

ISABELA MARQUES MIZIARA

ATIVACÃO DO CÓRTEX MOTOR COM USO DE JOGO SÉRIO
EM ADOLESCENTES COM PARALISIA CEREBRAL
HEMIPARÉTICA

Uberlândia, MG
2019

ISABELA MARQUES MIZIARA

ATIVAÇÃO DO CÓRTEX MOTOR COM USO DE JOGO SÉRIO
EM ADOLESCENTES COM PARALISIA CEREBRAL
HEMIPARÉTICA

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves

Coorientadora: Prof^a. Dr^a. Claudia Santos Oliveira

Uberlândia, MG
2019

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

M685a Miziara, Isabela Marques, 1987-
2019 Ativação do córtex motor com uso de jogo sério em adolescentes
com paralisia cerebral hemiparética [recurso eletrônico] Isabela Marques
Miziara. - 2019.

Orientador: Eduardo Lázaro Martins Naves.

Coorientadora: Claudia Santos Oliveira.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa
de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.

Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.te.2019.10>

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

1. Engenharia elétrica. 2. Paralisia Cerebral - Adolescentes. 3.
Córtex motor. 4. Eletroencefalografia. 5. Jogos. I. Naves, Eduardo
Lázaro Martins, 1970-, (Orient.). II. Oliveira, Claudia Santos, 1971-,
(Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-
Graduação em Engenharia Elétrica. IV. Título.

CDU: 621.3

ISABELA MARQUES MIZIARA

ATIVACÃO DO CÓRTEX MOTOR COM USO DE JOGO SÉRIO
EM ADOLESCENTES COM PARALISIA CEREBRAL
HEMIPARÉTICA

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves (Orientador)
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

Prof^ª. Dr^ª. Cláudia Santos Oliveira (Coorientadora)
Centro Universitário de Anápolis - UniEvangélica

Prof^ª. Dr^ª. Luciane Aparecida Pascucci Sande de Souza
Universidade Federal do Triângulo Mineiro - UFTM

Prof^ª. Dr^ª. Maristella Borges Silva
Faculdade Talentos Humanos - FACTHUS

Prof^ª. Dr^ª. Nívea de Macedo Oliveira Morales
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

Prof^ª. Dr^ª. Selma Terezinha Milagres
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

Uberlândia, MG
2019

“Não me interessa saber como você ganha a vida. Quero saber o que mais deseja e se ousa sonhar em satisfazer os anseios do seu coração.

Não me interessa saber sua idade. Quero saber se você correria o risco de parecer tolo por amor, pelo seu sonho, pela aventura de estar vivo.

Não me interessa saber que planetas estão em quadratura com sua lua. O que eu quero saber é se você já foi até o fundo de sua própria tristeza, se as traições da vida o enriqueceram ou se você se retraiu e se fechou, com medo de mais dor.

Quero saber se você consegue conviver com a dor, a minha ou a sua, sem tentar escondê-la, disfarçá-la ou remediá-la. Quero saber se você é capaz de conviver com a alegria, a minha ou a sua, de dançar com total abandono e deixar o êxtase penetrar até aponta dos seus dedos, sem nos advertir que sejamos cuidadosos, que sejamos realistas, que nos lembremos das limitações da condição humana.

Não me interessa se a história que você me conta é verdadeira. Quero saber se é capaz de desapontar o outro para se manter fiel a si mesmo. Se é capaz de suportar uma acusação de traição e não trair sua própria alma, ou ser infiel e, mesmo assim, ser digno de confiança.

Quero saber se você é capaz de enxergar a beleza no dia-a-dia, ainda que ela não seja bonita, e fazer dela a fonte da sua vida.

Quero saber se você consegue viver com o fracasso, o seu e o meu, e ainda assim pôr-se de pé na beira do lago e gritar para o reflexo prateado da lua cheia: “Sim!”

Não me interessa saber onde você mora ou quanto dinheiro tem. Quero saber se, após uma noite de tristeza e desespero, exausto e ferido até os ossos, é capaz de fazer o que precisa ser feito para alimentar seus filhos.

Não me interessa quem você conhece ou como chegou até aqui. Quero saber se vai permanecer no centro do fogo comigo sem recuar.

Não me interessa onde, o que ou com quem estudou. Quero saber o que o sustenta, no seu íntimo, quando tudo mais desmorona.

Quero saber se é capaz de ficar só consigo mesmo e se nos momentos vazios realmente gosta da sua companhia.”

Oriah Mountain Dreamer - The Invitation

Agradecimentos

Agradeço, a Deus, que sempre me iluminou, me proporcionou paz e sabedoria para enxergar os caminhos por detrás das dificuldades;

Agradeço à minha mãe, que sempre foi um exemplo de vida para mim. E sem a sua entrega e o seu amor, jamais conseguiria chegar até aqui;

Agradeço aos meus padrinhos queridos, que apoiaram as minhas escolhas e me deram força para seguir adiante com os meus sonhos;

Aos meus amigos que entendem a minha ausência, respeitaram minhas limitações e torcerem para o meu sucesso;

Agradeço aos meus amigos do Laboratório de Engenharia Biomédica, do Núcleo de Tecnologia Assistivas, da Universidade Nove de Julho, da University of StrathClyde e do Centro Universitário de Anápolis;

Ao meu orientadores, Eduardo Lázaro Martins Naves, Cláudia Santos Oliveira e Bernard Arthur Conway, que acreditaram em mim e embarcaram comigo nesse estudo tão sonhado;

Agradeço imensamente aos voluntários e aos seus pais, que colaboram com essa pesquisa não só com dados científicos, mas com ensinamentos que carregarei comigo por toda a vida;

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e à CAPES pelo apoio financeiro;

E, por fim, agradeço a todos que de forma direta e/ou indireta contribuíram com a minha caminhada até aqui.

Resumo

As crianças diagnosticadas com paralisia cerebral hemiparética apresentam como característica déficits motores pronunciados em um lado do corpo acompanhadas, frequentemente, de perturbações perceptivas, cognitivas, comunicativas e comportamentais. Como forma de analisar a atividade cerebral dessa população durante uma atividade motora e cognitiva, este estudo tem como objetivo comparar os sinais eletroencefalográficos de crianças com desenvolvimento típico e crianças diagnosticadas com paralisia cerebral hemiparética (esquerda e direita) durante a execução de um movimento voluntário, com e sem o uso de um jogo sério. Foram avaliadas 40 crianças (20 com paralisia cerebral hemiparética e 20 com desenvolvimento típico) de ambos os gêneros e com faixa etária entre 6 e 14 anos de idade. A coleta de dados foi composta por duas etapas: (1) Aquisição dos sinais eletroencefalográficos e captura da trajetória tridimensional dos movimentos durante a execução de uma tarefa motora de alcance (primeiro estudo); (2) Aquisição dos sinais eletroencefalográficos e captura da trajetória tridimensional dos movimentos durante a execução de uma tarefa motora de alcance motivada por um jogo (segundo estudo). Dados cinemáticos foram extraídos a partir da trajetória dos movimentos e destes foram extraídos os tempos de execução de cada fase do movimento, o exato momento em que o voluntário iniciou a tarefa, e definidas os intervalos de análise da atividade cerebral. Os dados eletroencefalográficos foram processados a fim de obter informações quanto as sincronizações e dessincronizações relacionadas ao evento das ondas mu e beta, perturbações espectrais relacionados ao evento e a reorganização cortical para cada um dos estudos. Posteriormente os dados foram analisados estatisticamente por meio do Teste ANOVA Unidirecional, utilizando o método de reamostragem *Bootstrap*. Os resultados desse estudo revelaram diferenças significativas entre os grupos analisados, principalmente para o comportamento cerebral observado durante o movimento executado nos dois estudos. Contudo, observou-se que para a maioria das crianças com paralisia cerebral não foram encontradas diferenças significativas entre os dados obtidos no instante do planejamento motor, principalmente para o segundo estudo. Acredita-se que esse seja um dos principais fatores para o comprometimento motor e comportamento cerebral oscilatório durante o desenvolvimento das atividades com os membros paréticos e não paréticos.

Palavras-chaves: Paralisia Cerebral Hemiparética, Eletroencefalografia, Movimento Voluntário, Jogos Sérios

Abstract

Children diagnosed with hemiparetic cerebral palsy are characterized by pronounced motor deficits on one side of the body, often accompanied by perceptual, cognitive, communicative and behavioral disorders. As a way to analyze the brain activity of this population during a motor and cognitive activity, this study aim to compare the electroencephalographic signs of children with typical development and children diagnosed with hemiparetic cerebral palsy (left and right) during the execution of a voluntary movement, with and without the use of a motivational game. We evaluated 40 children (20 with hemiparetic cerebral palsy and 20 with typical development) of both genders and with ages ranging from 6 to 12 years of age. The data collection consisted of two steps: (1) Acquisition of electroencephalographic signals and capture of the three-dimensional trajectory of the movements during the execution of a reach motor task (first study); (2) Acquisition of the electroencephalographic signals and capture of the three-dimensional trajectory of the movements during the execution of a motor task of reach motivated by a game (second study). Kinematic data were extracted from the trajectory of the movements and from these were extracted the execution times of each phase of the movement, the exact moment the volunteer started the task, and the intervals of analysis of the brain activity were defined. Electroencephalographic data were processed in order to obtain information about the synchronizations and desynchronizations related to the event of the mu and beta waves, spectral perturbations related to the event and the cortical reorganization for each of the studies. Subsequently the data were analyzed statistically through the Unidirectional ANOVA Test, using the Bootsrap resampling method. The results of this study revealed significant differences between the analyzed groups, mainly for the cerebral behavior observed during the movement performed in the two studies. However, it was observed that for most children with cerebral palsy there were no significant differences between the data obtained at the time of motor planning, especially for the second study. It is believed that this is one of the main factors for motor impairment and oscillatory brain behavior during the development of activities with non-paretic and paretic limbs.

Keywords: Hemiparetic Cerebral Palsy, Electroencephalography, Voluntary Movement, Serious Games

Lista de Figuras

Figura 1 - Classificação clínica da paralisia cerebral	30
Figura 2 – Representação do membro parético, ou mais comprometido, e a respectiva lateralidade da lesão para crianças com hemiparesia direita e crianças com hemiparesia esquerda.....	32
Figura 3 - Estrutura de um neurônio do encéfalo e a identificação de suas partes funcionais mais importantes.	34
Figura 4 - (a) Quatro lobos principais do cérebro (parietal, frontal, occipital e temporal). (b) Lobo da ínsula que não é vista na superfície do cérebro, situada na profundidade da fissura lateral.	35
Figura 5 - Áreas funcionais do córtex cerebral do hemisfério esquerdo	36
Figura 6 - Áreas funcionais do córtex cerebral do hemisfério direito.	36
Figura 7 - Homúnculo motor	37
Figura 8 – (a) Propagação do potencial de ação em ambas as direções pela fibra condutora. (b) Potencial de ação típico registrado pelo método ilustrado na figura.	39
Figura 9 - Anatomia fisiológica da sinapse	40
Figura 10 - Exemplos de diferentes bandas de frequência de um sinal EEG.....	42
Figura 11 – Representação de uma curva ERD/ERS para uma faixa de frequência correspondente às ondas mu. Para melhor compreensão dessa curva, considera-se que os valores positivos representam a sincronização relacionada ao evento (ERS), enquanto que, os valores negativos representam a dessincronização relacionada ao evento (ERD).....	44
Figura 12 – (a) Projeção do gráfico tridimensional de tempo-frequência obtido por meio do método ERSP sobre o plano bidimensional. (b) Representação dos dados obtidos após a utilização do método ERSP. Por meio desse gráfico, as densidades de potências para cada uma das componentes de frequência de uma faixa específica, são representadas em função do tempo. As densidades de potência no momento da planificação são representadas por cores em uma escala logarítmica (dada em decibéis), por meio dessa escala é possível observar os momentos de dessincronização, representados por uma coloração azuladas, e os momentos de sincronização, representados por uma colocação avermelhada.....	46
Figura 13 - Fluxograma do desenho de estudo segundo o CONSORT.....	54
Figura 14 - Ambiente de coleta do primeiro estudo. A figura mostra um voluntário posicionado em frente à uma mesa, olhando para o alvo, a ser alcançado, exibido no monitor <i>touch screen</i> . Por meio da ilustração é possível visualizar o posicionamento dos marcadores reflexivos,	

pertencentes ao sistema de captura tridimensional de movimento, e o uso da touca de eletrodos de EEG.....	59
Figura 15 - Ambiente de coleta do segundo estudo. A figura mostra um voluntário tocando em uma das figuras exibidas no monitor <i>touch screen</i> durante uma partida do jogo. Por meio da ilustração é possível visualizar o posicionamento dos marcadores reflexivos, pertencentes ao sistema de captura tridimensional de movimento, e o uso da touca de eletrodos de EEG.	59
Figura 16 - Posicionamento dos eletrodos de acordo com o padrão 10-20.....	60
Figura 17 - SMARTup: The experimental setup - Protocolo de posicionamento de marcadores para análise tridimensional do movimento.....	61
Figura 18 – (a) Tela inicial do jogo. Nesta tela são exibidas as três figuras cuja sequência de exibição deverá ser memorizada. (b) Sequência de telas exibidas durante uma partida do jogo. O jogo é composto por uma fase de cadastro do pacientes; posteriormente pela fase de memorização, por meio da qual a ordem em que as figuras são exibida em cores deverá ser memorizada; e por fim o momento em que ela deverá tocá-las respeitando a sequência exibida anteriormente. Para cada toque correto, a figura é destacada e um coração é exibido no canto superior direito.....	63
Figura 19 - Distância entre o marcador da ponta do dedo e o alvo, segundo o protocolo modificado apresentado em (CIMOLIN et al., 2012b).	66
Figura 20 – Mapa cortical obtido para as crianças DT durante o movimento de alcance (primeiro estudo)	76
Figura 21 – Representação de tempo-frequencia dos espectros relacionados à perturbação do espectro e curvas dos eventos relacionados a dessincronização e sincronização das ondas mu e beta sobre os canais C3 e C4 durante movimentos com o membros dominante e não dominante de crianças DT durante movimento de alcance (primeiro estudo)	78
Figura 22 – Mapa cortical obtido para as crianças PCHE durante o movimento de alcance (primeiro estudo)	80
Figura 23 - Representação de tempo-frequencia dos espectros relacionados à perturbação do espectro e curvas dos eventos relacionados a dessincronização e sincronização das ondas mu e beta sobre os canais C3 e C4 durante movimentos com o membros parético e não parético de crianças PCHE durante movimento de alcance (primeiro estudo)	81
Figura 24 - Mapa cortical obtido para as crianças PCHD durante o movimento de alcance (primeiro estudo)	83
Figura 25 - Representação de tempo-frequencia dos espectros relacionados à perturbação do espectro e curvas dos eventos relacionados a dessincronização e sincronização das ondas mu e	

beta sobre os canais C3 e C4 durante movimentos com o membros parético e não parético de crianças PCHD durante movimento de alcance (primeiro estudo).....	84
Figura 26 - Mapa cortical obtido para as crianças com desenvolvimento durante o movimento de alcance motivado pelo jogo (segundo estudo).....	86
Figura 27 - Representação de tempo-frequencia dos espectros relacionados à perturbação do espectro e curvas dos eventos relacionados a dessincronização e sincronização das ondas mu e beta sobre os canais C3 e C4 durante movimentos com o membros dominante e não dominante de crianças DT durante movimentos de alcance motivados pelo jogo (segundo estudo)	87
Figura 28 - Mapa cortical obtido para as crianças PCHE durante o movimento de alcance motivado pelo jogo (segundo estudo).....	89
Figura 29 - Representação de tempo-frequencia dos espectros relacionados à perturbação do espectro e curvas dos eventos relacionados a dessincronização e sincronização das ondas mu e beta sobre os canais C3 e C4 durante movimentos com o membros parético e não parético de crianças PCHE durante movimentos de alcance motivados pelo jogo (segundo estudo)	90
Figura 30 - Mapa cortical obtido para as crianças PCHD durante o movimento de alcance motivado pelo jogo (segundo estudo).....	92
Figura 31 - Representação de tempo-frequencia dos espectros relacionados à perturbação do espectro e curvas dos eventos relacionados a dessincronização e sincronização das ondas mu e beta sobre os canais C3 e C4 durante movimentos com o membros parético e não parético de crianças PCHD durante movimentos de alcance motivados pelo jogo (segundo estudo).....	93
Figura 32 - Diferença de potências entre estudos para os indivíduos DT	96
Figura 33 - Diferença de potências entre estudos para os indivíduos com PCHE	97
Figura 34 - Diferença de potências entre estudos para os indivíduos PCHD.....	98
Figura 35 - Múltipla comparação de ranks médios das ondas mu, pré e durante o movimento, para o primeiro estudo	101
Figura 36 - Múltipla comparação de ranks médios das ondas beta, pré e durante o movimento, para o primeiro estudo	104
Figura 37 - Múltipla comparação de ranks médios das ondas mu, pré e durante o movimento, para o segundo estudo	107
Figura 38 - Múltipla comparação de ranks médios das ondas beta, pré e durante o movimento, para o segundo estudo	110
Figura 39 – Múltipla comparação de ranks médios das ondas mu, pré movimento, para os dois estudos.	114

Figura 40 – Múltipla comparação de ranks médios das ondas mu, durante o movimento, para os dois estudos.	115
Figura 41 - Múltipla comparação de ranks médios das ondas beta, no período que antecede o movimento, para os dois estudos.	117
Figura 42 - Múltipla comparação de ranks médios das ondas beta, durante o movimento, para os dois estudos.	118
Figura 43 – Questionário aplicado para obtenção da classificação pelo Sistema de Classificação de Habilidade Manual (MACS).....	166

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Escala Modificada de Ashworth.....	56
Tabela 2 - Características dos sujeitos de pesquisa	71
Tabela 3 - Tempo das fases de movimento, em milissegundos (ms), durante o movimento de crianças PCHE.....	72
Tabela 4 - Tempo das fases de movimento, em milissegundos (ms), durante o movimento de crianças PCHD.	73
Tabela 5 - Tempo das fases de movimento, durante o jogo, em milissegundos (ms), durante o movimento de crianças PCHE.....	74
Tabela 6 - Tempo das fases de movimento, durante o jogo, em milissegundos (ms), durante o movimento de crianças PCHD.	75
Tabela 7 - Tempo das fases de movimento, durante o jogo, em milissegundos (ms), durante o movimento de crianças DT.....	75
Tabela 8 - Denominação dada à cada um dos dados analisados durante o Teste de Multicomparações	99
Tabela 9 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre grupos do primeiro estudo, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas mu para o período que antecede o movimento.....	100
Tabela 10 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre grupos do primeiro estudo, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas mu durante o movimento.	100
Tabela 11 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre grupos do primeiro estudo, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas beta para o período que antecede o movimento.	103
Tabela 12 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre grupos do primeiro estudo, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas beta durante o movimento.	103
Tabela 13 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre grupos do segundo estudo, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas mu para o período que antecede o movimento.....	106
Tabela 14 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre grupos do segundo estudo, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas mu durante o movimento..	106

Tabela 15 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre grupos do segundo estudo, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas beta para o período que antecede o movimento.	109
Tabela 16 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre grupos do segundo estudo, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas beta durante o movimento.	109
Tabela 17 – Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre estudos, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas mu para o período que antecede o movimento.	112
Tabela 18 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre estudos, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas mu durante o movimento.	113
Tabela 19 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre estudos, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas beta para o período que antecede o movimento.	116
Tabela 20 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre estudos, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas beta durante o movimento.	116
Tabela 21 – Resultados dos testes de comparações múltiplas para as ondas mu obtidas no período que antecede o movimento durante o primeiro estudo – Teste Post Hoc com correção Bonferroni.	153
Tabela 22 - Resultados dos testes de comparações múltiplas para as ondas mu obtidas durante o movimento para o primeiro estudo – Teste Post Hoc com correção Bonferroni	154
Tabela 23 – Resultados dos testes de comparações múltiplas para as ondas beta obtidas no período que antecede o movimento durante o primeiro estudo – Teste Post Hoc com correção Bonferroni.	155
Tabela 24 - Resultados dos testes de comparações múltiplas para as ondas beta obtidas durante o movimento para o primeiro estudo – Teste Post Hoc com correção Bonferroni	156
Tabela 25 - Resultados dos testes de comparações múltiplas para as ondas mu obtidas no período que antecede o movimento durante o segundo estudo – Teste Post Hoc com correção Bonferroni.	157
Tabela 26 – Resultados dos testes de comparações múltiplas para as ondas mu obtidas durante o movimento para o segundo estudo – Teste Post Hoc com correção Bonferroni.	158
Tabela 27 - Resultados dos testes de comparações múltiplas para as ondas beta obtidas no período que antecede o movimento durante o segundo estudo – Teste Post Hoc com correção Bonferroni.	159
Tabela 28 - Resultados dos testes de comparações múltiplas para as ondas beta obtidas durante o movimento para o segundo estudo – Teste Post Hoc com correção Bonferroni.	160

Tabela 29 - Resultados dos testes de comparações múltiplas das ondas μ obtidas antes do movimento para os dois estudos – Teste Post Hoc com correção Bonferroni	161
Tabela 30 - Resultados dos testes de comparações múltiplas das ondas μ durante o movimento para os dois estudos – Teste Post Hoc com correção Bonferroni.....	162
Tabela 31 - Resultados dos testes de comparações múltiplas das ondas β obtidas antes do movimento para os dois estudos – Teste Post Hoc com correção Bonferroni	163
Tabela 32 - Resultados dos testes de comparações múltiplas das ondas β durante o movimento para os dois estudos – Teste Post Hoc com correção Bonferroni	165

Lista de Abreviações

EEG	Eletroencefalografia
MACS	Sistema de Classificação de Habilidade Manual
PC	Paralisia Cerebral
DT	Desenvolvimento Típico
ERS	Sincronização Relacionada ao Evento
ERD	Dessincronização Relacionada ao Evento
ERSP	Perturbação Espectral Relacionada ao Evento
AVE	Acidente Vascular Encefálico
ms	Milissegundos
Hz	Hertz
dB	Decibéis
SNC	Sistema Nervoso Central
PCH	Paralisia Cerebral Hemiparética
PCHE	Paralisia Cerebral Hemiparética Esquerda
PCHD	Paralisia Cerebral Hemiparética Direita
C3EHE	Análise do movimento com o membro esquerdo de crianças com hemiparesia esquerda sobre o canal C3
C4EHE	Análise do movimento com o membro esquerdo de crianças com hemiparesia esquerda sobre o canal C4
C3EHD	Análise do movimento com o membro esquerdo de crianças com hemiparesia direita sobre o canal C3
C4EHD	Análise do movimento com o membro esquerdo de crianças com hemiparesia direita sobre o canal C4
C3DHE	Análise do movimento com o membro direito de crianças com hemiparesia esquerda sobre o canal C3
C4DHE	Análise do movimento com o membro direito de crianças com hemiparesia esquerda sobre o canal C4
C3DHD	Análise do movimento com o membro direito de crianças com hemiparesia direita sobre o canal C3
C4DHD	Análise do movimento com o membro direito de crianças com hemiparesia direita sobre o canal C4
C3EDT	Análise do movimento com o membro esquerdo de crianças com desenvolvimento típico sobre o canal C3
C4EDT	Análise do movimento com o membro esquerdo de crianças com desenvolvimento típico sobre o canal C4
C3DDT	Análise do movimento com o membro direito de crianças com desenvolvimento típico sobre o canal C3
C4DDT	Análise do movimento com o membro esquerdo de crianças com hemiparesia esquerda sobre o canal C4

Sumário

1. Introdução.....	18
2. Paralisia Cerebral	22
2.1. Características neurofisiológicas	24
2.2. Diagnóstico	24
2.3. Plasticidade Neural	26
2.4. Classificação Clínica.....	29
2.4.1. Hemiparesia	30
3. Introdução à anatomia e função do cérebro	33
3.1. Sistema Nervoso	33
3.1.1. Unidade Funcional Básica	33
3.2. Estrutura do Sistema Nervoso.....	34
3.2.1. Encéfalo	35
3.2.2. Áreas funcionais do córtex cerebral	35
3.2.3. Áreas motora.....	36
3.3. Origem do Sinal Eletroencefalográfico	38
3.3.1. Potenciais de ação.....	38
3.4. Sinal Eletroencefalográfico.....	40
3.5. Técnicas de Processamento de Sinais Eletroencefalográficos.....	42
3.5.1. Event-Related Desynchronization and Synchronization	43
3.5.2. Event-Related Spectral Perturbation	44
4. Jogos Sérios.....	47
4.1. Jogos Sérios e a Paralisia Cerebral	48
5. Sinal Eletroencefalográfico e a Paralisia Cerebral	50
5.1. Sinal Eletroencefalográfico e a Paralisia Cerebral Unilateral.....	51
6. Materiais e Métodos	53
6.1. Desenho do estudo	53
6.2. Seleção dos sujeitos de pesquisa.....	55
6.2.1. Escala Modificada de Ashworth.....	55
6.2.2. Sistema de Classificação de Habilidade Manual (MACS).....	56
6.3. Divisão dos estudos	57
6.4. Protocolo de avaliação e aquisição de dados	57

6.5.	Sistemas de aquisição de dados	60
6.6.	Jogo.....	62
6.7.	Processamento dos dados.....	64
6.7.1.	Pré-processamento.....	64
6.7.2.	Processamento dos dados cinemáticos	64
6.7.3.	Processamento dos sinais eletroencefalográficos	66
6.8.	Análise estatística	68
7.	Resultados	70
7.1.	Seleção dos Sujeitos de Pesquisa.....	70
7.2.	Cinemática	71
7.2.1.	Primeiro estudo.....	72
7.2.2.	Segundo estudo.....	74
7.3.	Eletroencefalografia.....	76
7.3.1.	Primeiro Estudo	76
7.3.2.	Segundo Estudo	85
7.3.3.	Comparação entre estudos	94
7.4.	Análise Estatística.....	98
7.4.1.	Primeiro Estudo	99
7.4.2.	Segundo Estudo	105
7.4.3.	Comparação entre estudos	112
8.	Discussão.....	119
9.	Considerações Finais.....	130
10.	Conclusão	134
11.	Referências	136
12.	Anexos	153

Capítulo 1

1. Introdução

A paralisia cerebral (PC) é um grupo de distúrbios permanentes de movimento e postura, atribuídas a distúrbios não progressivos no cérebro em desenvolvimento (ROSENBAUM et al., 2007). A paralisia cerebral é a causa mais comum de distúrbios motores na infância (GUYARD et al., 2011).

A incidência de paralisia cerebral é de aproximadamente 3 a 4 por 1000 nascidos vivos nos Estados Unidos (ARNESON et al., 2009; KIRBY et al., 2011) e de aproximadamente 2 por 1000 crianças em países de alta renda como Reino Unido, Austrália e Canadá (ANDERSEN et al., 2008; DOLK et al., 2010; OSKOU et al., 2013). Os relatos de incidência geral, em países em desenvolvimento é de 7:1000 (LEITE; DO PRADO, 2004). No Brasil não existem estudos conclusivos, muito menos estatísticas a respeito dessa incidência, no entanto sabe-se que esta é elevada devido à precariedade da saúde pública (LEITE; DO PRADO, 2004). Ao longo das últimas 5 décadas, melhorias notáveis foram feitas nos cuidados obstétricos e neonatais, resultando em significantes declínios na mortalidade infantil tanto nos Estados Unidos como no exterior, particularmente para bebês nascidos prematuros (HEISLER, 2012; MATHEWS et al., 2004).

A paralisia cerebral pode resultar de lesão cerebral ocorrida durante os períodos pré-natal, perinatal ou pós-natal (BASS, 1999; PALSLEY, 2005). Setenta a 80% dos casos de paralisia cerebral são adquiridos no período pré-natal e suas causas são amplamente desconhecidas. Estima-se que as complicações do parto, incluindo asfixia, sejam responsáveis por cerca de 6% dos pacientes com paralisia cerebral congênita (TAYLOR, 2001). Os fatores de risco neonatais para paralisia cerebral incluem nascimento prematuro, baixo peso, atraso de crescimento intra-uterino, hemorragia intracraniana e trauma. Em cerca de 10 a 20% dos pacientes, a paralisia cerebral é adquirida no período pós-natal, principalmente devido a danos cerebrais causados por meningite bacteriana, encefalite viral, hiperbilirrubinemia, colisões de veículos motorizados, quedas ou abuso infantil (TAYLOR, 2001).

A criança recebe o diagnóstico de PC quando é perceptível o atraso no desenvolvimento neuropsicomotor, persistência de reflexo primitivos, presença de reflexos anormais, ausência de reflexos protetores, comprometimento cognitivo, epilepsia ou comprometimento sensorial (BLAIR; WATSON, 2006; KUŁAK et al., 2006; LEITE; DO PRADO, 2004).

A paralisia cerebral é apresentada sob diversas formas e, dependendo da localização e da extensão do comprometimento, pode manifesta-se por monoplegia/paresia, hemiplegia/paresia, diplegia/paresia, triplegia/paresia ou tetraplegia/paresia, podendo também apresentar como características: hipertonía muscular extensora e adutora dos membros inferiores, hiper-reflexia profunda, espasticidade e déficit de força localizado ou generalizado (ROTTA, 2002).

As crianças diagnosticados com paralisia cerebral (PC) hemiparética apresentam como característica déficits motores pronunciados em um lado do corpo, frequentemente mais proeminentes no membro superior (ODDING; ROEBROECK; STAM, 2006; ROSENBAUM et al., 2007). Espasticidade, fraqueza muscular, supinação e alcance limitado são algumas características presentes na hemiparesia que elevam as dificuldades na execução de atividades utilizando o membro parético. Além disso, de acordo com a literatura, os sujeitos diagnosticados com hemiparesia apresentam problemas de planejamento motor (MUTSAARTS; STEENBERGEN; BEKKERING, 2006; STEENBERGEN; MEULENBROEK; ROSENBAUM, 2004), principalmente durante o desenvolvimento de tarefas complexas (MUTSAARTS; STEENBERGEN; BEKKERING, 2007).

Na prática clínica, o tratamento de indivíduos com PC é realizado por equipes multidisciplinares que buscam promover a melhora funcional nas atividades diárias e na mobilidade, reduzindo necessidade de auxílio de terceiros (MANCINI et al., 2002). No entanto, sabe-se que o processo de reabilitação é muito longo e as equipes envolvidas enfrentam o desafio de encontrar instrumentos de intervenção atraentes e motivadores que facilitem este processo (RAND; KIZONY; WEISS, 2004).

Nos últimos anos, verificou-se um interesse crescente em adotar recursos tecnológicos como incentivo à prática de atividade física e ao desenvolvimento motor, assim como ferramenta de intervenção em programas de reabilitação motora e cognitiva (RAND; KIZONY; WEISS, 2004). A utilização de jogos como instrumento de intervenção, denominados jogos sérios, é uma dessas novas ferramentas uma vez que é capaz de incentivar a criança a participar de atividades, que permitem a inclusão e realização de atos funcionais, enquanto ela se diverte (REGO; MOREIRA; REIS, 2010). Contudo é importante primeiramente analisar como esses novos instrumentos de reabilitação atuam sobre essa população, qual é a influência deles no

processo de aprendizagem e como se dará a reorganização cortical e neuroplasticidade após tratamentos com esse tipo de tecnologia.

Para isso, contudo é importante entender como se dá o comportamento da atividade cerebral em crianças com paralisia cerebral durante a execução de uma tarefa motora voluntária e durante uma tarefa motora associada à uma tarefa cognitiva motivada por um jogo sério.

Até então, os padrões atípicos de organização do cérebro e a potencial neuroplasticidade em pessoas com paralisia cerebral hemiparética ainda não são bem compreendidos, pois existem poucas ferramentas para investigações dessa reorganização cerebral e a maioria dos estudos realizados na área envolvem análise por neuroimagens (KURZ et al., 2014a, 2014b; REID; ROSE; BOYD, 2015; STAUDT, 2010). Embora seja muito empregada para análise de casos de epilepsia (COOPER; UPTON, 1978; ŞENBİL et al., 2002; SINGHI et al., 2003, KUŁAK et al., 2006; NELSON; LYNCH, 2004; SREENAN; BHARGAVA; ROBERTSON, 2000), a eletroencefalografia (EEG) tem se mostrado uma nova técnica de avaliação do comportamento cerebral e da avaliação da neuroplasticidade entre os pacientes com paralisia cerebral (PC) (INUGGI et al., 2018; KUŁAK; SOBANIEC; BOĆKOWSKI, 2005; RIGOLDI et al., 2012; SHIN et al., 2012), principalmente quando estes estudos são realizados durante a execução de tarefas motoras mais complexas.

Acredita-se que a análise de sinais EEG sobre o córtex motor possa contribuir com estudos científicos que visam a elaboração de protocolos de reabilitação por estimulação transcraniana; e que os resultados da associação de uma atividade cognitiva à uma atividade motora possam auxiliar em trabalhos que envolvam o desenvolvimento de jogos sérios voltados para a reabilitação e que promovam a neuroplasticidade em crianças e adultos com lesões unilaterais. Além disso, de acordo com a literatura, o uso da eletroencefalografia é capaz de propiciar uma avaliação completa da adaptação motora, podendo esclarecer como atividade cerebral dos indivíduos com paralisia cerebral se difere dos padrões normais de movimento durante a fase de preparação, execução e pós execução de uma determinada tarefa (MOLTENI et al., 2010).

Diante desse contexto, este estudo tem como objetivo caracterizar os sinais eletroencefalográficos de crianças com desenvolvimento típico e crianças diagnosticadas com paralisia cerebral hemiparética (esquerda e direita) durante a execução de um movimento voluntário, com e sem o uso de um jogo sério., a fim de analisar a atividade cerebral dessa populações durante uma atividade motora e cognitiva e verificar como se dá a influência de um jogo sério sobre o córtex encefálico. O presente estudo também propõem uma análise individualizada da lateralidade da hemiparesia, uma vez que está é ignorada em grande parte

dos estudos disponíveis na literatura (INUGGI et al., 2018; RIQUELME; MONTROYA, 2010; VAN ELK et al., 2010; ZIELINSKI et al., 2016).

