018), para o dorso da mão ($199,0 \pm 80,0 \mu\text{A}$).

Na EES com frequência de 3 kHz, A média dos valores de LS deste estudo são de aproximadamente metade do valor apresentado por Martins et al. (2013) (em torno de $2000 \mu\text{A}$). Da mesma forma, Santos (2014), para a mão dominante de indivíduos sadios, também obteve valores de aproximadamente duas vezes superiores ao LS deste estudo (média de $2199,73 \pm 540,71 \mu\text{A}$). Apesar de não utilizar a mesma alta frequência que Yin et al. (2018) (2 kHz) sobre o dorso da mão, os valores de LS obtidos são semelhantes aos valores apresentados pelos autores ($1368,0 \pm 378,0 \mu\text{A}$).

Na avaliação da percepção com EES de frequência de 5 Hz para o grupo controle, as sensações descritas diferiram de estudos prévios (SOUZA, 2016; SOUZA; INFANTOSI; TIERRA-CRIOLLO, 2015), descrevendo sensações principalmente relacionadas às fibras do

tipo A β (de 56 a 78% das sensações relacionadas às fibras A β). Esses estudos descreveram até 86,4% das sensações relacionadas às fibras finas. Félix et al. (2009) e Martins et al. (2013) descrevem que as baixas frequências podem levar à estimulação de fibras A β pelo desenvolvimento de potenciais de ação, dada a alterações geradas nos canais de sódio dessas fibras, quando o estímulo apresenta maiores amplitudes que a do LS. Tal efeito poderia explicar o percentual descrito para as intensidades acima de LS com a frequência de 5 Hz. Outra explicação pode estar relacionada com uma menor neuroseletividade para a frequência de 5 Hz, como apresentado por Félix et al. (2009), onde a frequência não estimularia apenas as fibras A δ e C, mas também as fibras A β . A maior velocidade de condução das fibras A β privilegiaria o processamento de sua informação, aumentando a descrição de sensações relacionadas a elas.

Os resultados para a avaliação da percepção à EES com frequência de 3 kHz são semelhantes ao observado na literatura para LS, de até 80% (SOUZA, 2016; SOUZA; INFANTOSI; TIERRA-CRIOLLO, 2015; VOLPI, 2017), mesmo com diferentes parâmetros de estimulação (FÉLIX et al., 2009; MARTINS et al., 2013; PIMENTEL et al., 2006; SANTOS, 2014; TIERRA-CRIOLLO et al., 2006). Apesar do percentual de sensações relacionadas a fibras A β reduzir-se com o aumento da intensidade do estímulo (de 80 para 58% das descrições relacionadas às fibras A β), manteve-se o predomínio dessas sensações. A redução do percentual de percepção das sensações relacionadas as fibras do tipo A β com o aumento da intensidade pode estar relacionada ao recrutamento de outras fibras, como as fibras do tipo C, como sugerido por Volpi e Tierra-Criollo (2017).

Neste estudo, optou-se pela escolha forçada de três palavras. Contudo, a obrigatoriedade da escolha exata de três palavras pode ter sido um fator de dúvida para a determinação da seletividade da EES com as diferentes frequências. Segundo Volpi (2017), possivelmente a escolha de até três palavras, e não uma escolha forçada, poderia influenciar o resultado observado. A separação das percepções em dois grupos, não considerando um grupo com ambas as sensações também pode ser uma condição capaz de influenciar a comparação entre os resultados deste estudo e as observações da literatura, como em Souza, Infantosi e Tierra-Criollo (2015) e Souza (2016).

A análise da EP dos sinais de EEG dos participantes sadios demonstrou um aumento de complexidade na atividade cortical principalmente sobre a região de S1 contralateral ao local de estimulação durante a EES, tal como esperado, visto que esta região é atuante durante os estímulos somatossensitivos. Segundo Sporns (2003), o aumento da complexidade pode indicar relações estruturais capazes de gerar mais interações, visto que a complexidade está relacionada com possíveis padrões de interações produzidas em redes

neuronal. Neste caso, principalmente na região central, relacionadas ao processamento de informações somatossensitivas.

No entanto, também encontrou-se mudanças na complexidade na região cortical ipsilateral ao local de estimulação, sugerindo que a EES é um estímulo que necessita de um processamento cortical mais complexo. A ativação de diferentes regiões corticais para o processamento de um estímulo sensitivo, como indicado por Hummel e Gerloff (2006), demonstra um desempenho mais complexo.

O fato de se ter encontrado diferença significativa entre os períodos Pré e Pós-ES em poucas derivações, pode sugerir que os efeitos desta estimulação se dão, na maioria das regiões estudadas, de maneira aguda, sendo interrompida assim que termina a estimulação, e não implicando em alterações estruturais ou funcionais das redes envolvidas de forma continuada. Considerando-se os resultados do teste de percepção (de 80 para 58% das descrições relacionadas às fibras A β , sugerindo-se o recrutamento de outras fibras com o aumento da intensidade de estimulação), indica-se que o recrutamento concomitante de diferentes tipos de fibras sensitivas pode ser o responsável pelo aumento da complexidade dos sinais de EEG quando comparadas as três intensidades do estímulo. Isto seria devido ao fato de que o processamento concorrente da informação oriunda de diferentes fibras tornaria o processamento cortical mais complexo (SPORNS, 2003).

Assim como Liquori (2017) ao utilizar um estímulo sensório-motor visual, os ritmos neurais alfa e beta foram identificados como contribuintes para as variações significativas detectadas. No entanto, a autora não avaliou a contribuição de cada ritmo para as mudanças observadas na complexidade dos sinais.

Apesar da banda gama avaliada neste estudo abranger grande parte da banda encontrada no potencial evocado somatossensitivo transiente (até aproximadamente 55 Hz) (TIERRA-CRIOLLO; INFANTOSI, 2006), poucas derivações apresentaram diferença estatística nesta faixa de frequência. Isto pode ser decorrente de interferências de outros sinais, como os de eletromiografia, provavelmente proveniente da musculatura da região cervical dos indivíduos, como sugerido por Volpi (2017).

A variabilidade das lesões e da resposta cerebral dos indivíduos do grupo pós-AVC, e o pequeno número de participantes não permitiram uma comparação interindividual, sendo realizada então uma análise descritiva dos resultados dos participantes comparando-os com os resultados do grupo controle.

Para a análise do LS, verificou-se um aumento dos LS para os membros parético e não parético dos sujeitos pós-AVC, quando comparados aos valores determinados para o membro dominante dos sujeitos sadios, indicando redução da sensibilidade dos indivíduos

acometidos. O LS médio do membro parético foi ainda maior que o LS do membro não parético dos indivíduos pós-AVC. Estas observações são corroboradas por Santos (2014). Entretanto, uma comparação estatística não foi aplicada no presente estudo, devido ao reduzido número de participantes do grupo pós-AVC.

Novamente a literatura é muito limitada sobre a avaliação da percepção sensitiva com EES, para indivíduos acometidos pelo AVC. A análise dos resultados referentes às percepções dos indivíduos denotou uma disposição para a descrição de sensações relacionadas às fibras do tipo A β (atingindo até 100% no membro parético). Essa predominância para a descrição de sensações relacionadas às fibras do tipo A β pode ainda estar relacionada com uma percepção inadequada de estímulos sobre as fibras do tipo C, considerando-se os relatos dos próprios participantes, de que os estímulos não eram desconfortáveis ou dolorosos.

Quanto à resposta cerebral dos indivíduos pós-AVC, pouca ou nenhuma diferença foi observada entre a complexidade dos sinais de EEG para os membros parético e não parético, o que sugere uma reorganização da resposta cerebral, utilizando as áreas corticais envolvidas na resposta ao estímulo de forma colaborativa, como sugerido por Jang (2013).

A complexidade dos sinais de EEG para a maioria dos indivíduos pós-AVC obtidas estão de acordo com Liu et al. (2016), com estimativas de EP semelhantes ou superiores às estimativas dos indivíduos sadios em cinco participantes para a banda beta. Para a banda alfa, a complexidade foi menor ou semelhante aos sadios, o que também foi observado por Liu et al. (2016). A menor entropia na banda alfa, quando comparada à dos sadios, pode estar relacionada à um fluxo sanguíneo cerebral alterado nestes indivíduos, de acordo com Tatum IV (2014). O aumento da complexidade do ritmo beta pode estar relacionado ao fato de estar associado à períodos de atividade cerebral mais intensa (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2016; SCHOMER; SILVA, 2011).

Quanto aos artefatos relacionados à EES, apesar da literatura indicar que os métodos baseados em estatística de segunda ordem são capazes de eliminar os artefatos oriundos da EES (BRAGA, 2007; VOLPI, 2017), pode-se observar que isto não ocorreu em todos os indivíduos. Pelo fato de não ser possível assegurar que o artefato oriundo da estimulação elétrica com frequência de 5 Hz não interferiu sobre os resultados obtidos na análise dos sinais de EEG dos participantes, optou-se por não discuti-los no presente estudo.

A aplicação do algoritmo AMUSE para a EES de 3 kHz, possibilitou a observação de que mesmo não havendo artefatos oriundos da estimulação, o AMUSE retirou parte do sinal. Porém não foi possível indicar o quanto do sinal de EEG foi eliminado com a utilização do

algoritmo. Com isso, sugere-se que outros métodos para eliminação dos artefatos referentes à EES devem ser investigados, principalmente para a EES de 5 Hz.

6 Conclusão

O presente estudo indica que a EES é uma ferramenta útil para a avaliação do sistema sensitivo pós-AVC, posto que demonstrou haver déficits sensitivos em indivíduos acometidos, quando comparados à indivíduos saudáveis. Sugere-se que outras frequências de estimulação sejam avaliadas, assim como diferentes intervalos de tempo de estimulação e repouso.

Além disso, este estudo contribuiu demonstrando as mudanças na complexidade dos sinais de EEG de indivíduos saudáveis e pós-AVC com a aplicação da EP. Para os indivíduos saudáveis, essas mudanças ocorreram principalmente na região cortical S1, durante a estimulação elétrica senoidal em regime permanente de nervo periférico com frequência de 3 kHz. Observou-se que, dentre os ritmos neurais estudados, alfa e beta foram os que mais contribuíram para as mudanças da complexidade entre os períodos temporais. Para os indivíduos pós-AVC, se percebeu uma maior variabilidade da resposta cortical, quando comparada à resposta dos indivíduos saudáveis e entre os indivíduos. Assim como para os indivíduos saudáveis, as bandas alfa e beta dos indivíduos pós-AVC foram as bandas que apresentaram complexidade mais relevante para a resposta cerebral, para sinais de EEG até 50 Hz, sendo maior ou semelhante à complexidade dos saudáveis na banda beta, e semelhante ou inferior à dos indivíduos saudáveis para a banda alfa. No entanto, a diferença entre os participantes deste grupo indica que o tipo de lesão, o local e o tempo de acometimento podem interferir na resposta obtida.

Com a utilização do algoritmo AMUSE não foi possível garantir a extração do artefato da EES de 5 Hz dos sinais de EEG, e para os sinais de EEG obtidos durante a EES de 3 kHz, as alterações oriundas da aplicação do AMUSE sugere uma possível extração de informação do próprio sinal de EEG. Com isso, novos métodos para remoção de artefatos da estimulação devem ser investigados.

A associação entre o LS e a EP pode favorecer o surgimento ou o aprimoramento de técnicas avaliativas diagnósticas e de reabilitação de indivíduos acometidos por lesões no SNC. Dado ao fato de a EES provocar diferentes sensações, dependendo da frequência e da intensidade do estímulo, ela pode ainda ser aplicada como ferramenta alternativa não invasiva nas interfaces-cérebro-máquina.

Contudo, novos estudos devem ser realizados visando a um melhor esclarecimento sobre a complexidade do sinal de EEG, aumentando o número de participantes e possivelmente subdividindo-os em grupos por idade, tempo de acometimento e tipo de AVC, e inclusive utilizando-se outras modalidades de estimulação. A investigação da conectividade

cerebral, juntamente com a complexidade dos sinais de EEG, também pode ser uma alternativa para a obtenção de informações quanto à funcionalidade do SNC de indivíduos acometidos pelo AVC, para o estímulo sensitivo aplicado.

Referências

- ABRAIRA, V. E.; GINTY, D. D. The Sensory Neurons of Touch. **Neuron**, v. 79, n. 4, p. 618–639, ago. 2013.
- AL-QAZZAZ, N. K. et al. Discrimination of stroke-related mild cognitive impairment and vascular dementia using EEG signal analysis. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 56, n. 1, p. 137–157, 8 jan. 2018.
- ALAWIEH, A.; ZHAO, J.; FENG, W. Factors affecting post-stroke motor recovery: Implications on neurotherapy after brain injury. **Behavioural Brain Research**, v. 340, p. 94–101, mar. 2018.
- ALMEIDA, C. C. DOS S. DE. **ANÁLISE DE TÉCNICAS DE SEPARAÇÃO CEGA DE FONTES PARA REMOÇÃO DE ARTEFATOS EM INTERFACES CÉREBRO-MÁQUINA**. [s.l.] Universidade Federal do ABC, 2013.
- ALVAREZ, V.; ROSSETTI, A. O. Electroencephalography and Evoked Potentials: Technical Background. In: ROSSETTI, A. O.; LAUREYS, S. (Eds.). **Clinical Neurophysiology in Disorders of Consciousness**. Vienna: Springer Vienna, 2015. p. 7–23.
- AMORIM, F. E. **Análise da Complexidade de EEG Usando Entropia de Permutação Durante Movimento Voluntário**. [s.l.] Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2016.
- ANGHINAH, R.; BASILE, L. I.; SCHMIDT, M. T. ARTEFATOS BIOLÓGICOS NO EEG QUANTITATIVO. **Arq Neuropsiquiatr**, v. 64, n. 2–A, p. 264–268, 2006.
- ARUMUGAM, T. V. et al. Notch signaling and neuronal death in stroke. **Progress in Neurobiology**, n. February, p. 1–14, mar. 2018.
- BANDT, C.; POMPE, B. Permutation entropy: a natural complexity measure for time series. **Physical review letters**, v. 88, n. 17, 2002.
- BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neuroscience: Exploring the Brain**. 4. ed. [s.l.] Wolters Kluwer, 2016.
- BERTOLUCCI, P. H. F.; CAMPACCI, S. R.; JULIANO, A. O MINI-EXAME DO ESTADO MENTAL EM UMA POPULAÇÃO GERAL IMPACTO DA ESCOLARIDADE. **Arq. Neuropsiquiatr.**, v. 52, n. 1, p. 1–7, 1994.
- BLAUSEN.COM. **Medical gallery of Blausen Medical 2014**. Disponível em: <https://en.wikiversity.org/wiki/WikiJournal_of_Medicine/Medical_gallery_of_Blausen_Medical_2014>. Acesso em: 7 fev. 2019.
- BRAGA, E. D. Q. **ESTIMACÃO DA RESPOSTA EVOCADA À ESTIMULAÇÃO SOMATOSSENSORIAL ELÉTRICA SENOIDAL DE 5 Hz E 2 kHz, UTILIZANDO WAVELETS E ANÁLISE EM COMPONENTES INDEPENDENTES**. [s.l.] Universidade Federal de Minas Gerais, 2007.
- BRISSAUD, J.-B. The meanings of entropy. **Entropy**, v. 7, n. 1, p. 68–96, 2005.