Ao propor essa temática, espera-se que, ao associar uma tarefa cognitiva a uma tarefa motora, seja possível identificar um comportamento da atividade cortical diferente daquele analisado durante os ensaios compostos por tarefas motoras, principalmente durante o planejamento do movimento, uma vez que este vem sendo abordado na literatura como um dos principais responsáveis pelo comprometimento na execução de um movimento voluntário (DEAN; SEISS; STERR, 2012; JANSSEN; MEULENBROEK; STEENBERGEN, 2011; SABATÉ; GONZÁLEZ; RODRÍGUEZ, 2004; STEENBERGEN; VERREL; GORDON, 2007).

Capítulo 2

2. Paralisia Cerebral

Crianças com paralisia cerebral (PC) apresentam um grupo de desordens permanentes do desenvolvimento da postura e movimento, atribuídas a um distúrbio não progressivo que ocorre no desenvolvimento encefálico fetal ou durante os dois primeiros anos de vida. Essas desordens motoras são frequentemente acompanhadas por distúrbios de sensação, percepção, cognição, comunicação e comportamento, por quadros de epilepsia e por problemas musculoesqueléticos secundários (BASS, 1999; ROSENBAUM et al., 2007).

A maioria dos casos de paralisia cerebral, 70 a 80%, são adquiridos no período pré-natal e suas causas desconhecidas (KRIGGER, 2006). Complicações no parto, incluindo asfixia, são as causas estimadas para 6% dos pacientes diagnosticados com PC. As demais causas, acreditam-se estar relacionadas com alguns dos fatores de risco neonatais, entre eles: parto após uma gestação inferior a 32 semanas, massa corpórea inferior a 2500g, atraso no crescimento intrauterino, hemorragia intracraniana e traumas. Em cerca de 10 a 20% dos pacientes, a paralisia cerebral é adquirida após o nascimento, e, entre as principais causas, destacam-se os danos cerebrais causados por meningite bacteriana, encefalite viral, hiperbilirrubinemia, quedas ou traumas (TAYLOR, 2016; VOHR et al., 2005).

As características mais comuns de crianças diagnosticadas com paralisia cerebral são: desenvolvimento motor lento, tônus muscular anormal e postura incomum. Além disso, deficiências associadas (sensitivas, auditivas ou visuais), crises convulsivas, epilepsia e disfunção cognitiva, podem compor o prognóstico desses pacientes (TAYLOR, 2016). As ferramentas mais comuns, que auxiliam o diagnóstico, são: exames laboratoriais específicos, exames de imagem por meio de tomografia computadorizada, ressonância magnética e/ou ultrassonografia (KRIGGER, 2006).

Dentre as características clínicas, 72 a 91% dos pacientes com PC apresentam desordens motoras do tipo espásticas (ODDING; ROEBROECK; STAM, 2006), caracterizadas por padrões anormais de postura e/ou movimento, aumento do tônus muscular, hipertonia muscular, fraqueza, reflexos patológicos e/ou hiperflexia. De 10 a 20% crianças PC apresentam desordens

motoras do tipo discinética. Esse tipo de desordem motora é caracterizado por padrões anormais de postura e movimento, e execução de movimentos lentos e involuntários. E os demais pacientes, 5 a 10%, apresentam a forma mais rara de desordem motora, a atáxica, que prejudica, predominantemente o equilíbrio e a coordenação motora (ROSENBAUM et al., 2007).

O objetivo do tratamento de pacientes com PC não é a cura ou a busca por “padrões normais” e sim aumentar a funcionalidade e independência desses pacientes, proporcionando uma melhor qualidade de vida. Os melhores resultados clínicos resultam de tratamentos precoces e intensivos. No entanto o tipo de tratamento é específico para cada paciente podendo envolver sessões de fisioterapia, uso de medicamentos ou até mesmo procedimentos cirúrgicos (KRIGGER, 2006).

Vários instrumentos de avaliação estão disponíveis para quantificar as habilidades, monitorar o desenvolvimento e avaliar a qualidade de vida desses pacientes. Dentre esses instrumentos de avaliação disponíveis destacam-se: o Questionário de Saúde da Criança, a Escala de Faces de Wong-Baker (CORREIA; LINHARES, 2008), o Sistema de Classificação e Medida da Função Motora Grossa para Paralisia Cerebral (GMFM) (RUSSELL et al., 2002; WEI et al., 2006), o Sistema de Classificação de Habilidade Manual (MACS) (CHAGAS et al., 2008), o Teste de Qualidade da Habilidade das Extremidades Superiores (QUEST) (HICKEY; ZIVIANI, 1998), o Inventário de Avaliação Pediátrica da Deficiência (PEDI) (HALEY, 1992), a Medida de Independência Funcional (WeeFIM) (MSALL et al., 1994), a Escala Modificada de Ashworth (BOHANNON; SMITH, 1987) e a Escala de Tardieu (HAUGH; PANDYAN; JOHNSON, 2006).

Programas de fortalecimento muscular são algumas das intervenções mais comuns para os pacientes com Paralisia Cerebral. Entretanto, em alguns casos, principalmente aqueles em que a espasticidade é presente, recomenda-se o uso de medicamentos, em especial a Toxina Botulínica (Botox) que atua de forma a proporcionar o relaxamento muscular. E, em casos mais graves de espasticidade, é recomendável até mesmo, a realização de procedimentos cirúrgicos.

Contudo, ao comparar os dados de mortalidade de 50 anos atrás, a expectativa de vida dos adultos com PC que apresentam incapacidade moderada é ligeiramente menor que a taxa de mortalidade da população com desenvolvimento típico (HUTTON, 2008). As taxas de incidência estáveis e maior longevidade é demonstram que a população PC na comunidade adulta está aumentando (HUTTON, 2008) e, acredita-se que, o aumento deva-se à melhora da funcionalidade e qualidade de vida proporcionada à essa população por meio de tratamentos desenvolvidos ao longo desses anos (DAVID STRAUSS; WILLIAM CABLE; ROBERT SHAVELLE, 1999).

2.1. Características neurofisiológicas

Fisiologicamente, o comprometimento cerebral na paralisia cerebral pode promover uma cascata de alterações neurofisiológicas como a redução das células gliais, perda axonal e neuronal nas substâncias branca e cinzenta cerebral, danos na germinação axonal, apoptose e perdas comparáveis em estruturas subcorticais (BURTON et al., 2009; KURZ; WILSON, 2011).

De acordo com a literatura, indivíduos diagnosticados com paralisia cerebral apresentam uma diminuição da ativação do sistema nervoso central durante a execução de movimentos (SHIN et al., 2012). Além disso, estudos neurofisiológicos realizados em crianças com paralisia cerebral, revelaram alterações na excitabilidade cortical, envolvendo a redução da ativação dos circuitos cortiço-espinhais e somatossensoriais (ROSE et al., 2011), proporcionando um pior desenvolvimento motor (PITCHER et al., 2012).

Além da redução da ativação destas vias encefálicas que causam um prejuízo nos padrões de resposta motora (informações descendentes), os danos resultam em prejuízos nas informações que são transmitidas ao longo das vias talâmicas, essenciais para comunicação das informações sensoriais para o córtex (informações ascendentes). A diminuição da ativação do córtex somatossensorial pode fornecer uma base neurológica para a restrita consciência tátil, proprioceptiva e cinestésica observada em crianças com PC (KURZ; WILSON, 2011).

Os padrões motores observados nas crianças com este diagnóstico são resultantes de um complexo padrão de redução da atividade encefálica, com uma consciência proprioceptiva e tátil restrita, e com um padrão de resposta prejudicado pela alteração da excitabilidade cortical das vias cortiço-espinhais.

Embora não exista uma cura para lesão encefálica na paralisia cerebral, as sequelas podem ser minimizadas por métodos de neuro-reabilitação (DINOMASIS et al., 2013). Estudos envolvendo ressonância magnética funcional em crianças com PC demonstram que os recursos de reabilitação são capazes de promover a ativação do córtex motor primário (DINOMASIS et al., 2013).

2.2. Diagnóstico

O diagnóstico de paralisia cerebral baseia-se em uma análise clínica bem minuciosa. Essa análise conta com informações que vão desde o histórico da gestação e do período perinatal até os primeiros anos de vida do paciente. Durante essa minuciosa análise são

questionados os possíveis fatores durante o período de desenvolvimento do feto; detalhamento do desenvolvimento neuropsicomotor; histórico familiar, consanguinidade entre os genitores e um exame neurológico cuidadoso da criança.

Quando uma criança apresenta alguma suspeita de apresentar paralisia cerebral, duas características imprescindíveis devem ser observadas para a confirmação do diagnóstico: comprometimento motor e a não progressão das manifestações clínicas que causaram a alteração encefálica.

Histórico de doença neurológica neonatal grave ou presença de múltiplos fatores de risco e déficits motores importantes ou distúrbios de movimentos, não progressivos, são mais facilmente reconhecidos. No entanto, quadros clínicos mais localizados e fraqueza discreta podem confundir o diagnóstico, atrasando o diagnóstico e tratamento adequado.

Nos primeiros seis meses de vida, as manifestações clínicas, exceto nos casos graves, são leves e dificultam o diagnóstico de PC. No entanto, algumas características são muito sugestivas e devem ser observadas com atenção, entre elas: alerta precoces sugestivos de comprometimento motor, movimentação espontânea diminuída; assimetria dos movimentos; hipotonia axial importante; extensão acentuada e persistente dos membros; polegar em flexão e adução mantidos; persistências dos reflexos tônicos primitivos; tremores em extremidades, espontâneos ou desencadeados por estímulos; táteis; irritabilidade e choro difíceis de ser controlados (MACDONALD et al., 2000; MONTEIRO; ABREU; VALENTI, 2015).

Ao diagnosticar uma criança com paralisia cerebral, os exames de neuroimagem tem um papel importantíssimo na identificação das lesões e para excluir outras doenças semelhantes, que também podem ocasionar em alterações motoras. No entanto, de acordo com estudos anteriores, estes tipos de exames são capazes de revelar anormalidades no cérebro em apenas 70 a 90% dos casos. A ultrassonografia é o exame mais inócuo, facilmente realizado, sem necessidade de sedação e podendo ser feito em UTI neonatal, portanto é útil na avaliação inicial e para acompanhamento na evolução de recém-nascidos graves. A tomografia computadorizada de crânio e a ressonância magnética do encéfalo, apesar de permitirem uma melhor visualização das estruturas intracranianas, são realizadas posteriormente, numa fase hemodinamicamente mais estável do neonato, exceto em casos de emergência neurocirúrgica, tornando-se imprescindível uma melhor avaliação do caso (HOON, 2005; MONTEIRO; ABREU; VALENTI, 2015; ROSE et al., 2011; WILKINSON, 2010).

Os sinais de alerta precoces sugestivos de comprometimento motor são: movimentação espontânea diminuída; assimetria dos movimentos; hipotonia axial importante; extensão acentuada e persistente dos membros; polegar em flexão e adução mantidos; persistências dos

reflexos tônicos primitivos; tremores ou clônus em extremidades, espontâneos ou desencadeados por estímulos; táteis; irritabilidade e choro difíceis de ser controlados (MONTEIRO; ABREU; VALENTI, 2015).

2.3. Plasticidade Neural

Durante décadas tem-se analisado a capacidade dos neurônios de formarem conexões específicas com outras células neuronais ou órgãos-alvos. Sabe-se que essas interações, possivelmente, tendem a influenciar na aprendizagem e, dessa forma, resultam em mudanças comportamentais que podem permanecer por minutos ou anos (KANDEL, 2000).

A habilidade do sistema neural em se adaptar a uma nova condição estrutural e funcional durante as mudanças no ambiente, denomina-se neuroplasticidade, e se refere a um conceito amplo que estende-se desde a resposta cortical frente a lesão traumática até as alterações nos processos de aprendizagem e memória (LLEDO; ALONSO; GRUBB, 2006).

De acordo com a literatura, a neuroplasticidade pode ser definida como a capacidade de organização do sistema neural frente aos estímulos, sejam eles benéficos ou lesivos. Os mecanismos relacionados a esse fenômeno ainda não estão completamente definidos, mas acredita-se que estejam envolvidos o recrutamento de vias paralelas, a atividade de vias em latência ou silêncio sináptico, o brotamento e regeneração axonal e dendrítica, além da modulação da excitabilidade neuronal (KISS et al., 2001).

Para a compreensão do fenômeno plástico e sua influência na atividade neural, alguns pesquisadores direcionaram seus estudos, baseando-se nos aspectos neurofisiológicos e organizacionais. Nos anos 40, o psicólogo Donald Hebb (1904-1985) propôs a teoria da memória com base na plasticidade sináptica, relatando que a transmissão de informações entre dois neurônios seria facilitada e tornar-se-ia estável quando ocorresse coincidência (sincronia) entre os disparos de dois neurônios. Desde então, entende-se que a transmissão de sinais entre essas células poderia ser modulável e ajustável com as circunstâncias (KANDEL, 2000). Além disso, Hebb demonstrou que esse tipo de conexão poderia gerar mudanças fisiológicas devido ao tempo de estimulação no local da transmissão química, aumentando ou diminuindo a atividade das sinapses. Desse modo, a variação na atividade das conexões neuronais poderia ser modificada tanto funcionalmente quanto anatomicamente, durante o desenvolvimento, durante os processos regenerativos e por meio das experiências e aprendizado (KANDEL, 2000; NUDO, 2006).

Diante a ideia da modulação dos sinais descobriu-se mais tarde que a plasticidade sináptica procedia do fortalecimento, enfraquecimento ou consolidação dos circuitos neurais, favorecidos pela potenciação e depressão de longa duração (PLD e DLD), que são importantes fatores associados ao aprendizado e à modificação da eficiência das sinapses (MARTIN; GRIMWOOD; MORRIS, 2000). O PLD é definido como o prolongamento da magnitude da atividade sináptica, sendo um fenômeno típico de sinapses excitatórias, enquanto, a DLD, de sinapses inibitórias. Essas observações sobre o mecanismo da plasticidade sináptica levaram os pesquisadores a argumentarem que o mesmo esteja envolvido na representação das bases celulares durante o armazenamento de informação no cérebro, além de postulado como cofator para a reorganização de mapas corticais (MARTIN; GRIMWOOD; MORRIS, 2000).

Além disso, tem-se observado que as alterações funcionais em curto prazo envolvem mudanças na atividade das conexões sinápticas, enquanto, as mudanças que permanecem por longo período, por seu turno, podem promover alterações fisiológicas futuras, que provocariam variabilidades anatômicas, incluindo perda de conexões pré-existentes para crescimento de novas vias de conexões (KANDEL, 2000).

Além do crescimento de vias de conexões, sabe-se que a excitabilidade da membrana também apresenta uma grande relevância para a plasticidade. Pesquisas têm revelado que mudanças na excitabilidade e inibição de algumas zonas corticais podem acontecer rapidamente durante a plasticidade. Acredita-se que este processo dependa do fato dos neurônios, ou de uma determinada rede neural, formarem extensas conexões anatômicas em outras diferentes regiões do seu território habitual de influências funcionais. Portanto, algumas zonas podem ser mantidas sob controle da atividade tônica inibitória, e se essa inibição for removida, a região de influência pode facilmente mudar seu estado de atividade ou ser desmascarada (HESS; AIZENMAN; DONOGHUE, 1996; HESS; DONOGHUE, 1996).

Assim, pode-se observar que o número de conexões sinápticas e sua atividade excitatória e inibitória tendem a operar em diferentes períodos e não são mutuamente excludentes para determinar o mecanismo plástico do sistema neural. Porém, lesões corticais, como no acidente vascular, podem alterar a funcionalidade dessas conexões, exagerando nas atividades excitatórias e ou inibitórias, promovendo deficiência no mecanismo de controle neural, e assim, potencializando a desordem motora.

Os acidentes vasculares cerebrais no território da artéria cerebral média, levam a hemiparesias, e na maioria dos pacientes são lesões bem localizadas e definidas em seu início temporal, sendo adequadas para estudos sobre reorganização cortical. Neste sentido, tem-se analisado essa reorganização por meio do sistema de lateralização do cérebro, que permite

verificar as diferenças das alterações do centro da lesão com as regiões peri-lesionais, que podem ocorrer a partir das mudanças remotas da atividade sináptica plástica relacionadas com a recuperação da função motora (BÜTEFISCH et al., 2002).

Sabe-se que a plasticidade é um fenômeno sempre em atividade e, depois de uma lesão, o comportamento continua sendo consequência do funcionamento do sistema nervoso em constante plasticidade. Portanto, os sintomas não são manifestações da região cerebral lesionada, mas uma expressão das modificações plásticas do restante do cérebro. Assim, um sistema capaz de tal reorganização flexível traz o risco de uma modificação indesejada, e o treinamento equivocado ou a demanda excessiva, em presença de certos fatores de predisposição (por exemplo, genéticos), pode resultar em rearranjo cortical indesejado e levar aos déficits sensoriais e motores (CHAMAGNE, 2003).

Em crianças com paralisia cerebral, as lesões iniciais do córtex motor estão correlacionadas com diferentes padrões de desenvolvimento do sistema nervoso subsequente (BENECKE; MEYER; FREUND, 1991; CARR et al., 1993; EYRE et al., 2000; STAUDT, 2010; TERASHIMA, 1995). Uma diferença importante é a persistência de baixos limiares para induzir potenciais evocados motores ipsilaterais do hemisfério não lesionado, enquanto o limiar para induzir potenciais evocados motores contralaterais e ipsilaterais do hemisfério lesionado aumenta constantemente. O termo “abstinência competitiva” é usado para descrever a perda de conectividade no hemisfério lesionado, levando ao controle do hemisfério intacto de ambos os lados do corpo. Em um grau substancial, essas adaptações promovem mais função motora para indivíduos com lesões cerebrais, mas na maioria dos casos, as anormalidades permanecem na postura, no tom, na marcha e na destreza que levam à incapacidade (AISEN et al., 2011). Portanto, embora a conectividade contralateral em declínio e a conectividade ipsilateral contralateral persistente sejam benéficas, essa situação não é a ideal. Se as intervenções terapêuticas podem moldar esses processos adaptativos é, portanto, uma questão importante. Avanços na neurociência sugerem que o SNC tem alguma plasticidade e o potencial para se reorganizar ao longo de toda a vida, em vez de meramente durante um curto período de desenvolvimento.

Diante desse aspecto, o uso de técnicas adequadas para a reabilitação é de grande importância para direcionar as modificações plásticas para o benefício de indivíduos acometidos por lesões cerebrais, amenizando ou evitando as modificações mal adaptativas desses mecanismos neuroplásticos. O conceito de que exercícios intensos, específicos da tarefa, capitalizam a plasticidade potencial do SNC e, melhoram a recuperação motora, levou ao desenvolvimento de várias intervenções bem sucedidas para adultos com AVC agudo e crônico

(LO et al., 2010). Exemplos são terapias em que o indivíduo é obrigado a utilizar o membro parético para realizar atividades específicas (SHI et al., 2011) (WEI et al., 2006). Alguns estudos com essa abordagem têm revelado que esse tipo de intervenção pode também ser benéfico para função motora de crianças com PC (RAMEY; DELUCA, 2004; SMANIA et al., 2011).

2.4. Classificação Clínica

Atualmente, existem diferentes classificações utilizadas no estudo da PC, que variam conforme a bibliografia consultada e demonstram controvérsia entre os autores. Esta falta de concordância decorre, dentre outras causas, da utilização de certas denominações sem obediência a uma conceituação uniforme.

A terminologia mais aceita para fraqueza muscular é a de plegia, quando a força está ausente, e paresia, quando ocorre apenas diminuição da força muscular. No entanto, na literatura científica os sufixos plegia e paresia são utilizados como sinônimos de fraqueza. A avaliação da força muscular é realizada de forma ativa pelo paciente, quando ele movimenta o membro em um plano, contra a gravidade ou contra uma resistência qualquer (MONTEIRO; ABREU; VALENTI, 2015).

A classificação clínica utilizada atualmente se baseia no tipo (espástica, discinética, atáxica, hipotônica e mista) e localização (tetra, quadri, di e hemiplégica/parética) da alteração motora, e segue as seguintes denominações:

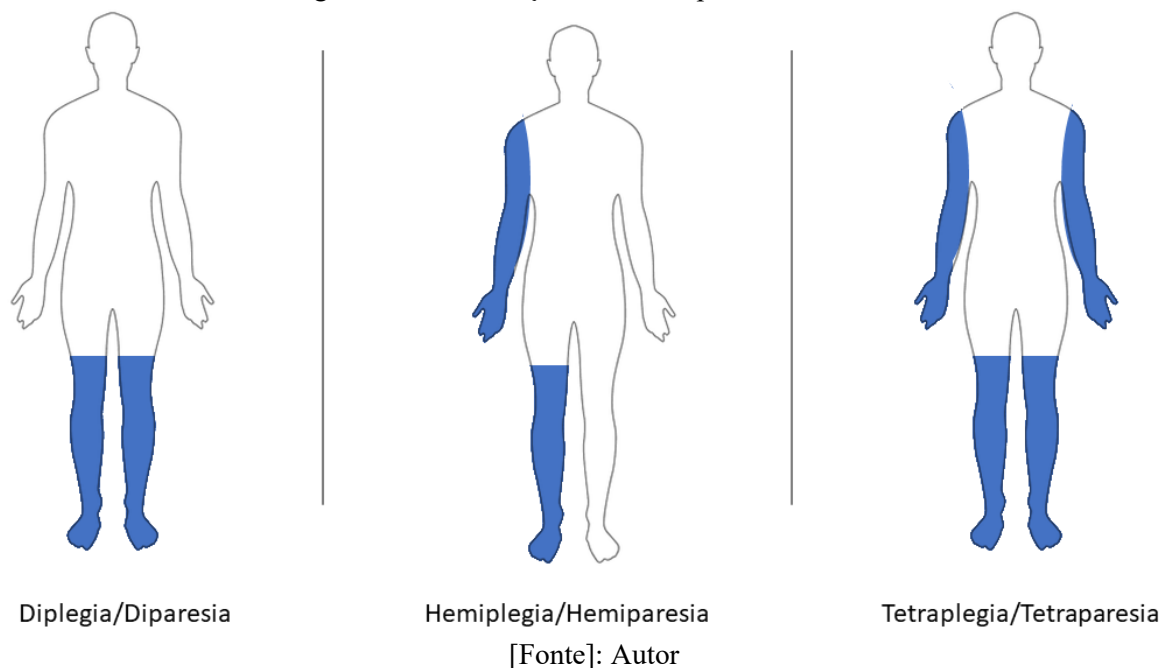
- Espástica
 - Tetra ou quadriparética/plégica
 - Diparética/plégica
 - Hemiparética/plégica
- Discinética
- Atáxica
- Misto

Quanto ao tipo do comprometimento motor, as crianças com paralisia cerebral espástica são conhecidas por apresentar quadros de hiperreflexia, hipertonia e fraqueza muscular; as crianças com paralisia discinética são caracterizadas por apresentarem movimentos involuntários e variações na tonicidade muscular; a paralisia cerebral atáxica é considerada rara na paralisia cerebral caracteriza-se pela diminuição da tonicidade muscular, hipotonia e

perturbação do equilíbrio; a paralisia cerebral mista é dada como uma associação de mais de um tipo de comprometimento motor.

Quanto à localização da alteração motora, pode-se dizer que a tetraparesia é a forma mais grave, proporcionando comprometimento motor sob os membros inferiores e superiores, a paralisia cerebral diparética comete principalmente os membros inferiores e a paralisia cerebral hemiparética acomete um lado do corpo, contudo, geralmente o membro superior é mais afetado que o membro inferior. A classificação da localização da paralisia cerebral, bem como os membros comprometidos por cada uma delas, pode ser visualizada na Figura 1.

Figura 1 - Classificação clínica da paralisia cerebral



2.4.1. Hemiparesia

A paralisia cerebral hemiplégica ou hemiparética (PCH) é caracterizada por paresia espástica unilateral ou plegia atribuível a uma lesão cerebral contralateral (MEWASINGH et al., 2004). Crianças diagnosticadas com hemiplegia ou hemiparesia apresentam um atraso na aquisição de marcos motores e déficits na organização dos movimentos corporais de membros inferiores e principalmente de membros superiores (BAX et al., 2005; MEWASINGH et al., 2004).

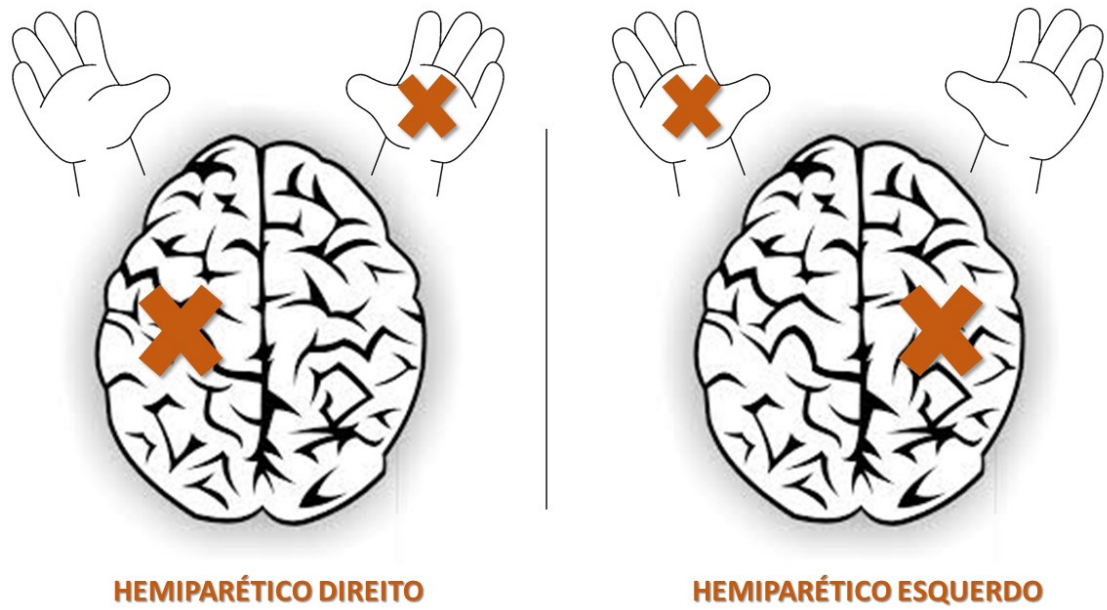
Observações clínicas indicam que as crianças PCH frequentemente desconsideram ou não usam o membro superior afetado em tarefas bimanuais, e não conseguem engajar o membro hemiparético como suporte para o membro saudável. O termo “desconsideração do

desenvolvimento” foi proposto para caracterizar a incapacidade de usar o braço e a mão afetada de forma espontânea na vida diária (HOUWINK et al., 2011). Por exemplo, essas crianças não conseguem usar a mão parética como um dispositivo auxiliar para tarefas como amarrar cadarços ou escolher usar a boca para remover a tampa de uma caneta. Em outras circunstâncias, as crianças ignoram o membro superior afetado, de modo que ele está em uma posição disfuncional passiva, às vezes desajeitada.

Essas características típicas de indivíduos hemiparético é consequência de uma lesão unilateral do cérebro. De acordo com a literatura, em PCs que apresentaram lesões unilaterais precoces espera-se que a reorganização das ativações do córtex motor ocorra de forma que o hemisfério não lesionado assuma o controle motor das extremidades paréticas. Contudo, alguns outros estudos apontam que, entre os sujeitos que sofreram lesões cerebrais no cérebro imaturo a redistribuição de comandos neurais ocorre de maneira difusa (KUŁAK et al., 2006). Isso deve-se a notável capacidade de reorganização das conexões do sistema nervoso central (SNC) em resposta a lesão, durante a primeira infância até a idade adulta, comprovando que o cérebro humano em desenvolvimento tem a capacidade de reencaminhar e estabelecer novas conexões entre as estruturas neurais (BOATMAN et al., 1999; LEVIN; GRAFMAN, 2000; LINSELL et al., 2016).

Entretanto, para compreender melhor a reorganização cortical, é necessário considerar que o controle motor é realizado de forma contralateral ao movimento. Dessa forma, considera-se que aquela criança que apresenta hemiparesia direita, isto é, maior comprometimento sobre o membro direito, apresenta uma provável lesão sobre o hemisfério esquerdo. E que aquela criança que apresenta hemiparesia esquerda, maior comprometimento sobre o membro esquerdo, apresenta provável lesão sobre o hemisfério direito. Tal distribuição pode ser visualizada por meio da Figura 2 a seguir.

Figura 2 – Representação do membro parético, ou mais comprometido, e a respectiva lateralidade da lesão para crianças com hemiparesia direita e crianças com hemiparesia esquerda



[Fonte]: Autor

Capítulo 3

3. Introdução à anatomia e função do cérebro

3.1. Sistema Nervoso

O sistema nervoso é único em relação à vasta complexidade dos processos cognitivos e das ações de controle que pode executar (GUYTON et al., 2006).

O sistema nervoso pode ser dividido de acordo com as atividades que desenvolve. Dentre as atividades se destacam experiências sensoriais, controle motor, função integrativa e armazenamento da informação.

As experiências sensoriais são proporcionadas pela excitação de receptores sensoriais, sejam receptores visuais, auditivos ou táteis. O controle motor é responsável pelo controle das diversas atividades do corpo, como contração muscular e secreção de substâncias por meio de glândulas exócrinas e endócrinas. Os principais responsáveis pelas funções motoras, denominados efetores, são os músculos e a glândulas. As funções integrativas são responsáveis pelo processamento da informação aferente de modo que uma importante informação sensorial seja canalizada e enviada rapidamente para os efetores provocando resposta motora imediata. E, por fim, o armazenamento da informação, também conhecido como memória está relacionado com o armazenamento de pequenas informações facilitadas por meio de processos de sinapse (GUYTON et al., 2006).

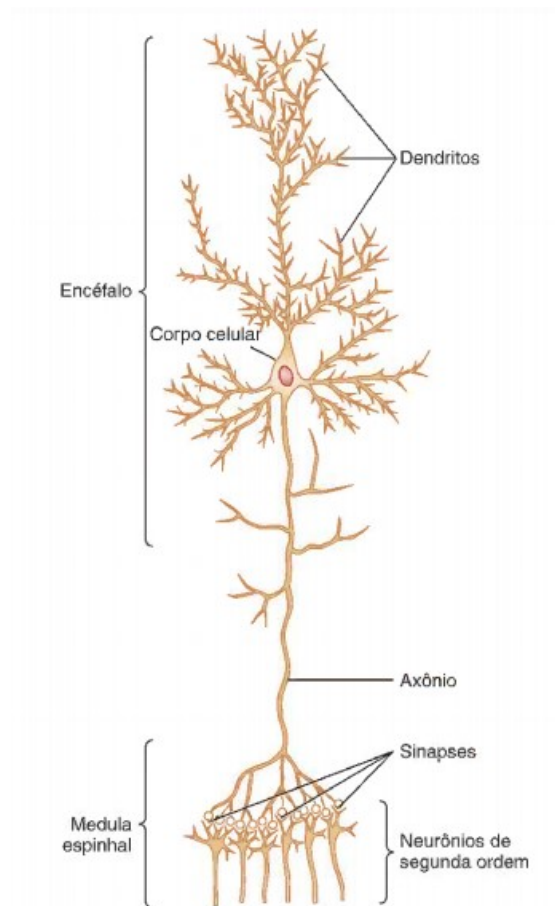
3.1.1. Unidade Funcional Básica

O sistema nervoso central contém mais de 100 bilhões de neurônios. A Figura 3 mostra a estrutura de um neurônio encontrado no córtex motor cerebral.

Os potenciais de ação atingem um neurônio por meio de sinapses localizadas, principalmente, nos dendritos neuronais. Posteriormente estes potenciais trafegam por meio do axônio e se dirigem para outras regiões do sistema nervoso ou para periferia do corpo por meio

de ramificações distintas que partem do axônio. O potencial de ação se propaga do axônio de um neurônio para os dendritos localizados nos neurônios seguintes. Este fenômeno possibilita que o potencial trafegue na direção necessária para executar as funções nervosas requeridas.

Figura 3 - Estrutura de um neurônio do encéfalo e a identificação de suas partes funcionais mais importantes.



[Fonte]: (GUYTON et al., 2006)

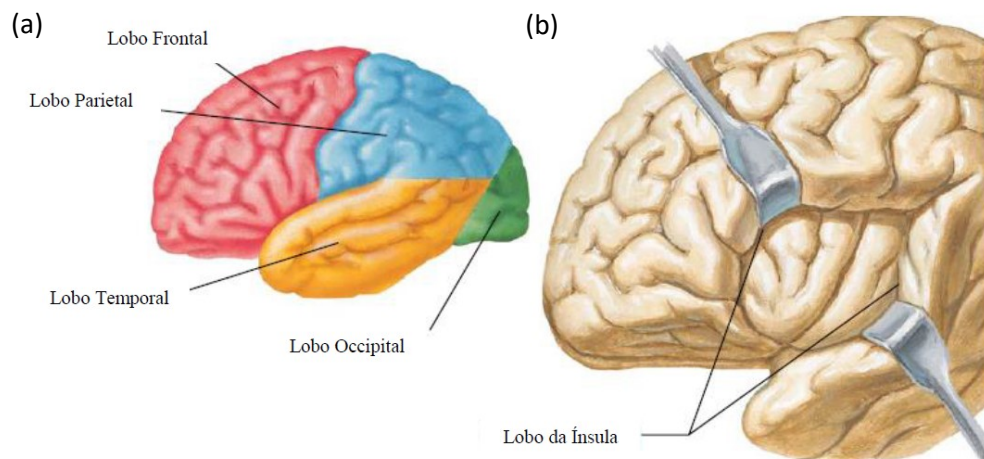
3.2. Estrutura do Sistema Nervoso

O Sistema Nervoso pode ser dividido em Sistema Nervoso Central (SNC) e Sistema Nervoso Periférico (SNP). O SNC é composto pela medula espinhal, situada dentro da coluna cerebral óssea, e sua continuação, o encéfalo, situado dentro do crânio. Estes órgãos são responsáveis por processar e coordenar as entradas sensoriais e os comandos motores. O SNP é composto por nervos cranianos, nervos espinhais, fibras e receptores sensoriais e motores. Enquanto as fibras sensoriais são responsáveis por transmitir informações recebidas de receptores sensoriais para o SNC, as fibras motoras transmitem as informações provenientes do SNC para músculos e glândulas (GUYTON et al., 2006).

3.2.1. Encéfalo

O córtex cerebral possui cinco principais áreas, divididas pelos sulcos, são elas: lobo frontal, parietal, temporal, occipital e ínsula. Ele possui conexões aferentes e eferentes para o tálamo, medula espinhal, tronco encefálico e os núcleos da base. As regiões no interior do córtex cerebral recebem e integram as funções motoras, informações sensoriais e outras funções como aprendizado e raciocínio (MADER, 2005). A localização de cada uma dessas regiões do córtex cerebral pode ser visualizada na Figura 4.

Figura 4 - (a) Quatro lobos principais do cérebro (parietal, frontal, occipital e temporal). (b) Lobo da ínsula que não é vista na superfície do cérebro, situada na profundidade da fissura lateral.

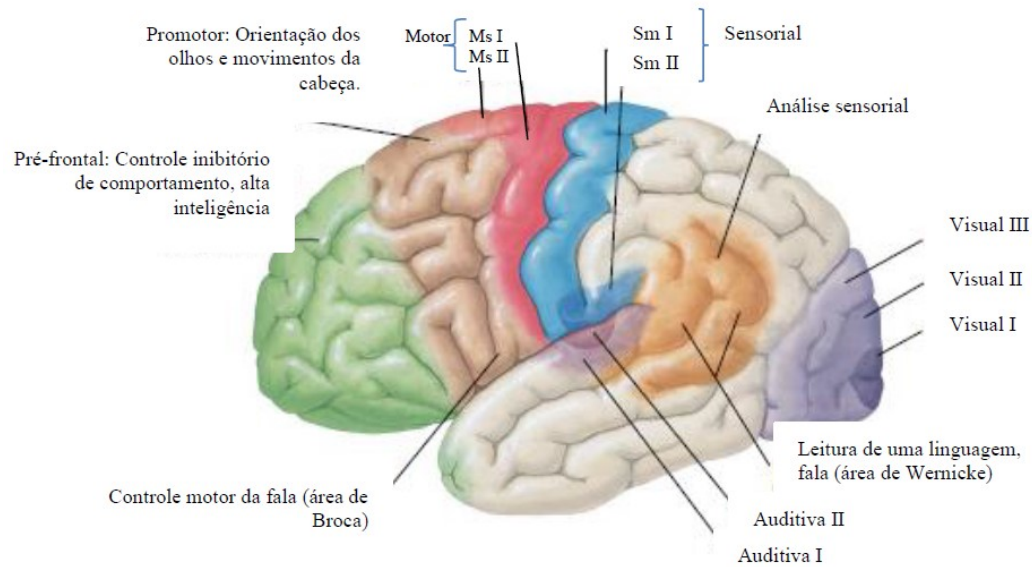


[Fonte]: (NETTER, 2006)

3.2.2. Áreas funcionais do córtex cerebral

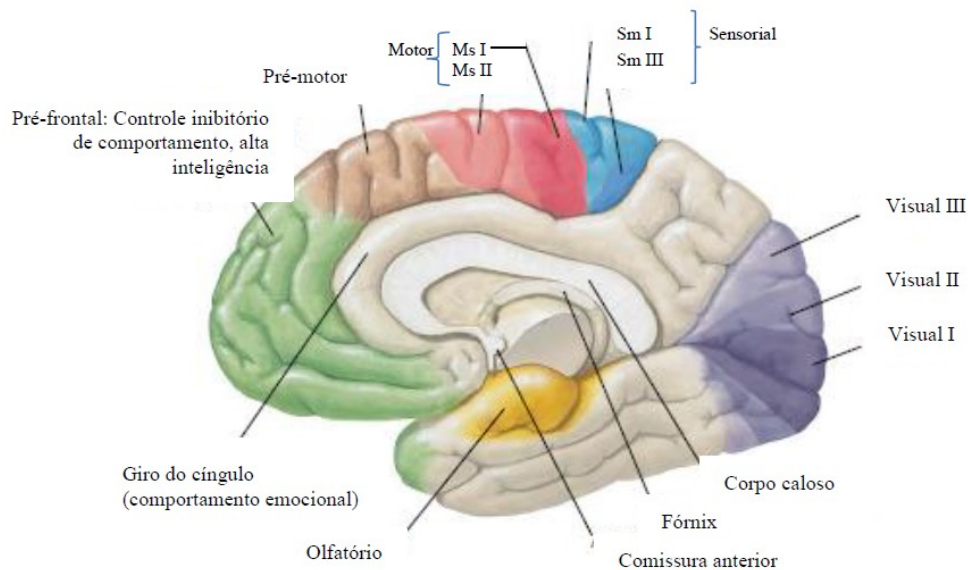
O córtex cerebral é organizado em seis camadas definidas de acordo com os tipos de células que as compõem, sendo que cada conjunto de células está envolvido em uma atividade específica. Os tecidos são organizados em colunas verticais funcionais, que se estendem perpendicularmente, de 2mm abaixo da superfície cortical até as camadas mais profundas do córtex. Diferenças funcionais associadas a cada região do córtex são também associadas a diferentes padrões de camadas (espessura, tamanho, densidade). Além disso, o córtex pode ser dividido em áreas funcionais, e cada uma dessas áreas pode ser verificadas na Figura 5 (hemisfério esquerdo) e na Figura 6 (hemisfério direito).

Figura 5 - Áreas funcionais do córtex cerebral do hemisfério esquerdo



[Fonte]: (NETTER, 2006)

Figura 6 - Áreas funcionais do córtex cerebral do hemisfério direito.



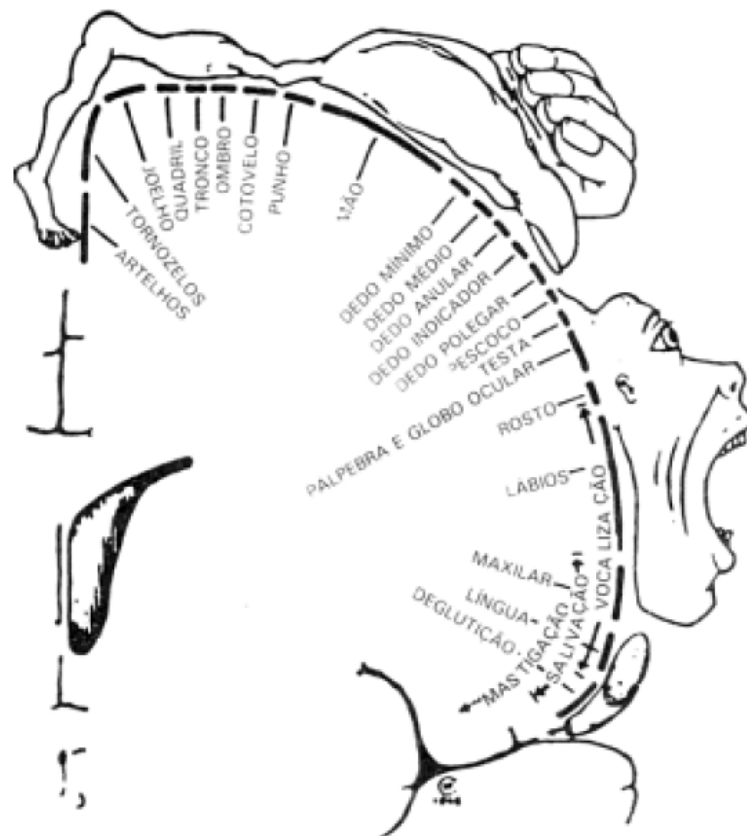
[Fonte]: (NETTER, 2006)

3.2.3. Áreas motora

A área motora ocupa metade posterior do lobo frontal e pode ser subdividida em três partes relacionadas com os comandos voluntários dos músculos esqueléticos: córtex motor, córtex pré-motor e a área da Broca (GUYTON et al., 2006). O córtex pré-motor está associado ao planejamento de atividades voluntárias, tomada de decisão, criatividade e traços de personalidade na execução da atividade. O córtex motor atua no controle geral dos movimentos e a área da Broca atua como centro da fala, coordenando os movimentos da laringe e boca, e

está localizada, geralmente, sobre o hemisfério esquerdo (GUYTON et al., 2006). A Figura 7 mostra a representação do homúnculo motor, que representa o tamanho proporcional do córtex para a atividade motora de cada região do corpo.

Figura 7 - Homúnculo motor



[Fonte]: (SILVA, 1991)

3.3. Origem do Sinal Eletroencefalográfico

3.3.1. Potenciais de ação

Os sinais nervosos são transmitidos por potenciais de ação que são rápidas alterações do potencial de membrana que se propagam com grande velocidade por toda a membrana de uma fibra nervosa. Cada potencial de ação começa por alteração súbita do potencial de membrana normal negativo para um potencial positivo, terminando então com o retorno para o potencial negativo. Para conduzir o sinal nervoso, o potencial de ação se desloca ao longo da fibra nervosa até sua extremidade final.

A Figura 8a ilustra as alterações que ocorrem na membrana durante o potencial de ação, com a transferência de cargas positivas para o interior da fibra, no seu início, e o retorno das cargas positivas para o exterior, ao seu término.

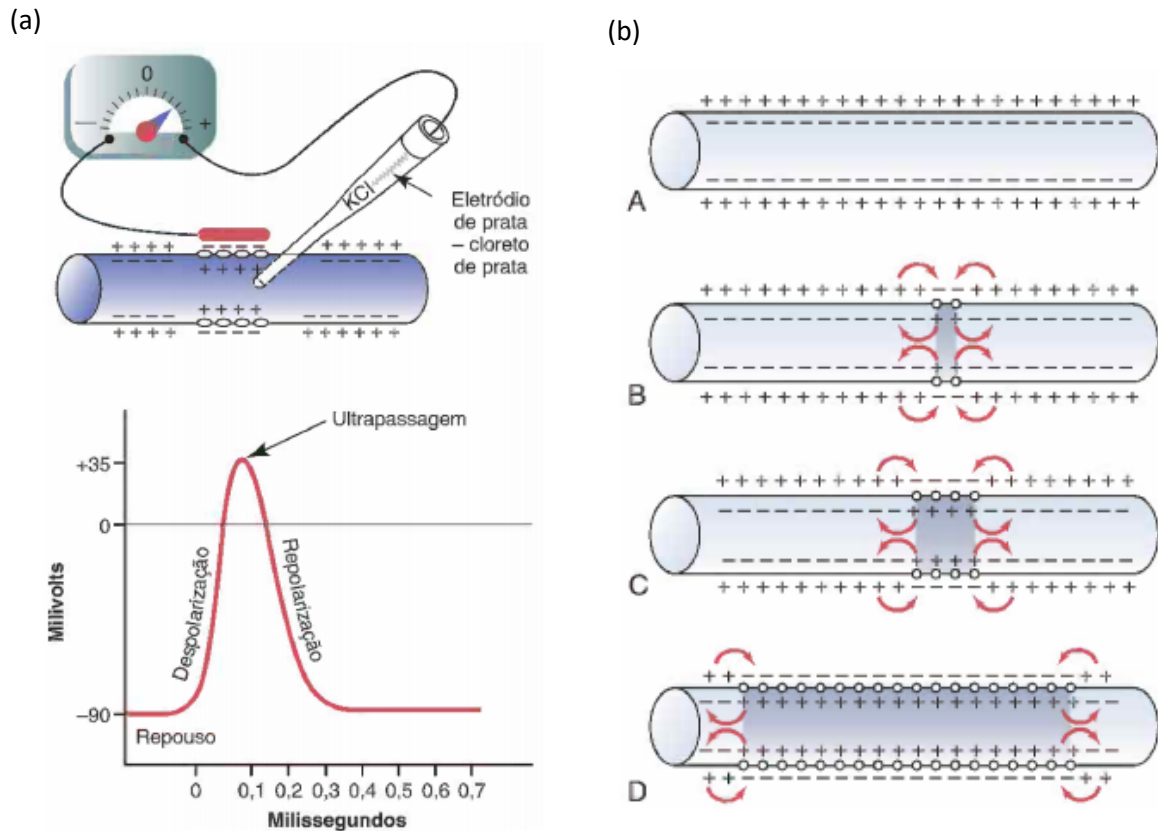
Segundo Guyton (2006), os estágios sucessivos do potencial de ação são:

- Estágio de Repouso: é o potencial de repouso da membrana, antes do início do potencial de ação. Diz-se que a membrana está “polarizada” durante esse estágio, em razão do potencial de membrana de -90 milivolts negativo existente.
- Estágio de Despolarização: A esse tempo, a membrana fica muito permeável aos íons sódio, permitindo que grande número de íons sódio positivamente carregados se difunda para o interior do axônio. O estado normal de “polarização” de -90 milivolts é, de imediato, neutralizado pelo influxo de íons sódio com carga positiva, com o potencial aumentando rapidamente para valor positivo. Isso é referido como despolarização.
- Estágio de Repolarização: em alguns décimos de milésimos de segundo após a membrana ter ficado permeável aos íons sódio, os canais de sódio começam a se fechar, e os canais de potássio se abrem. Então, a rápida difusão dos íons potássio para o exterior restabelece o potencial de repouso negativo da membrana. Isso é referido como repolarização da membrana.

O agente necessário para provocar a depolarização e repolarização da membrana nervosa durante ao potencial de ação são os canais de sódio e potássio.

Um potencial de ação, provocado em qualquer parte da membrana excitável em geral excita as porções adjacentes da membrana, resultando na propagação do potencial de ação por toda a membrana. Esse mecanismo, demonstrado na Figura 8b, mostram o “circuito local” do fluxo de correntes das áreas despolarizadas da membrana para as áreas adjacentes da membrana em repouso.

Figura 8 – (a) Propagação do potencial de ação em ambas as direções pela fibra condutora. (b) Potencial de ação típico registrado pelo método ilustrado na figura.

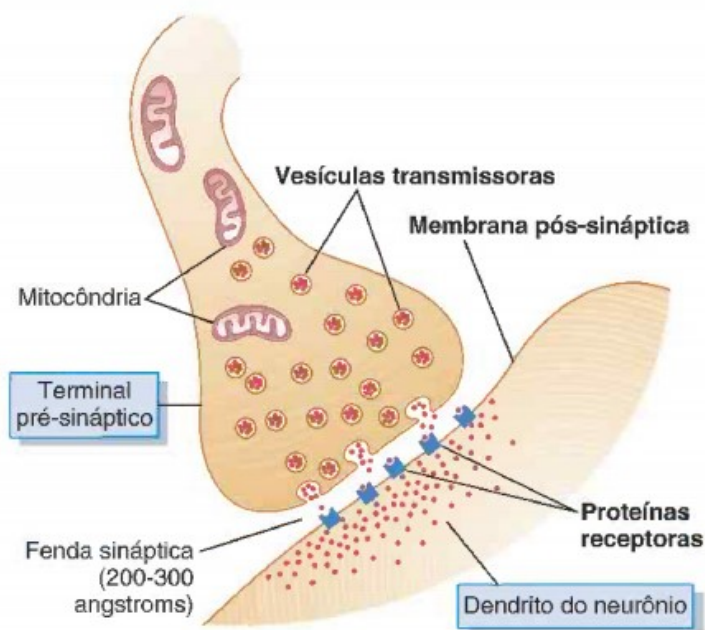


[Fonte]: (GUYTON et al., 2006)

Contudo, a transmissão de um impulso nervoso de um neurônio a outro se dá por meio de um processo eletroquímico denominado sinapse. A sinapse permite a transmissão dos impulsos de forma unidirecional e ocorre pela liberação de neurotransmissores químicos nos terminais axônicos pré-sinápticos.

A Figura 9 ilustra os elementos principais de uma sinapse química: a chegada do potencial de ação promove a abertura de canais de cálcio, levando ao influxo de íons cálcio no terminal axonal. As vesículas sinápticas fundem-se com a membrana pré-sináptica liberando neurotransmissores que se difundem pela fenda sináptica e ligam-se aos receptores na membrana pós-sináptica, resultando na geração de potenciais na mesma.

Figura 9 - Anatomia fisiológica da sinapse



[Fonte]: (GUYTON et al., 2006)

3.4. Sinal Eletroencefalográfico

Desde 1929, o sinal eletroencefalográfico tem sido usado para estudar os estados funcionais do cérebro (KOOI; TUCHER; MARSHALL, 1978). A atividade neural do cérebro humano inicia-se entre a décima sétima e a vigésima terceira semana de desenvolvimento do feto. Acredita-se que a partir desta fase, os sinais elétricos já estão presentes e estes representam não só uma função cerebral, mas também o estado de todo o corpo (SANEI; CHAMBERS, 2007).

O papel final mais importante dos impulsos nervosos é de promover o controle de diversas atividades do corpo. Esta função é realizada através do controle da contração dos músculos esqueléticos apropriados, por todo o corpo; da concentração da musculatura lisa dos órgãos internos; da secreção de substâncias químicas pelas glândulas exócrinas e endócrinas, que agem em diversas partes do corpo. Essas atividades são coletivamente chamadas de funções motoras do sistema nervoso, e os músculos e glândulas são denominados efetores porque são as estruturas anatômicas que executam as funções ditadas pelos sinais nervosos (GUYTON et al., 2006).

Clinicamente o sinal EEG é utilizado para o estudo dos processos eletroquímicos e eletrofísicos e através dos quais obter informações quando a organização funcional encefálica (WEBSTER, 2006). Entretanto, o sinal eletroencefalográfico consiste em possíveis flutuações

espontâneas que podem aparecer como forma de resposta a um estímulo sensorial ou não. Assemelha-se a um sinal estocástico constituído por ritmos quase sinusoidais. A sincronia dos ritmos cerebrais pode ocorrer a partir de centros de “marcapasso” em mais profundas camadas corticais, como o tálamo ou em regiões subcorticais, agindo através de ligações sinápticas difusas, circuitos formados por caminhos axonais com ramificações extensas, ou acoplamento de elementos neuronais (KOOI; TUCHER; MARSHALL, 1978).

Portanto, o registro da atividade eletroencefalográfica se caracteriza pela variação de tensão por meio da propagação de potenciais pós-sinápticos, principalmente das células piramidais, em uma determinada região do córtex, somados espacialmente e temporalmente, e capturados numa área definida do escalpo por meio de um eletroencefalograma (WEBSTER, 2006).

Os sinais eletroencefalográficos (EEG) apresentam potenciais elétricos com amplitudes menores que $300\mu\text{V}$ e o espectro do sinal tradicionalmente inclui bandas de frequência de 0,5 a 100Hz (BRONZINO, 2000). Esses sinais podem ser classificados em ondas de acordo com determinada faixa de frequência. Cada uma dessas ondas pode fornecer uma série de informações úteis, no entanto os limites exatos entre elas variam de pessoa para pessoa (GOLDMAN, 1950).

As principais ondas são: Alfa, Beta, Teta e Delta. As ondas Alfa apresentam frequências entre 8 e 13 Hz. Acredita-se que essas ondas são manifestações da metade posterior do córtex e normalmente encontradas em regiões occipitais e parietais. As ondas alfa são observadas em condições de vigília e durante o relaxamento físico e mental.

No entanto, é importante ressaltar que não existe apenas uma, mas sim uma grande variedade de ritmos dentro da banda alfa. A existência de diferentes tipos de ritmos de bandas alfa pode ser documentada por diferentes reatividades. Entre elas, destaca-se o ritmo da banda alfa central ou ritmo mu que pode ser bloqueado ou dessincronizado com a estimulação sensorio-motora e o movimento voluntário (PFURTSCHELLER, 1991).

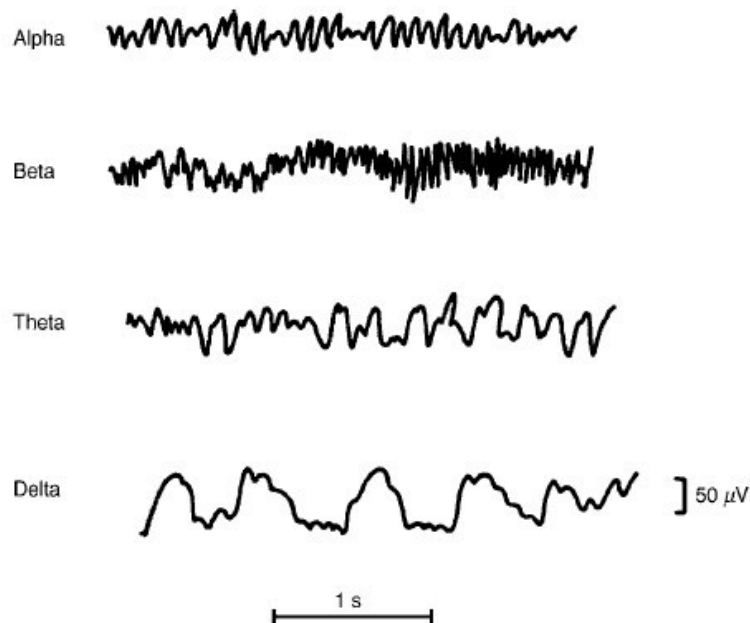
As ondas Beta apresentam frequências entre 14 e 25 Hz e estão presentes em quase todos os adultos saudáveis, principalmente sobre as regiões frontal e central do córtex. Essas ondas apresentam menores amplitudes. Esse tipo de onda é muito comum durante uma intensa atividade mental ou situações de estresse.

As ondas Teta apresentam frequências entre 4 e 7,5 Hz. Acredita-se que essas ondas têm sua origem no tálamo e que desempenham papéis importantes na infância. O EEG normal de um adulto ao acordar contém apenas uma pequena quantidade de ondas com essas frequências, a maior parte delas são observadas no estado de sonolência e vigília.

E as ondas Delta apresentam frequências entre 0,1 e 3,5 Hz e são comuns em sinais EEG de neonatais, de crianças e durante os estágios de sono em adultos. Quando uma atividade lenta, como a da banda delta, aparece em indivíduos adultos acordados, pode ser um indício de lesão encefálica.

Um único registro de EEG pode conter todas essas ondas, porém com maior ou menor predominância de alguma delas. A prevalência de uma determinada onda sobre a outra depende da região do escalpo em que está sendo analisada, bem como o comportamento do indivíduo, a atenção, o sono ou a vigília (WEBSTER, 2006). A Figura 10 a seguir ilustra cada uma das bandas de frequência de um sinal EEG.

Figura 10 - Exemplos de diferentes bandas de frequência de um sinal EEG.



[Fonte]: (WEBSTER, 2006)

3.5. Técnicas de Processamento de Sinais Eletroencefalográficos

Nessa seção serão apresentadas as técnicas de processamento de sinais utilizadas neste estudo. Contudo, para um melhor entendimento, é necessário entender alguns conceitos que serão abordados nas próximas seções, dentre eles, o que é um evento e o que é uma época.

O evento é o instante em que ocorre o estímulo a ser analisado pelo sinal EEG. Este estímulo pode ser um estímulo sensitivo, como visual ou auditivo, ou um estímulo motor, como é o caso desse estudo. O evento, para as análises aqui realizadas é definido como o instante zero, ou instante inicial da análise do sinal. E a época é a janela de tempo que corresponde ao

período em que o sinal EEG será analisado. Geralmente as épocas são compostas por janelas de tempo obtidas imediatamente antes e imediatamente após o evento.

3.5.1. Event-Related Desynchronization and Synchronization

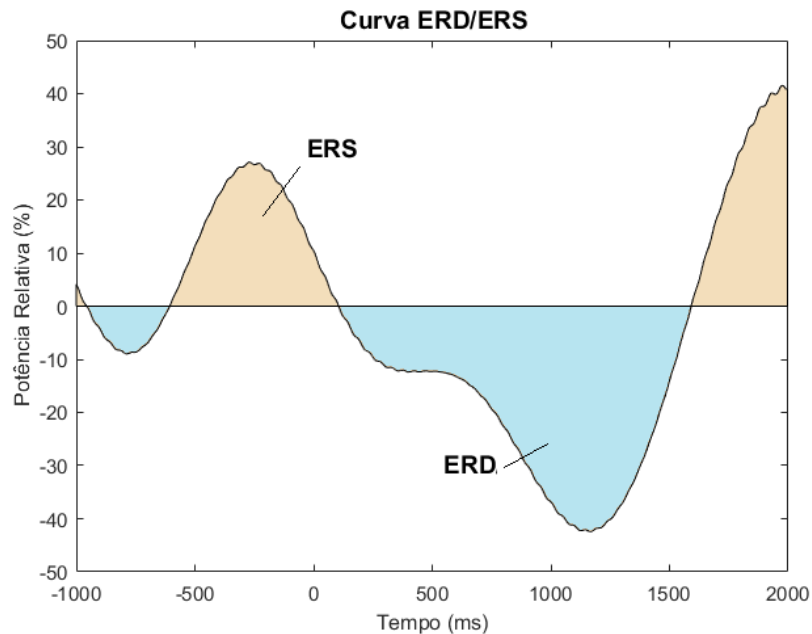
O *Event-Related Desynchronization* (ERD) e o *Event-Related Synchronization* (ERS) são métodos de análise de sinais EEG que se baseiam na avaliação das oscilações das fases de um sinal, denominadas sincronizações e dessincronizações, em relação a um determinado evento. Esse método, foi proposto inicialmente por Pfurtscheller (1991) e, segundo o autor, a técnica permite a quantificação dessas oscilações tanto no domínio do tempo como no domínio da frequência (PFURTSCHELLER, 1991).

A quantificação do ERD é baseada em um número N de ensaios de EEG amostrados de acordo com um evento, sendo que pelo menos um segundo de tempo deve decorrer antes do evento e alguns segundos após o evento. O evento pode ser um movimento voluntário ou um estímulo externo, por exemplo, e deve ser repetido N vezes em intervalos de pelo menos alguns segundos. Para uma análise confiável, recomenda-se que se utilize um N entre 30 e 100 e que utilize como um evento um estímulo visual, auditivo ou um movimento voluntário.

A análise de dessincronização e sincronização relacionada ao evento pode ser feita para apenas uma componente de frequência ou uma banda de frequências, permitindo uma análise isolada sem a interferência das demais componentes. Para isso, o método conta com a filtragem do sinal, utilizando filtros digitais passa banda, de forma a garantir a obtenção das componentes de frequência de interesse. As faixas de frequência mais analisadas por meio do método proposto por Pfurtscheller são as que correspondem às ondas alfas e suas subdivisões, como é o caso da onda μ , às ondas beta e às ondas gama.

Assim, para a obtenção das curvas ERD/ERS no domínio do tempo, primeiramente os dados deverão ser filtrados para a extração da banda ou onda de interesse. Posteriormente, é obtido os valores de potência desse sinal. O sinal final conta com a média por promediação entre sinais obtidos para cada um dos ensaios, podendo ser obtida também para cada um dos canais. Contudo, para a análise ERD/ERS deve-se adotar um período como referência, também conhecida como linha de base, e a este deve-se assumir que sua potência equivale à 100%. Dessa forma, o ERD pode ser expresso como uma diminuição relativa da potência e o ERS como um aumento relativo da potência da banda analisada, podendo ser representado em números percentuais. A representação de uma ERD/ERS pode ser visualizada na Figura 11.

Figura 11 – Representação de uma curva ERD/ERS para uma faixa de frequência correspondente às ondas mu. Para melhor compreensão dessa curva, considera-se que os valores positivos representam a sincronização relacionada ao evento (ERS), enquanto que, os valores negativos representam a dessincronização relacionada ao evento (ERD).



[Fonte]: Autor

A dinâmica do EEG em uma determinada localização do córtex cerebral pode ser obtida por meio da aplicação de um modelo para o cálculo de espectros de potência não estacionários. Um exemplo desses modelos são os gráficos tridimensionais que oferecem informações a respeito do comportamento dinâmico de sincronização e dessincronização de uma faixa de frequência ao longo do tempo, considerando o período pré e após o evento, como é o caso da análise *Event-Related Spectral Perturbation* (ERSP). No entanto, a análise das curvas ERD/ERS de forma bidimensional ainda apresenta a vantagem de permitir uma avaliação individualizada das componentes de frequências específicas e serem estudadas, sem interferências ou efeitos de outras componentes de frequências presentes no sinal EEG.

3.5.2. *Event-Related Spectral Perturbation*

A perturbação espectral relacionada ao evento é uma medida da dinâmica cerebral relacionada ao evento. O ERSP revela aspectos da dinâmica cerebral relacionada a eventos, por meio de uma representação tridimensional, para uma faixa maior de frequências.

O ERSP pode ser visto como uma generalização do ERD, pois o ERSP também é capaz de medir as alterações dinâmicas médias de amplitude do espectro de frequência do sinal EEG em função do tempo em relação a um evento experimental. Ou seja, o ERSP mede o tempo

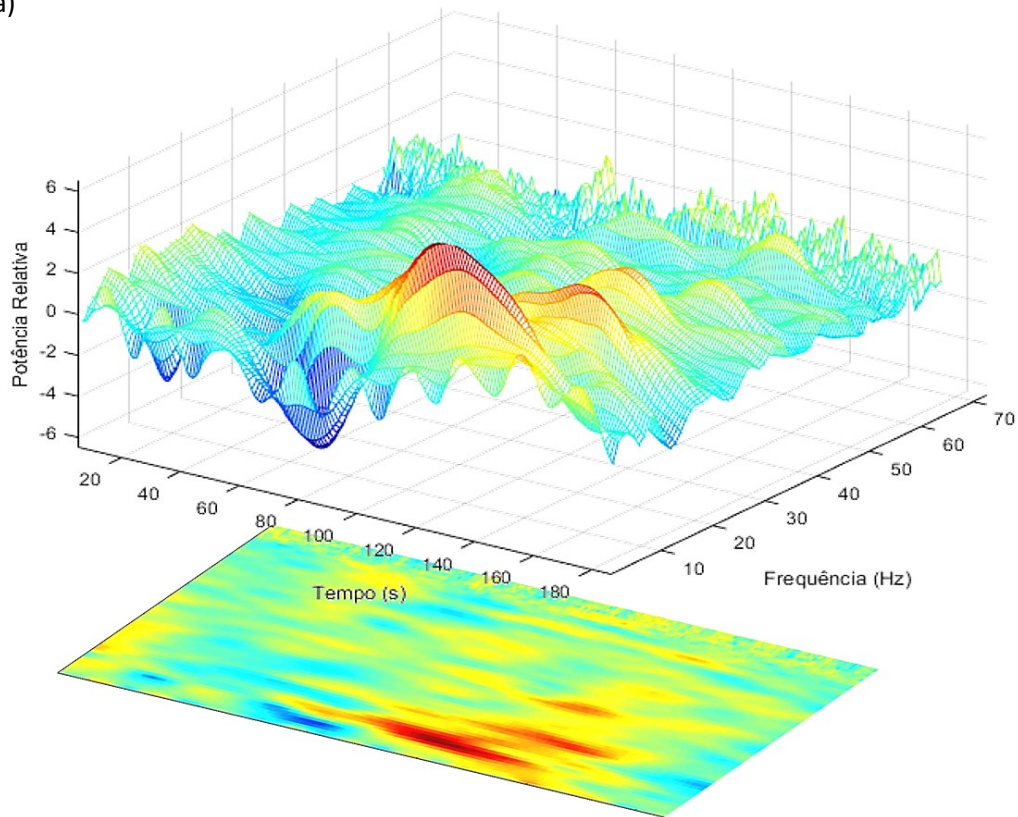
médio decorrente de mudanças relativas no espectro de amplitude do EEG espontâneo induzido por um conjunto de eventos experimentais similares. Essas alterações espectrais normalmente envolvem mais de uma frequência ou banda de frequência, portanto, a análise ERSP produz mais informações sobre a dinâmica cerebral geral do que a ERD de banda estreita (MAKEIG, 1993).

Segundo Makeig (1993), para calcular o ERSP, os espectros da linha de base são calculados a partir do sinal EEG obtido imediatamente antes de cada evento. Cada época é dividida em janelas de dados breves e sobrepostas, e é criada uma média móvel dos espectros de amplitude desses dados, ou seja, é aplicado sobre o sinal a *Short-time Fourier Transform* (STFT) conhecida também por Transformada de Fourier Janelada.