- CARLSSON, H.; GARD, G.; BROGÅRDH, C. Upper-limb sensory impairments after stroke: Self-reported experiences of daily life and rehabilitation. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 50, n. 1, p. 45–51, 2018.
- CASTEL-LACANAL, E. Sites of electrical stimulation used in neurology. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 58, n. 4, p. 201–207, set. 2015.
- CASTRO-COSTA, É. et al. Norms for the mini-mental state examination: adjustment of the cut-off point in population-based studies (evidences from the Bambui health aging study) (vol 66, pg 524, 2008). **Arq. Neuropsiquiatr.**, v. 66, n. 3A, p. 524–528, 2008.
- CAVACO, N. S.; ALOUCHE, S. R. Instrumentos de avaliação da função de membros superiores após acidente vascular encefálico: uma revisão sistemática. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 17, n. 2, p. 178–183, jun. 2010.
- CHEN, C.-L. et al. Brain lesion size and location: Effects on motor recovery and functional outcome in stroke patients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 81, n. 4, p. 447–452, abr. 2000.
- CHIPCHASE, L. S.; SCHABRUN, S. M.; HODGES, P. W. Corticospinal Excitability is Dependent on the Parameters of Peripheral Electric Stimulation: A Preliminary Study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 92, p. 1423–1430, 2011.
- COMON, E. P.; JUTTEN, C. **Handbook of Blind Source Separation Independent Component**. [s.l: s.n.]. v. 3
- COMON, P.; JUTTEN, C. Second order methods based on color. In: **Handbook of Blind Source Separation Independent Component**. 1. ed. [s.l.] Elsevier, 2010b. p. 227–280.
- CONFORTO, A. B.; KAELIN-LANG, A.; COHEN, L. G. Increase in hand muscle strength of stroke patients after somatosensory stimulation. **Annals of Neurology**, v. 51, n. 1, p. 122–125, jan. 2002.
- CRUCCU, G. et al. Recommendations for the clinical use of somatosensory-evoked potentials. **Clinical Neurophysiology**, v. 119, n. 8, p. 1705–1719, ago. 2008.
- DA SILVA, L. C. P. **Análise de sinais de EEG após reabilitação com imagética motora em indivíduos pós-AVC**. [s.l.] Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2018.
- DAVID, O.; KILNER, J. M.; FRISTON, K. J. Mechanisms of evoked and induced responses in MEG/EEG. **NeuroImage**, v. 31, n. 4, p. 1580–1591, 2006.
- DEMAIN, S. et al. A narrative review on haptic devices: relating the physiology and psychophysical properties of the hand to devices for rehabilitation in central nervous system disorders. **Disability and Rehabilitation: Assistive Technology**, v. 8, n. 3, p. 181–189, 2013.
- DOUCET, B. M.; LAM, A.; GRIFFIN, L. Neuromuscular Electrical Stimulation for Skeletal Muscle Function. **Yale Journal of Biology and Medicine**, v. 85, n. 2, p. 201–215, jan. 2012.
- FAGUNDES, J. S. et al. Instrumentos de avaliação sensorial pós-acidente vascular encefálico (AVE) descritos em português: uma revisão sistemática. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 22, n. 4, p. 435–442, 2015.

- FELICE, T. D.; ISHIZUKA, R. O. R.; AMARILHA, J. D. Eletroestimulação e crioterapia para espasticidade em pacientes acometidos por Acidente Vascular Cerebral. **Revista Neurociências**, v. 19, n. 1, p. 77–84, 2011.
- FÉLIX, E. P. V et al. Sensations and reaction times evoked by electrical sinusoidal stimulation. **Neurophysiologie Clinique**, v. 39, n. 6, p. 283–290, 2009.
- FERLAZZO, E. et al. Permutation entropy of scalp EEG: A tool to investigate epilepsies. **Clinical Neurophysiology**, v. 125, n. 1, p. 13–20, jan. 2014.
- GAGLIARDI, R. J. Acidente vascular cerebral ou acidente vascular encefálico? Qual a melhor nomenclatura? **Revista Neurociências**, v. 18, n. 2, p. 131–132, 2010.
- GALVÃO, M. DE L. DE S. et al. Determinação do limiar de percepção de corrente elétrica em uma amostra de voluntários normais. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 63, n. 2–A, p. 289–293, 2005.
- GAO, J.; HU, J.; TUNG, W. W. Entropy measures for biological signal analyses. **Nonlinear Dynamics**, v. 68, n. 3, p. 431–444, 10 maio 2012.
- GHAHRAMANI, Z. Information Theory. In: **Encyclopedia of Cognitive Science**. Chichester: John Wiley & Sons, Ltd, 2006. p. 1–5.
- GREENSPAN, J. D.; LAMOTTE, R. H. Cutaneous mechanoreceptors of the hand: experimental studies and their implications for clinical testing of tactile sensation. **Journal of Hand Therapy**, v. 6, n. 0894–1130 (Print), p. 75–82, 1993.
- HANKEY, G. J. Stroke. **The Lancet**, v. 389, n. 10069, p. 641–654, fev. 2017.
- HARA, Y. Neurorehabilitation With New Functional Electrical Stimulation for Hemiparetic Upper Extremity in Stroke Patients. **Journal of Nippon Medical School**, v. 75, n. 1, p. 4–14, 2008.
- HUIJEN-SCHOENMAKERS, M.; RADEMAKER, A.; SCHERDER, E. Cognition in relation to independency in older, comorbid stroke patients in a stroke unit. **International Journal of Geriatric Psychiatry**, v. 32, n. 7, p. 761–768, jul. 2017.
- HUMMEL, F. C.; GERLOFF, C. Interregional long-range and short-range synchrony: a basis for complex sensorimotor processing. In: **Progress in Brain Research**. [s.l.: s.n.]. v. 159p. 223–236.
- HYVÄRINEN, A.; KARHUNEN, J.; OJA, E. What is Independent Component Analysis? In: **Independent Component Analysis**. [s.l.] John Wiley & Sons, Inc., 2001. p. 147–164.
- INFANTOSI, A. F. C.; MELGES, D. B.; TIERRA-CRIOLLO, C. J. Use of magnitude-squared coherence to identify the maximum driving response band of the somatosensory evoked potential. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v. 39, p. 1593–1603, 2006.
- JANG, S. H. Recovery mechanisms of somatosensory function in stroke patients: implications of brain imaging studies. **Neuroscience Bulletin**, v. 29, n. 3, p. 366–372, 8 jun. 2013.
- JENNUM, P. et al. Cost of stroke: a controlled national study evaluating societal effects on patients and their partners. **BMC Health Services Research**, v. 15, n. 1, p. 466, 13 jun. 2015.

- KANDEL, E. R. **Princípios de Neurociências**. 5. ed. Porto Alegre: AMGH, 2014.
- KATARZYNA, J. B.; ZYGIEREWICS, J. **Practical Biomedical Signal Analysis Using Matlab**. [s.l.] CRC Press Taylor & Francis Group, 2012.
- KATIMS, J. J. Electrodiagnostic Functional Sensory Evaluation of the Patient with Pain: A Review of the Neuroselective Current Perception Threshold and Pain Tolerance Threshold. **Pain Digest**, v. 8, p. 219–230, 1998.
- KATIMS, J. J.; LONG, D. M.; NG, L. K. Y. Transcutaneous Nerve Stimulation Frequency and Waveform Specificity in Humans. **Appl. Neurophysiol.**, v. 49, p. 86–91, 1986.
- KENNEL, M. B.; BROWN, R.; ABARBANEL, H. D. I. Determining embedding dimension for phase-space reconstruction using a geometrical construction. **Physical Review A**, v. 45, n. 6, p. 3403–3411, 1 mar. 1992.
- KESSNER, S. S.; BINGEL, U.; THOMALLA, G. Somatosensory deficits after stroke: a scoping review. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 23, n. 2, p. 136–146, 17 fev. 2016.
- KITA, K. et al. A pilot study of sensory feedback by transcutaneous electrical nerve stimulation to improve manipulation deficit caused by severe sensory loss after stroke. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 10, n. 1, p. 55, 2013.
- KLEM, G. H. et al. The ten-twenty electrode system of the international federation. **Electroencephalography and clinical neurophysiology**, v. 10, n. 2, p. 3–6, 1999.
- LARREA, P. F. C. **Detecção da Resposta Auditiva em Regime Permanente com modulante exponencial utilizando múltiplas derivações de eletroencefalografia**. [s.l.] Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2015.
- LAUFER, Y.; ELBOIM-GABYZON, M. Does Sensory Transcutaneous Electrical Stimulation Enhance Motor Recovery Following a Stroke? A Systematic Review. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 25, n. 9, p. 799–809, 11 nov. 2011.
- LI, G.; WANG, S.; DUAN, Y. Y. Towards gel-free electrodes: A systematic study of electrode-skin impedance. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 241, p. 1244–1255, mar. 2017.
- LI, R.; PRINCIPE, J. C. **Blinking Artifact Removal in Cognitive EEG Data Using ICA**. 2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. **Anais...IEEE**, ago. 2006 Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17946690>>
- LI, X.; CUI, S.; VOSS, L. J. Using Permutation Entropy to Measure the Electroencephalographic Effects of Sevoflurane. **Anesthesiology**, v. 109, n. 3, p. 448–456, set. 2008.
- LI, X.; OUYANG, G.; RICHARDS, D. A. Predictability analysis of absence seizures with permutation entropy. **Epilepsy Research**, v. 77, n. 1, p. 70–74, out. 2007.
- LIQUORI, D. M. DA S. **Aplicação da Entropia de Permutação a Sinais de EEG Durante Estimulação Dinâmica de Cenário Virtual**. [s.l.] Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2017.

- LIU, S. et al. Abnormal EEG Complexity and Functional Connectivity of Brain in Patients with Acute Thalamic Ischemic Stroke. **Computational and Mathematical Methods in Medicine**, v. 2016, p. 1–9, 2016.
- LUBRINI, G. et al. Brain disease, connectivity, plasticity and cognitive therapy: A neurological view of mental disorders. **Neurología (English Edition)**, v. 33, n. 3, p. 187–191, abr. 2018.
- LUNGARELLA, M. et al. Methods for Quantifying the Informational Structure of Sensory and Motor Data. **Neuroinformatics**, v. 3, p. 243–262, 2005.
- MANOLAKIS, D. G.; INGLE, V. K. **Applied Digital Signal Processing: Theory and Practice**. New York, EUA: Cambridge University Press, 2011.
- MARTINS, H. R. **Sistema Para O Estudo Do Limiar De Percepção De Corrente Elétrica Com Forma De Onda Arbitrária**. [s.l.] UFMG, 2008.
- MARTINS, H. R. et al. Current perception threshold and reaction time in the assessment of sensory peripheral nerve fibers through sinusoidal electrical stimulation at different frequencies. **Revista Brasileira de Engenharia Biomedica**, v. 29, n. 3, p. 278–285, 2013.
- MARTINS, H. R. **Sistema para avaliação de fibras nervosas periféricas utilizando corrente elétrica senoidal: estudo de caso em hanseníase**. [s.l.] Universidade Federal de Minas Gerais, 2013.
- MAYO, N. E. et al. Activity, participation, and quality of life 6 months poststroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 8, p. 1035–1042, 2002.
- MCGLONE, F.; REILLY, D. The cutaneous sensory system. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 34, n. 2, p. 148–159, 2010.
- MELO, D. M. DE; BARBOSA, A. J. G. O uso do Mini-Exame do Estado Mental em pesquisas com idosos no Brasil: uma revisão sistemática. **Ciência & Saúde Coletiva**, v. 20, n. 12, p. 3865–3876, dez. 2015.
- MEYER, S. et al. Voxel-based lesion-symptom mapping of stroke lesions underlying somatosensory deficits. **NeuroImage: Clinical**, v. 10, p. 257–266, 2016.
- MICHIELSEN, M. E. et al. Quantifying nonuse in chronic stroke patients: A study into paretic, nonparetic, and bimanual upper-limb use in daily life. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. 11, p. 1975–1981, 2012.
- MITCHELL, A. J. The Mini-Mental State Examination (MMSE): An Update on Its Diagnostic Validity for Cognitive Disorders. In: LARNER, A. J. (Ed.). **Cognitive Screening Instruments**. London: Springer London, 2013. p. 15–46.
- MIZOBUCHI, K. et al. Properties of human skin mechanoreceptors in peripheral neuropathy. **Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology**, v. 113, n. 2, p. 310–5, fev. 2002.
- MØLLER, A. R. Basic Psychophysics. In: **Sensory Systems: Anatomy, Physiology and Pathophysiology**. 1. ed. [s.l.] Elsevier, 2003a. p. 1–31.