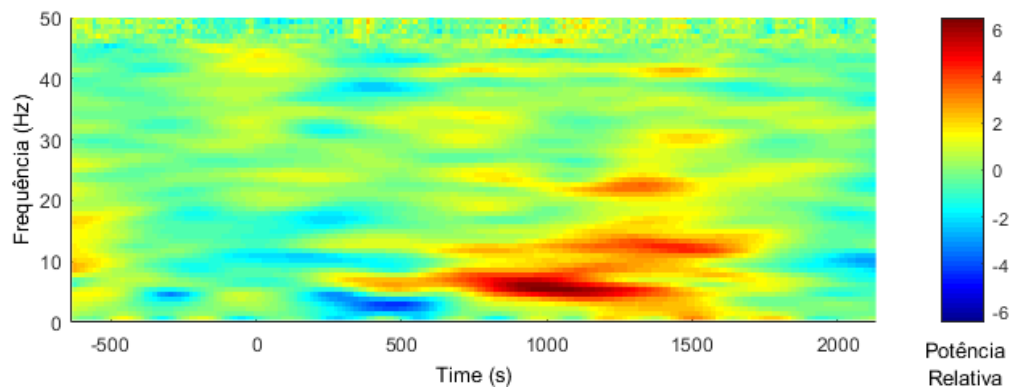
Cada uma dessas transformações espectrais é então normalizada dividindo-se por seu respectivo espectro de linha de base médio, assim como no método para obtenção das curvas ERD/ERS. As transformações de resposta normalizadas para muitas tentativas produzem um ERSP médio representado por um gráfico de amplitude espectral relativa, em escala logarítmica, plotado sobre um plano de tempo por frequência. Esse gráfico também é popularmente denominado tempo-frequência. A representação dos dados por meio do método ERSP e a forma como eles são obtidos a partir de um modelo tridimensional, podem ser visualizadas na Figura 12.

Figura 12 – (a) Projeção do gráfico tridimensional de tempo-frequência obtido por meio do método ERSP sobre o plano bidimensional. (b) Representação dos dados obtidos após a utilização do método ERSP. Por meio desse gráfico, as densidades de potências para cada uma das componentes de frequência de uma faixa específica, são representadas em função do tempo. As densidades de potência no momento da planificação são representadas por cores em uma escala logarítmica (dada em decibéis), por meio dessa escala é possível observar os momentos de dessincronização, representados por uma coloração azuladas, e os momentos de sincronização, representados por uma colocação avermelhada.

(a)



(b)



[Fonte]: Autor

Capítulo 4

4. Jogos Sérios

Os jogos digitais vêm conquistando uma importante fatia do setor de entretenimento digital, sendo um dos principais segmentos que alavancam e financiam novas tecnologias na computação. Os jogos digitais são considerados, atualmente como um tipo de mídia, permitindo a interatividade e imersão do usuário de forma mais significativa que as mídias tradicionais. Além disso, os jogos são capazes de criar realidades alternativas, estimulando a prática de atividades físicas que, fora do contexto, podem ser consideradas entediadas e cansativas.

Diante deste cenário, surge uma importante ramificação dos jogos digitais, denominada jogos sérios, cujo propósito é proporcionar ao jogador contextos educativos, simulações e ambientes de treinamentos (CLUA, 2014). De acordo com Zyda (2005), jogo sério como um jogo com regras específicas, que usa entretenimento para promover os objetivos governamentais ou corporativos de treinamento, educação, saúde, políticas públicas e comunicação estratégica (ZYDA, 2005).

O uso de jogos sérios em programas de reabilitação tem se tornando uma forte tendência, e a inclusão de dispositivos que captam movimentos corporais ou que proporcionam um feedback aos pacientes, vem aumentando ainda mais o potencial desses tipos de jogos.

Atualmente, a popularidade da tecnologia da computação entre crianças e adolescentes, com ou sem deficiência, está aumentando, como atestado pelo aumento documentado no uso de produtos eletrônicos de consumo por este subconjunto da população (SNIDER; MAJNEMER; DARSAKLIS, 2010). No entanto, o interesse em consoles de jogos comercialmente disponíveis como meio terapêutico vem ganhando popularidade. Como as abordagens tradicionais de tratamento incluem exercícios frequentemente considerados repetitivos e chatos para os pacientes, o uso de jogos de computador para aumentar a reabilitação física e cognitiva vem oferecendo benefícios terapêuticos significativos (REGO; MOREIRA; REIS, 2010). Esses jogos exigem atividade cognitiva e motora para que possam atrair a atenção de uma pessoa (KRICHEVETS et al., 1995). Além disso, a maioria dos jogos oferece níveis cada vez mais difíceis que dão ao jogador a sensação de desafio em seu progresso

e de uma forma que também é adaptada às suas habilidades. Outros benefícios do uso da tecnologia identificados por pessoas com deficiência são a comunicação com os outros, o desenvolvimento de relações sociais, bem como a promoção de controle, competências e independência (LUPTON; SEYMOUR, 2000).

Os jogos sérios podem ser de qualquer gênero, usar qualquer tecnologia de jogo e ser desenvolvidos para qualquer plataforma. Eles podem ser divertidos, mas geralmente ensinam algo ao usuário ou permitem que ele desenvolva habilidades (REGO; MOREIRA; REIS, 2010).

4.1. Jogos Sérios e a Paralisia Cerebral

Durante a infância, as crianças PC participam de sessões de reabilitação regulares com o objetivo de incentivar o controle motor seletivo e diminuir a espasticidade. Porém, as crianças mais velhas, com idade escolar, recebem programas de treinamento para serem feitos em suas residências. Infelizmente, essas crianças não obedecem a sequência de um programa de exercícios em casa, ou os executam de forma irregular, pois muitas consideram os exercícios desinteressantes e sem melhoras imediatas. Embora não esteja provada a eficácia de uma sessão de treinamento em pacientes com paralisia cerebral utilizando jogos sérios, estudos demonstraram altos níveis de interesse e motivação por parte desses pacientes (REID, 2002; THORNTON et al., 2005; WEISS; BIALIK; KIZONY, 2003).

No estudo de Byanton (2006), 10 crianças, de 7 a 17 anos, foram convidadas a realizar exercícios de controle seletivo do tornozelo, dorso-flexão, usando um treinamento convencional e um treinamento fornecido por meio de um sistema de realidade virtual (RV). Os níveis de interesse e diversão das crianças e de seus cuidadores foram registrados durante os dois tipos de treinamento. Além disso, foi realizada a análise cinemática do movimento durante a execução dos movimentos para as duas situações avaliadas.

Ao final do estudo, todas as crianças afirmaram ter maior interesse e se divertirem mais durante a execução dos movimentos utilizando a realidade virtual. No entanto, em média, mais repetições do treinamento convencional foram concluídas quando comparadas com as propostas pelo sistema. Além disso, os pacientes levaram mais tempo para executar um exercício proposto pelo sistema de RV do que um exercício proposto pelo método convencional. No entanto, ao completar os exercícios de realidade virtual as crianças eram orientadas a manter a dorso-flexão do tornozelo até dar início à próxima repetição, enquanto que, durante o treinamento convencional, a criança não tinha nenhum incentivo para isso. Isto

é, com a RV as crianças tinham uma meta para alcançar o que não era proposto nos treinamentos convencionais. Contudo, ainda não é possível provar, em uma única sessão, se a mudança no tipo de treinamento, do convencional para a realidade virtual, seria benéfica ao longo do tempo (BRYANTON et al., 2006).

No estudo de Sandlund (2011), avaliou-se o treinamento baseado em jogos interativos de baixo custo, a fim de promover e motivar a atividade física, de forma a melhorar o desempenho motor de crianças com paralisia cerebral sem que essas tenham que sair de suas residências. Sandlund avaliou 15 crianças diagnosticadas com paralisia cerebral com idades entre 6 e 16 anos, nível 1 a 3 do Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (GMFM) e capazes de entender as instruções do jogo.

À cada criança foi concedido um PlayStation2 (Sony) e um jogo denominado EyeToy, para que fosse jogado em casa durante 4 semanas. Após esse período os seus cuidadores foram orientados a responder um questionário relatando essa experiência. Ao final da pesquisa, concluiu-se que 14 das 15 crianças participantes foram capazes de praticar os movimentos proporcionados pelo jogo de forma independente. E de acordo com os questionários respondidos por seus cuidadores obteve-se a informação de que as crianças jogaram 4 a 7 dias por semana e uma média de 33 minutos por dia. Quanto aos benefícios proporcionados pelo jogo, os cuidadores de 8 das 15 crianças estudadas afirmaram observar melhoras físicas após o período de treinamento. No entanto não foram obtidas informações suficientes para que se pudesse quantificar ou avaliar os benefícios do jogo quanto a melhora do desempenho motor dessas crianças (SANDLUND; LINDH WATERWORTH; HÄGER, 2011).

No estudo de Perales e Amengual (2016) foi proposto um sistema baseado na combinação de gravação de ondas cerebrais EEG e avaliação de atenção com um jogo sério aplicado em crianças PC. O estudo foi dividido em duas fases: apresentação de um vídeo para determinar o conjunto adequado de estímulos a ser selecionado; e aplicação de um jogo sério cujo objetivo seria encontrar a saída de um labirinto. Contudo as análises se encontram em andamento e foram divulgados apenas considerações de um estudo preliminar. De acordo com os autores os usuários com PC possuem apresentaram valores de banda de potência menores e uma razão entre ondas teta e beta que semelhante às encontradas em crianças com déficit de atenção (PERALES; AMENGUAL, 2017). Contudo, maiores informações a respeito dos efeitos dos jogos sérios ou uma análise mais aprofundada sobre o comportamento da atividade cerebral de crianças PC quando submetidas a esse tipo de intervenção, não foram relatadas.

Capítulo 5

5. Sinal Eletroencefalográfico e a Paralisia Cerebral

A atividade elétrica cortical em crianças diagnosticadas com paralisia cerebral é estudada há algum tempo. Alguns trabalhos como o de Lundkrvoold revelam que o uso da eletroencefalografia para diagnósticos e identificação do estado da lesão em pacientes PC, era analisada desde a década de 60 (LUNDKRVOOLD, 1960).

Embora a função da análise do sinal EEG para o estudo aprofundado da paralisia cerebral não tenha sido claramente definida, para a grande maioria dos trabalhos realizados até então, o EEG tem sido utilizado de forma clínica e voltado apenas para o estudo de distúrbios neurológicos, com destaque para os casos de epilepsia (ALSULAIMAN, 2001).

De acordo com Kwond (1998), a epilepsia é comum entre 15 a 60% das crianças com paralisia cerebral. Os quadros de epilepsia são mais comuns em pacientes diagnosticados com paralisia cerebral do tipo tetraplegia e com sintomas neurológicos anormais. Quando comparadas com crianças com desenvolvimento normal, as crianças com paralisia cerebral apresentam 47% de chance de apresentarem crises epiléticas em seu primeiro ano de vida, enquanto que as demais apresentam apenas 10% de chance. Contudo, ainda é desconhecida a origem e o porquê desses quadros (KWONG; WONG; SO, 1998)

Em 1960, Lundkrvoold comparou exames de EEG e exames clínicos de 223 pacientes com paralisia cerebral e obteve informações valiosas sobre o prognóstico e o estado da lesão. E concluiu ser possível acompanhar o processo cerebral patológico, que pode se enquadrar em: estacionário, progressivo ou epileptogênico. Ao analisar o sinal EEG, Lundkrvoold (1960) afirmou que é possível observar por meio do sinal eletroencefalográfico o momento em que a atividade patológica do processo cessa e quando a lesão se torna estacionária (LUNDKRVOOLD, 1960).

5.1. Sinal Eletroencefalográfico e a Paralisia Cerebral Unilateral

Atualmente, poucos estudos têm se dedicado a quantificar lesões cerebrais em relação às características motoras em crianças PC (FIORI et al., 2014). Neste contexto, ainda é muito importante identificar ferramentas viáveis e complementares para enriquecer a descrição de deficiências motoras e seus correlatos neurais.

O estudo de Inuggi (2018) propôs uma correlação entre as funções dos membros superiores, avaliadas por meio de escalas, e ativação cortical, através de sinais EEG, em um grupo de indivíduos diagnosticados com paralisia cerebral leve a moderado crianças unilaterais (INUGGI et al., 2018).

Inuggi (2018) avaliou a o comportamento das dessincronizações relacionadas ao evento (ERD) das bandas mu e beta extraídas da atividade EEG de eletrodos centrais e fronto-centrais durante uma atividade motora de apreensão. Ao final do estudo, os autores observaram alterações no sinal cortical registrado durante os movimentos de alcance e correlações entre avaliações clínicas comuns e a latência das dessincronizações. Além disso, observou que, devida a reorganização do cortical, os hemisférios ipsilesional e contralesional foram envolvidos durante a tarefa (INUGGI et al., 2018).

Van Elk (2010), em seu estudo, propôs uma investigação da dinâmica neural e temporal do planejamento de ação em participantes com paralisia cerebral hemiparética direita (PCHD) e em indivíduos com desenvolvimento típico (DT) canhotos. Durante a tarefa de planejamento antecipado proposta, os participantes deveriam agarrar e girar um botão hexagonal em diferentes ângulos (60°, 120° ou 180°). Como resultado, os autores observaram que, em um nível comportamental, os participantes PCHD foram mais lentos em seus movimentos e muitas vezes seguraram o objeto de forma inadequada. Em um nível neural, os indivíduos com PCHD mostraram uma forte redução na amplitude do sinal EEG, refletindo um processo prejudicado de seleção de ação. Ao final, os autores sugerem que os déficits de planejamento antecipatório na paralisia cerebral possam ser consequência de um processo prejudicado de seleção de ação (VAN ELK et al., 2010).

Riquelme et al (2010), em seu estudo, correlacionou a propriocepção, o toque e limiares de pressão de dor com potenciais evocados somatossensitivos provocados pela estimulação tátil em lábios e polegares de crianças e adultos com PC e DT. Como resultado, os autores identificaram que as crianças com PC apresentaram sensibilidade mais reduzida para estímulos não dolorosos, mas maior sensibilidade para estímulos dolorosos. A amplitudes do sinal EEG foram mais acentuadas em crianças e adultos com PC do que em participantes saudáveis. Uma

assimetria hemisférica funcional foi observada na PC quando partes do lado esquerdo e direito foram estimuladas. Por fim, os autores sugeriram que o processamento cerebral somatossensorial alterado nos PCs possa estar refletindo uma excitabilidade aumentada do córtex somatossensorial (RIQUELME; MONTOYA, 2010).

Contudo, estudos iniciais, como o de Rigoldi et al (2012), auxiliaram esse estudo. Os autores propuseram uma análise de parâmetros espaciais e temporais dos membros parético e não parético, associada à análise do sinal EEG durante a execução de um movimento de alcance de crianças PC. No estudo de Rigoldi, os dados cinemáticos foram processados para a extração de parâmetros a serem correlacionados com dados a respeito da frequência do sinal eletroencefalográfico. Como resultado, os autores detectaram diferenças estatísticas entre os dados obtidos durante os movimentos executados com os membros paréticos e membros não paréticos (RIGOLDI et al., 2012).

Capítulo 6

6. Materiais e Métodos

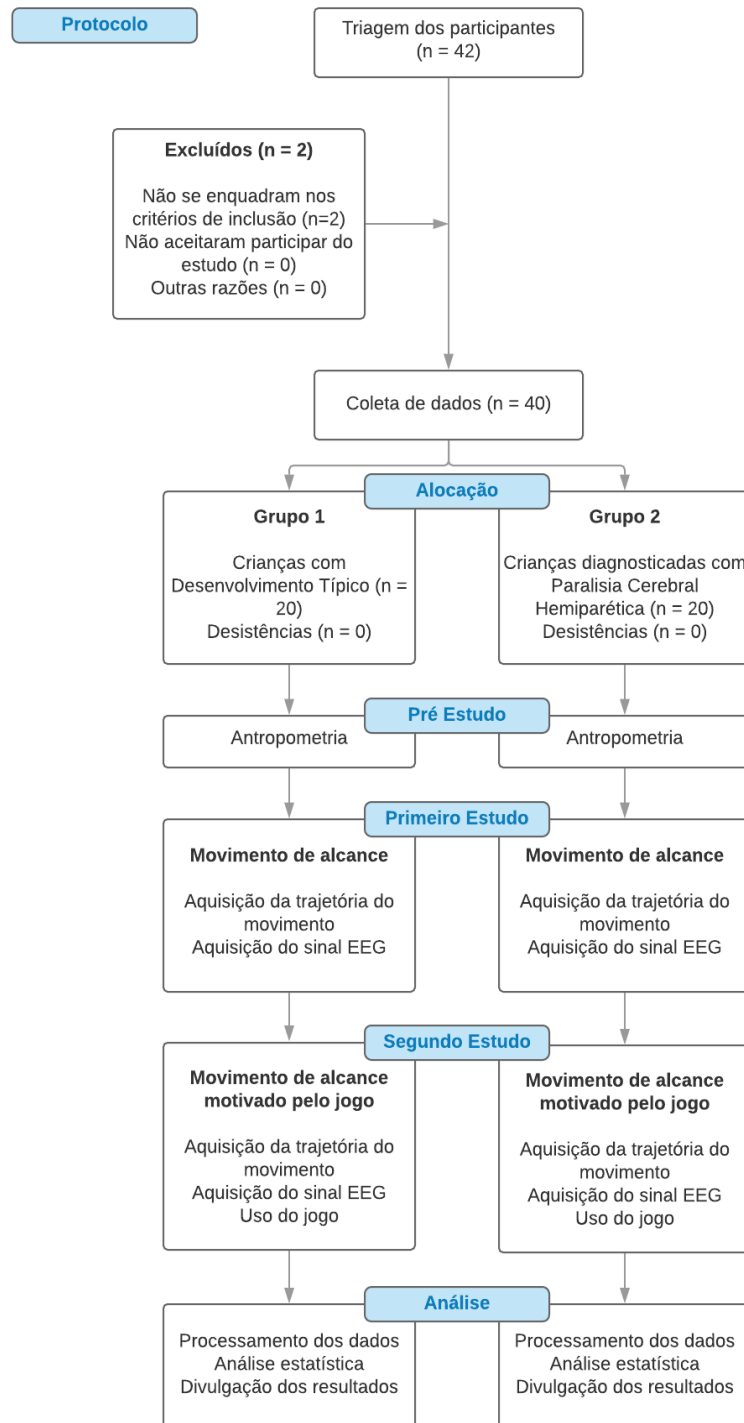
O presente estudo foi desenvolvido no Laboratório Integrado de Análise do Movimento da Universidade Nove de Julho, após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Nove de Julho, São Paulo, Brasil, por meio do parecer de número 1.981.896 emitido em 24/03/2017. A participação dos voluntários foi condicionada à aprovação dos responsáveis e a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) após a esclarecimento dos procedimentos adotados durante o estudo. Além disso, por meio do TCLE foi garantido o sigilo absoluto dos dados dos voluntários, conforme os princípios éticos de confidencialidade e privacidade. A cópia do parecer emitido pelo Comitê de Ética pode ser verificada na seção Anexos.

6.1. Desenho do estudo

O estudo desenvolvido apresenta estudo transversal observacional, por meio do qual foi realizada uma comparação entre a atividade motora e cerebral de crianças com desenvolvimento típico (DT) e crianças diagnosticadas com paralisia cerebral hemiparética (PCH). O fluxograma do desenho de estudo, segundo o CONSORT, pode ser visualizado na Figura 13. Para a sua realização foi utilizada uma amostra de conveniência composta por 40 crianças com idade entre 6 e 14 anos, sendo 20 crianças com desenvolvimento típico (DT) (Grupo 1) e 20 crianças diagnosticadas com paralisia cerebral hemiparética (PCH) (Grupo 2) com score I a III de acordo com o Sistema de Classificação de Habilidade Manual (*Manual Ability Classification System* - MACS) (MORRIS et al., 2007) e espasticidade leve a moderada (< 2) de acordo com a Escala Modificada de Ashworth (CHARALAMBOUS, 2014). A escolha do tamanho de amostra, tomou como base o número de sujeitos analisados em estudos semelhantes presentes na literatura (INUGGI et al., 2018; KUKKE et al., 2015; RIGOLDI et al., 2012; VAN ELK et al., 2010; ZIELINSKI et al., 2014).

Além disso, a fim de obter maiores informações e evitar possíveis vieses, a população PCH foi dividida em dois grupos: paralisia cerebral hemiparética direita (PCHD) e paralisia cerebral hemiparética esquerda (PCHE).

Figura 13 - Fluxograma do desenho de estudo segundo o CONSORT.



Fonte: Autor

6.2. Seleção dos sujeitos de pesquisa

Para esse estudo, os critérios de elegibilidade adotados foram: possuírem boa saúde, apresentarem idade entre 6 e 14 anos e estarem aptos a realizar a atividade proposta. Contudo, exclusivamente para a população PC, foram selecionados para este estudo apenas aqueles que apresentassem score I a III no Sistema de Classificação de Habilidade Manual (*Manual Ability Classification System* - MACS) (MORRIS et al., 2007) e espasticidade leve a moderada (< 2) de acordo com a Escala Modificada de Ashworth (CHARALAMBOUS, 2014).

Não foram incluídos no estudo os voluntários com paralisia cerebral com deformidades ortopédicas estruturadas nos membros superiores; portadores de implantes metálicos, marca passos ou aparelhos auditivos; aqueles que foram submetidos a procedimentos cirúrgicos, tratamentos com toxina botulínica ou que apresentaram quadros de epilepsia nos últimos 12 meses; aqueles com comprometimento visual; e aqueles que não conseguiram desenvolver a tarefa proposta. Quanto aos voluntários DT, foram excluídos deste trabalho aqueles com comprometimento visual ou motor significativo e/ou aqueles que apresentaram qualquer doença neurológica.

A avaliação clínica e funcional das crianças PC selecionadas por este estudo foram realizadas em uma sala apropriada e por um único profissional (fisioterapeuta), de forma a evitar vieses quanto à diferentes tipos de avaliações entre profissionais diferentes.

6.2.1. Escala Modificada de Ashworth

A escala modificada de Ashworth (*Modified Ashworth Scale* - MAS) trata-se do método clínico mais aplicado para a avaliação da espasticidade. Por meio do MAS é possível classificar as variações da intensidade espástica durante um movimento passivo (CAMPBELL, 2000; CHARALAMBOUS, 2014; JAN, 2006).

Segundo Dietz e Sinkjaer (2007), o diagnóstico clínico da espasticidade baseia-se na combinação de reflexos tendinosos exagerados e hipertonia muscular caracterizada por uma resistência de movimento proporcional à velocidade de alongamento de um músculo. Isto é, quando realizada a movimentação passiva de extensão e flexão do membro, observa-se uma resistência de grupos musculares no início do movimento que cede após algum esforço (CAMPBELL, 2000; CASALIS, 1997; GUYTON et al., 2006). Esta hipertonia elástica predomina nos grupos musculares flexores dos membros superiores e, extensores dos membros inferiores.

A MAS foi originalmente desenvolvida para avaliar membros inferiores e é composta por de 5 pontos para graduar a resistência muscular encontrada durante o alongamento passivo. Os pontos dessa escala e o que cada um deles representa pode ser visualizado na Tabela 1.

Tabela 1 - Escala Modificada de Ashworth

Escala Modificada de Ashworth	
0	Ausência de aumento de tônus
-1	Leve aumento de tônus – mínima resistência à extensão máxima em movimentos passivos
+1	Leve aumento de tônus – discreta resistência persistente em menos da metade do movimento passivo
2	Aumento nítido do tônus, mas o membro é facilmente movimentado
3	Aumento considerável do tônus, com dificuldade para movimentação passiva
4	Membro rígido na flexão, extensão, adução e abdução

6.2.2. Sistema de Classificação de Habilidade Manual (MACS)

O Sistema de Classificação de Habilidade Manual (*Manual Ability Classification System* – MACS) descreve a habilidade manual da criança PC em realizar a manipulação de objetos de forma independente e a necessidade de assistência ou adaptação para realizar atividades manuais na vida diária (MORRIS et al., 2007).

O MACS é uma descrição funcional que pode ser usada como complemento do diagnóstico de paralisia cerebral e seus subtipos. O MACS avalia a habilidade global da criança na manipulação dos objetos no dia-a-dia, não a função de cada mão separadamente. O MACS não considera as diferenças de função entre as mãos; em vez disso aborda o modo como as crianças manipulam objetos apropriados à idade. O MACS não pretende explicar as razões para os déficits na habilidade manual.

Esse sistema de classificação abrange todo o espectro de limitações funcionais entre crianças com paralisia cerebral e seus subtipos. Alguns subtipos podem ser encontrados em todos os níveis do MACS, como a paralisia cerebral bilateral, enquanto outros são encontrados em poucos níveis, como na paralisia cerebral unilateral. O MACS é composto por cinco níveis, no qual o nível I inclui crianças com pequenas limitações, enquanto limitações funcionais graves são em geral encontradas nos níveis IV e V. Os cinco níveis do MACS constituem uma escala ordinal, que significa que os itens são “ordenados”, mas as diferenças entre os níveis não

são necessariamente iguais, nem as crianças com paralisia cerebral são igualmente distribuídas nos cinco níveis (ELIASSON et al., 2006). O questionário MACS aplicado durante a triagem dos pacientes com paralisia cerebral se encontra na seção Anexos.

6.3. Divisão dos estudos

Este trabalho foi dividido em: pré estudo, primeiro estudo e segundo estudo.

- Pré estudo: durante o pré estudo, ficha de identificação do participante foi preenchida com seus dados pessoais e medidas antropométricas (massa corporal, estatura, cálculo do índice de massa corporal). Esses dados foram utilizados posteriormente para análise cinemática dos dados obtidos pela trajetória tridimensional do movimento.
- Primeiro Estudo: neste estudo realizou-se a avaliação da atividade cerebral das e aquisição da trajetória de movimento durante a execução da tarefa de alcance. Neste estudo a criança foi orientada a tocar um alvo pré determinado exibido sobre a tela de um monitor *touch screen*.
- Segundo Estudo: neste estudo foi realizada a avaliação da atividade cerebral das e aquisição da trajetória de movimento durante o uso de um jogo sério. Para a realização dessa tarefa a criança foi orientada a tocar sobre figuras exibidas no monitor *touch screen* exibidas em cada partida do jogo.

6.4. Protocolo de avaliação e aquisição de dados

Para esse estudo, optou-se por avaliar a ativação do córtex motor durante uma tarefa de alcance manual. Esta tarefa foi escolhida por ser considerada uma ação representativa das atividades funcionais diárias em estudos que examinaram o movimento de membros superiores (CAMEROTA et al., 2014; CIMOLIN et al., 2012; MACKEY et al., 2005; MACKEY; WALT; STOTT, 2006; MENEGONI et al., 2009).

Antes de iniciar as avaliações, os voluntários foram aconselhados a trajar blusas de mangas curtas ou sem mangas e, não fazer uso de qualquer tipo de órtese ou adaptação durante as avaliações. Durante a avaliação, os participantes sentaram-se confortavelmente em uma cadeira regulável com os pés apoiados adequadamente no chão ou suporte específico. A cadeira foi posicionada em frente a uma mesa de tamanho regular que permitia liberdade de movimento dos membros superiores durante a execução da tarefa proposta.

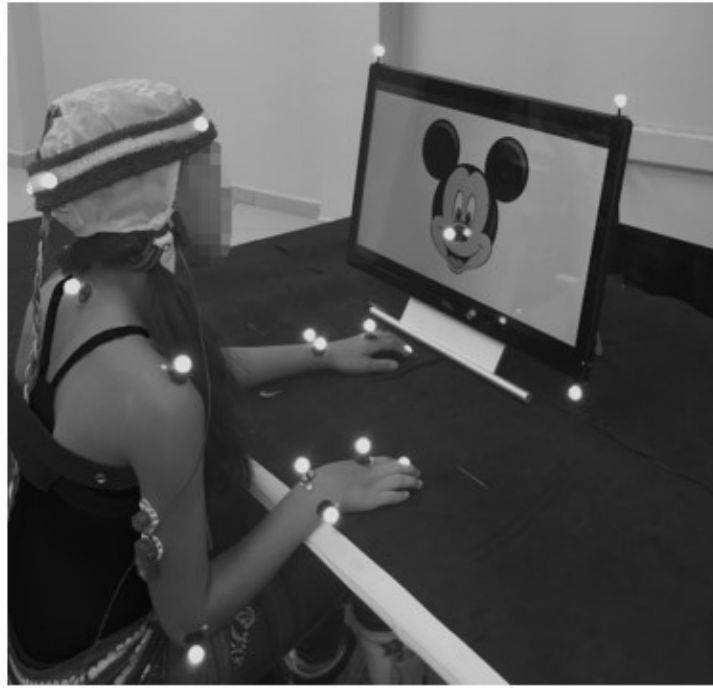
A posição de partida para a tarefa exigia que o voluntário colocasse a mão sobre a superfície da mesa com o cotovelo flexionado a aproximadamente 90°, o antebraço ligeiramente em pronação e o punho em posição neutra. A posição de partida sobre a superfície da mesa foi indicada por uma pequena tira branca aplicado sobre a mesa. Nem o tronco nem a cabeça foram restritos. A tarefa de alcance envolvia a extensão e inclinação para frente do cotovelo com o objetivo de tocar um alvo fixo exibido em um monitor *touch screen* posicionado sobre a mesa a uma distância pré-definida e, em seguida, voltando à mão para a posição inicial. A distância entre a criança e o alvo foi ajustada de forma que 70% do antebraço da criança deveria ser apoiado na mesa durante a fase de repouso.

Durante o primeiro estudo, os voluntários foram instruídos a tocar um alvo pré-determinado, representado pelo o nariz de uma figura infantil, exibida em um monitor *touch screen*, e retornar a mão para a posição inicial. O movimento foi repetido 6 vezes para cada ensaio e o sujeito foi deixado livre para ajustar a velocidade. A tarefa foi completada separadamente para ambos os membros superiores (esquerdo e direito). Seis ensaios foram adquiridos para cada braço. Para minimizar o efeito de fadiga, foi permitido 30 segundos de intervalo de descanso entre os ensaios. Essa tarefa foi realizada seguindo as orientações de protocolos já pré-estabelecidos na literatura (CIMOLIN et al., 2012; LOPES et al., 2017). O ambiente de coleta do primeiro estudo pode ser visualizado por meio da Figura 14.

Durante o segundo estudo, os voluntários foram instruídos a tocar nas figuras exibidas durante o jogo, respeitando a sequência em que elas foram exibidas. Como no primeiro estudo, as figuras foram exibidas em um monitor *touch screen*, e a criança foi orientada a tocar o alvo e retornar a mão para a posição inicial, realizando um repouso desta sobre a mesa entre cada novo toque. O ambiente de coleta do segundo estudo pode ser visualizado por meio da Figura 15.

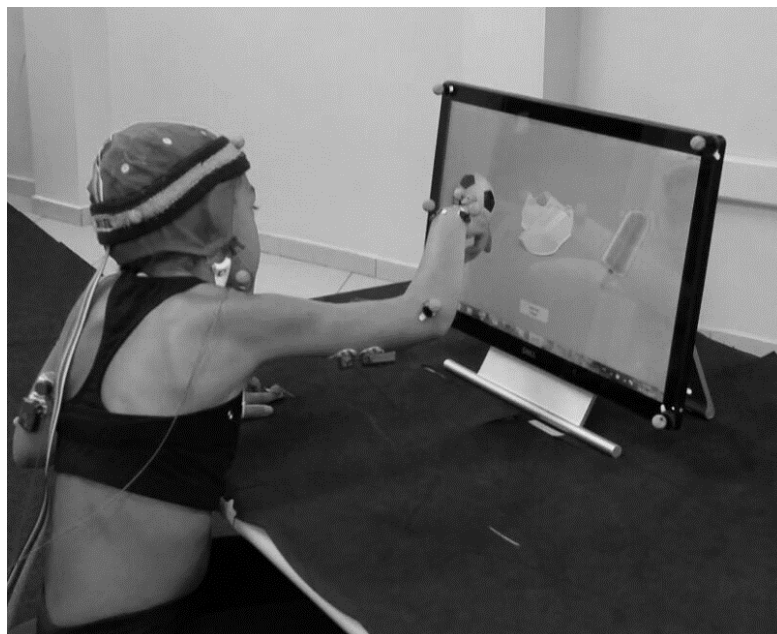
Para ambos os estudos, durante a realização da tarefa de alcance, foram obtidos os sinais EEG e a trajetória do movimento, também chamados de dados cinemáticos do movimento. E, por se tratar de um protocolo com coleta de sinais EEG, foram seguidas algumas recomendações quanto ao ambiente de coleta, dentre elas a manutenção de uma ambiente silencioso, calmo, com temperatura controlada e controle de ruídos, entre eles o ruído da rede de energia.

Figura 14 - Ambiente de coleta do primeiro estudo. A figura mostra um voluntário posicionado em frente à uma mesa, olhando para o alvo, a ser alcançado, exibido no monitor *touch screen*. Por meio da ilustração é possível visualizar o posicionamento dos marcadores reflexivos, pertencentes ao sistema de captura tridimensional de movimento, e o uso da touca de eletrodos de EEG.



[Fonte]: Autor

Figura 15 - Ambiente de coleta do segundo estudo. A figura mostra um voluntário tocando em uma das figuras exibidas no monitor *touch screen* durante uma partida do jogo. Por meio da ilustração é possível visualizar o posicionamento dos marcadores reflexivos, pertencentes ao sistema de captura tridimensional de movimento, e o uso da touca de eletrodos de EEG.