- MØLLER, A. R. Sensory Nervous Systems. In: **Sensory Systems: Anatomy, Physiology and Pathophysiology**. 1. ed. [s.l.] Elsevier, 2003b. p. 75–183.
- MØLLER, A. R. Anatomy and Physiology of Sensory Organs. In: **Sensory Systems: Anatomy, Physiology and Pathophysiology**. 1. ed. [s.l.] Elsevier, 2003c. p. 33–74.
- MONGE-PEREIRA, E. et al. Electroencephalography as a post-stroke assessment method: An updated review. **Neurologia (English Edition)**, v. 32, n. 1, p. 40–49, 2017.
- NASCIMENTO LEITE, V. C. M. **Separação cega de sinais: Análise comparativa entre algoritmos**. [s.l.] Universidade Federal de Itajubá, 2004.
- NOACHTAR, S. et al. A Glossary of Terms Most Commonly Used by Clinical Electroencephalographers and Proposal for the Report Form for the EEG Findings. In: DEUSCHL, G.; EISEN, A. (Eds.). **Recommendations for the Practice of Clinical Neurophysiology: Guidelines of the IFCP**. Suppl. 52 ed. [s.l.] Elsevier Science B.V., 1999. p. 21–40.
- OJAGHIHAGHIGHI, S. et al. Comparison of neurological clinical manifestation in patients with hemorrhagic and ischemic stroke. **World Journal of Emergency Medicine**, v. 8, n. 1, p. 34–38, 2017.
- OPENSTAX CNX. **Concepts of Biology - Canadian Edition**. 1. ed. [s.l.] Rice University, 2013.
- OPENSTAX CNX. **Anatomy and Physiology**. Houston, Texas: [s.n.].
- ORTIZ-CATALAN, M. Restoration of somatosensory perception via electrical stimulation of peripheral nerves. **Clinical Neurophysiology**, v. 129, n. 4, p. 845–846, 2018.
- PADOVANI, C. et al. Application of the Fugl-Meyer Assessment (FMA) and the Wolf Motor Function Test (WMFT) in the recovery of upper limb function in patients after chronic stroke: a literature review. **Acta Fisiátrica**, v. 20, n. 1, p. 42–49, 2013.
- PASLUOSTA, C.; KIELE, P.; STIEGLITZ, T. Paradigms for restoration of somatosensory feedback via stimulation of the peripheral nervous system. **Clinical Neurophysiology**, v. 129, n. 4, p. 851–862, abr. 2018.
- PFEIFFER, E. A. Electrical stimulation of sensory nerves with skin electrodes for research, diagnosis, communication and behavioral conditioning: A survey. **Medical & Biological Engineering**, v. 6, n. 6, p. 637–651, 1968.
- PIMENTEL, J. M. et al. Perceptions and electric senoidal current stimulation. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 64, n. 1, p. 10–13, 2006.
- PRABHAKARAN, S.; RUFF, I.; BERNSTEIN, R. A. Acute Stroke Intervention. **JAMA**, v. 313, n. 14, p. 1451, 14 abr. 2015.
- PRODANOV, D.; MARANI, E.; HOLSHEIMER, J. Functional electric stimulation for sensory and motor functions: Progress and problems. **Biomedical Reviews**, v. 14, p. 23–50, 2003.
- PUMPA, L. U.; CAHILL, L. S.; CAREY, L. M. Somatosensory assessment and treatment after stroke: An evidence-practice gap. **Australian Occupational Therapy Journal**, v. 62, n. 2, p. 93–104, 2015.

- RAMOS, C. D. **Caracterização do eletroencefalograma normal em situação de vigília: elaboração da base de dados e análise quantitativa.** [s.l.] Universidade Federal de Uberlândia, 2017.
- RIEDL, M.; MÜLLER, A.; WESSEL, N. Practical considerations of permutation entropy: A tutorial review. **European Physical Journal: Special Topics**, v. 222, n. 2, p. 249–262, 2013.
- ROBY-BRAMI, A. et al. **Reaching and grasping strategies in hemiparetic patients.** **Motor control**, 1997.
- ROCHA, C. S. C. DA. **Técnicas de Reconhecimento de Padrões para a Classificação de Sinais Fisiológicos.** [s.l.] Universidade Federal de Minas Gerais, 2013.
- RUBIANES SILVA, J. A. I. **Visualização Multimodal de Sinais Eletrofisiológicos e de Imagens de Ressonância Magnética Anatômicas.** [s.l.] Universidade Estadual de Campinas, 2017.
- SACCO, R. L. et al. An Updated Definition of Stroke for the 21st Century: A Statement for Healthcare Professionals From the American Heart Association/American Stroke Association. **Stroke**, v. 44, n. 7, p. 2064–2089, 1 jul. 2013.
- SANEI, S.; CHAMBERS, J. A. **EEG Signal Processing.** West Sussex, England: John Wiley & Sons Ltd, 2007. v. 1
- SANTOS, R. et al. Use of functional electrical stimulation post-stroke: systematic review. **Revista Neurociências**, v. 23, n. 01, p. 103–115, 30 mar. 2015.
- SANTOS, R. C. DE M. **Percepção à Estimulação Elétrica Periférica em Indivíduos com Acidente Vascular Encefálico.** [s.l.] Universidade Federal de Minas Gerais, 2014.
- SCHIFFMAN, S. S. Critical illness and changes in sensory perception. **Proceedings of the Nutrition Society**, v. 66, n. 03, p. 331–345, 16 ago. 2007.
- SCHNITZLER, A.; SEITZ, R. J.; FREUND, H. The Somatosensory System. In: TOGA, A. W.; MAZZIOTTA, J. C. (Eds.). **Brain Mapping: The Systems**. 1. ed. [s.l.] Elsevier Inc., 2000. p. 291–329.
- SCHOMER, D. L.; SILVA, F. H. L. DA (EDS.). **Niedermeyer's electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields.** 6. ed. [s.l.] Wolters Kluwer, 2011.
- SERINO, A.; HAGGARD, P. Touch and the body. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 34, n. 2, p. 224–236, 2010.
- SHANNON, C. E. A mathematical theory of communication. **The Bell Systems Technical Journal**, v. 27, p. 379–423, 1948.
- SHY, M. E. et al. Quantitative sensory testing: Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. **Neurology**, v. 60, n. 6, p. 898–904, 2003.
- SILVEIRA, J. DE Á. **Análise de Sinais Cerebrais Utilizando Árvores de Decisão.** [s.l.] FURG, 2013.

- SOEKADAR, S. R. et al. Brain-machine interfaces in neurorehabilitation of stroke. **Neurobiology of Disease**, v. 83, p. 172–179, nov. 2015.
- SÖRNMO, L.; LAGUNA, P. Introduction. In: **Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications**. [s.l.] Elsevier Inc., 2005a. p. 1–24.
- SÖRNMO, L.; LAGUNA, P. The Electroencephalogram - A Brief Background. In: **Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications**. [s.l.] Elsevier Inc., 2005b. p. 25–53.
- SOUZA, B. J. DE. **AVALIAÇÃO DA PERCEÇÃO POR CORRENTE SENOIDAL: UMA NOVA PERSPECTIVA PARA NEUROPATIAS**. [s.l.] Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2016.
- SOUZA, B. J. DE; INFANTOSI, A. F. C.; TIERRA-CRIOLLO, C. J. Avaliação do limiar de percepção a corrente senoidal utilizando diferentes configurações de eletrodos. **Anais do VII Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas/VI Simpósio de Processamento de Sinais da UNICAMP**, p. 38–41, 2015.
- SPORNS, O. Network Analysis, Complexity, and Brain Function. **Complexity**, v. 8, n. 1, p. 56–60, 2003.
- SULLIVAN, J. E.; HEDMAN, L. D. Sensory Dysfunction Following Stroke: Incidence, Significance, Examination, and Intervention. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 15, n. 3, p. 200–217, 2008.
- SULLIVAN, K. J. et al. Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Function After Stroke: Standardized Training Procedure for Clinical Practice and Clinical Trials. **Stroke**, v. 42, n. 2, p. 427–432, 1 fev. 2011.
- SUN, R. et al. Changes in Electroencephalography Complexity using a Brain Computer Interface-Motor Observation Training in Chronic Stroke Patients: A Fuzzy Approximate Entropy Analysis. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 11, n. September, p. 1–13, 5 set. 2017.
- TANG, E. Y. H. et al. Longitudinal Effect of Stroke on Cognition: A Systematic Review. **Journal of the American Heart Association**, v. 7, n. 2, p. 1–9, 15 jan. 2018.
- TATUM IV, W. O. Normal Adult EEG. In: EBERSOLE, J. S.; HUSAIN, A. M.; NORDLI JR., D. R. (Eds.). **Current Practice of Clinical Electroencephalography**. 4. ed. [s.l.] Wolters Kluwer Health, 2014. p. 90–124.
- TIERRA-CRIOLLO, C. J. et al. Agrupamento de sensações somatossensoriais com estimulação de corrente senoidal. **Brazilian Journal of Biomedical Engineering**, v. 22, n. 2, p. 143–149, 2006.
- TIERRA-CRIOLLO, C. J.; INFANTOSI, A. F. C. Low-Frequency Oscillations in Human Tibial Somatosensory Evoked Potentials. **Arq Neuropsiquiatr**, v. 64, n. 2–B, p. 402–6, 2006.
- TIERRA CRIOLLO, C. J. **Monitorização Objetiva da Resposta à Estimulação Somato-sensitiva utilizando Parâmetros Espectrais**. [s.l.] UFRJ, 2001.
- TONG, L. et al. AMUSE: A New Blind Identification Algorithm. **Proc. Internat. Conf. Acoust. Speech Signal Processing**, p. 1784–1787, 1990.

- VOLPI, L. P. **Efeitos dos Estímulos Elétricos Senoidais na Resposta Induzida Cerebral: Estudo da Seletividade das Fibras Sensitivas.** [s.l.] Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2017.
- VOLPI, L. P.; TIERRA-CRIOLLO, C. J. Cortical Alpha Oscillation During 3 kHz Steady-State Sinusoidal Electric Current Stimulation. **Journal of Neurology & Stroke**, v. 7, n. 1, p. 1–6, 7 jun. 2017.
- WEBSTER, J. G. (ED.). **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation.** 2. ed. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2006a.
- WEBSTER, J. G. (ED.). **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation.** 2. ed. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2006b. v. 3
- YIN, H. et al. Reference Values and Influencing Factors Analysis for Current Perception Threshold Testing Based on Study of 166 Healthy Chinese. **Frontiers in Neuroscience**, v. 12, n. JAN, p. 1–7, 26 jan. 2018.
- ZANIN, M. et al. Permutation entropy and its main biomedical and econophysics applications: A review. **Entropy**, v. 14, n. 8, p. 1553–1577, 2012.
- ZUNINO, L. et al. Permutation entropy based time series analysis: Equalities in the input signal can lead to false conclusions. **Physics Letters A**, v. 381, n. 22, p. 1883–1892, jun. 2017.

Apêndice A

Análise estatística 1,2xLS

Tabela 20. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 1,2xLS, dos sinais de EEG na faixa de 1 a 50 Hz.

Canais	Friedman	Wilcoxon		
		Pré-Per	Pré-Pós	Per-Pós
F3	0,006*	0,009**	1,000	0,033**
F4	0,080	-	-	-
T3	0,595	-	-	-
T4	0,417	-	-	-
C3	0,368	-	-	-
Cz	0,326	-	-	-
C4	0,756	-	-	-
C3'	0,887	-	-	-
Cz'	0,756	-	-	-
C4'	1,000	-	-	-
P3	0,698	-	-	-
Pz	0,340	-	-	-
P4	0,595	-	-	-

* Diferença estatística significativa adotando-se $\alpha = 0,05$.

** Diferença estatística significativa, quando aplicada a multicomparação no teste post-hoc.

Tabela 21. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 1,2xLS, dos sinais de EEG na faixa de 8 a 13 Hz.

Canais	Friedman	Wilcoxon		
		Pré-Per	Pré-Pós	Per-Pós
F3	0,595	-	-	-
F4	0,237	-	-	-
T3	0,468	-	-	-
T4	0,959	-	-	-
C3	0,340	-	-	-
Cz	0,179	-	-	-
C4	0,289	-	-	-
C3'	0,887	-	-	-
Cz'	0,289	-	-	-
C4'	0,887	-	-	-
P3	0,756	-	-	-
Pz	0,048*	0,070**	0,143	1,000
P4	0,468	-	-	-

* Diferença estatística significativa adotando-se $\alpha = 0,05$.

** Diferença estatística significativa, quando aplicada a multicomparação no teste post-hoc.

Tabela 22. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 1,2xLS, dos sinais de EEG na faixa de 14 a 28 Hz.

Canais	Friedman	Wilcoxon		
		Pré-Per	Pré-Pós	Per-Pós
F3	0,326	-	-	-
F4	0,887	-	-	-
T3	0,756	-	-	-
T4	0,882	-	-	-
C3	0,698	-	-	-
Cz	0,289	-	-	-
C4	0,210	-	-	-
C3'	0,756	-	-	-
Cz'	0,961	-	-	-
C4'	0,619	-	-	-
P3	0,961	-	-	-
Pz	0,326	-	-	-
P4	0,289	-	-	-

* Diferença estatística significativa adotando-se $\alpha = 0,05$.

** Diferença estatística significativa, quando aplicada a multicomparação no teste post-hoc.

Tabela 23. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 1,2xLS, dos sinais de EEG na faixa de 30 a 50 Hz.

Canais	Friedman	Wilcoxon		
		Pré-Per	Pré-Pós	Per-Pós
F3	0,080	-	-	-
F4	0,087	-	-	-
T3	0,228	-	-	-
T4	0,747	-	-	-
C3	0,125	-	-	-
Cz	0,698	-	-	-
C4	0,852	-	-	-
C3'	0,368	-	-	-
Cz'	0,756	-	-	-
C4'	0,069	-	-	-
P3	0,179	-	-	-
Pz	0,326	-	-	-
P4	0,368	-	-	-

* Diferença estatística significativa adotando-se $\alpha = 0,05$.

** Diferença estatística significativa, quando aplicada a multicomparação no teste post-hoc.

Apêndice B

Análise estatística 2xLS

Tabela 24. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 2xLS, dos sinais de EEG na faixa de 8 a 13 Hz.

Canais	Friedman	Wilcoxon		
		Pré-Per	Pré-Pós	Per-Pós
F3	0,326	-	-	-
F4	0,698	-	-	-
T3	0,087	-	-	-
T4	0,417	-	-	-
C3	0,179	-	-	-
Cz	0,289	-	-	-
C4	0,069	-	-	-
C3'	0,077	-	-	-
Cz'	0,141	-	-	-
C4'	0,468	-	-	-
P3	0,102	-	-	-
Pz	0,595	-	-	-
P4	0,340	-	-	-

* Diferença estatística significativa adotando-se $\alpha = 0,05$.

** Diferença estatística significativa, quando aplicada a multicomparação no teste post-hoc.

Tabela 25. Valores-p da comparação entre os períodos temporais Pré, Per e Pós-EES, na frequência de 3 kHz e intensidade de 2xLS, dos sinais de EEG na faixa de 30 a 50 Hz.

Canais	Friedman	Wilcoxon		
		Pré-Per	Pré-Pós	Per-Pós
F3	0,961	-	-	-
F4	0,368	-	-	-
T3	0,468	-	-	-
T4	0,687	-	-	-
C3	0,468	-	-	-
Cz	0,340	-	-	-
C4	0,468	-	-	-
C3'	0,595	-	-	-
Cz'	0,340	-	-	-
C4'	0,756	-	-	-
P3	0,432	-	-	-
Pz	0,468	-	-	-
P4	0,961	-	-	-

* Diferença estatística significativa adotando-se $\alpha = 0,05$.

** Diferença estatística significativa, quando aplicada a multicomparação no teste post-hoc.

Apêndice C

Estimativas de EP do grupo pós-AVC

Participante #1

No participante #1 pós-AVC, na faixa de 1 a 50 Hz (Figura 38), os valores de EP foram maiores que os valores de referência (participante sadio), nas derivações temporais T3, para ambos os membros superiores, e T4 para o membro superior parético (maior complexidade). Por outro lado, para a derivação parietal P3, os valores das estimativas de EP foram menores que os valores de referência, para ambos os membros superiores. Diferente do observado nos indivíduos sadios nesta faixa de frequência, durante o período de estimulação, em C3, C3' e P3, ocorreu uma redução das estimativas de EP (menor complexidade).

Na faixa de 8 a 13 Hz (Figura 39), os valores de EP foram inferiores aos valores de referência em todas as derivações de EEG, não sendo diferentes entre os membros parético e não parético. Por outro lado, na faixa de 14 a 28 Hz, os valores da EP, na maioria das derivações, foram próximos aos de referência (Figura 40), sendo que em T3 foi maior para ambos os braços e em T4, apenas para o parético. Nas derivações centroparietais C3' e Cz', e parietais P3 e Pz, as estimativas de EP situam-se ligeiramente abaixo das estimativas de referência para esta faixa de frequência.

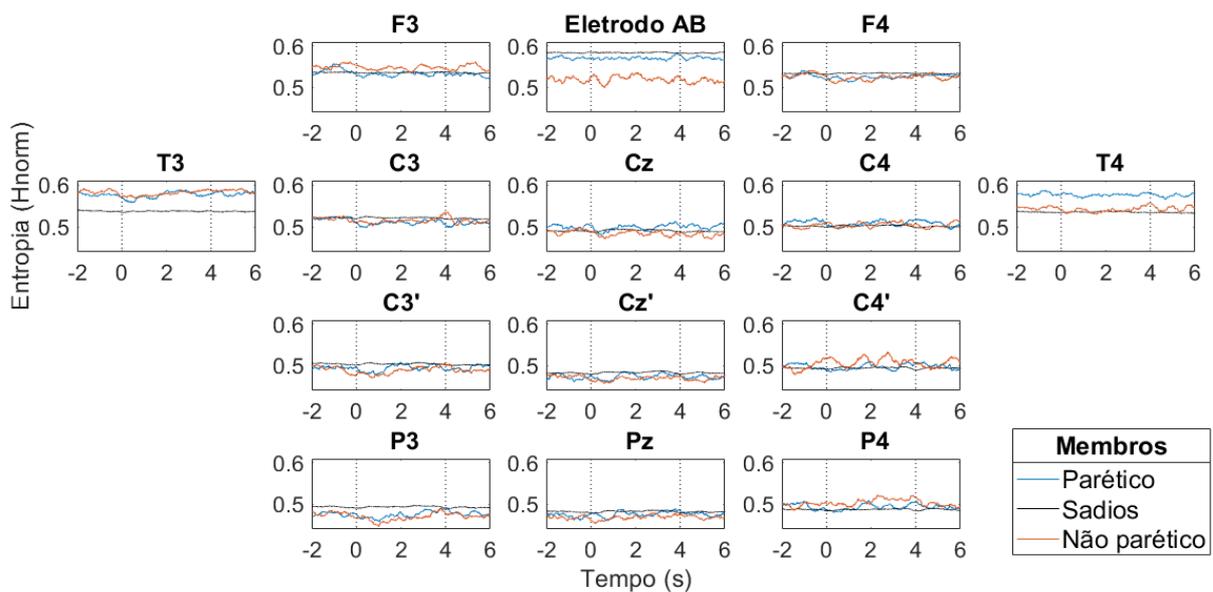


Figura 38. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 1 a 50 Hz, do participante #1 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.

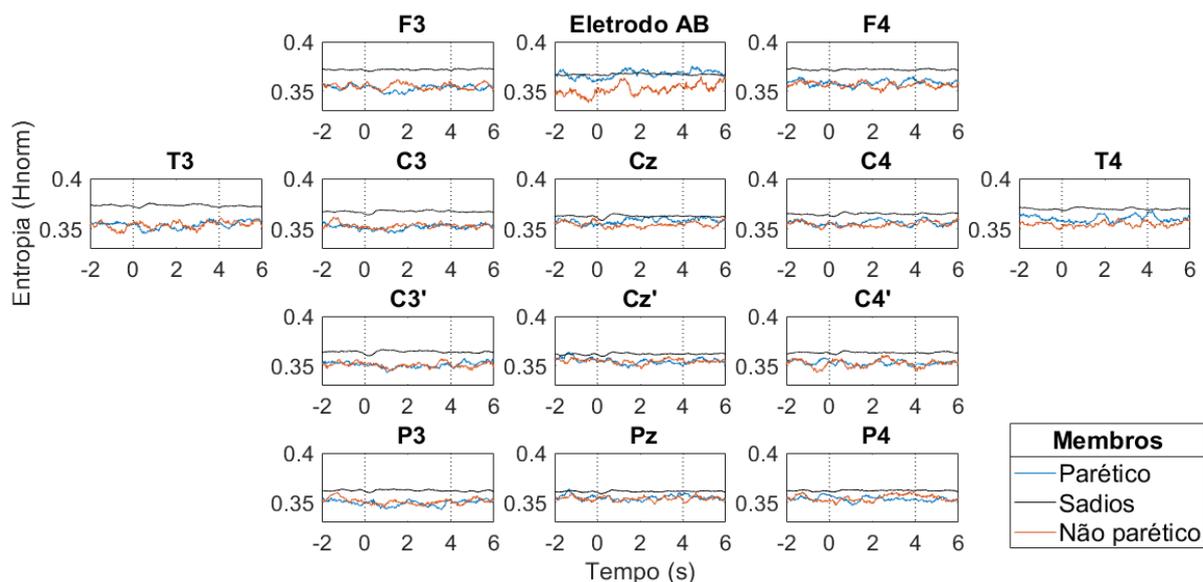


Figura 39. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 8 a 13 Hz, do participante #1 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.

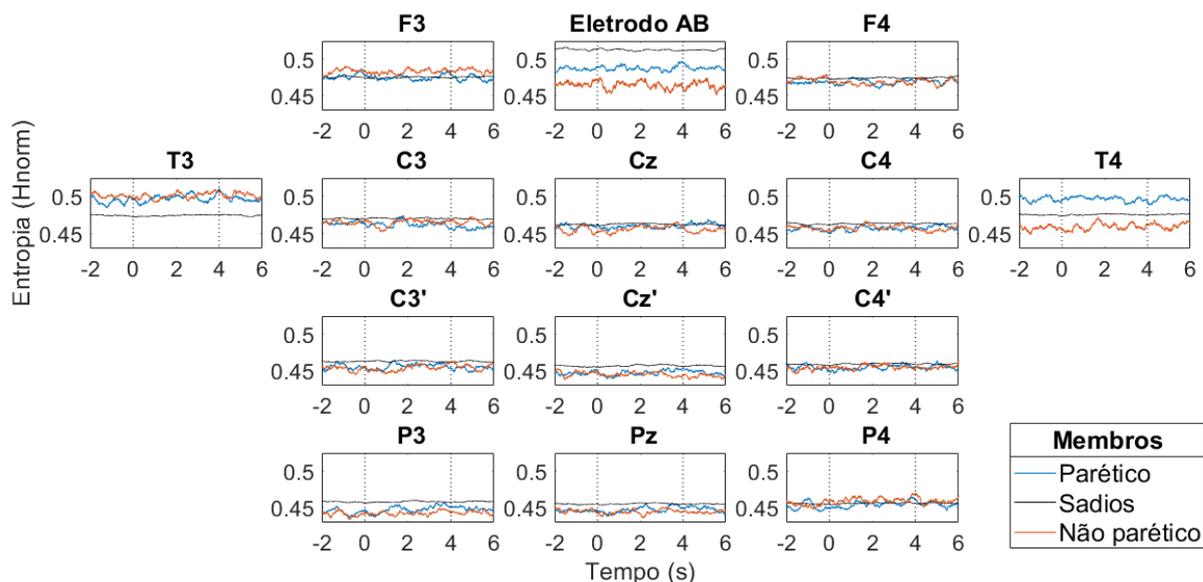


Figura 40. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 14 a 28 Hz, do participante #1 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.

Participante #2

A EP dos sinais de EEG do participante #2, na faixa de 1 a 50 Hz (Figura 41) apresentou valores maiores que os valores de referência para o membro não parético, para as derivações centrais Cz e C4, centroparietais Cz' e C4' e, parietais P3, Pz e P4. Ainda para o membro não parético, a derivação temporal T3 apresentou valores de EP menores do que

os valores de referência. Para o membro parético percebe-se que os valores das estimativas de EP são maiores que os valores de referência nas derivações centroparietal Cz' e parietal Pz.

Os valores de EP dos sinais de EEG, na faixa de 8 a 13 Hz, apresentaram-se próximos aos valores de referência na maioria das derivações (Figura 42). Apenas nas derivações temporal T3, para ambos os membros, e frontais F3 e F4, para o membro parético, as estimativas encontram-se abaixo dos valores de referência.

Os sinais de EEG do participante #2, na faixa de 14 a 28 Hz, apresentaram valores de EP um pouco superiores aos valores de referência nas derivações centrais Cz e C4, centroparietais Cz' e C4', e parietais P3, Pz e P4, para ambos os braços, conforme observado na Figura 43.

Pode-se notar na Figura 44 que os valores de EP, na faixa de 30 a 50 Hz dos sinais de EEG, são inferiores aos valores de referência, para ambos os membros. No entanto, também é possível observar que, durante o período de estimulação as estimativas de EP se elevam. Em algumas derivações, como a frontal F4, a centroparietal Cz', e as parietais P3 e Pz, as estimativas de EP sofreram um incremento durante o período de estimulação, e chegaram a aproximar-se dos valores de referência.

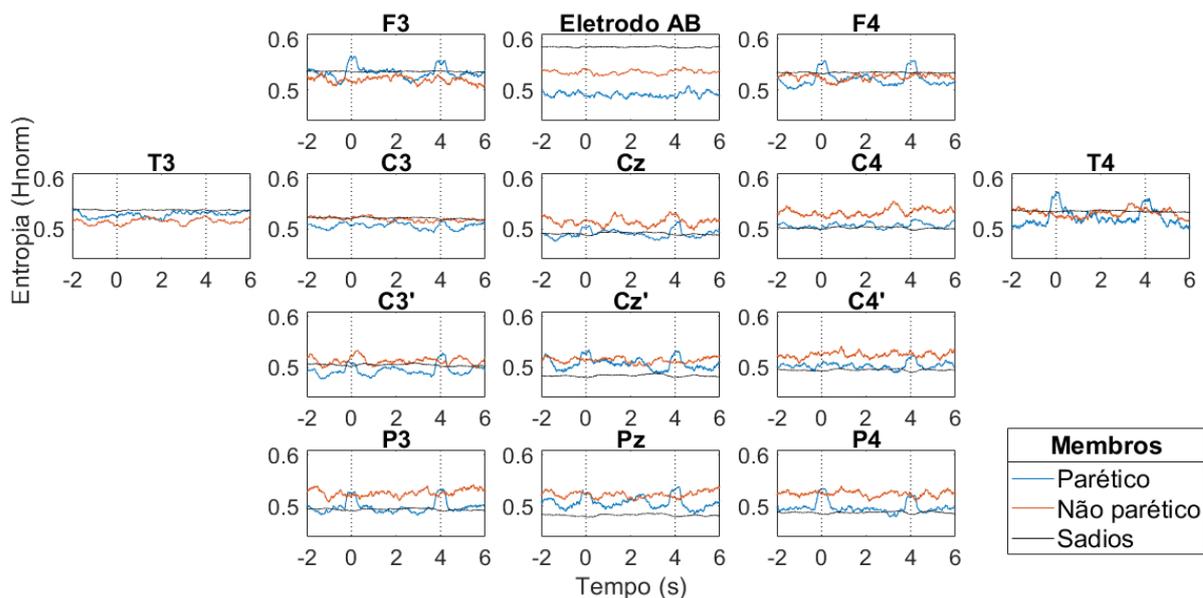


Figura 41. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 1 a 50 Hz, do participante #2 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.