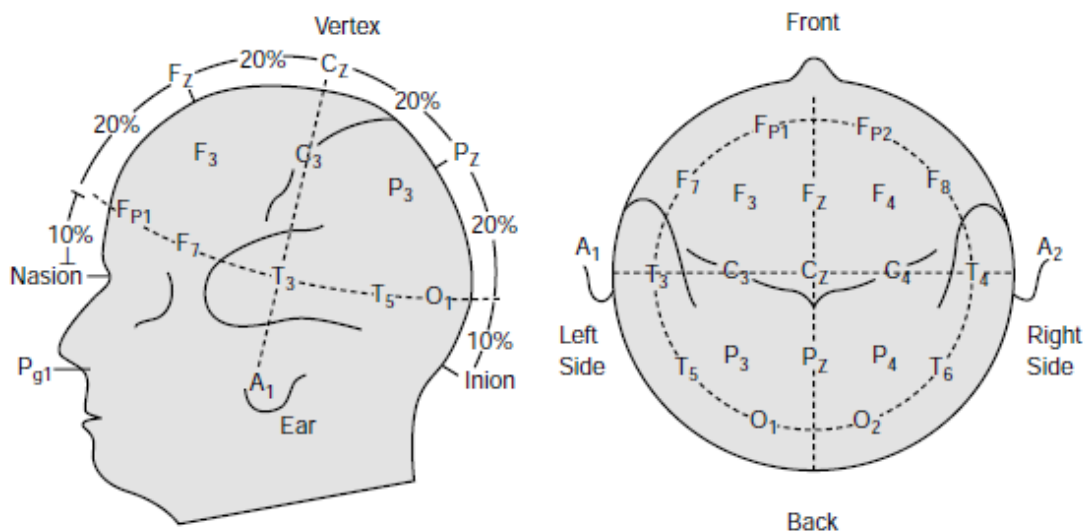


[Fonte]: Autor

6.5. Sistemas de aquisição de dados

Para a aquisição do sinal EEG foi utilizado o dispositivo BrainNet BNT36 (EMSA, Brasil) de 36 canais configuráveis (32 AC e quatro DC), conversor analógico-digital de 16 bits sistema de condicionamento do sinal composto por filtros que permitem trabalhar com sinais de frequência entre 0,1 e 100Hz. Como forma de facilitar a fixação dos eletrodos e o conforto dos voluntários, optou-se pelo uso de toucas de eletrodos de AgAgCl/Gold da marca MedCap (Spes Medica, Itália) com canais distribuídos conforme o padrão internacional de posicionamento de eletrodos 10/20, sugerido pela American Clinical Neurophysiology Society (ACNS) e demonstrado na Figura 16. Foram disponibilizados três tamanhos de toucas diferentes, de forma a garantir melhor adaptação à circunferência do crânio dos voluntários, como também permitir um maior conforto. A redução da impedância e a perfeita condutibilidade do sinal foi garantida por meio do uso de gel condutor entre a interface do eletrodo e do escalpo. Além disso, os participantes foram alertados quanto a necessidade de estarem com os cabelos limpos e secos.

Figura 16 - Posicionamento dos eletrodos de acordo com o padrão 10-20.



Fonte: (WEBSTER, 2006)

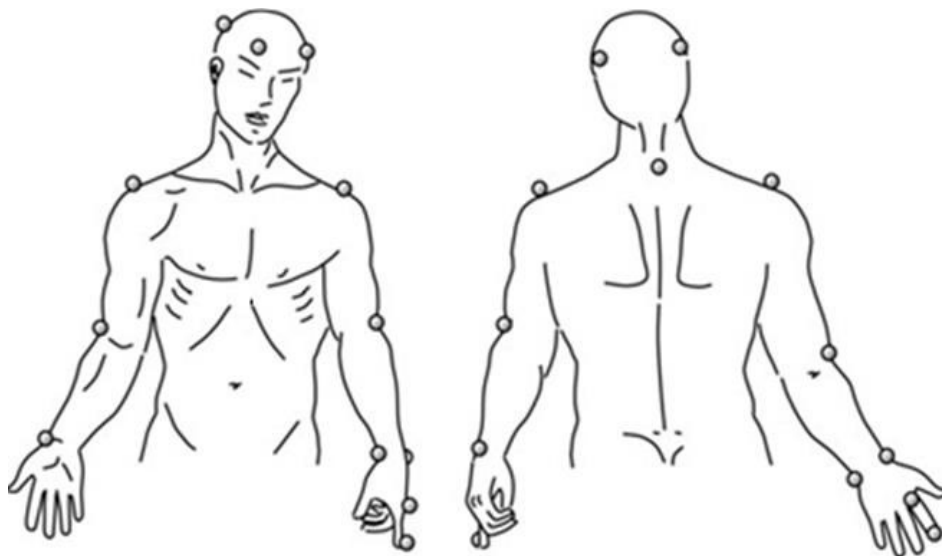
Para a captura do movimento dos membros superiores utilizou-se sistema de reconstrução de movimento SMART-D 140® (BTS, Itália), composto por oito câmeras sensíveis ao infravermelho com taxa de amostragem de 100Hz. Neste estudo, foram utilizados 18 marcadores reflexivos de 15mm posicionados de acordo com o protocolo SMARTup (CIMOLIN et al., 2012b), utilizados para identificar a posição da cabeça, o tronco e o membro superior (braço, antebraço e da mão), visualizado na Figura 17. Para a captura tridimensional

do movimento e a exportação dos dados cinemáticos, foi utilizado os softwares SMART Clinic e SMART Tracker (BTS, Itália), respectivamente.

A posição e a orientação do membro superior foram reconstruídas usando os seguintes marcadores bilateralmente: acrômio, epicôndilo lateral do úmero, processo estilóide da ulna e rádio, segundo osso metacarpo e unha do indicador. A posição da cabeça foi reconstruída usando quatro marcadores e a posição do tronco foi estimada utilizando os marcadores à direita e à esquerda no acrômio, sobre o processo espinhoso de C7 e na linha média anterior de tronco. Um marcador adicional foi colocado sobre o alvo para o movimento de alcance (CIMOLIN et al., 2012).

A sincronização entre o sistema EEG e o sistema de reconstrução do movimento foi realizada por uma Unidade Trigger (BTS, Itália), que é uma ferramenta que utiliza um pulso de partida externo para os dispositivos BTS e para outro sistema de terceiros, para iniciar e interromper a aquisição de dados comuns. A caixa da unidade de disparo é usada para gerar manualmente o pulso ou para redirecionar um pulso TTL externo (5V). A captura de dados do software BTS é capaz de gerenciar a caixa da unidade de trigger no modo ativo enviando, de forma síncrona, o mesmo tipo de pulso para outros dispositivos que estão ligados à caixa através dos conectores: BNC, RCA ou DB9.

Figura 17 - SMARTUp: The experimental setup - Protocolo de posicionamento de marcadores para análise tridimensional do movimento.



Fonte: (CIMOLIN et al., 2012).

6.6. Jogo

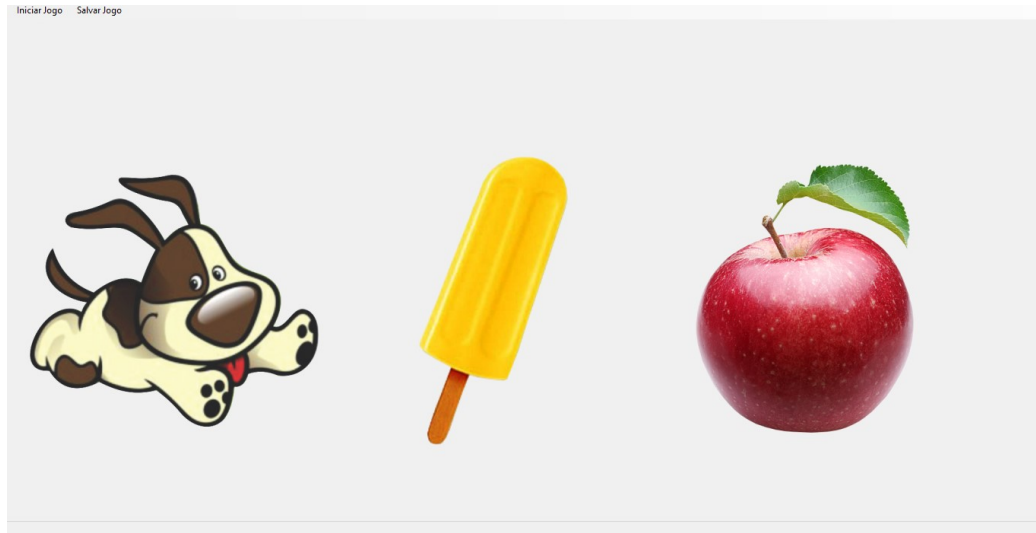
Para estimular a atenção, coordenação motora, memória e sentidos visuais e auditivos nas crianças analisadas, foi desenvolvido um jogo exclusivo para este estudo. O jogo proposto foi desenvolvido em linguagem C# e trata-se de um jogo de memória composto por três figuras exibidas em um monitor *touch screen*. Durante esse período, considerado o período de memorização, as figuras são exibidas de forma aleatória, de forma que cada uma das figuras é destacada, em cores a cada 5 segundos, sendo que as demais permanecem e escala de cinza. O objetivo proposto pelo jogo é de que, após memorizada a sequência em que as figuras são exibidas, a criança toque nas figuras na mesma ordem em que elas apareceram na tela anteriormente.

Ao clicar na figura, a crianças são sinalizadas caso ela tenha acertado por meio de um feedback visual, contudo, a partida só é concluída quando a criança acertar toda a sequência, não importando a quantidade de erros cometidos. Ao final da sessão é fornecido um relatório com informações a respeito do tempo gasto para concluir a tarefa proposta, com informações quanto o rastreamento da tela e as sequências das figuras propostas em cada partida. A tela inicial do jogo, na qual são exibidas as figuras a serem memorizadas, e a sequência de telas exibidas ao longo do jogo podem ser visualizadas na Figura 18.

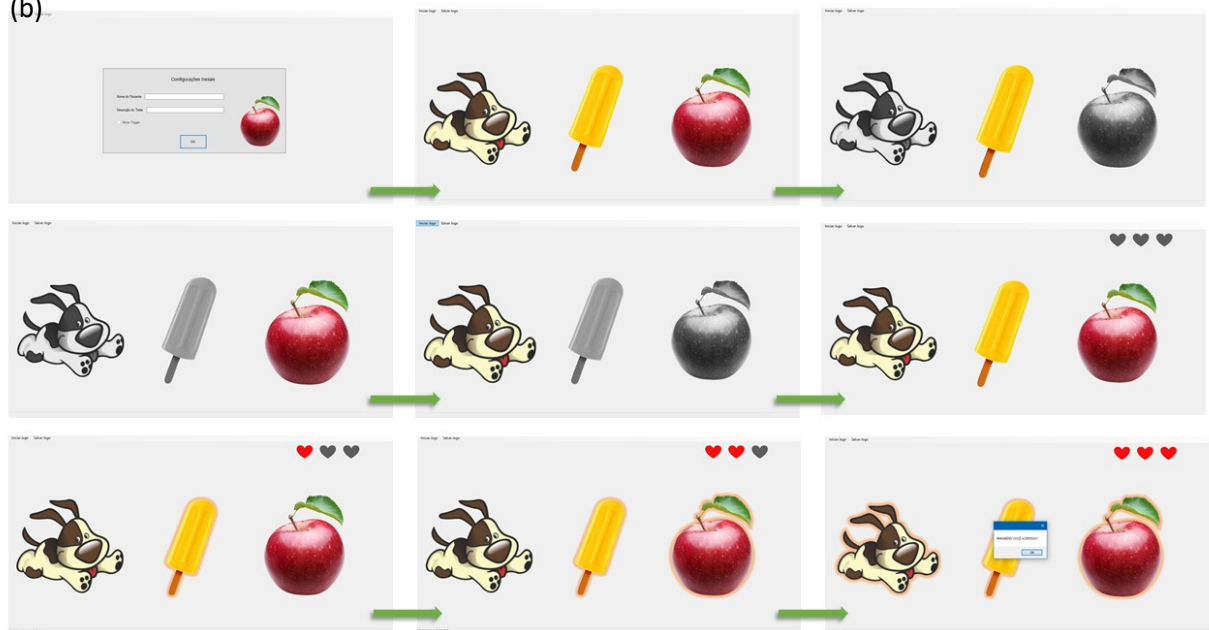
O jogo foi exibido em um monitor *touch-screen* de 23 polegadas da marca Dell, modelo Widescreen P2314T, capaz de permitir o multi toque e fornecer um tempo de resposta de 8 milisegundos.

Figura 18 – (a) Tela inicial do jogo. Nesta tela são exibidas as três figuras cuja sequência de exibição deverá ser memorizada. (b) Sequência de telas exibidas durante uma partida do jogo. O jogo é composto por uma fase de cadastro do paciente; posteriormente pela fase de memorização, por meio da qual a ordem em que as figuras são exibida em cores deverá ser memorizada; e por fim o momento em que ela deverá tocá-las respeitando a sequência exibida anteriormente. Para cada toque correto, a figura é destacada e um coração é exibido no canto superior direito.

(a)



(b)



[Fonte]: Autor

6.7. Processamento dos dados

Para o processamento dos dados cinemáticos e do sinal EEG foram utilizados algoritmos desenvolvidos na plataforma Matlab (Mathworks, USA).

6.7.1. Pré-processamento

Para o pré-processamento do sinal EEG e das trajetórias de movimento foram utilizados filtros digitais. Os dados de EEG foram filtrados utilizando um filtro espacial, o *Common Average Reference* (CAR), que permite usar a média dos canais como referência, e por um filtro *Butterworth* passa-banda com frequência de corte de 1Hz e 50 Hz, para a eliminação de ruídos de baixa frequência e ruídos oriundos da rede de distribuição de energia. Para a eliminação de ruídos de alta frequência e a suavização da curva de movimento, os dados cinemáticos foram filtrados por um filtro *Butterworth* passa-baixa de frequência de corte de 10Hz.

6.7.2. Processamento dos dados cinemáticos

A partir da trajetória de movimento foi possível obter os dados cinemáticos, que foram importantes nesse estudo para a determinação do tempo de duração do movimento, bem como a determinação dos eventos e do tamanho das épocas do sinal EEG.

A identificação dos eventos e a análise do tempo de movimento foram realizadas por meio da determinação das fases do movimento executado pelos sujeitos de pesquisa. Para esse estudo foi realizada a análise da trajetória tridimensional dos marcadores reflexivos posicionados sobre o ponto do dedo indicador em relação ao posicionamento do alvo.

A determinação do posicionamento do alvo se deu por meio de uma coleta de calibração. Durante essa coleta, foram posicionados marcadores reflexivos sobre os possíveis alvos e o voluntário foi orientado a permanecer em repouso por aproximadamente 30 segundos. Posteriormente, esses marcadores eram retirados e dava-se início às coletas do primeiro e/ou segundo estudo. A calibração foi repetida para todos os voluntários e para cada um dos estudos.

Além disso, para este estudo, adotou-se uma versão modificada do protocolo apresentado em (CIMOLIN et al., 2012b), no qual o movimento foi dividido em quatro fases: (1) fase de repouso: fase em que o membro está em sua posição inicial e se prepara para iniciar o movimento; (2) fase de ida: fase em que o membro superior se desloca em direção ao alvo;

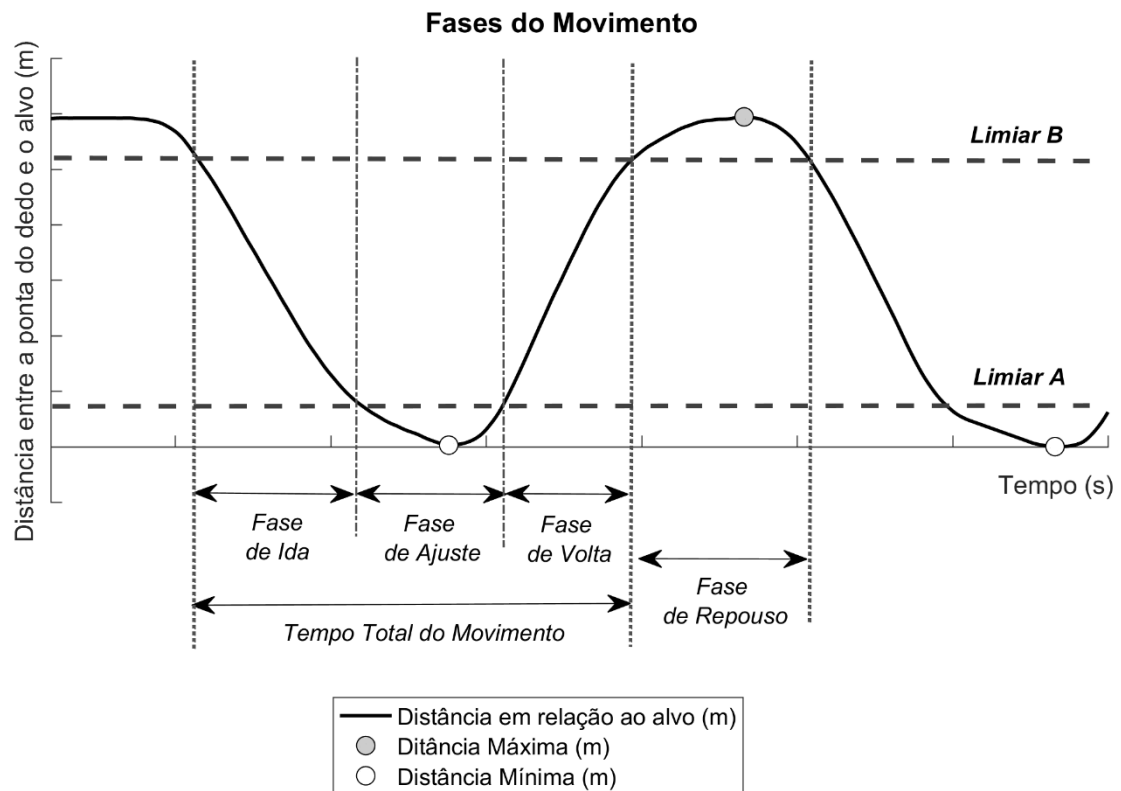
(3) fase de volta: fase em que o membro superior retorna ao seu ponto inicial; (4) fase de ajuste: fase em que braço se ajusta para alcançar o alvo com precisão.

No protocolo original de Cimolin (2012), foi utilizado apenas um limiar para a determinação das fases de movimento, no entanto, nesse estudo, optou-se por adicionar mais um limiar, seguindo as mesmas orientações do protocolo original, como forma de obter informações a respeito do início do movimento. Dessa forma, para a determinação de cada uma dessas fases, foram utilizados dois limiares: A e B. O limiar A foi obtido por meio da média dos valores mínimos de distância alcançados adicionado à três vezes o valor do desvio padrão da média. E o limiar B foi obtido por meio da média dos valores máximos de distância subtraído de três vezes o valor do desvio padrão da média.

Dessa forma, a fase de ida foi determinada pelo período entre o limiar A e B; a fase de volta do membro foi determinada pelo período entre o limiar B e A; a fase de ajuste foi considerada como o período entre o término da fase de ida e o início da fase de volta; e a fase de repouso foi considerada como o período entre o término da fase de volta e o início da fase de ida.

O tempo total do movimento, caracterizado como o tempo necessário para executar a tarefa de alcance, foi determinado pelo período entre o início da fase de ida e o fim da fase de volta. Além disso, para esse estudo foi obtido o tempo de alcance, que corresponde ao intervalo de tempo entre o início do movimento e o instante em que a criança toca o alvo. A representação das fases durante o movimento do membro superior pode ser visualizada na Figura 19.

Figura 19 - Distância entre o marcador da ponta do dedo e o alvo, segundo o protocolo modificado apresentado em (CIMOLIN et al., 2012).



[Fonte]: Autor

6.7.3. Processamento dos sinais eletroencefalográficos

Para esse estudo, utilizou-se três técnicas de análise e processamento de sinais EEG, sendo que cada uma apresenta uma abordagem e permite um nível de análise diferente. Dessa forma, para os dados EEG foram obtidos os mapas corticais das ondas mu e ondas beta, permitindo dessa forma, a análise das potências do sinal sobre todo o córtex cerebral; a análise dos Eventos Relacionados à Dessincronização e Sincronização (ERD/ERS) das ondas mu e beta sobre os canais C3 e C4, permitindo uma análise isolada da oscilação de fases dessas ondas ao longo do período analisado; e a análise dos Eventos Relacionados à Perturbação Espectral (ERSP) dos canais C3 e C4, permitindo uma análise de uma ampla faixa de frequência do comportamento oscilatório obtido sobre esses canais, ao longo do tempo.

No presente estudo optou-se pelo o estudo dos canais C3 e C4 devida a representatividade desses quanto a ativação do córtex motor e a obtenção de informações sobre ambos os hemisférios (esquerdo e direito). Além disso, a análise focada sobre as ondas mu e

ondas betas está relacionada à relação que essas duas ondas tem com o planejamento e execução motora (PFURTSCHELLER, 1991).

6.7.3.1. Início do movimento e definição das épocas

Antes de iniciar o processamento dos sinais EEG, determinou-se o instante do evento, no caso o início do movimento, e o tamanho da época, isto é, o período do sinal EEG a ser analisado. Essas informações foram extraídas dos dados cinemáticos a partir de algoritmos desenvolvidos para a plataforma Matlab (Mathworks, USA). Por meio desses algoritmos foi possível detectar de forma automatizada o instante exato em que a criança retira a mão da mesa e inicia o movimento de ida do membro superior.

As épocas foram determinadas considerando janelas de tempo correspondentes ao período que antecede o movimento e ao período de execução do mesmo. Como cada grupo apresentou particularidades e executou os movimentos em velocidades diferentes, optou-se por considerar o valor médio dos tempos encontrados entre os grupos de voluntários para cada um dos estudos. Assim, adotou-se como o período que antecede o evento o valor médio obtido durante a fase de repouso para os três grupos durante cada um dos jogos e, o valor médio do tempo total de movimento obtido para os três grupos durante cada um dos jogos.

No total, foram obtidas, aproximadamente 30 épocas para cada um dos voluntários, uma vez que foram realizadas cerca de 36 repetições e foram excluídas as repetições ruidosas ou que se sobrepuseram com as demais.

6.7.3.2. Análise da Dessincronização e Sincronização Relacionada ao Evento

A dessincronização relacionada ao evento (ERD) descreve a atenuação ou bloqueio de curta duração da potência das oscilações nas bandas alfa e beta de acordo com um determinado evento (PFURTSCHELLER; ARANIBAR, 1979). O fenômeno oposto, a sincronização relacionada ao evento (ERS) descreve as regiões em que há o aumento instantâneo da atividade alfa e beta de acordo com o evento (PFURTSCHELLER, 1992).

Para esse estudo, foram analisadas as sincronizações e dessincronizações das ondas mu (8 a 10Hz) e beta (14 a 25Hz). A escolha dessas ondas deve-se a da primeira estar presente durante a execução de um movimento exclusivamente motor e a segunda, além de estar relacionada com o processo motor, compor o conjunto de ondas presentes durante o planejamento e imaginação motora.

O cálculo do ERD/ERS da banda beta (14 a 25Hz) foi realizado de acordo com (PFURTSCHELLER; LOPES DA SILVA, 1999c) e seguiu os seguintes passos: (1) filtragem dos sinais utilizando um filtro Butterworth passa banda, (2) obtenção da potência do sinal por meio do quadrado da amplitude das amostras, (3) promediação das amostras de potência de todas as coletas, (4) promediação de todas amostras de tempo para suavização e redução da variabilidade, e (5) suavização dos sinais por meio de uma média móvel com janelas sobrepostas de 10 amostras. O sinal resultante foi representado em potência relativa, dado em porcentagem, obtido por meio de (1):

$$ERDS_j = \left((P_j - R) / R \right) \cdot 100\% \quad (1)$$

Em (1), P_j representa a potência da j^{th} amostra, R é a média do sinal de base (baseline), que para este estudo, corresponde ao período de repouso do voluntário.

A partir dos sinais ERD/ERS, foram extraídas informações quanto ao pico de latência ERD média, obtido a partir do período compreendido entre o onset do movimento e o pico ERD.

6.7.3.3. Análise da Perturbação Espectral Relacionada ao Evento

Para esse estudo, o ERSP dos sinais eletroencefalográficos foi obtido por meio de funções disponíveis na toolbox EEGLAB. As funções utilizadas têm como princípio o cálculo da média do espectro de energia de janelas de latência variáveis (DELORME; MAKEIG, 2004). O processo realizado é simplificado por meio da equação (9).

$$ERSP(f, t) = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n |F_k(f, t)|^2 \quad (9)$$

Onde, para n ensaios, $F_k(f, t)$ é a estimativa espectral do teste k para a frequência f e tempo t . Para o cálculo de $F_k(f, t)$, o EEGLAB usa a Transformada de Fourier de Curta Duração (*Short Term Fourier Transform - STFT*) ou uma transformada de Wavelet Sinusoidal. Além disso, a ferramenta garante a significância dos desvios do poder da linha de base por meio do método de *Bootstrap*.

6.8. Análise estatística

Para a análise estatística foi utilizado o software IBM SPSS Statistic Versão 22 (IBM, United States) e algoritmos desenvolvidos na plataforma Matlab (MathWorks, USA). Os dados foram comparados quanto aos grupos (DT, PCHD e PCHE), quanto ao membro de execução

do movimento (esquerdo e direito), quanto hemisfério, representado pelo canal/região de origem do sinal (C3 e C4) e quanto aos estudos (primeiro e segundo estudo).

Para a análise dos dados, primeiramente foi realizado o teste de normalidade de Kolmogorov Smirnov. Posteriormente, foi utilizado o Teste de Análise de Variâncias (ANOVA) Unidirecional. Contudo, por se tratar de dados com distribuição não normal, utilizou-se o método de reamostragem *Bootstrap* e para este foram adotadas 1000 repetições, para garantir a normalidade e fidelidade dos dados e a robustez do teste estatístico (BLANCA et al., 2017). Para realizar uma análise com todas as comparações possíveis para todos os dados observados, utilizou-se o Teste de Multicomparações Post Hoc com fator de correção Bonferroni. Contudo, para uma melhor representação dessas comparações, foram utilizados gráficos de Análise do Rank das Diferenças médias das variâncias das curvas ERD/ERS. Para ambos os testes estatísticos realizados nesse estudo, considerou-se um intervalo de confiança de 95%.

Capítulo 7

7. Resultados

Nessa seção, os resultados serão divididos de acordo com a análise realizada. Assim, serão apresentados a seguir os resultados obtidos durante a seleção dos sujeitos de pesquisa, os resultados obtidos após a análise dos dados cinemáticos, os resultados obtidos após o processamento dos sinais EEG e, por fim, os resultados obtidos após os testes estatísticos.

7.1. Seleção dos Sujeitos de Pesquisa

Nessa seção, serão apresentados os resultados dos dados obtidos durante a seleção dos sujeitos de pesquisa podem ser visualizados na Tabela 2.

Dentre as crianças DT, a idade média foi de $9,05 \pm 1.75$ anos, sendo 55% da amostra do gênero masculino e 45% da amostra do gênero feminino. Dentre as crianças PC, a idade média foi de 10 ± 2.58 anos, sendo 40% do gênero masculino e 60% do gênero feminino. Quanto a classificação no MACS o score médio foi $2,1 \pm 0.70$ e quanto ao grau de espasticidade conforme a Escala Modificada de Ashworth 20% crianças PC apresentaram espasticidade grau 1, 50% das crianças apresentaram grau de espasticidade valente à 1+ e 30% apresentaram espasticidade de grau 2. Além disso, neste estudo, todas as crianças DT apresentaram dominância direita, 10 crianças PC apresentaram hemiparesia direita e 10 crianças PC apresentaram hemiparesia esquerda

Tabela 2 - Características dos sujeitos de pesquisa

Características dos Voluntários									
Desenvolvimento Típico				Paralisia Cerebral					
Sujeito	Idade	Gênero	Dominância	Sujeito	Idade	Gênero	MACS	Lado Parético	MAS
1	10	Masculino	Direita	21	8	Feminino	2	Esquerdo	1+
2	8	Feminino	Direita	22	9	Feminino	1	Direito	1
3	7	Feminino	Direita	23	14	Masculino	3	Esquerdo	2
4	8	Masculino	Direita	24	9	Feminino	2	Direito	1+
5	9	Masculino	Direita	25	13	Feminino	2	Esquerdo	2
6	8	Feminino	Direita	26	7	Masculino	2	Direito	1+
7	7	Masculino	Direita	27	12	Feminino	3	Direito	1+
8	11	Masculino	Direita	28	12	Feminino	3	Esquerdo	1+
9	9	Masculino	Direita	29	13	Masculino	1	Esquerdo	1
10	6	Masculino	Direita	30	7	Masculino	2	Direito	2
11	12	Feminino	Direita	31	6	Feminino	2	Direito	1+
12	13	Feminino	Direita	32	12	Feminino	3	Esquerdo	2
13	10	Masculino	Direita	33	12	Masculino	1	Direito	1
14	9	Feminino	Direita	34	6	Feminino	2	Direito	1+
15	7	Masculino	Direita	35	13	Masculino	3	Esquerdo	2
16	10	Feminino	Direita	36	11	Feminino	2	Esquerdo	1+
17	11	Feminino	Direita	37	12	Masculino	3	Direito	1+
18	9	Feminino	Direita	38	9	Feminino	2	Esquerdo	2
19	8	Masculino	Direita	39	8	Masculino	1	Esquerdo	1
20	9	Masculino	Direita	40	7	Feminino	2	Direito	1+

MAS – Escala Modificada de Ashworth

MACS – Sistema de Classificação de Habilidade Manual

7.2. Cinemática

Nesta seção serão apresentados os resultados obtidos para análise da trajetória do movimento executado durante os dois estudos. Para cada um dos grupos, foram extraídas informações à respeito do tempo de repouso dos membros superiores sobre o apoio, o tempo de execução do movimento de ida, o tempo de execução do movimento de volta à posição inicial, o tempo de ajuste de movimento para atingir o alvo, o tempo de alcance que corresponde ao tempo entre o início do movimento até o instante em que o alvo é tocado, e o momento em

que o membro retorna a sua posição inicial e o tempo total de movimento que compreende o tempo do movimento de ida, ajuste e volta do membro superior à posição inicial.

Por meio dos intervalos de tempo de cada uma das fases cinemáticas, determinou-se o tamanho das épocas de EEG para cada um dos ensaios. Para o primeiro estudo adotou-se épocas de latência de 3000ms, composta por janelas de 1000ms antes e janelas de 2000ms após o evento. Para o segundo estudo, devido o maior tempo utilizado para a realização das tarefas, adotou-se épocas de latência de 3500ms comporta por uma janela de tempo 1000ms antes e uma janela de 2500ms obtida após o evento.

7.2.1. Primeiro estudo

Nesta subseção serão exibidas as tabelas com os valores médios de tempo para cada uma das fases de movimento analisadas durante o primeiro estudo. As tabelas estão separadas por grupos de voluntários e outros valores como desvio padrão e mediana também podem ser verificados.

A Tabela 3 a seguir representa os valores médios, o desvio padrão e as medianas dos intervalos de tempo para as fases de repouso, ajuste, ida, volta, alcance e movimento total para os ensaios realizados pelos membros parético e não parético de crianças PCHE durante o primeiro estudo.

Tabela 3 - Tempo das fases de movimento, em milissegundos (ms), durante o movimento de crianças PCHE.

Hemiparesia Esquerda						
Fases	Membro Parético			Membro Não Parético		
	Média	Desvio Padrão	Mediana	Média	Desvio Padrão	Mediana
Repouso	779,19	334,02	779,19	779,74	243,09	760,00
Ajuste	775,35	316,74	773,33	523,33	323,33	360,00
Ida	640,08	184,46	666,67	599,70	168,52	570,00
Volta	480,08	93,34	476,67	457,85	67,20	450,00
Alcance	1114,81	313,98	1106,67	893,93	338,61	790,00
Movimento Total	1895,50	356,95	1853,33	1580,89	392,93	1490,00

A Tabela 4 a seguir representa os valores médios, o desvio padrão e as medianas dos intervalos de tempo para as fases de repouso, ajuste, ida, volta, alcance e movimento total para

os ensaios realizados pelos membros parético e não parético de crianças PCHD durante o primeiro estudo.

Tabela 4 - Tempo das fases de movimento, em milissegundos (ms), durante o movimento de crianças PCHD.

Hemiparesia Direita						
Fases	Membro Parético			Membro Não Parético		
	Média	Desvio Padrão	Mediana	Média	Desvio Padrão	Mediana
Repouso	863,78	308,92	863,78	687,63	237,78	687,63
Ajuste	950,76	772,04	750,00	519,50	312,85	506,67
Ida	799,94	250,56	773,33	584,62	178,02	630,00
Volta	621,35	251,40	546,67	516,51	185,89	500,00
Alcance	1318,54	654,38	1343,33	882,73	290,05	813,33
Movimento Total	2429,88	1071,73	2140,00	1622,06	516,98	1406,67

A Tabela 5 a seguir representa os valores médios, o desvio padrão e as medianas dos intervalos de tempo para as fases de repouso, ajuste, ida, volta, alcance e movimento total para os ensaios realizados pelos membros dominante e não dominante de crianças DT durante o primeiro estudo.

Tabela 5 - Tempo das fases de movimento, em milissegundos (ms), durante o movimento de crianças DT.

Desenvolvimento Típico						
Fases	Membro Esquerdo			Membro Direito		
	Média	Desvio Padrão	Mediana	Média	Desvio Padrão	Mediana
Repouso	619,21	246,74	619,21	621,28	223,04	620,00
Ajuste	375,93	166,95	350,00	347,81	167,98	320,00
Ida	518,40	144,56	520,00	532,72	146,71	500,00
Volta	438,54	117,07	443,33	462,81	122,81	453,33
Alcance	707,82	187,76	700,00	705,82	187,55	686,67
Movimento Total	1.332,87	293,55	1.336,67	1.343,34	306,69	1.300,00

7.2.2. Segundo estudo

Nesta subseção serão exibidas as tabelas com os valores médios de tempo para cada uma das fases de movimento analisadas durante o segundo estudo. As tabelas estão separadas por grupos de voluntários e outros valores como desvio padrão e mediana também podem ser verificados.

A Tabela 6 a seguir representa os valores médios, o desvio padrão e as medianas dos intervalos de tempo para as fases de repouso, ajuste, ida, volta, alcance e movimento total para os ensaios realizados pelos membros parético e não parético de crianças PCHE durante o segundo estudo.

Tabela 5 - Tempo das fases de movimento, durante o jogo, em milissegundos (ms), durante o movimento de crianças PCHE.