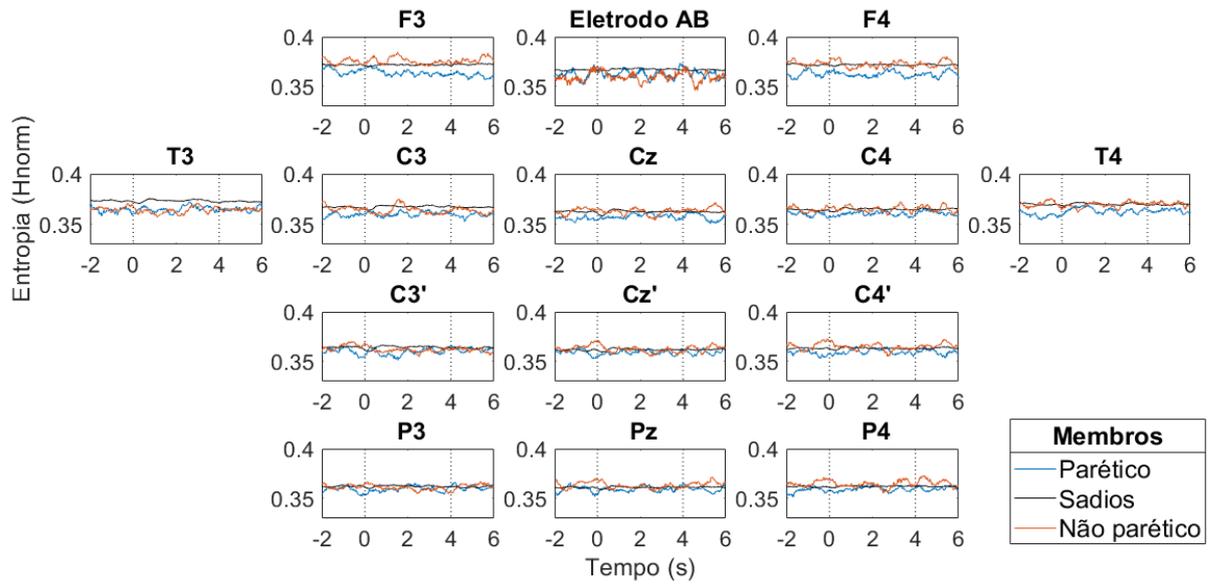


Figura 42. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 8 a 13 Hz, do participante #2 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.

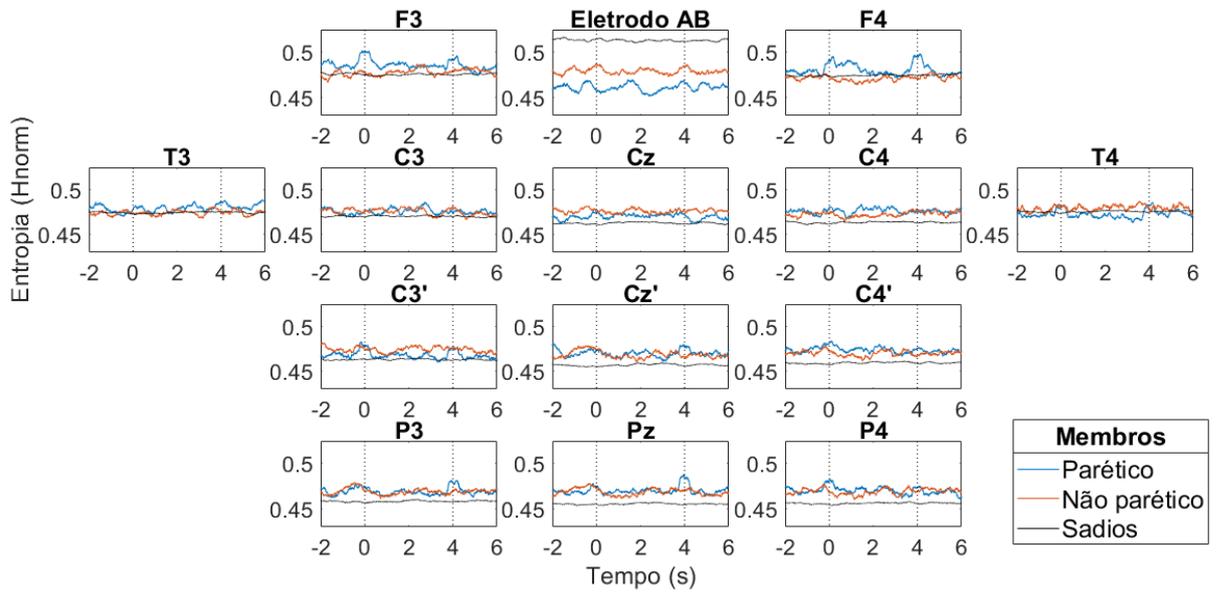


Figura 43. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 14 a 28 Hz, do participante #2 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.

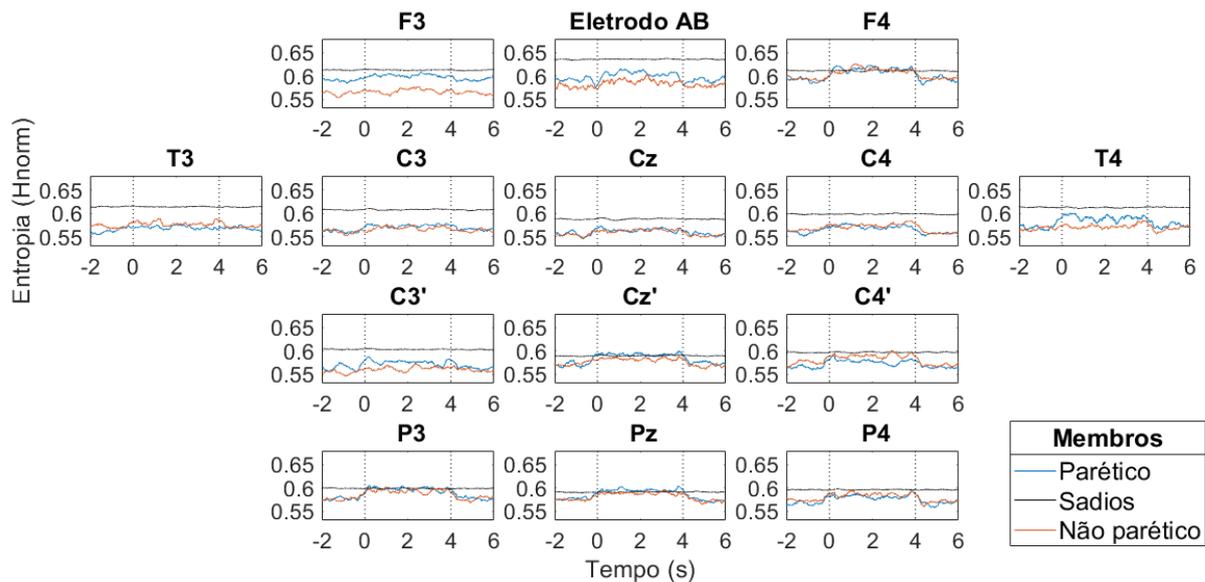


Figura 44. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 30 a 50 Hz, do participante #2 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.

Participante #3

Para o participante #3, na faixa de 1 a 50 Hz, apenas a derivação temporal T4 apresenta valores de EP próximos dos valores de referência, para ambos os membros (Figura 45). Nas demais derivações, os valores encontram-se inferiores aos valores de referência, para ambos os membros.

Apenas a derivação temporal T4 apresentou estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 14 a 28 Hz, semelhantes à EP de referência (Figura 46). Nas demais derivações, as estimativas encontradas são inferiores às estimativas de referência, porém semelhantes entre os membros parético e não parético.

A Figura 47 mostra que a EP dos sinais de EEG na faixa de 30 a 50 Hz, do participante #3, encontram-se inferiores à referência na maioria das derivações estudadas. Observa-se que para o membro parético, as estimativas são superiores à referência, e ao membro não parético, nas derivações frontal F3, centroparietal C4' e parietal P3. O membro parético ainda apresenta estimativas de EP superiores às do membro não parético na derivação frontal F4. O membro não parético apresenta estimativas semelhantes à referência apenas na derivação frontal F3, sendo inferiores às estimativas de referência nas demais derivações.

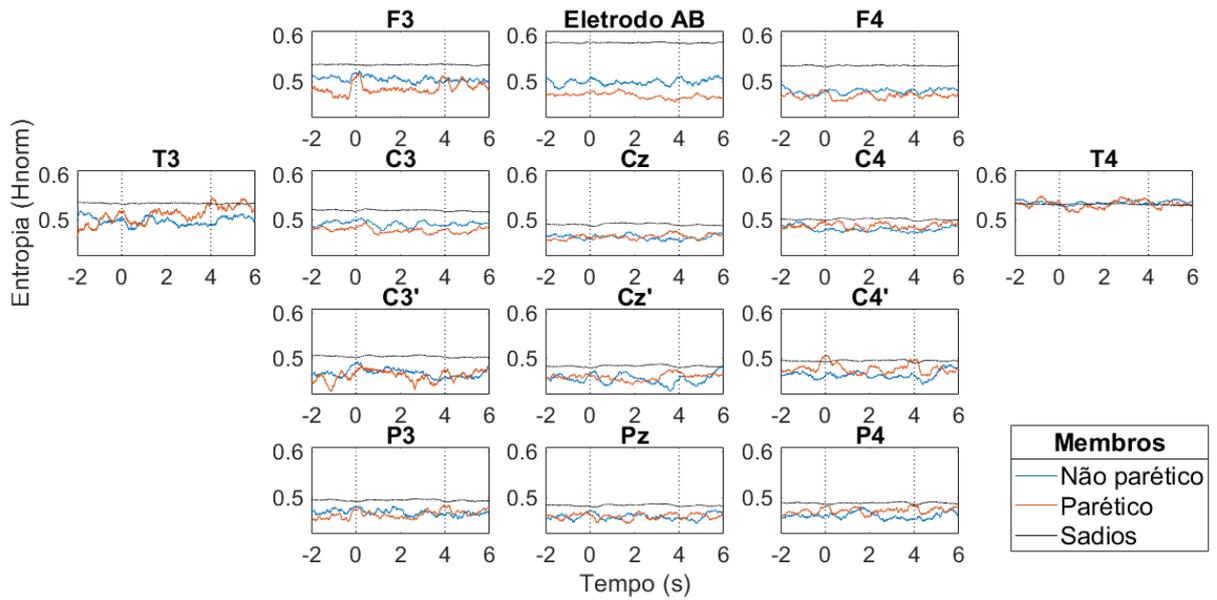


Figura 45. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 1 a 50 Hz, do participante #3 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.

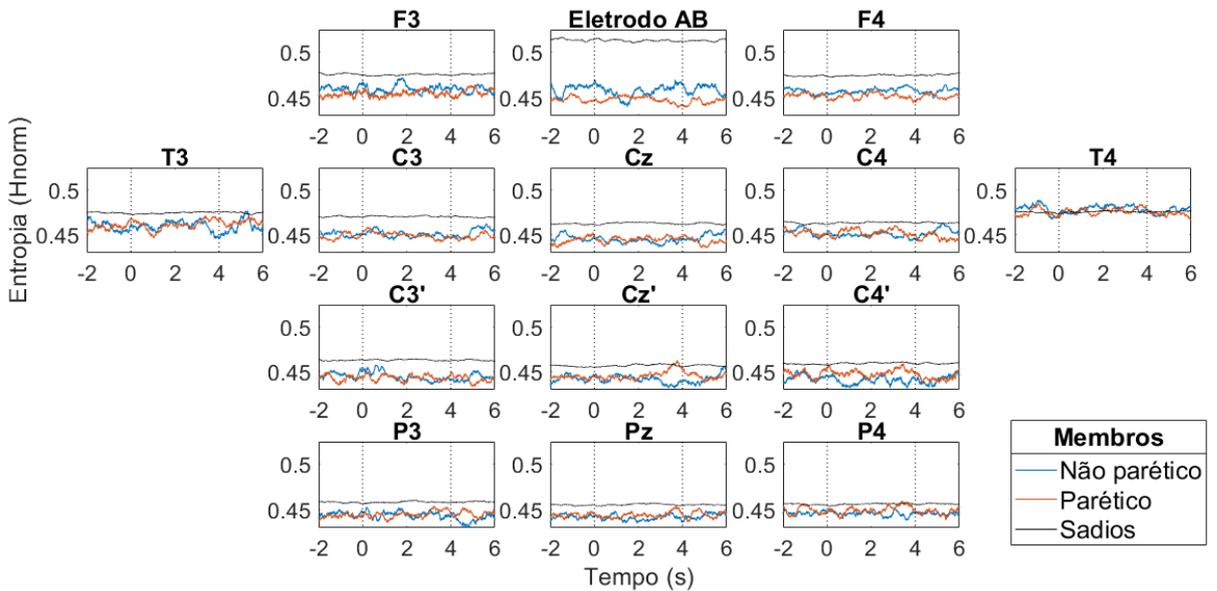


Figura 46. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 14 a 28 Hz, do participante #3 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.

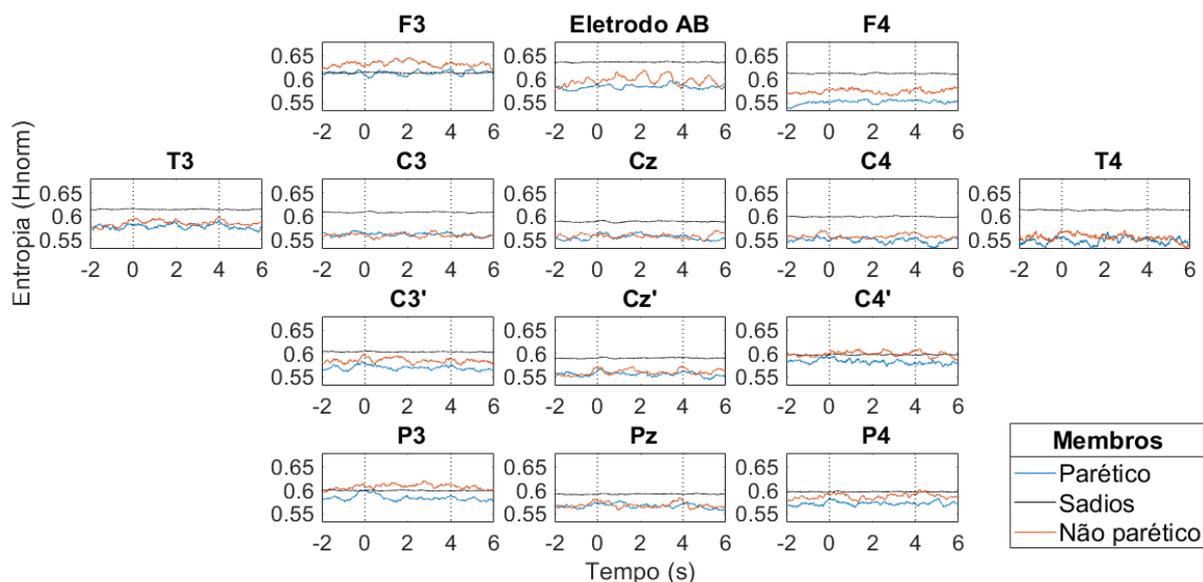


Figura 47. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 30 a 50 Hz, do participante #3 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.

Participante #4

Na Figura 48 apresenta-se a EP do participante #4 do grupo pós-AVC, na faixa de frequência de 1 a 50 Hz, para o membro não parético, visto que o LS encontrado para o membro parético foi superior ao limite adotado (Tabela 17). Nesta figura, observa-se que as estimativas de EP para o membro não parético são inferiores aos valores de referência dos participantes do grupo controle.

De forma semelhante aos participantes #2 e #3, o participante #4 apresenta as estimativas de EP, para a estimulação do membro não parético, próximas às estimativas de referência nas derivações central Cz, centroparietal Cz' e parietal Pz (Figura 49). Este participante ainda apresentou estimativas superiores às estimativas de referência nas derivações temporais T3 e T4, centroparietal C3' e parietal P3. Apenas a derivação F4 apresentou estimativas de EP inferiores às de referência, durante toda a dinâmica temporal.

Para a faixa de 14 a 28 Hz dos sinais de EEG (Figura 50) as estimativas de EP encontraram-se próximas ou superiores às estimativas de EP de referência, o que se assemelha ao participante #2. Apenas nas derivações frontal F4, centrais C3 e Cz, e temporal T4, as estimativas de EP foram inferiores à referência durante alguns instantes na dinâmica temporal. Pode-se notar incremento nos valores de EP durante o período de estimulação nas derivações C3' e P3.

O participante #4 ainda apresentou, em todas as derivações, estimativas de EP dos sinais de EEG na faixa de 30 a 50 Hz, inferiores às estimativas de referência (Figura 51). Este

comportamento não ocorreu nos participantes anteriores, não ocorrendo uma aproximação das estimativas nem durante o período de estimulação, como visto no participante #2.

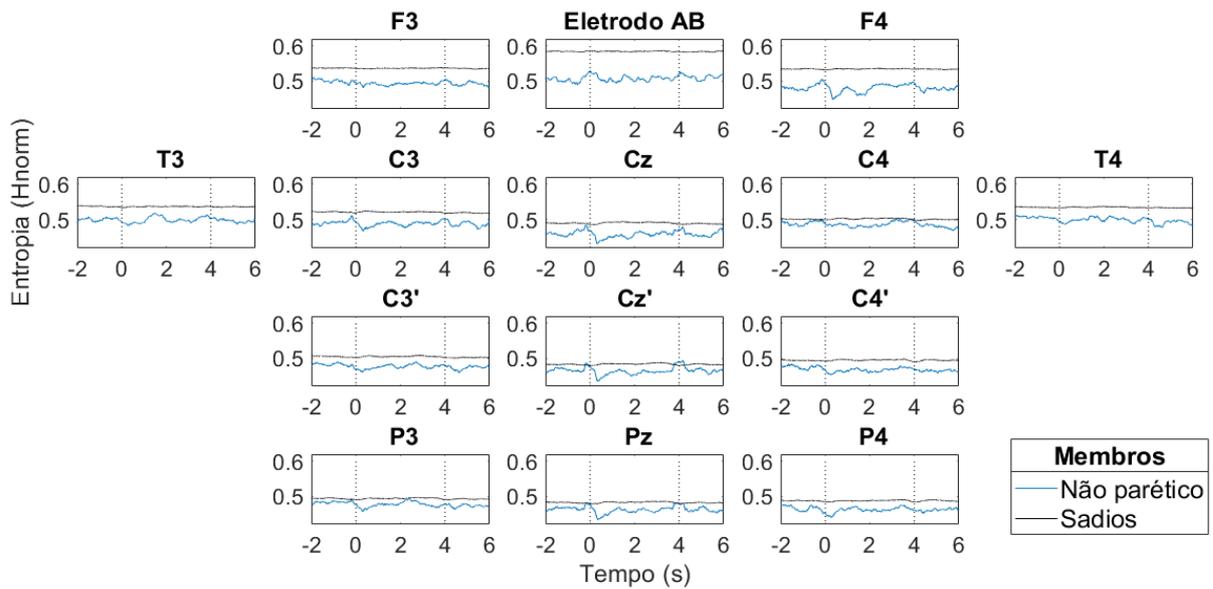


Figura 48. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 1 a 50 Hz, do participante #4 do grupo pós-AVC, para o membro superior não parético.

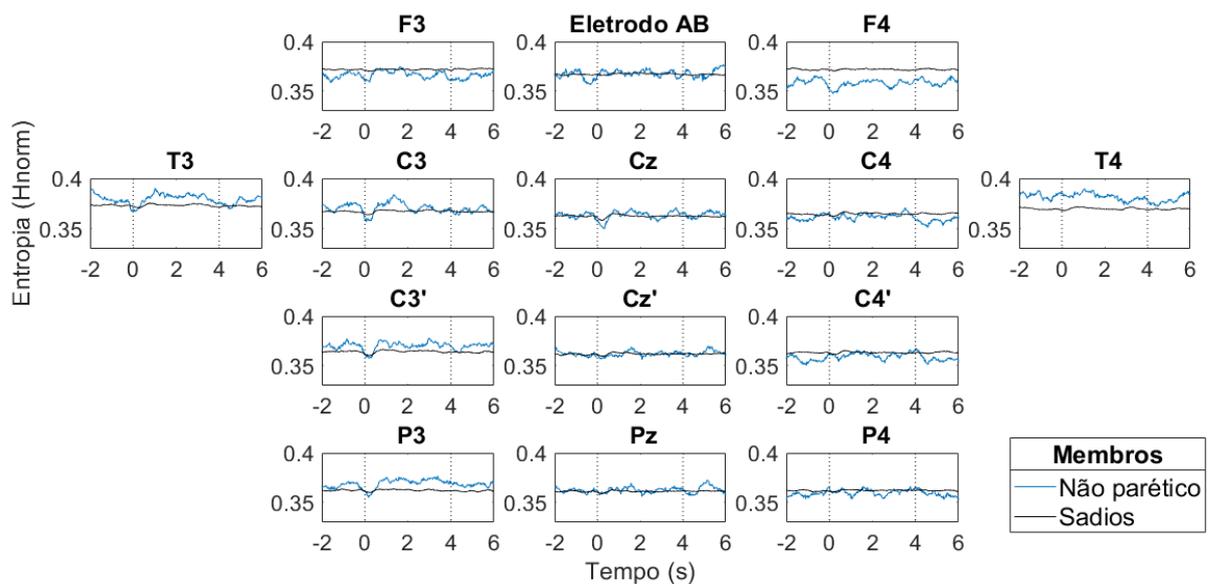


Figura 49. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 8 a 13 Hz, do participante #4 do grupo pós-AVC, para o membro superior não parético.

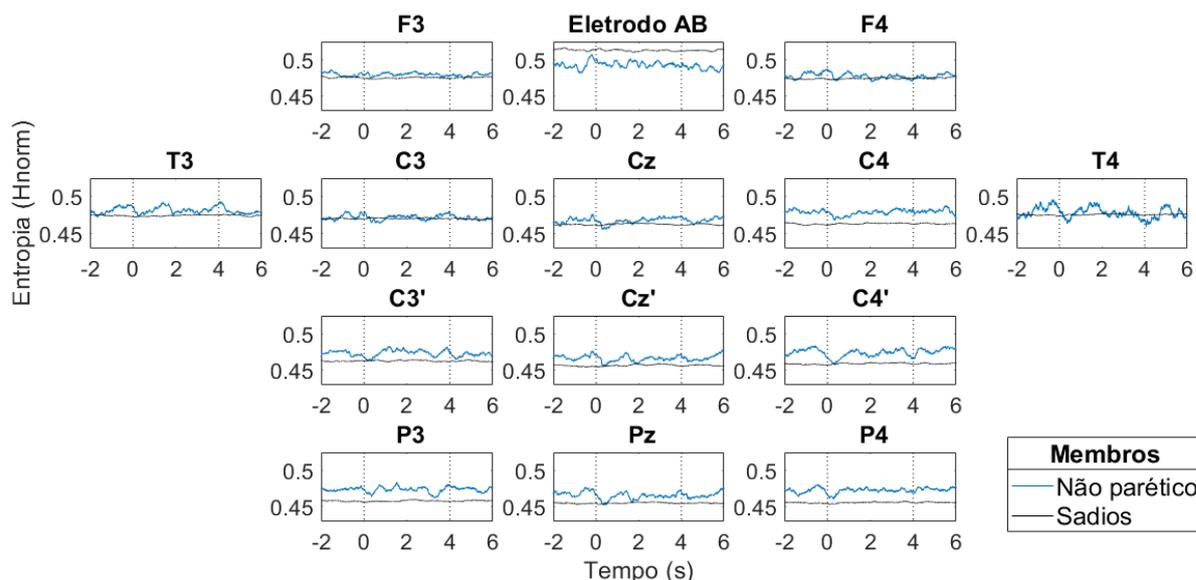


Figura 50. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 14 a 28 Hz, do participante #4 do grupo pós-AVC, para o membro superior não parético.

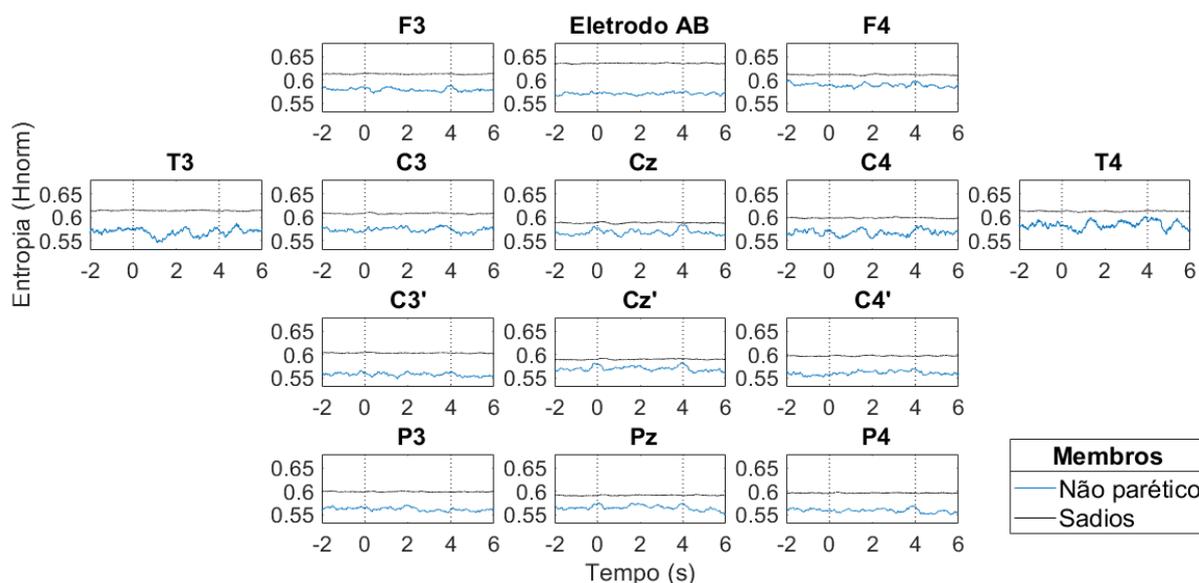


Figura 51. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 30 a 50 Hz, do participante #4 do grupo pós-AVC, para o membro superior não parético.

Participante #5

O participante #5 apresentou valores das estimativas de EP, na faixa de 1 a 50 Hz, acima dos valores de referência nas derivações frontais F3 e F4, e temporal T4, para ambos os membros (Figura 52). Entretanto, para as derivações temporal T3 e central C3, apresentou valores inferiores aos de referência, para o membro parético. Para o membro não parético, a derivação central C4 também apresentou estimativas superiores às estimativas de referência.

As estimativas de EP para a faixa de 8 a 13 Hz dos sinais de EEG encontraram-se semelhantes à EP de referência na maioria das derivações. Apresentaram-se visualmente inferiores nas derivações temporais T3 e T4, central C4, centroparietal C4' e parietal P4, para ambos os membros (Figura 53).