Fases	Hemiparesia Esquerda					
	Membro Parético			Membro Não Parético		
	Média	Desvio Padrão	Mediana	Média	Desvio Padrão	Mediana
Repouso	1066,67	426,54	1066,67	1457,88	386,56	1457,88
Ajuste	1740,22	1058,15	1703,33	893,33	447,78	746,67
Ida	782,33	172,92	821,67	691,11	247,52	706,67
Volta	653,67	116,23	636,67	513,11	125,92	483,33
Alcance	1577,44	921,50	1930,00	1142,00	306,45	1043,33
Movimento Total	3176,22	1152,80	3046,67	2097,56	477,61	1966,67

A Tabela 7 a seguir representa os valores médios, o desvio padrão e as medianas dos intervalos de tempo para as fases de repouso, ajuste, ida, volta, alcance e movimento total para os ensaios realizados pelos membros parético e não parético de crianças PCHD durante o segundo estudo.

Tabela 6 - Tempo das fases de movimento, durante o jogo, em milissegundos (ms), durante o movimento de crianças PCHD.

Hemiparesia Direita						
Fases	Membro Parético			Membro Não Parético		
	Média	Desvio Padrão	Mediana	Média	Desvio Padrão	Mediana
Repouso	1127,02	769,47	961,67	1024,33	610,46	1024,33
Ajuste	1607,75	1417,76	1213,33	566,24	547,58	383,33
Ida	949,11	406,04	805,00	664,65	308,71	626,67
Volta	894,76	384,28	786,67	600,97	270,07	563,33
Alcance	1858,24	1393,50	1570,00	997,63	611,62	816,67
Movimento Total	3451,62	1987,03	3063,33	1831,86	891,21	1466,67

A Tabela 8 a seguir representa os valores médios, o desvio padrão e as medianas dos intervalos de tempo para as fases de repouso, ajuste, ida, volta, alcance e movimento total para os ensaios realizados pelos membros dominante e não dominante de crianças DT durante o segundo estudo.

Tabela 7 - Tempo das fases de movimento, durante o jogo, em milissegundos (ms), durante o movimento de crianças DT.

Desenvolvimento Típico						
Fases	Membro Esquerdo			Membro Direito		
	Média	Desvio Padrão	Mediana	Média	Desvio Padrão	Mediana
Repouso	1.285,90	735,73	1.251,67	1.151,60	508,16	1.151,60
Ajuste	600,68	514,67	396,67	619,12	515,25	407,50
Ida	646,29	240,40	603,33	613,89	275,02	640,00
Volta	545,48	156,04	525,00	615,43	238,79	560,00
Alcance	966,89	590,46	845,00	928,06	449,54	848,33
Movimento Total	1.792,45	755,60	1.620,00	1.848,43	647,04	1.727,50

7.3. Eletroencefalografia

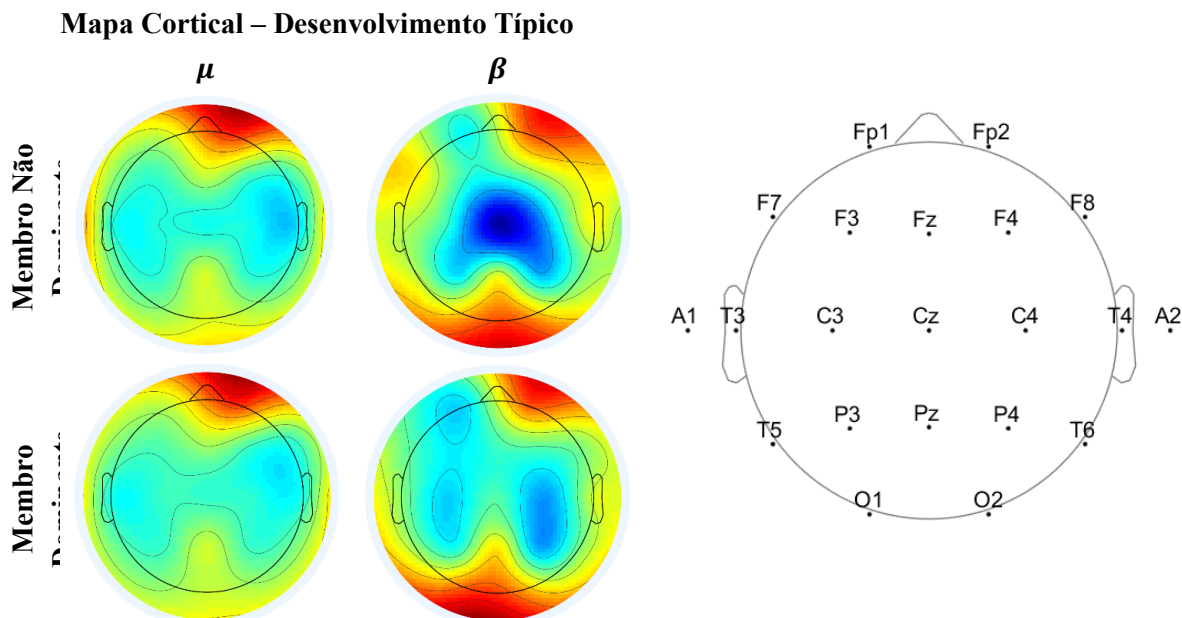
7.3.1. Primeiro Estudo

Nesta seção serão apresentados os resultados obtidos para análise da atividade cerebral de crianças DT e crianças com paralisia cerebral, sendo estas divididas em dois grupos, crianças PCHE e PCHD. Os resultados aqui representados tratam-se daqueles obtidos durante o primeiro estudo, no qual as crianças realizaram movimentos voluntários de alcance, utilizando os membros superiores, porém sem o uso do jogo sério.

7.3.1.1. Desenvolvimento Típico

A Figura 20 representa o mapa cortical da ativação cerebral de crianças DT durante o movimento de alcance realizado no primeiro estudo, isto é, sem o uso do jogo sério. O mapa cortical representa a densidade de potência das ondas mu (μ) (8 a 10Hz) e beta (β) (14 a 25Hz) durante a execução do movimento usando o membro dominante (membro direito) e o membro não dominante (membro esquerdo).

Figura 20 – Mapa cortical obtido para as crianças DT durante o movimento de alcance (primeiro estudo)



[Fonte]: Autor

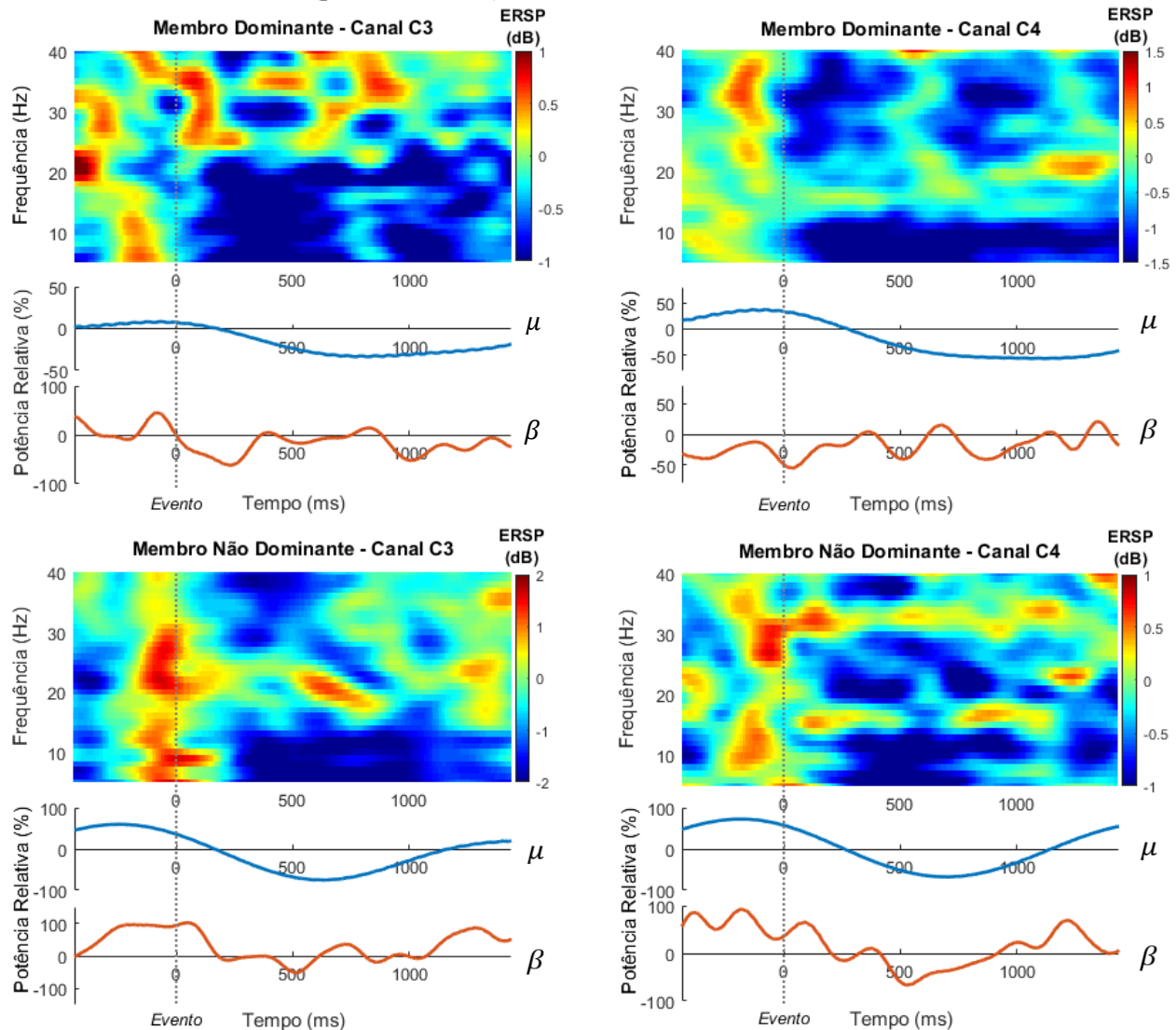
De acordo com a Figura 20 é possível observar uma dessincronização das ondas mu na região do córtex motor, mais precisamente, sobre a região compreendida pelos eletrodos T3, C3, Cz, C4 e T4 nos ensaios realizados com o membro dominante e com o membro não

dominante. Além disso, para essa mesma onda, é possível observar uma elevada sincronização sobre a região frontal (Fp1 e Fp2).

Para as ondas beta, durante o movimento realizado com o membro não dominante, observou-se uma dessincronização de alta densidade de potência na região central, abrangendo a região compreendida pelos eletrodos P3, C3, Cz, C4 e P4. Já as ondas beta obtidas durante os ensaios realizados com o membro dominante apresentaram dessincronização sobre a região compreendida pelos eletrodos F3, C3, P3, C4 e P4. Além disso, para ambos os ensaios, com o membro dominante e não dominante, observou-se uma sincronização beta elevada sobre a região frontal e occipital.

A Figura 21 representa o gráfico de Tempo-Frequência para os eventos relacionados à perturbação do espectro (ERSP) e, logo abaixo, as ondas referentes ao evento relacionado à dessincronização/sincronização (ERD/ERS) das ondas mu e beta. Os gráficos da figura em questão foram obtidos para os canais C3 e C4 durante o movimento realizado com os membros dominante e não dominante.

Figura 21 – Representação de tempo-frequência dos espectros relacionados à perturbação do espectro e curvas dos eventos relacionados a dessincronização e sincronização das ondas mu e beta sobre os canais C3 e C4 durante movimentos com o membros dominante e não dominante de crianças DT durante movimento de alcance (primeiro estudo)



[Fonte]: Autor

Ao analisar o gráfico de tempo-frequência e as curvas ERD/ERS obtidos para os sinais sobre o canal C3, durante o movimento com o membro dominante, é possível observar um grande intervalo de dessincronização que se inicia com o início do movimento e se estende por quase todo o período de sua execução. Essa dessincronização pode ser observada principalmente para a onda alfa, compreendendo a onda mu, e para as ondas beta de frequências menores. Para as ondas betas de frequências mais elevadas é possível observar sincronizações de curtos intervalos de tempo logo após o início do movimento e durante o período que corresponderia ao término do movimento de ida do membro superior e início do período de

ajuste do movimento. Quanto ao período que antecede ao evento, isto é, o movimento, é possível observar sincronizações de curta duração para as ondas mu e beta.

Os gráficos obtidos para os sinais sobre o canal C4, durante o movimento com o membro dominante, revelaram um extenso período de dessincronização mu e beta que se inicia juntamente com o início do movimento e se estende durante a sua execução. Além disso, é possível observar sincronizações mu e beta no período que antecede o movimento e sincronizações beta durante ao final do movimento.

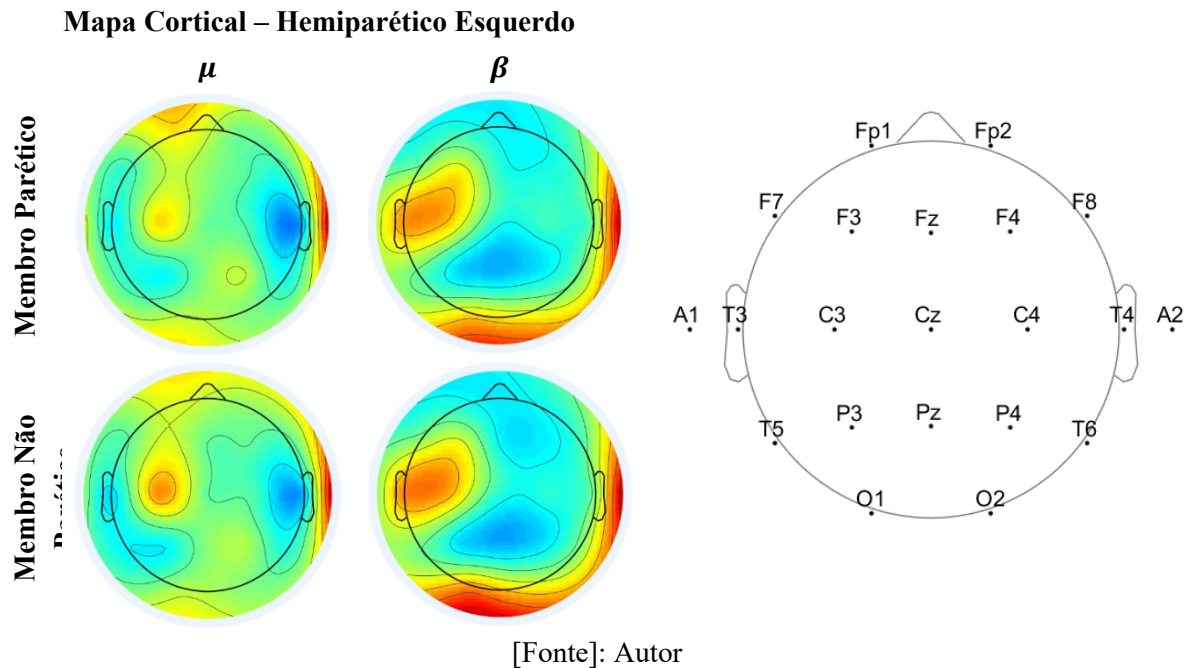
Para os ensaios realizados com o membro não dominante, observou-se sobre o canal C3 sincronizações mu e beta de alta densidade de potência instantes antes e quando se inicia o movimento. Contudo, durante a execução do movimento é possível observar dessincronização mu e beta de baixa frequência. Além disso, como nos ensaios com o membro dominante, é possível observar sincronizações beta ao final do movimento de ida e início do intervalo de ajuste de movimento, bem como ao final de todo o movimento de alcance.

Para o mesmo ensaio, sobre o canal C4, como para o canal C3, observou-se sincronizações mu no período que antecede o movimento e sincronizações beta antes e no instante em que esse se inicia o movimento. Além disso, como nos outros ensaios, observou-se extenso período de dessincronizações mu e beta durante a execução do movimento. Contudo, para uma determinada componente de frequência beta (entre 16 e 19Hz) é possível observar oscilações desse tipo de onda revelando algumas sincronizações ao longo do movimento de alcance e ao final do movimento de movimento de ida.

7.3.1.2. Hemiparético Esquerdo

A Figura 22 representa o mapa cortical da ativação cerebral de crianças diagnosticadas com paralisia cerebral do tipo hemiparética esquerda durante o movimento de alcance realizado no primeiro estudo, isto é, sem o uso do jogo sério. O mapa cortical representa a densidade de potência das ondas mu(μ) e beta(β) durante a execução do movimento usando o membro parético (membro esquerdo) e o membro não parético (membro direito).

Figura 22 – Mapa cortical obtido para as crianças PCHE durante o movimento de alcance (primeiro estudo)

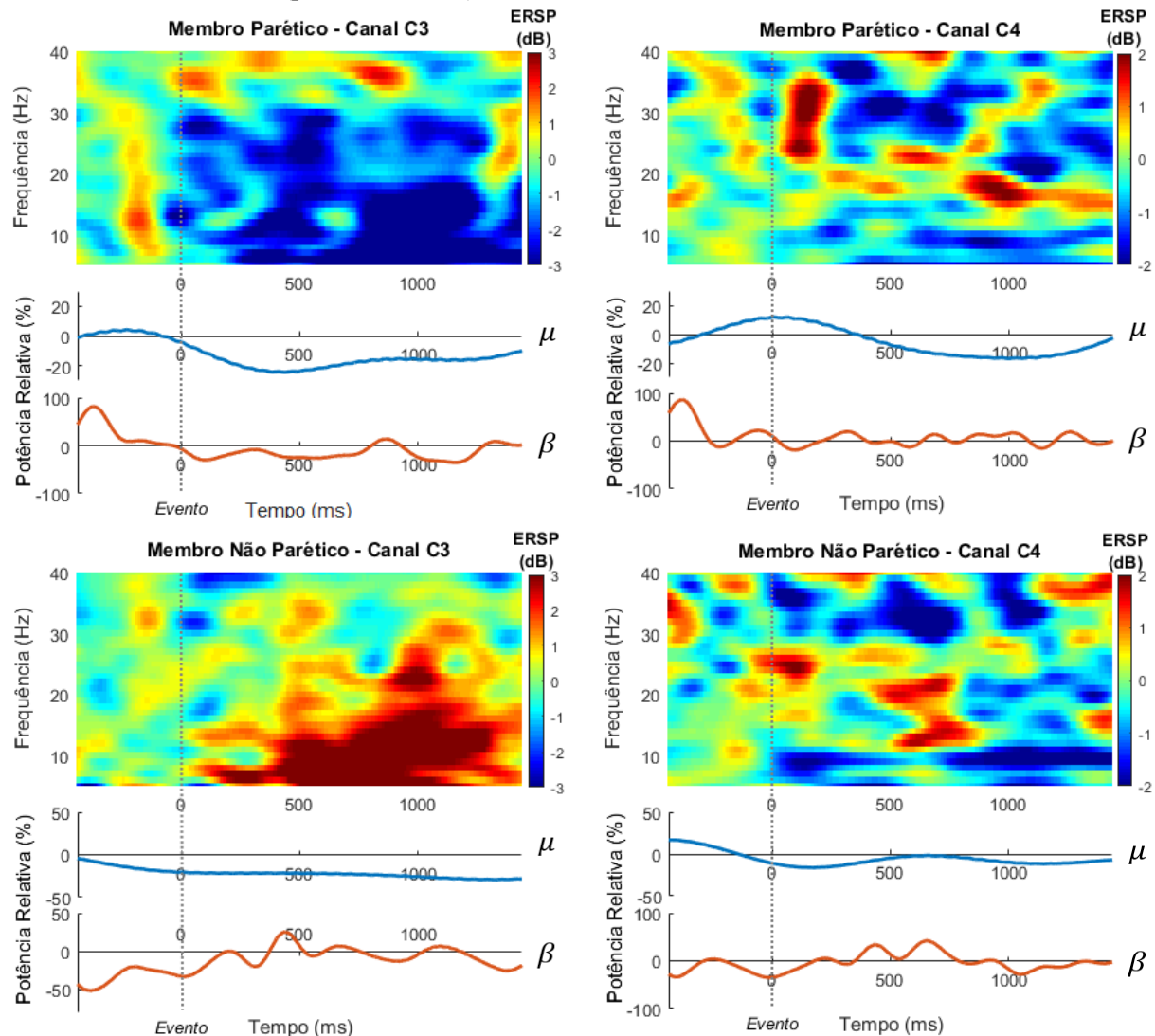


De acordo com a Figura 22, durante os ensaios realizados com o membro parético, a criança apresentou dessincronizações μ sobre as regiões temporal, frontal e parietal, compreendendo os canais F7, T3, T5, P3, F4, C4, T4 e T6. Contudo uma maior densidade de potência foi evidenciada sobre a região compreendida entre os canais C4 e T4. Durante esse mesmo ensaio, observou-se sincronizações μ sobre a região do canal C3 e sobre a região frontal, compreendida pelo canal Fp1 e F3. Para os ensaios realizados com o membro não parético, o comportamento das ondas μ se apresentou semelhante ao obtido durante os ensaios com o membro parético, no entanto observou-se uma sincronização de maior densidade de potência sobre a região do canal C3.

Para os ensaios realizados com o membro parético em crianças PCHE, observou-se que as ondas beta apresentaram dessincronizações de maior intensidade na região compreendida pelos eletrodos Cz, Pz, P3 e P4, e de menor intensidade sobre a região frontal (Fp1 Fp2, Fz e F4). Contudo, foi possível observar elevadas sincronizações na região dos canais T3, C3 e F3 e sobre a região occipital (O1 e O2). Esse mesmo comportamento das ondas beta foi observado durante os ensaios com o membro não parético.

A Figura 23 representa o gráfico de Tempo-Frequência para os eventos relacionados à perturbação do espectro (ERSP) e, logo abaixo, as ondas referentes ao evento relacionado à dessincronização/sincronização (ERD/ERS) das ondas μ e beta. Os gráficos foram obtidos para os canais C3 e C4 durante o movimento realizado com os membros parético e não parético.

Figura 23 - Representação de tempo-frequência dos espectros relacionados à perturbação do espectro e curvas dos eventos relacionados a dessincronização e sincronização das ondas mu e beta sobre os canais C3 e C4 durante movimentos com o membros parético e não parético de crianças PCHE durante movimento de alcance (primeiro estudo)



[Fonte]: Autor

Ao analisar o gráfico de tempo-frequência e as curvas ERD/ERS obtidos para os sinais sobre o canal C3, durante o movimento com o membro parético, observou-se dessincronizações mu e beta durante o movimento. Além disso, observou-se sincronizações beta durante o período de ajuste e instantes antes de iniciar o movimento, assim como observado para crianças DT.

Contudo, ao analisar os resultados dos gráficos obtidos para o canal C4, durante os ensaios realizados com o membro parético, observou-se uma maior oscilação das ondas mu e beta. Durante esses ensaios, observou-se que sincronizações beta de alta frequência e elevada densidade de potência instantes depois de iniciar o movimento e após finalizado o movimento

de ida, antes de iniciar o período de ajuste. No entanto, é possível observar que sincronizações beta também ocorreram alguns instantes antes de iniciar o movimento. Além disso, para esse mesmo ensaio, observou-se que as ondas mu apresentaram dessincronizações ao longo do movimento e que as ondas beta de maior frequência apresentaram dessincronizações no período compreendido entre a sincronização obtida logo após iniciado o movimento e o instante em que é finalizado o movimento de ida.

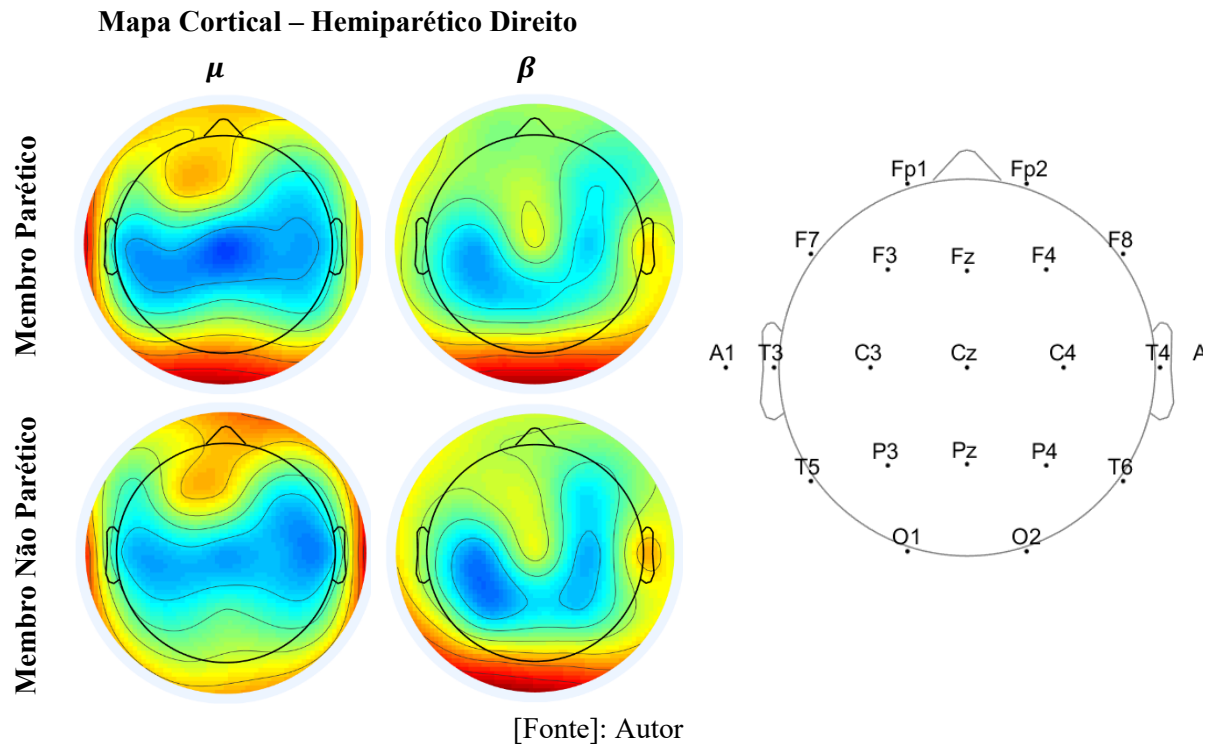
Ao analisar os gráficos obtidos para o canal C3, durante o movimento com o membro não parético de crianças PCHE, observou-se uma extensa sincronização mu e beta que se inicia com o movimento e se estende durante o mesmo. Embora as curvas ERD/ERS mu revelem uma dessincronização que se inicia bem antes do movimento, esta quase não é observada ao comparar com uma faixa maior de frequências no gráfico de tempo-frequência. Sincronizações mu e beta também são evidenciadas antes do movimento, contudo estas apresentaram menor densidade de potência quando comparada com a sincronização dessas ondas durante a execução do movimento.

Os resultados obtidos para o canal C4, durante o movimento com o membro não parético, assim como os resultados obtidos para o mesmo canal durante o movimento com o membro parético, apresentaram oscilações para as ondas mu e beta. Para ambas as ondas analisadas, observou-se sincronização antes de iniciar o movimento, contudo, para as ondas beta, é possível observar uma sincronização de elevada densidade de potência no instante em que se inicia o movimento e durante o mesmo, isto é, instantes antes de finalizado o movimento de ida do membro. Dessincronizações mu são observadas durante a execução do movimento e dessincronizações beta são observadas no período que corresponde à fase de ajuste do movimento.

7.3.1.3. Hemiparético Direito

A Figura 24 representa o mapa cortical da ativação cerebral de crianças PCHD durante o movimento de alcance realizado no primeiro estudo, isto é, sem o uso do jogo sério. O mapa cortical representa a densidade de potência das ondas mu() e beta() durante a execução do movimento usando o membro parético (membro direito) e o membro não parético (membro esquerdo).

Figura 24 - Mapa cortical obtido para as crianças PCHD durante o movimento de alcance (primeiro estudo)

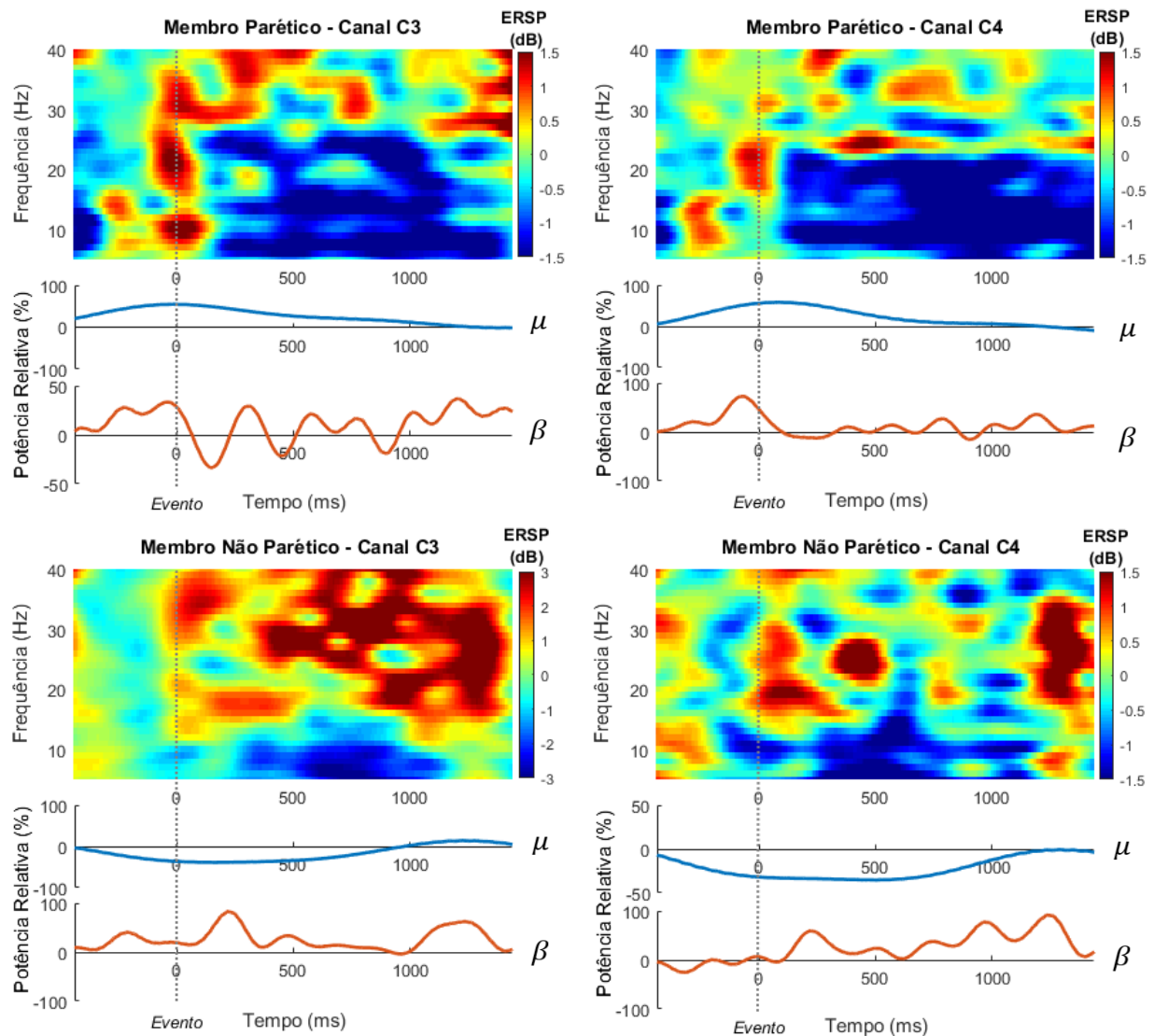


De acordo com a Figura 24, durante os ensaios realizados com o membro parético, a criança apresentou dessincronizações mu na região central, sob os canais T3, C3, Cz, C4 e T4. Além disso, é possível observar sincronizações mu sobre a região occipital (O1 e O2) e sobre a região frontal (Fp1, Fp2, F3 e Fz). Para esse mesmo ensaio, observou-se dessincronizações beta sobre a região dos canais C3, P3, Pz, P4 e C4 e sincronizações beta sobre a região occipital (O1 e O2) e sobre a região de Cz.

Durante os ensaios realizados com o membro não parético, as ondas mu apresentaram sincronizações de menor densidade de potência sobre a região occipital e as ondas beta apresentaram dessincronizações de maior densidade de potência sobre a região do canal C4.

A Figura 25 representa o gráfico de Tempo-Frequência para os eventos relacionados à perturbação do espectro (ERSP) e as curvas referentes ao evento relacionado à dessincronização/sincronização (ERD/ERS) das ondas mu e beta. Os gráficos foram obtidos para os canais C3 e C4 durante o movimento com os membros parético e não parético.

Figura 25 - Representação de tempo-frequência dos espectros relacionados à perturbação do espectro e curvas dos eventos relacionados a dessincronização e sincronização das ondas mu e beta sobre os canais C3 e C4 durante movimentos com o membros parético e não parético de crianças PCHD durante movimento de alcance (primeiro estudo)



[Fonte]: Autor

Ao analisar os resultados obtidos para os sinais sobre o canal C3, durante o movimento com o membro parético, observou-se sincronizações mu e beta de elevada densidade de potência que se iniciam instantes do movimento e se estendem até instantes após o início do mesmo. Contudo, também é possível observar dessincronizações mu e beta que se estendem ao longo do movimento. Em alguns instantes ao longo do movimento, também é possível identificar pequenos picos de sincronização beta e uma sincronização beta de alta densidade de potência durante o período de ajuste do movimento.

Um comportamento parecido é observado para os sinais sobre o canal C4, durante os ensaios com o membro parético. Embora os sinais sobre esse canal tenham apresentado menores

oscilações beta, observou-se uma sincronização beta de elevada densidade de potencial durante o movimento de ida. Como no canal C3, também foram observadas dessincronizações mu e beta, de baixa frequência, durante todo o movimento.