Na faixa de 14 a 28 Hz (Figura 54), as estimativas de EP não diferiram entre os membros parético e não parético. No entanto, diferem visualmente das estimativas de EP de referência nas derivações temporal T3, centrais C3 e Cz e centroparietal C3', onde foram inferiores à referência, e na derivação temporal T4, onde foram superiores à referência.

O participante #5 apresentou estimativas de EP para a banda gama dos sinais de EEG visualmente superiores às estimativas de referência na maior parte das derivações, não sendo inferior em nenhuma delas (Figura 55). Dentre os participantes anteriores deste grupo, apenas o participante #1 apresentou comportamento semelhante. Este participante ainda exibiu aumento das estimativas durante o período de estimulação nas derivações C3, C3' e P3, para o membro não parético.

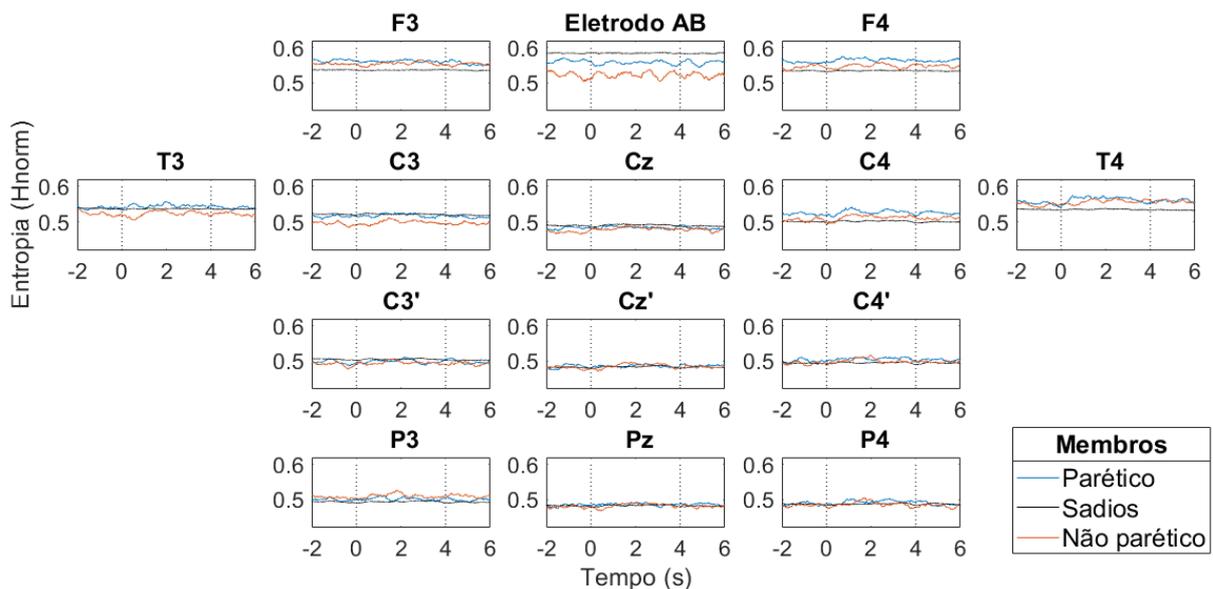


Figura 52. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 1 a 50 Hz, do participante #5 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.

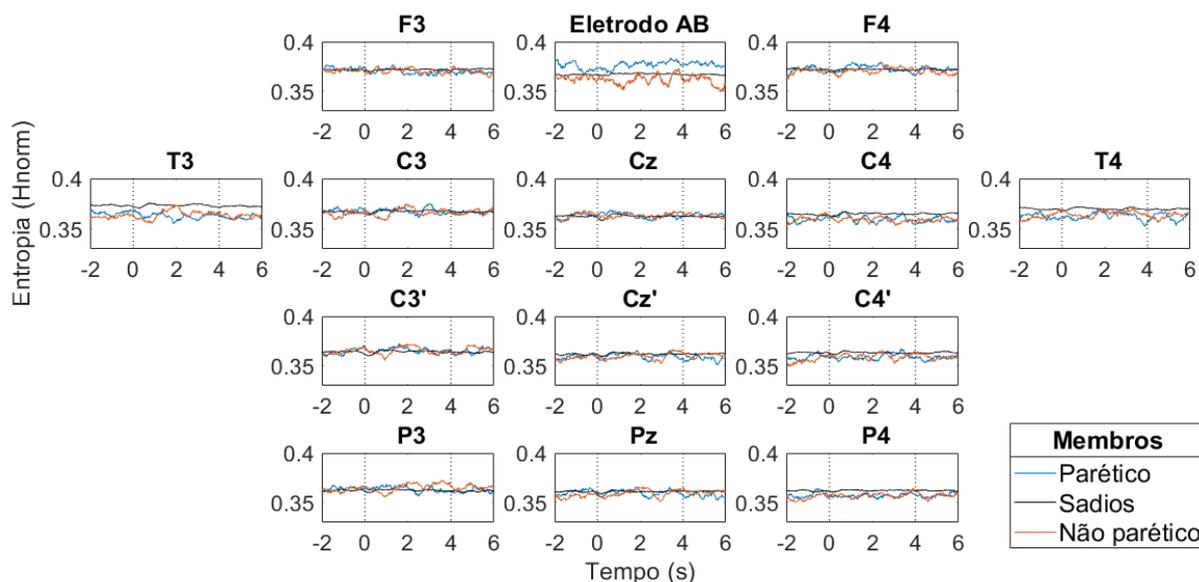


Figura 53. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 8 a 13 Hz, do participante #5 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.

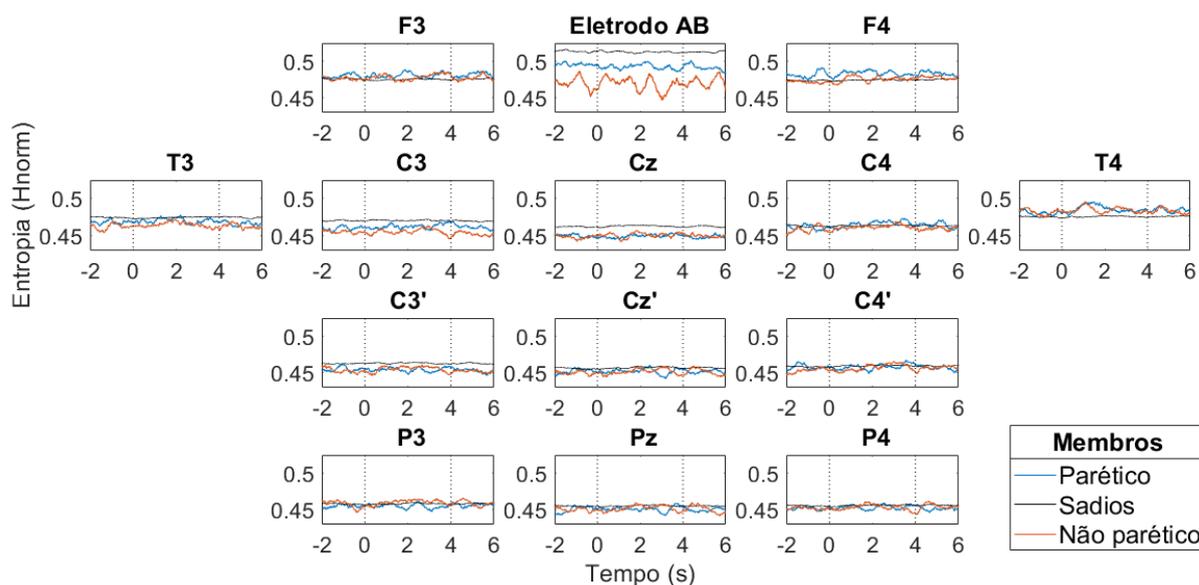


Figura 54. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 14 a 28 Hz, do participante #5 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.

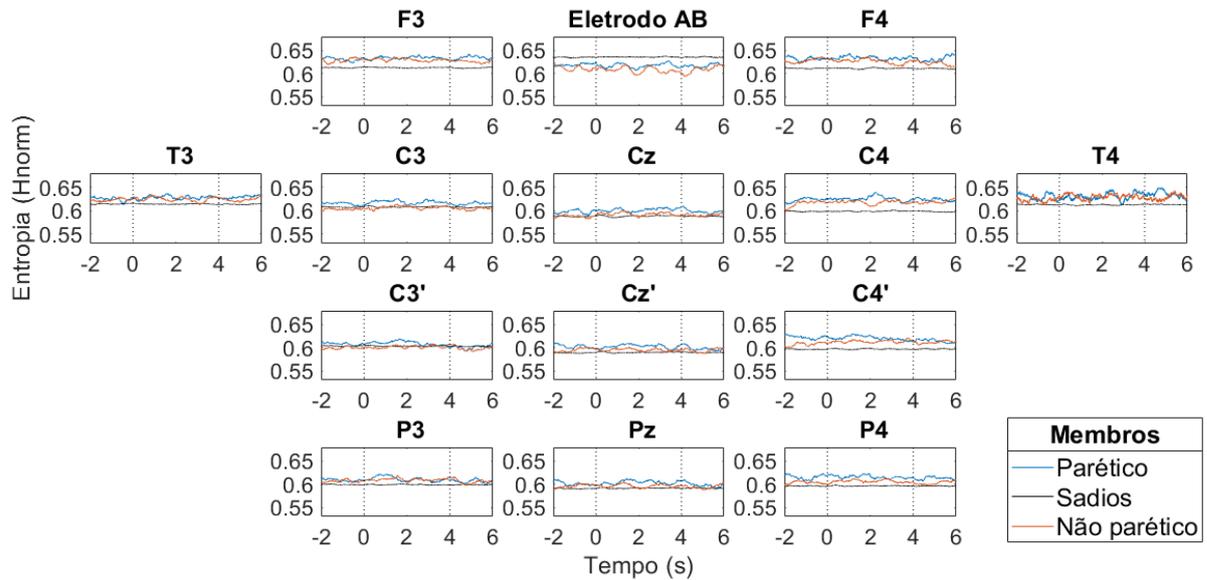


Figura 55. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 30 a 50 Hz, do participante #5 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.

Participante #6

Para o participante #6, a EP obtida dos sinais de EEG na faixa de 8 a 13 Hz são semelhantes entre os membros do participante (Figura 56). Quando comparadas às estimativas de EP de referência, as estimativas do participante são aparentemente superiores nas derivações centrais Cz e C4 e centroparietal C4'.

De modo igual aos participantes #1 e #5, as estimativas de EP para a banda gama foram semelhantes entre os membros do participante, e maiores que as estimativas de referência. Esse comportamento se manifesta durante toda a dinâmica temporal, não atingindo valores inferiores aos de referência em nenhum momento.

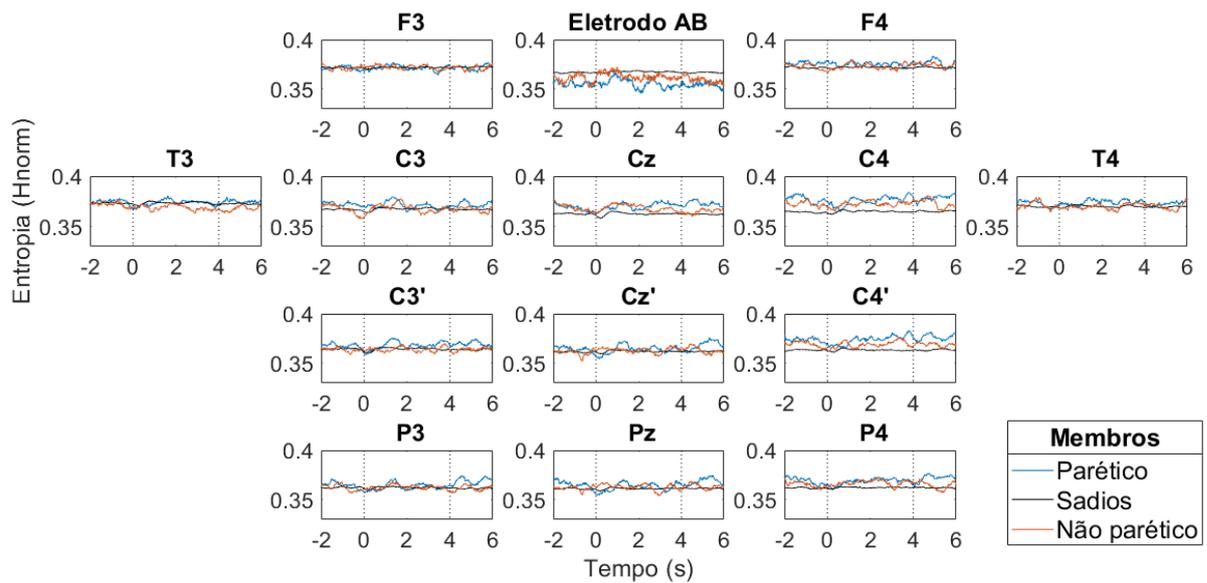


Figura 56. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 8 a 13 Hz, do participante #6 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.