Ao analisar os sinais obtidos durante os ensaios com o membro não parético, sobre o canal C3, é possível identificar uma área de sincronização beta de alta densidade de potência durante todo o movimento, mas especialmente durante o término do movimento de ida e início da fase de ajuste de movimento. Para a fase de ajuste de movimento, também é possível observar sincronização mu, embora de menor densidade de potência. É possível identificar também dessincronização mu, que se inicia instantes antes do movimento e se estende até o período de ajuste do mesmo.

Os sinais sobre o canal C4 durante os ensaios com o membro não parético revelaram oscilações das ondas mu e beta durante todo o período analisado. Por meio dos gráficos é possível observar sincronizações beta de elevada densidade de potência no instante em que se inicia o movimento, durante o movimento e durante o período de ajuste. Contudo, em alguns instantes, é possível observar dessincronizações beta intercaladas a esses períodos de sincronização. Dessincronizações mu são observadas desde antes de iniciar o movimento, até o início da fase de ajuste. Além disso, antes do movimento, é possível identificar momentos de sincronização mu e beta, assim como identificado para crianças DT.

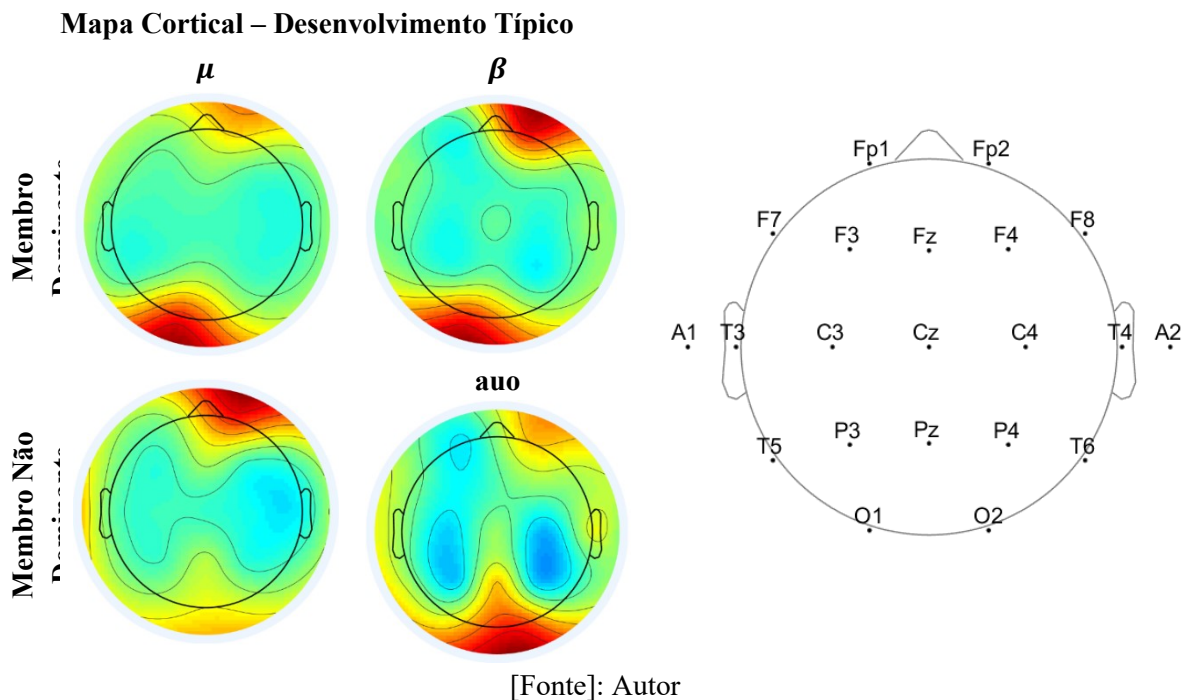
7.3.2. Segundo Estudo

Nesta seção serão apresentados os resultados obtidos para análise da atividade cerebral de crianças DT e crianças com paralisia cerebral, sendo estas divididas em dois grupos, crianças PCHE e PCHD. Os resultados aqui representados tratam-se daqueles obtidos durante o segundo estudo, no qual as crianças realizaram movimentos voluntários de alcance, utilizando os membros superiores, com o uso do jogo sério.

7.3.2.1. Desenvolvimento Típico

A Figura 26 representa o mapa cortical da ativação cerebral de crianças DT durante o movimento de alcance realizado no segundo estudo, isto é, com o uso do jogo sério. O mapa cortical representa a densidade de potência das ondas mu() e beta() durante a execução do movimento usando o membro dominante (membro direito) e o membro não dominante (membro esquerdo).

Figura 26 - Mapa cortical obtido para as crianças com desenvolvimento durante o movimento de alcance motivado pelo jogo (segundo estudo)

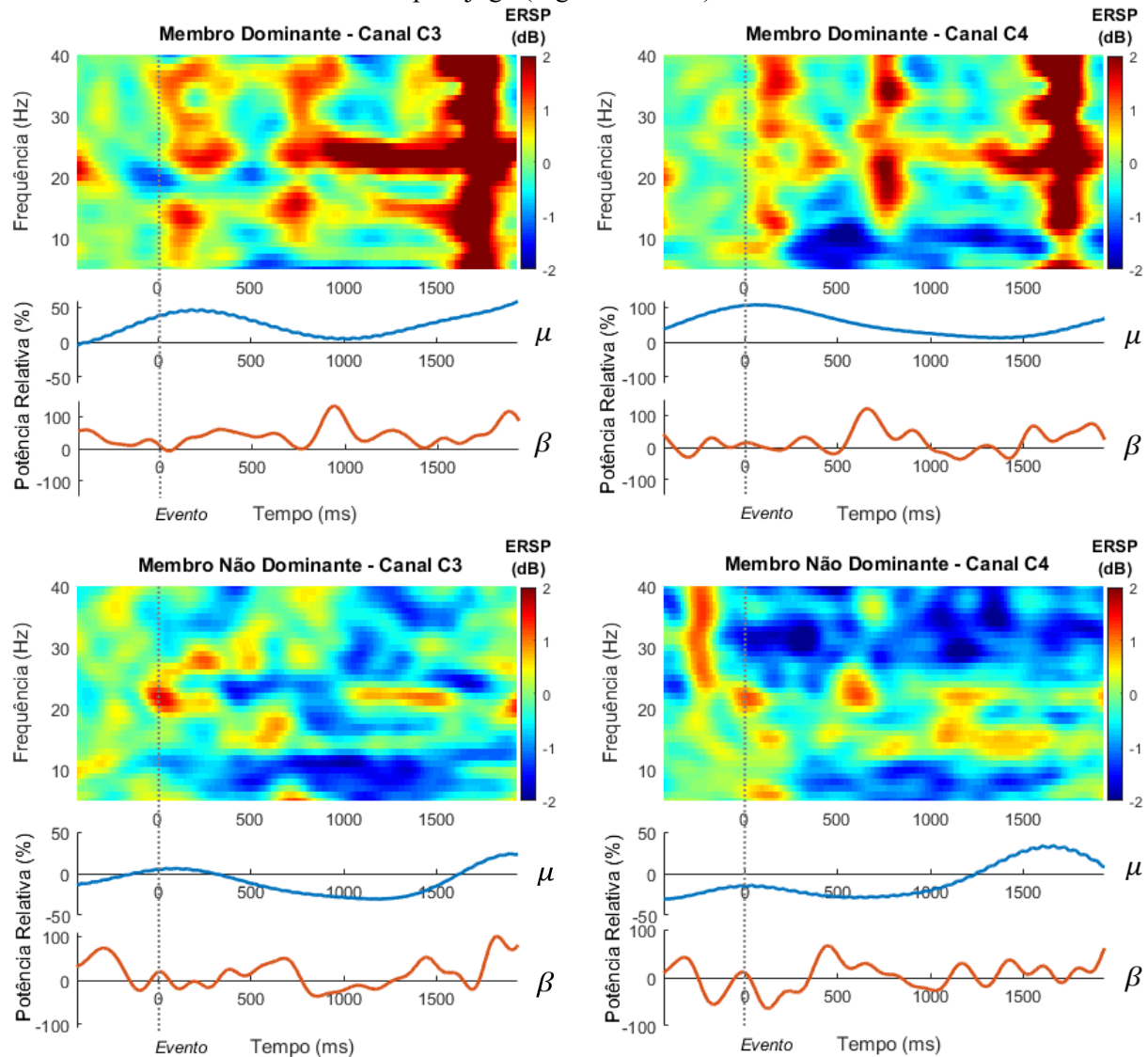


De acordo com a Figura 26, durante os ensaios realizados com o membro dominante, a criança apresentou dessincronizações mu de baixa densidade de potência na região central, sobre os canais T3, C3, Cz, C4 e T4. Além disso, observou-se sincronizações mu sobre os canais da região occipital (O1, O2 e P3) e sobre a região frontal (Fp1 e Fp2), dessincronizações beta sobre a região dos canais C3, F3, P4 e C4 e sincronizações beta sobre a região occipital (O1 e O2) e sobre a região frontal (Fp2, F4 e F8).

Durante os ensaios com o membro não dominante, observou-se sincronizações mu na região frontal, especificamente sobre os canais Fp2, Fz, F4 e F8 e na região occipital, sobre os canais O1 e O2. As dessincronizações mu foram observadas sobre a região dos canais C3, F3, P3, Cz, F4, C4, P4 e T4, com destaque para a região dos canais C4 e T4 que apresentaram maior densidade de potência. Ainda para os ensaios com os membros não dominantes, observou-se dessincronização beta sobre os canais F3, P3, C3, C4 e P4 e sincronização beta sobre a região dos canais occipitais (O1, O2 e Pz) e frontais (Fp2, F8 e F4).

A Figura 27 representa o gráfico de Tempo-Frequência para os eventos relacionados à perturbação do espectro (ERSP) e as curvas referentes ao evento relacionado à dessincronização/sincronização (ERD/ERS) das ondas mu e beta. Os gráficos foram obtidos para os canais C3 e C4 durante o movimento com os membros dominante e não dominante.

Figura 27 - Representação de tempo-frequência dos espectros relacionados à perturbação do espectro e curvas dos eventos relacionados a dessincronização e sincronização das ondas mu e beta sobre os canais C3 e C4 durante movimentos com o membros dominante e não dominante de crianças DT durante movimentos de alcance motivados pelo jogo (segundo estudo)



[Fonte]: Autor

Ao analisar os resultados obtidos para os sinais sobre o canal C3, durante o movimento com o membro dominante, observou-se sincronizações mu e beta antes e durante o início do movimento. Contudo, ao longo do movimento observou-se sincronizações beta ao longo de todo o período analisado, principalmente no momento de ajuste do movimento e ao término do movimento, quando é observada uma sincronização com elevada densidade de potência. Para determinadas componentes de frequência beta, é possível observar sincronização que se estende do período de ajuste ao término do movimento de volta do membro ao ponto inicial. Durante esse ensaio, as dessincronizações são observadas para as ondas mu durante o desenvolvimento

da tarefa e para determinadas componentes de frequência beta no momento em que se inicia o movimento.

Um comportamento semelhante ao obtido sobre o canal C3, é observado sobre o canal C4, no entanto para esse canal é possível observar uma maior dessincronização para as ondas mu e beta de baixa frequência.

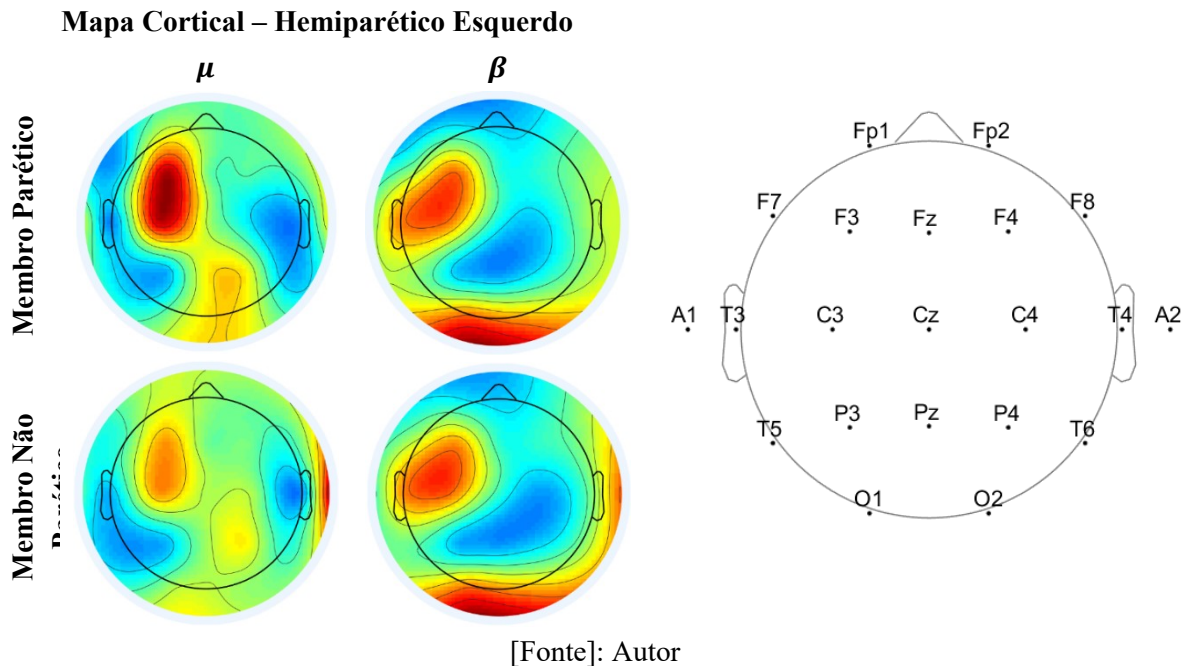
Ao analisar os resultados obtidos para o canal C3, durante o movimento com o membro não dominante, é possível identificar sincronizações mu instantes antes de iniciar movimento e após o término do mesmo. Além disso, dessincronizações mu podem ser observadas ao longo do desenvolvimento do movimento. Para as ondas beta, observou-se sincronizações antes e no instante em que se inicia o movimento e em momentos esporádicos ao longo da coleta, como ao término do movimento de ida, durante o período de ajuste de movimento e ao término do movimento de volta. Dessincronizações beta são observadas durante o desenvolvimento do movimento.

Os resultados obtidos para o canal C4 durante o movimento com membro não dominante revelaram sincronizações mu e beta instantes antes de iniciar o movimento. Durante o desenvolvimento do movimento observou-se a dessincronização das ondas mu e de ondas beta de elevadas componentes de frequência. Contudo, para ondas beta de componentes de frequência menores é possível observar oscilações de sincronizações beta, principalmente ao término do movimento de ida e durante o período de ajuste e durante o movimento de volta do membro para a posição inicial.

7.3.2.2. Hemiparético Esquerdo

A Figura 28 representa o mapa cortical da ativação cerebral de crianças PCHE durante o movimento de alcance realizado no segundo estudo, isto é, com o uso do jogo sério. O mapa cortical representa a densidade de potência das ondas mu() e beta() durante a execução do movimento usando o membro parético (membro esquerdo) e o membro não parético (membro direito).

Figura 28 - Mapa cortical obtido para as crianças PCHE durante o movimento de alcance motivado pelo jogo (segundo estudo)



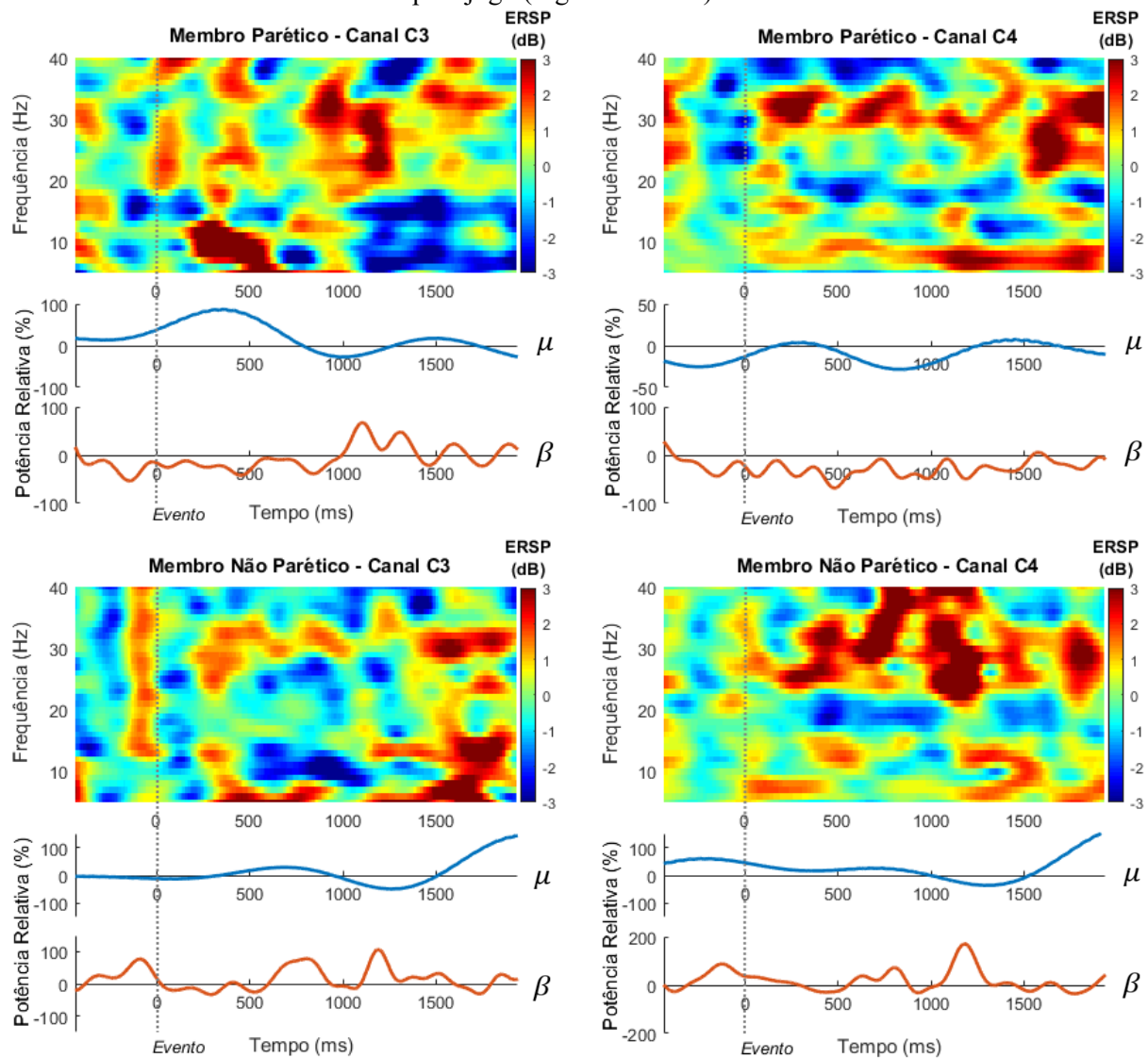
De acordo com a Figura 28, durante os ensaios realizados com o membro parético, a criança apresentou dessincronizações μ de alta densidade de potência na região dos canais F7, T3, T5, P3, C4, T4, P4 e T6. Foram evidenciadas sincronizações de elevada densidade de potência na região dos canais F3 e C3 e de menor densidade de potência na região dos canais Cz, Pz, O1 e O2.

Ainda durante os ensaios com o membro parético, observou-se dessincronizações β de alta densidade de potência na região frontal (F7, Fp1 e Fp2) e na região central, sobre os canais Cz, Pz, P4 e C4. Na região compreendida pelos canais Fz, e F4 também foram evidenciadas dessincronizações β , porém de menor potência. Além disso, sobre a região occipital (O1 e O2) os canais T3, C3 e F3 foi observada dessincronizações β de elevada densidade de potência.

Para os ensaios realizados com o membro não parético, observou-se dessincronizações μ sobre os canais T3, T5, P3, T4, T6 e F8. Foram observadas sincronizações μ de alta potência sobre os canais C3, F3 e Fp1 e sincronização de menor potência sobre os canais C4, P4 e O1. Para este mesmo ensaio, observou-se sincronizações β de alta densidade de potência na região occipital (O1 e O2) e na região dos canais F3, T3 e C3. Além disso, foram observadas dessincronizações β sobre a região frontal (Fp1 e Fp2) e na região central, compreendida pelos canais C4, Cz, P4, Pz e P3.

A Figura 29 representa o gráfico de Tempo-Frequência para os eventos relacionados à perturbação do espectro (ERSP) e as curvas referentes ao evento relacionado à dessincronização/sincronização (ERD/ERS) das ondas mu e beta. Os gráficos foram obtidos para os canais C3 e C4 durante o movimento com os membros parético e não parético.

Figura 29 - Representação de tempo-frequência dos espectros relacionados à perturbação do espectro e curvas dos eventos relacionados a dessincronização e sincronização das ondas mu e beta sobre os canais C3 e C4 durante movimentos com o membros parético e não parético de crianças PCHE durante movimentos de alcance motivados pelo jogo (segundo estudo)



[Fonte]: Autor

Ao analisar os resultados obtidos para os sinais sobre o canal C3, durante o movimento com o membro parético, observou-se sincronização mu após iniciado o movimento e dessincronização mu durante o término do movimento de ida e o período de ajuste de movimento. Para o mesmo ensaio, observou-se sincronizações beta no início do movimento e,

posteriormente, junto ao término do movimento de ida e durante o início do período de ajuste de movimento.

Para o canal C4, em ensaios com o membro parético, observou-se sincronizações mu durante quase todo o período analisado, contudo com maior densidade de potência no período de ajuste de movimento. Dessincronizações mu de baixa potência ocorreram antes de iniciar o movimento e antes e durante o movimento de ida do membro parético. As ondas beta apresentaram sincronização antes de iniciar o movimento, logo após iniciado o movimento e durante o período de ajuste de movimento e início do retorno do braço à posição inicial. Dessincronizações beta foram evidenciadas ao longo do movimento do membro parético.

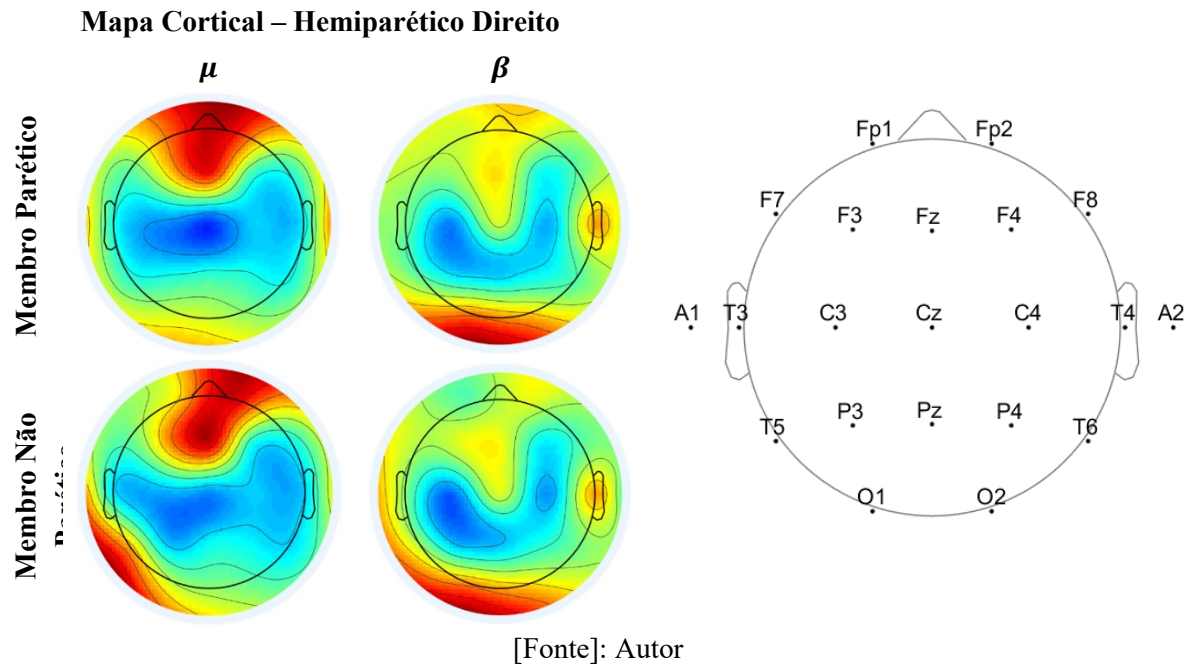
Ao analisar os resultados obtidos para os sinais do canal C3 durante o movimento com o membro não parético, observou-se que as ondas mu apresentaram dessincronização períodos antes e durante o desenvolvimento do movimento. Contudo, foram observadas sincronizações mu logo após iniciado o movimento e durante o período de ajuste de movimento, sendo esta última de elevada potência. As ondas beta apresentaram sincronização antes de iniciar o movimento, instantes após o seu início e durante a fase de ajuste de movimento. Dessincronizações beta foram observadas durante o desenvolvimento do movimento.

Sobre o canal C4, durante o movimento com o membro parético, observou-se sincronizações mu e beta no período que antecede o movimento e durante o movimento. Apresentando maior densidade de potência no período compreendido entre o término do movimento de ida e durante a fase de ajuste de movimento. Elevadas sincronizações beta de componentes de frequências mais elevadas foram encontradas ao final do movimento de ida. Além disso, uma pequena faixa de dessincronização beta foi observada ao longo do movimento.

7.3.2.3. *Hemiparético Direito*

A Figura 30 representa o mapa cortical da ativação cerebral de crianças PCHD durante o movimento de alcance realizado no segundo estudo, isto é, com o uso do jogo sério. O mapa cortical representa a densidade de potência das ondas mu() e beta() durante a execução do movimento usando o membro parético (membro direito) e o membro não parético (membro esquerdo).

Figura 30 - Mapa cortical obtido para as crianças PCHD durante o movimento de alcance motivado pelo jogo (segundo estudo)



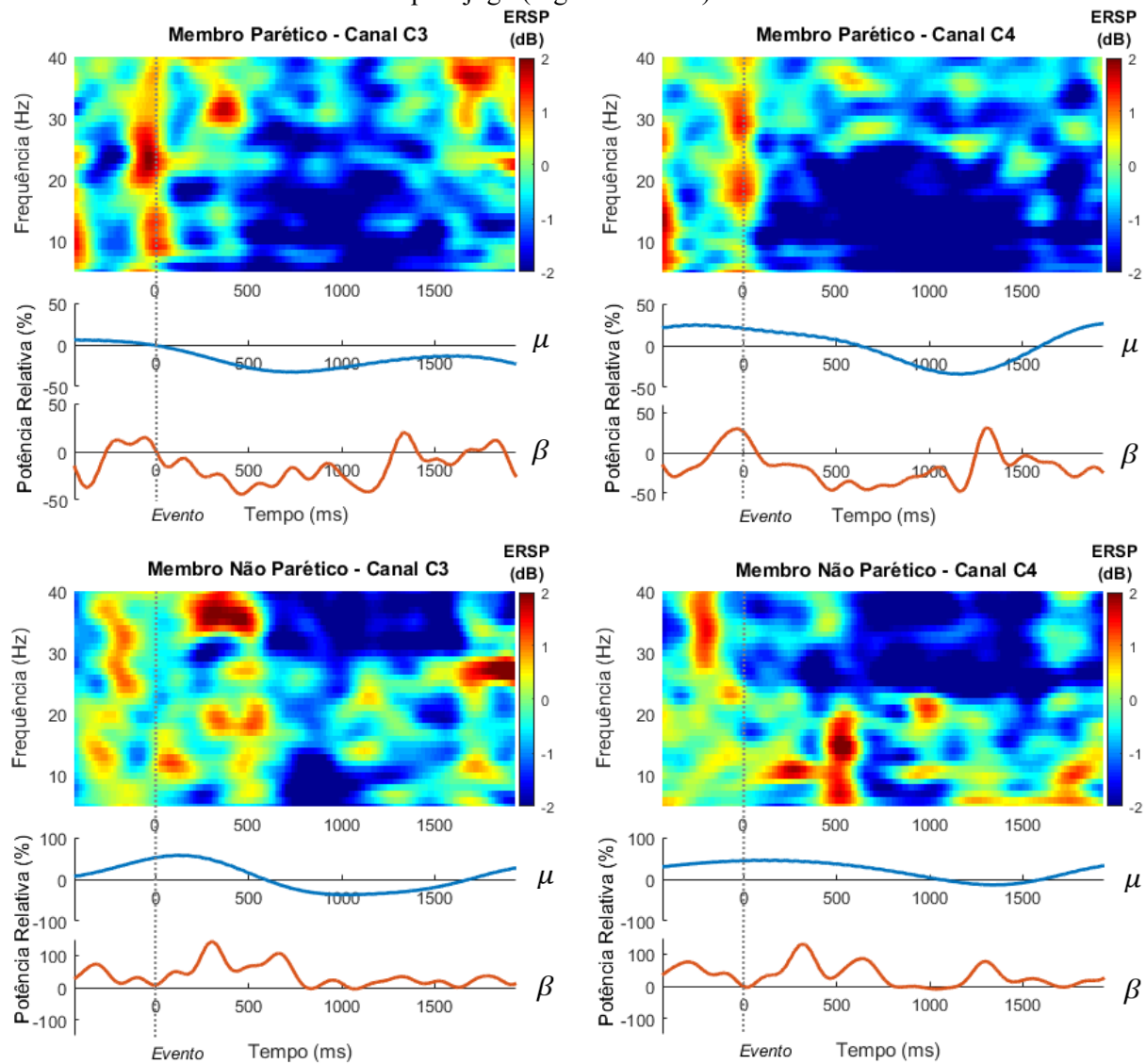
De acordo com a Figura 30, durante os ensaios realizados com o membro parético, a criança apresentou dessincronizações μ de alta densidade de potência na região dos canais T3, C3, Cz, C4, T4, P4 e F4, sendo que sobre os canais C3 e Cz foram evidenciadas dessincronizações de maior densidade de potência. E sincronizações μ de alta densidade de potência sobre a região frontal, mais especificamente sobre os canais Fp1, Fp2, F3, F4 e Fz. Para o mesmo ensaio, observou-se dessincronizações beta sobre a região dos canais C3, P3, Pz, P4 e C4 e sincronização beta sobre a região occipital (O1 e O2) e região dos canais T4, Cz, Fz, F3, F4, Fp1 e Fp2.

Para os ensaios realizados com o membro não parético observou-se um comportamento semelhante para as ondas μ , adicionado às sincronizações desse tipo de onda na região compreendida pelos canais T3 e T5, e extensão da região de dessincronização englobando a região do canal P3. Para as ondas beta, durante os ensaios com o membro não parético, observou-se um comportamento semelhante ao obtido durante os ensaios com o membro parético, apresentando apenas uma menor densidade de potência sobre a região de sincronização do canal Fp1.

A Figura 31 representa o gráfico de Tempo-Frequência para os eventos relacionados à perturbação do espectro (ERSP) e as curvas referentes ao evento relacionado à

dessincronização/sincronização (ERD/ERS) das ondas mu e beta. Os gráficos foram obtidos para os canais C3 e C4 durante o movimento com os membros parético e não parético.

Figura 31 - Representação de tempo-frequência dos espectros relacionados à perturbação do espectro e curvas dos eventos relacionados a dessincronização e sincronização das ondas mu e beta sobre os canais C3 e C4 durante movimentos com o membro parético e não parético de crianças PCHD durante movimentos de alcance motivados pelo jogo (segundo estudo)



[Fonte]: Autor

Ao analisar os resultados obtidos para os sinais sobre o canal C3, durante o movimento com o membro parético, observou-se sincronização mu e beta instantes antes do início do movimento e no exato momento em que este se inicia. Durante o desenvolvimento do movimento, foi possível observar dessincronização das ondas mu e beta. Contudo, foi possível

observar sincronização beta de alta frequência instantes após o início do movimento de ida e durante o período de ajuste.

Os resultados obtidos para os sinais do canal C4, durante o movimento com o membro parético, revelaram um comportamento semelhante ao obtido sobre o canal C3. As principais diferenças se encontraram no instante em que inicia a dessincronização das ondas mu, representada por meio da curva ERD/ERS. Além disso, é possível observar que para os sinais obtidos sobre o canal C4 as sincronizações observadas após o movimento de ida apresentaram menor densidade de potência do que as observadas para o canal C3.

Durante o movimento com o membro não parético, foi possível observar sobre o canal C3 que as ondas mu e beta apresentaram sincronizações antes do início do movimento e instantes depois deste ter iniciado. Sincronizações mu e beta também foram observadas após o término do movimento de ida e durante o período de ajuste. Um curto período de dessincronização mu foi observado após 500ms do início do movimento e se estende até o fim do movimento de ida.

Os resultados obtidos sobre o canal C4 para os movimentos realizados com o membro não parético apresentaram sincronizações mu e beta no período que antecede o movimento e se estende até aproximadamente 500ms após o seu início. Aos 500ms após o início do movimento é possível observar sincronizações mu e beta de alta densidade de potência seguidas de dessincronizações mu e beta que se estendem até o fim do movimento de ida e período de ajuste. Dessincronizações beta de alta frequência podem ser observadas durante todo o movimento.

7.3.3. Comparação entre estudos

Nesta seção serão apresentados os resultados obtidos pela subtração dos ERSPs obtidos para os dois estudos realizados: análise da atividade cerebral durante movimento voluntário sem o uso de um jogo sério (primeiro estudo); e análise da atividade cerebral durante movimento voluntário com o uso de um jogo sério (segundo estudo).