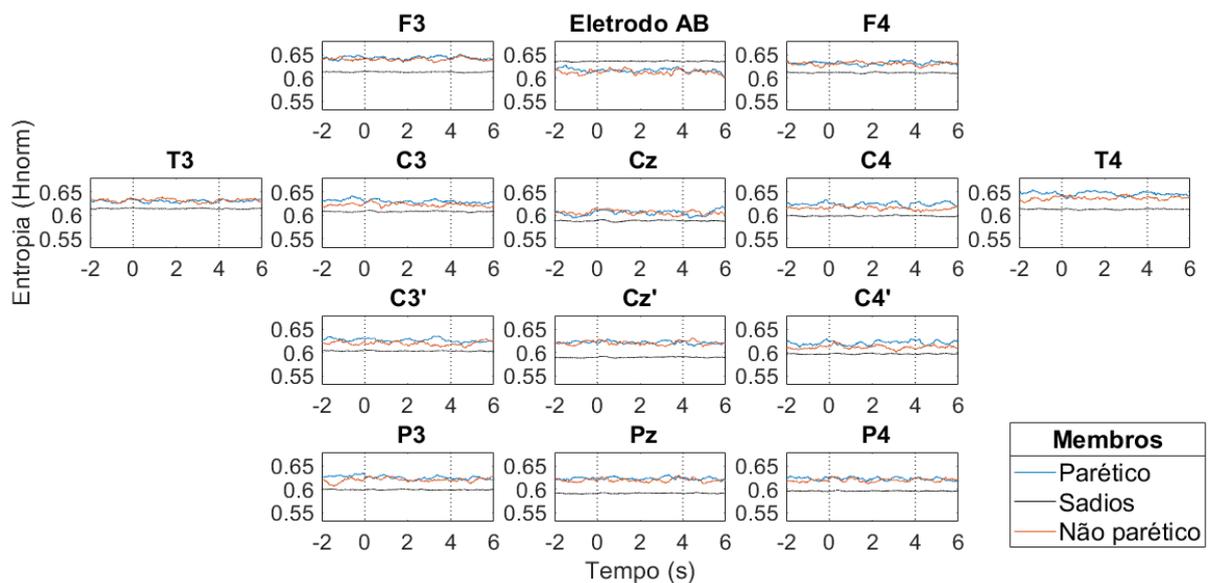


Figura 57. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 30 a 50 Hz, do participante #6 do grupo pós-AVC, para os membros superiores parético e não parético.

Participante #7

O participante #7, assim como o participante #4 do mesmo grupo, apresentou LS para o membro parético acima do limite adotado, e por isso, os sinais de EEG foram adquiridos apenas durante estimulação do membro não parético. Os valores de suas estimativas de EP

para os sinais de EEG na faixa de 1 a 50 Hz foram superiores aos valores de referência, principalmente nas derivações parietais e centroparietais, como percebe-se na Figura 58.

As estimativas de EP dos sinais de EEG na faixa de 8 a 13 Hz deste participante, para o membro não parético, apresentaram-se de maneira similar às estimativas dos participantes #2 e #6 do mesmo grupo. Elas encontraram-se próximas ou acima das estimativas de referência (Figura 59). No entanto, para a derivação temporal T3, as estimativas de EP reduziram-se durante o período de estimulação, tornando-se inferiores aos valores de referência neste intervalo de tempo.

Na faixa de 14 a 28 Hz dos sinais de EEG, as estimativas de EP foram inferiores aos valores de referência nas derivações frontais F3 e F4 e centrais Cz e C4 (Figura 60). Entretanto, as derivações posteriores começaram a retratar maior semelhança com os valores de referência, como nas derivações centroparietais, demonstrando um aumento das estimativas. Esta tendência manteve-se, e as derivações parietais apresentaram estimativas superiores às de referência.

Na Figura 61 observa-se que as estimativas de EP, para a faixa de 30 a 50 Hz, encontraram-se abaixo das estimativas de referência nas derivações frontal F3 e central C3. Nas derivações frontal F4, temporais T3 e T4 e centroparietal C3', as estimativas de EP apresentaram-se próximas às estimativas de EP de referência. As derivações posteriores, centroparietais Cz' e C4', e parietais P3, Pz e P4, apresentaram estimativas superiores à referência. Este padrão observado não se repetiu entre os demais integrantes do grupo pós-AVC.

Em resumo, cinco participantes (de 7) apresentaram estimativas de EP maiores ou semelhantes às estimativas dos sadios (referência) na banda beta na maioria das derivações (Participantes #2, #4, #5, #6 e #7). Para a banda alfa, cinco participantes apresentaram valores de EP menores ou semelhantes aos valores de referência (Participantes #1 a #5) na maioria das derivações. As principais mudanças da complexidade para esses participantes foram observadas nas regiões corticais centroparietal e parietal. Na faixa de 1 a 50 Hz dos sinais de EEG, quatro participantes mostraram valores de EP superiores ou semelhantes à EP dos participantes sadios (#2, #5, #6 e #7).

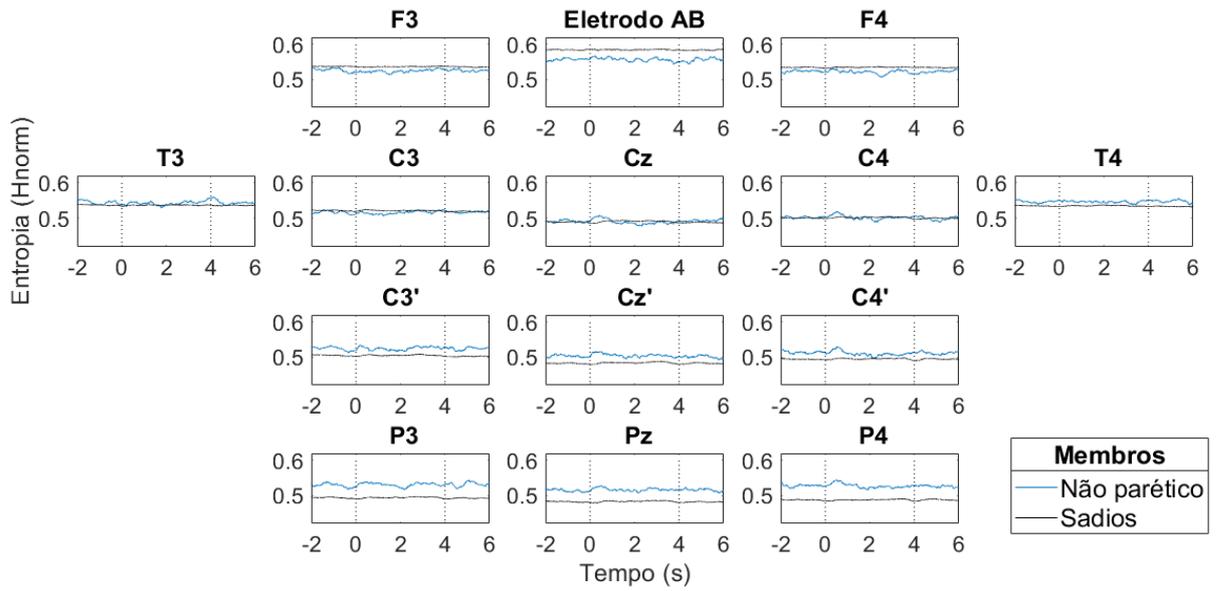


Figura 58. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 1 a 50 Hz, do participante #7 do grupo pós-AVC, para o membro superior não parético.

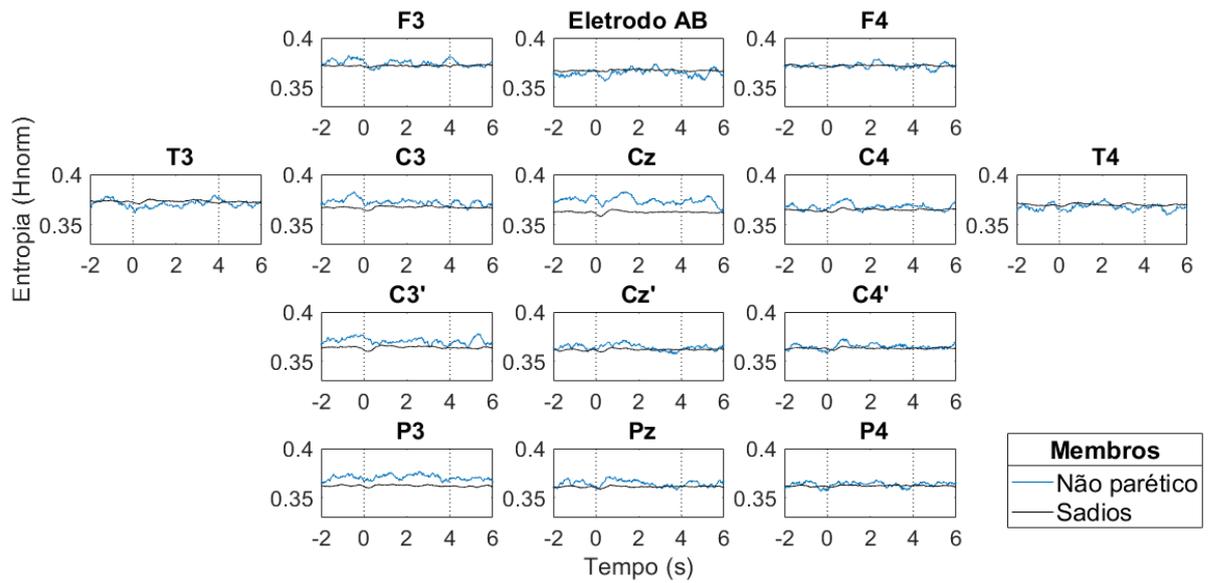


Figura 59. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 8 a 13 Hz, do participante #7 do grupo pós-AVC, para o membro superior não parético.

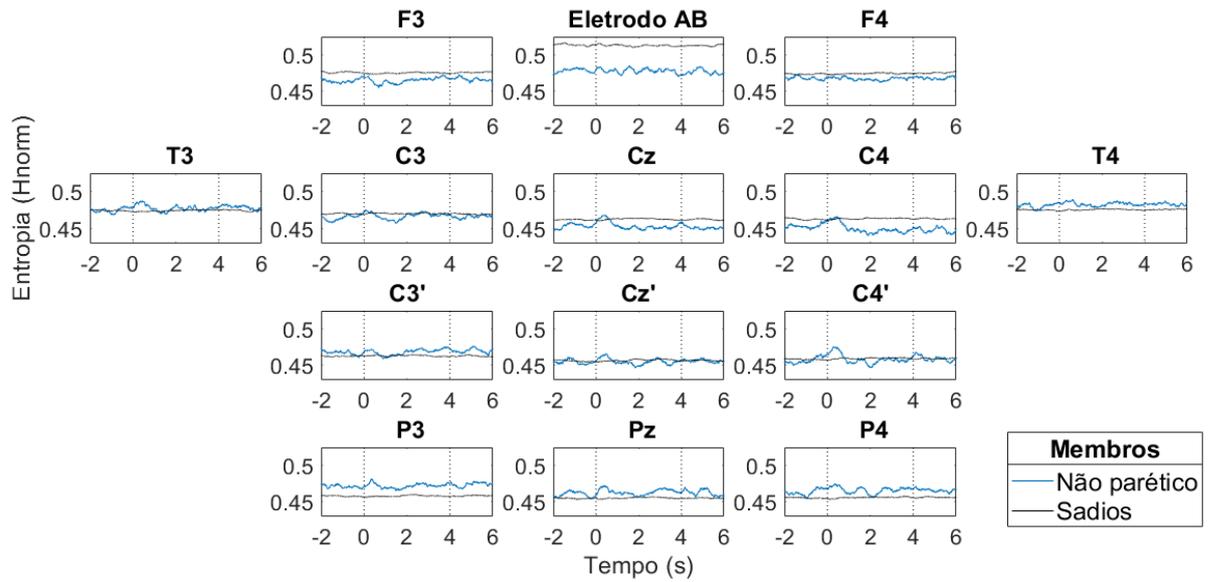


Figura 60. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 14 a 28 Hz, do participante #7 do grupo pós-AVC, para o membro superior não parético.

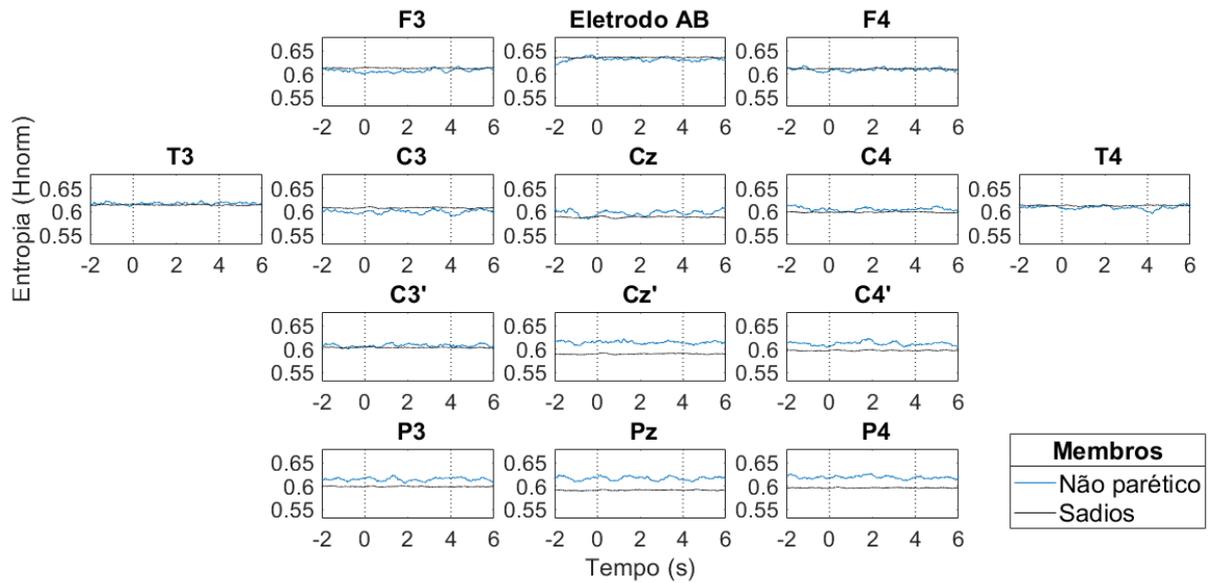


Figura 61. Dinâmica temporal das estimativas de EP dos sinais de EEG, na faixa de 30 a 50 Hz, do participante #7 do grupo pós-AVC, para o membro superior não parético.