A subtração entre os ERSP foi obtida para os ensaios equivalentes realizados para ambos os estudos. Dessa forma, foram considerados os mesmos membros (dominante, não dominante, parético e não parético), os mesmos canais (C3 e C4) e o mesmo voluntário (DT, PCHE ou PCHD)

Ao realizar a subtração entre os estudos, deve-se considerar que os pontos com colocação mais avermelhada e colocação mais azulada como regiões que apresentaram maiores diferenças entre os estudos. Provavelmente tal diferença se dá pela subtração de pontos em que

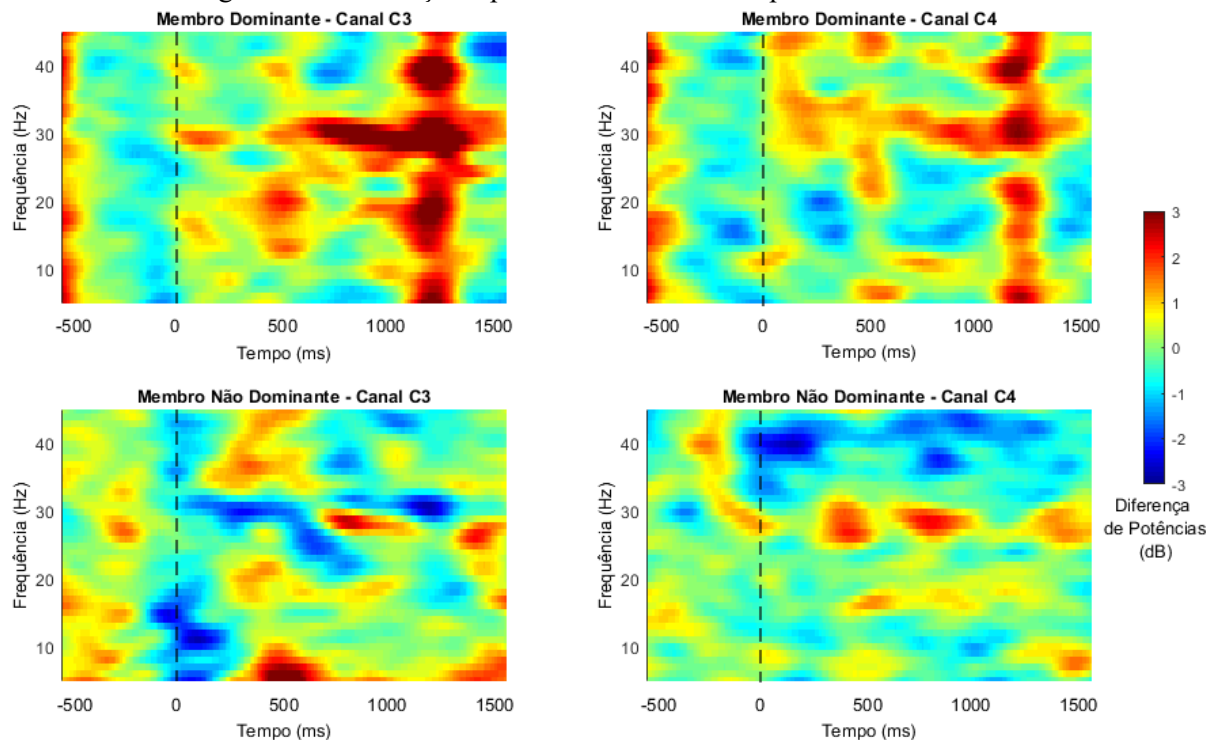
há sincronização de uma determinada componente de frequência em um estudo, por pontos em que há a dessincronização dessa mesma componente de frequência. Aqueles pontos com colocação esverdeada ou que tons vermelhos ou azuis fracos são consideradas regiões com menores diferenças entre os estudos.

Na Figura 32 é possível observar a subtração dos sinais correspondentes as perturbações de espectro relacionadas ao evento obtidos no primeiro estudo e das perturbações de espectro relacionadas ao evento obtidos no segundo estudo para crianças DT.

Para os ensaios realizados com o membro dominante, sobre o canal C3 foi possível observar a presença de uma grande diferença entre os valores dos sinais obtidos para os dois jogos cerca de 500ms antes de iniciar o movimento e cerca de 1200ms após iniciado o movimento. Um comportamento semelhante pode ser observado para o sinal obtido sobre o canal C4 durante o mesmo ensaio. A diferença entre os canais dá-se na intensidade da diferença entre os estudos aos 1200ms após o início do movimento.

Para os ensaios realizados com o membro não dominante, sobre o canal C3 observou-se diferenças entre os estudos no instante em que se inicia o movimento e para componentes beta de alta frequência durante a execução do movimento. Contudo, aos 500ms do início do movimento é possível detectar uma diferença entre os resultados dos dois estudos, assim como após 1500ms. Para o mesmo ensaio, sobre o canal C4, foi possível observar diferenças quanto ao comportamento das componentes beta de alta frequência e diferenças de maior intensidade para as ondas beta em curtos intervalos distribuídos ao durante a execução do movimento.

Figura 32 - Diferença de potências entre estudos para os indivíduos DT



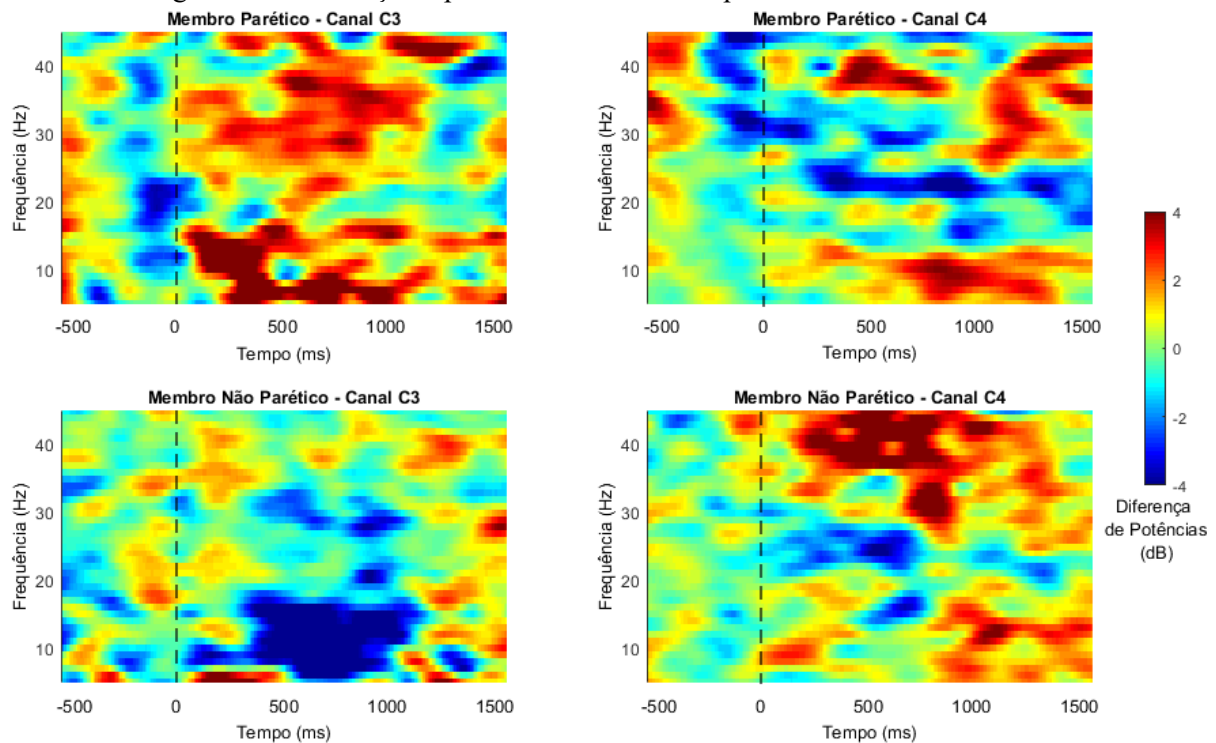
[Fonte]: Autor

Na Figura 33 é possível observar a subtração dos sinais correspondentes as perturbações de espectro relacionadas ao evento obtidos no primeiro estudo e das perturbações de espectro relacionadas ao evento obtidos no segundo estudo para crianças diagnosticadas com paralisia cerebral hemiparética esquerda.

Para os ensaios realizados com o membro parético, é possível observar que sobre o canal C3 as diferenças entre os estudos se mostraram mais evidentes cerca de 500ms antes de iniciar o movimento, durante o instante em que se inicia o movimento e ao longo do movimento, isto é, até aproximadamente 1000ms após iniciado o movimento, apresentando maior intensidade para as ondas alfa (incluindo a onda mu) e as ondas beta de baixa frequência. Sobre o canal C4, os estudos realizados com o membro parético revelaram maiores diferenças para as ondas alfa e beta de baixa frequência aproximadamente 500ms após o início do movimento, entre os primeiros 500ms para ondas beta e após os 1000ms para ondas beta de alta frequência.

Para os ensaios realizados com o membro não parético, sobre o canal C3 é possível observar diferenças entre os estudos sobre ondas alfa e beta em um período que se estende do início do movimento até aproximadamente 1000ms. Para o canal C4 a maior diferença se dá para as ondas beta de alta frequência durante todo o movimento e para as ondas alfa e beta durante o intervalo compreendido entre aproximadamente 1000 e 1500ms

Figura 33 - Diferença de potências entre estudos para os indivíduos com PCHE



[Fonte]: Autor

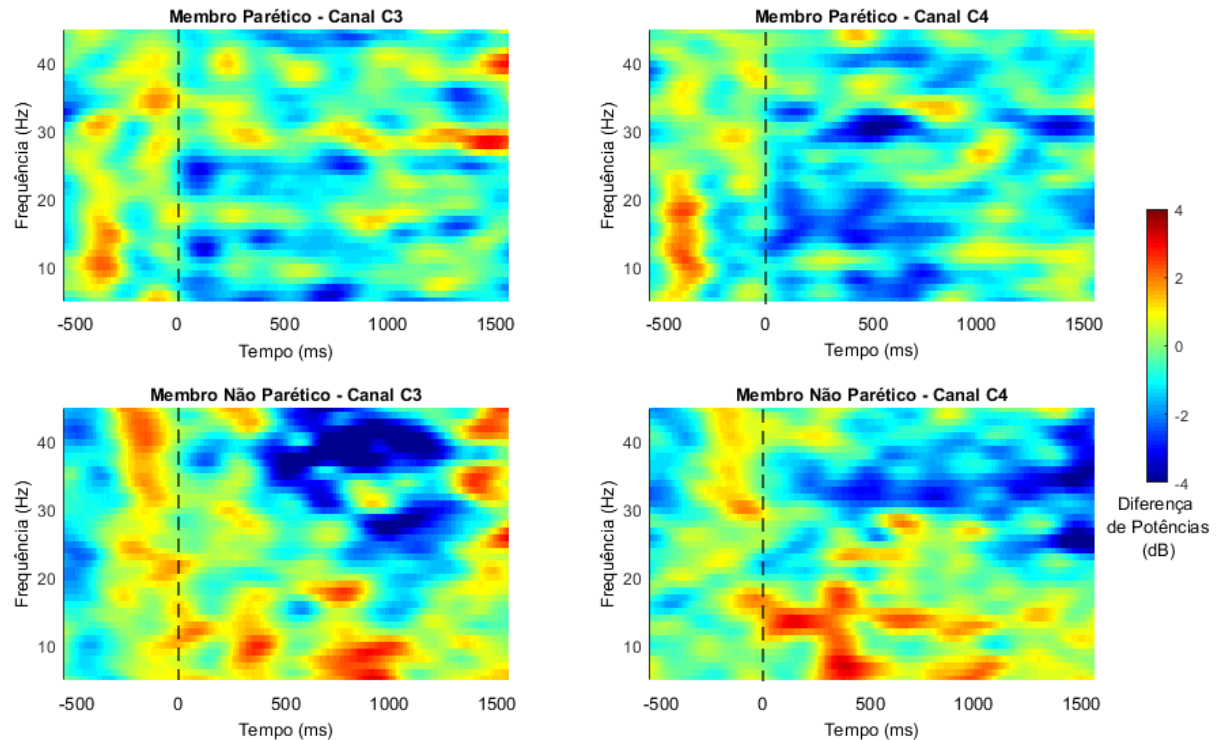
Na Figura 34 é possível observar a subtração dos sinais correspondentes as perturbações de espectro relacionadas ao evento obtidos no primeiro estudo e das perturbações de espectro relacionadas ao evento obtidos no segundo estudo para crianças PCHD.

Dessa forma, para os ensaios realizados com o membro parético, sobre o canal C3 é possível observar diferença entre os sinais obtidos nos dois estudos instantes antes de iniciar o movimento, cerca de 400ms antes., para as ondas alfa e beta. Para alguns componentes de frequência específicas, como ondas mu, ondas alfa de alta frequência e ondas beta é possível observar algumas diferenças entre os estudos em um período compreendido entre o início do movimento e os primeiros 1000ms. Um comportamento semelhante é evidenciado para os sinais obtidos sobre o canal C4, sendo que sobre esse a diferença entre os estudo sobre o período de 0 a 1000ms se apresenta em uma maior intensidade.

Para os ensaios realizados com o membro não parético, observou-se que, sobre o canal C3, as ondas alfa e beta apresentaram diferenças em seu comportamento instantes antes de iniciar o movimento, cerca de 200ms antes, e que as ondas alfa (incluindo a onda mu) apresentaram diferenças entre os estudos ao longo do movimento. Diferenças expressivas também foram observadas para as ondas beta de alta frequência no período entre 500 e 1200ms. Para o canal C4 as diferenças entre os comportamentos das ondas alfa e beta se destacaram logo

no início do movimento, nos primeiros 500ms. Contudo é possível observar algumas diferenças menos expressivas entre o comportamento dessas ondas, ao longo de todo o movimento.

Figura 34 - Diferença de potências entre estudos para os indivíduos PCHD



[Fonte]: Autor

7.4. Análise Estatística

Nesta seção serão apresentados os resultados obtidos pelas análises estatísticas realizadas a fim de comparar os resultados obtidos entre grupos (DT, PCHE e PCHD) e entre estudos (primeiro estudo e segundo estudo).

Primeiramente serão apresentados os resultados das análises realizadas entre os voluntários de cada um dos estudos e, posteriormente, serão apresentados os resultados das análises comparando os resultados obtidos entre os dois estudos.

Tanto para primeira abordagem como para a segunda, os sinais foram divididos entre pré movimento e durante movimento, como uma forma de verificar se existem diferenças significativas entre os períodos que antecedem o movimento, isto é, o planejamento motor ou se os comportamentos das ondas mu e beta são diferentes entre os voluntários e estudos.

Como forma de auxiliar na identificação dos dados durante a análise de Multicomparações, cada um dos sinais aqui avaliados recebeu uma denominação. Essas denominações podem ser visualizadas e consultadas, quando necessário, por meio da Tabela 8.

Tabela 8 - Denominação dada à cada um dos dados analisados durante o Teste de Multicomparações

Identificação dos dados no Teste de Multicomparações	
Identificação	Descrição
C3EHE	Sinal obtido durante o movimento com o membro esquerdo de crianças com hemiparesia esquerda sobre o canal C3
C4EHE	Sinal obtido durante o movimento com o membro esquerdo de crianças com hemiparesia esquerda sobre o canal C4
C3EHD	Sinal obtido durante o movimento com o membro esquerdo de crianças com hemiparesia direita sobre o canal C3
C4EHD	Sinal obtido durante o movimento com o membro esquerdo de crianças com hemiparesia direita sobre o canal C4
C3DHE	Sinal obtido durante o movimento com o membro direito de crianças com hemiparesia esquerda sobre o canal C3
C4DHE	Sinal obtido durante o movimento com o membro direito de crianças com hemiparesia esquerda sobre o canal C4
C3DHD	Sinal obtido durante o movimento com o membro direito de crianças com hemiparesia direita sobre o canal C3
C4DHD	Sinal obtido durante o movimento com o membro direito de crianças com hemiparesia direita sobre o canal C4
C3EDT	Sinal obtido durante o movimento com o membro esquerdo de crianças com desenvolvimento típico sobre o canal C3
C4EDT	Sinal obtido durante o movimento com o membro esquerdo de crianças com desenvolvimento típico sobre o canal C4
C3DDT	Sinal obtido durante o movimento com o membro direito de crianças com desenvolvimento típico sobre o canal C3
C4DDT	Sinal obtido durante o movimento com o membro esquerdo de crianças com hemiparesia esquerda sobre o canal C4

7.4.1. Primeiro Estudo

Para o primeiro estudo, foi realizada a análise das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas mu e beta, antes e durante o movimento, de todos os voluntários estudados (crianças DT, PCHE e PCHD). Para isso, foi realizado o Teste ANOVA Unidirecional utilizando reamostragem *Bootstrap* (1000 repetições). Ao todo foram analisadas 12 curvas, sendo cada uma representando a curva de um voluntário, para um canal específico, durante a movimentação de um dos membros superiores.

Na Tabela 9 e na Tabela 10 é possível observar os resultados para o teste estatístico realizado a fim de comparar as variâncias das curvas ERD/ERS das ondas mu de todos os voluntários, no período que antecede o movimento e durante o movimento, respectivamente.

Tabela 9 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre grupos do primeiro estudo, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas mu para o período que antecede o movimento.

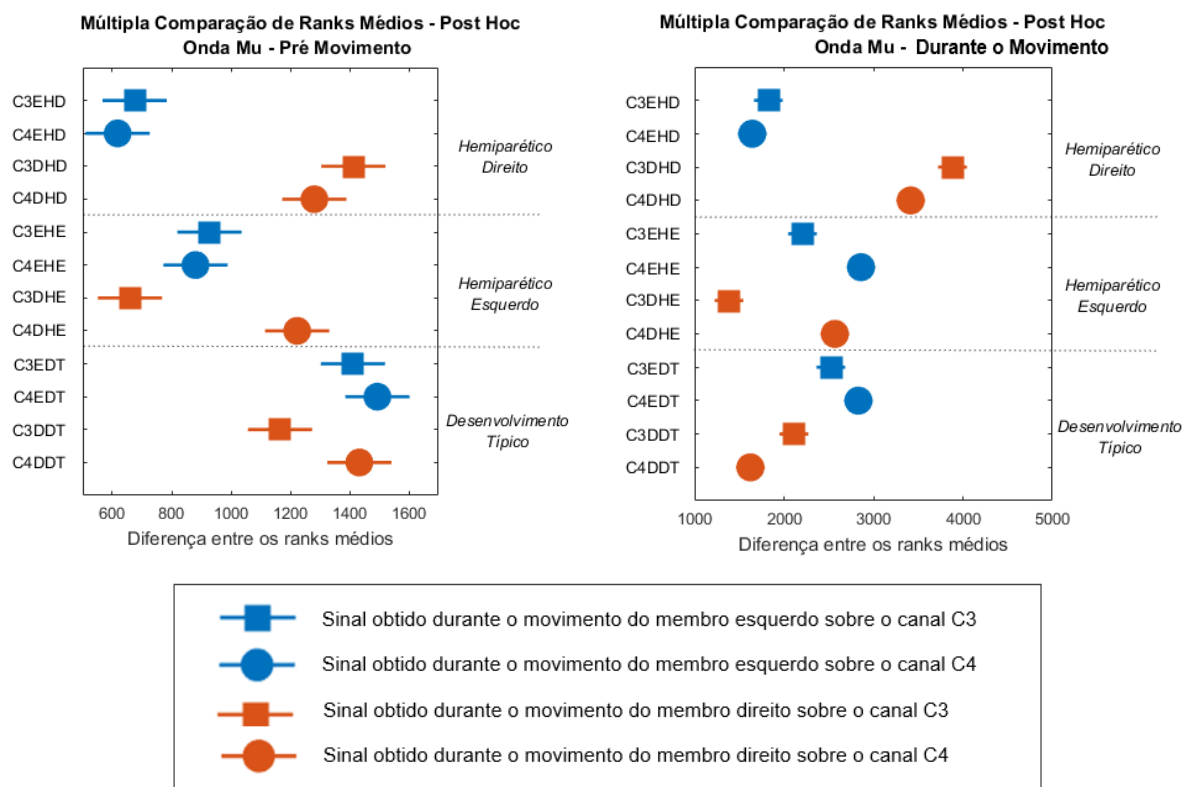
ANOVA					
Onda Mu - Pré Movimento					
	Soma dos Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrado Médio	F	p
Entre Grupos	328697,410	11	29881,583	109,399	> 0,001
Nos grupos	596546,828	2184	273,144		
Total	925244,238	2195			

Tabela 10 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre grupos do primeiro estudo, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas mu durante o movimento.

ANOVA					
Onda Mu - Durante Movimento					
	Soma dos Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrado Médio	F	p
Entre Grupos	857607,883	11	77964,353	113,883	> 0,001
Nos grupos	3286093,567	4800	684,603		
Total	4143701,450	4811			

De acordo com os resultados apresentados na Tabela 9 e na Tabela 10, é possível observar que embora o teste apresente um valor de p menor que 0,05, nem todas as curvas analisadas apresentam diferenças significativas entre si. Os fatores F elevados ($F = 109,399$ e $F = 113,833$), representados nas tabelas, revelam que grande parte das curvas analisadas apresentaram diferenças significativas entre si. Contudo para obter informações a respeito de quais curvas apresentaram diferenças significativas e quais não apresentaram, foi realizado o teste de Post Hoc com fator de correção Bonferroni. A representação dos resultados deste teste para as ondas mu, pode ser visualizada na Figura 35. Além disso, os resultados das comparações que não apresentaram diferenças significativas podem ser visualizados na Tabela 21 (pré movimento) e na Tabela 22 (durante o movimento) em Anexos.

Figura 35 - Múltipla comparação de ranks médios das ondas mu, pré e durante o movimento, para o primeiro estudo



[Fonte]: Autor

De acordo com a Figura 35, o teste de múltipla comparação de ranks médios para os sinais mu obtidos antes do movimento, revelou que as crianças PCHD não apresentaram diferenças significativas entre os sinais mu obtidos nos canais C3 e C4 nos ensaios com o membro direito (membro parético). Também não foram evidenciadas diferenças significativas entre os sinais mu obtidos nos canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro esquerdo (membro não parético). Contudo, os sinais mu obtidos para os ensaios realizados com o membro parético e com o membro não parético apresentaram diferenças significativas.

Para as crianças PCHE, observou-se que os sinais mu obtidos sobre os canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro esquerdo (membro parético) não apresentaram diferenças significativas. No entanto, os sinais obtidos para os canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro direito (membro não parético) apresentaram diferenças significativas entre si, assim como apresentaram diferenças estatísticas entre os sinais mu obtidos durante os ensaios com o membro esquerdo (membro parético). Para as crianças DT, observou-se que as ondas mu para os canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro direito (membro dominante) não apresentaram diferenças significativas. As ondas mu para os mesmos canais durante os ensaios com o membro esquerdo (membro não dominante) apresentaram diferenças significativas entre

si, contudo o sinal obtido sobre o canal C4 durante o ensaio com o membro dominante não apresentou diferenças significativas com os sinais obtidos para os canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro não dominante.

Ao comparar os resultados obtidos para os sinais mu antes do movimento entre os grupos, é possível verificar que os sinais mu obtidos nos canais C3 e C4 durante o movimento com o membro esquerdo (membro não parético) de crianças PCHD não apresentaram diferenças significativas com os sinais mu obtidos sobre o canal C3 durante o movimento com o membro direito (membro não parético) de crianças PCHE. Além disso, as ondas mu obtidas sobre os canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro direito de crianças PCHD (membro parético), as ondas mu sobre o canal C4 obtida durante os ensaios com o membro direito (membro não parético) de crianças PCHE e as ondas mu sobre os canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro esquerdo (membro não dominante) e direito (membro dominante) de crianças DT, não apresentaram diferenças significativas entre si.

Ao analisar o teste de múltipla comparação de ranks médios para os sinais mu obtidos durante o movimento, representado na Figura 35, é possível observar que as crianças PCHD não apresentaram diferenças significativas entre os sinais mu obtidos nos canais C3 e C4 durante o movimento com o membro esquerdo (membro não parético), assim como nos sinais mu obtidos antes do movimento. No entanto, diferentemente da análise realizada com os sinais obtidos antes do movimento, as ondas mu obtidas nos canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro direito (membro parético) apresentaram diferenças significativas. Contudo, os sinais mu obtidos para os ensaios realizados com o membro parético e com o membro não parético também apresentaram diferenças significativas.

Para as crianças PCHE, observou-se que os sinais mu obtidos sobre os canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro esquerdo (membro parético) apresentaram diferenças significativas, assim como os sinais obtidos para os canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro direito (membro não parético). No entanto, observou-se que as ondas mu obtidas no canal C4 para ambos os ensaios realizados por crianças PCHE, não apresentaram diferenças significativas entre si.

Para as crianças DT, observou-se que as ondas mu para os canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro direito (membro dominante) e com o membro esquerdo (membro não dominante) apresentaram diferenças significativas entre si.

Ao realizar uma comparação entre os grupos dos resultados obtidos para os sinais mu durante o movimento, verificou-se que os sinais mu obtidos no C4 durante o ensaio com o membro esquerdo (membro não parético) de crianças PCHD não apresenta diferenças

significativas com os sinais mu obtidos sobre o canal C3 durante o ensaio com o membro direito (membro não parético) de crianças PCHE, como também não apresenta diferenças significativas com as ondas mu obtidas no canal C3 durante o ensaio com o membro direito (dominante) de crianças DT. Diferenças não significativas também podem ser observadas entre as ondas mu observadas no canal C4 durante ensaios com o membro direito (não parético) de crianças PCHE e as ondas mu observadas no canal C3 durante ensaios com o membro esquerdo (não dominante) de crianças DT.

Na Tabela 11 e na Tabela 12 a seguir é possível observar os resultados para o teste estatístico realizado a fim de comparar as variâncias das curvas ERD/ERS das ondas beta de todos os voluntários, no período que antecede o movimento e durante o movimento, respectivamente.

Tabela 11 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre grupos do primeiro estudo, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas beta para o período que antecede o movimento.

ANOVA					
Onda Beta- Pré Movimento					
	Soma dos Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrado Médio	F	p
Entre Grupos	119345,885	11	10849,626	21,133	> 0,001
Nos grupos	1121239,013	2184	513,388		
Total	1240584,898	2195			

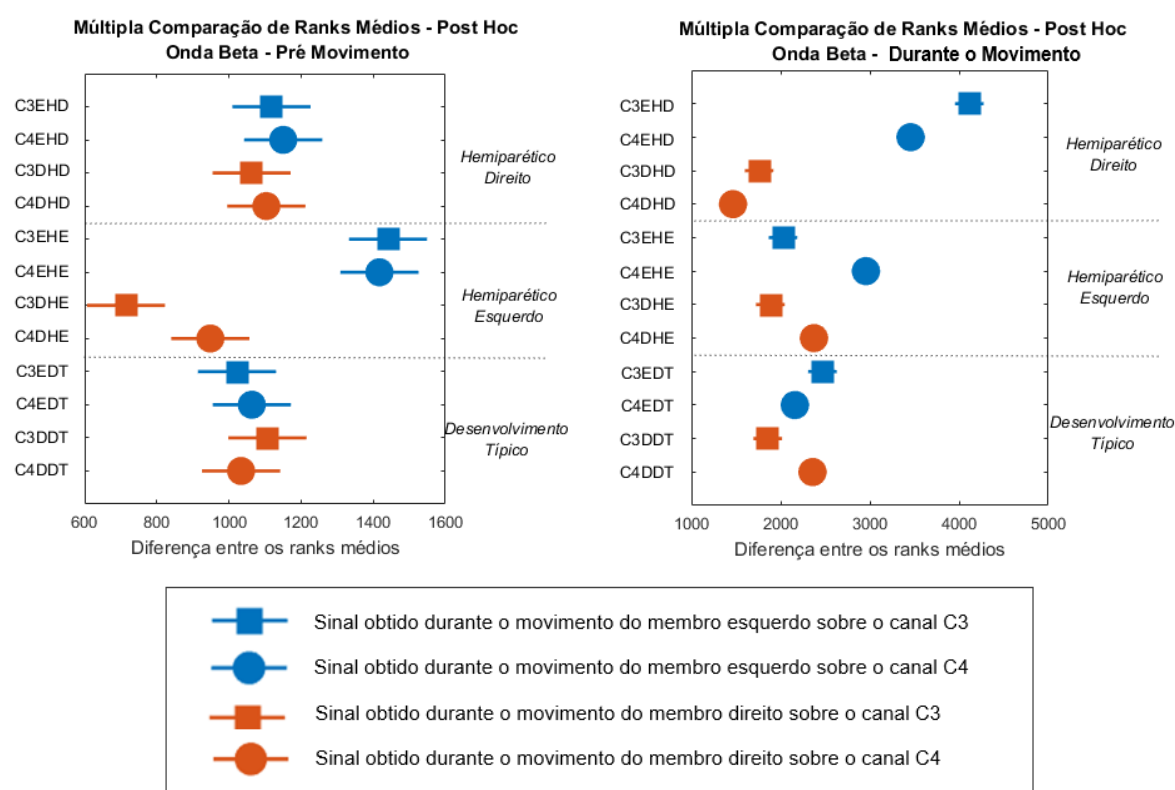
Tabela 12 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre grupos do primeiro estudo, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas beta durante o movimento.

ANOVA					
Onda Beta- Durante Movimento					
	Soma dos Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrado Médio	F	p
Entre Grupos	2854476,711	11	259497,883	138,631	> 0,001
Nos grupos	8984906,809	4800	1871,856		
Total	11839383,520	4811			

De acordo com os resultados apresentados na Tabela 11 e na Tabela 12, é possível observar que embora o teste apresente um valor de p menor que 0,05, nem todas as curvas analisadas apresentam diferenças significativas entre si. O menor fator F ($F = 21,133$) para as ondas beta obtidas no período que antecede o movimento, indica que muitas das curvas analisadas não apresentaram diferenças significativas. Contudo, o elevado valor do fator F ($F = 138,61$) para as ondas beta obtidas durante o movimento, indica que muitas curvas apresentaram

diferenças significativas entre si. Como para as ondas mu, para obter informações a respeito de quais curvas apresentaram diferenças significativas e quais não apresentaram, foi realizado o teste de Post Hoc com fator de correção Bonferroni. A representação dos resultados deste teste para as ondas beta, pode ser visualizada na Figura 36. Além disso, os resultados das comparações que não apresentaram diferenças significativas podem ser visualizados na Tabela 22 (pré movimento) e na Tabela 23 (durante o movimento) em Anexos.

Figura 36 - Múltipla comparação de ranks médios das ondas beta, pré e durante o movimento, para o primeiro estudo



[Fonte]: Autor

De acordo com a Figura 36, o teste de múltipla comparação de ranks médios para os sinais beta obtidos no período que antecede o movimento, revelou que as crianças PCHD não apresentaram diferenças significativas entre os sinais mu obtidos nos canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro esquerdo (membro não parético) e durante os ensaios com o membro direito (membro parético). Também não foram evidenciadas diferenças significativas entre os sinais beta obtidos entre os ensaios.

Para as crianças PCHE, observou-se que os sinais beta obtidos sobre os canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro esquerdo (membro parético) não apresentaram diferenças significativas. No entanto, os sinais obtidos para os canais C3 e C4 durante os ensaios com o

membro direito (membro não parético) apresentaram diferenças significativas entre si, assim como apresentaram diferenças estatísticas entre os sinais beta obtidos entre os ensaios.

Para as crianças DT, não foram observadas diferenças significativas entre as ondas beta obtidas nos canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro esquerdo (membro não dominante) e durante os ensaios com o membro direito (membro dominante). Também não foram evidenciadas diferenças significativas entre os sinais beta obtidos entre os ensaios.

Ao comparar os resultados obtidos para as ondas beta, no período que antecede o movimento, entre os grupos, é possível verificar que os sinais obtidos nos canais C3 e C4 para todos os ensaios realizados por crianças PCHD não apresentaram diferenças significativas com os sinais obtidos em todos os ensaios realizados por crianças DT e com a onda beta obtida no canal C4 durante o ensaio com o membro direito (não parético) de crianças PCHE.

Ao analisar o teste de múltipla comparação de ranks médios para os sinais beta obtidos durante o movimento, representado na Figura 36, é possível observar que as crianças PCHD apresentaram diferenças significativas entre os sinais mu obtidos nos canais C3 e C4 durante o movimento de ambos os membros (membro parético e não parético).

Para as crianças com paralisia cerebral hemiparética esquerda, observou-se que apenas as ondas beta sobre os canais C3 de ambos os ensaios não apresentaram diferenças significativas entre si. Para as crianças DT, observou-se que as ondas beta não apresentaram diferenças significativas entre as ondas beta obtidas sobre os canais C4 durante os ensaios com o membro esquerdo (membro não dominante) e com o membro direito (membro dominante).

Ao realizar uma comparação entre os grupos, dos resultados obtidos para os sinais beta entre os grupos, é possível verificar que os sinais beta obtidos no C4 durante o ensaio com o membro esquerdo (membro parético) de crianças PCHE não apresentaram diferenças significativas com os sinais beta obtidos sobre o canal C3 durante o ensaio com o membro direito (membro dominante) e sobre o canal C4 durante ensaios com o membro direito (dominante) e esquerdo (dominante) de crianças DT.

7.4.2. Segundo Estudo

Para o segundo estudo, foi realizada a análise das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas mu e beta, antes e durante o movimento, de todos os voluntários estudados (crianças DT, PCHE e PCHD). Para isso, foi realizado o Teste ANOVA Unidirecional utilizando reamostragem Bootstrap (1000 repetições). Ao todo foram analisadas 12 curvas, sendo cada

uma representando a curva de um voluntário, para um canal específico, durante a movimentação de um dos membros superiores.

Na Tabela 13 e na Tabela 14 é possível observar os resultados para o teste estatístico realizado a fim de comparar as variâncias das curvas ERD/ERS das ondas mu de todos os voluntários, no período que antecede o movimento e durante o movimento, respectivamente.

Tabela 13 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre grupos do segundo estudo, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas mu para o período que antecede o movimento.

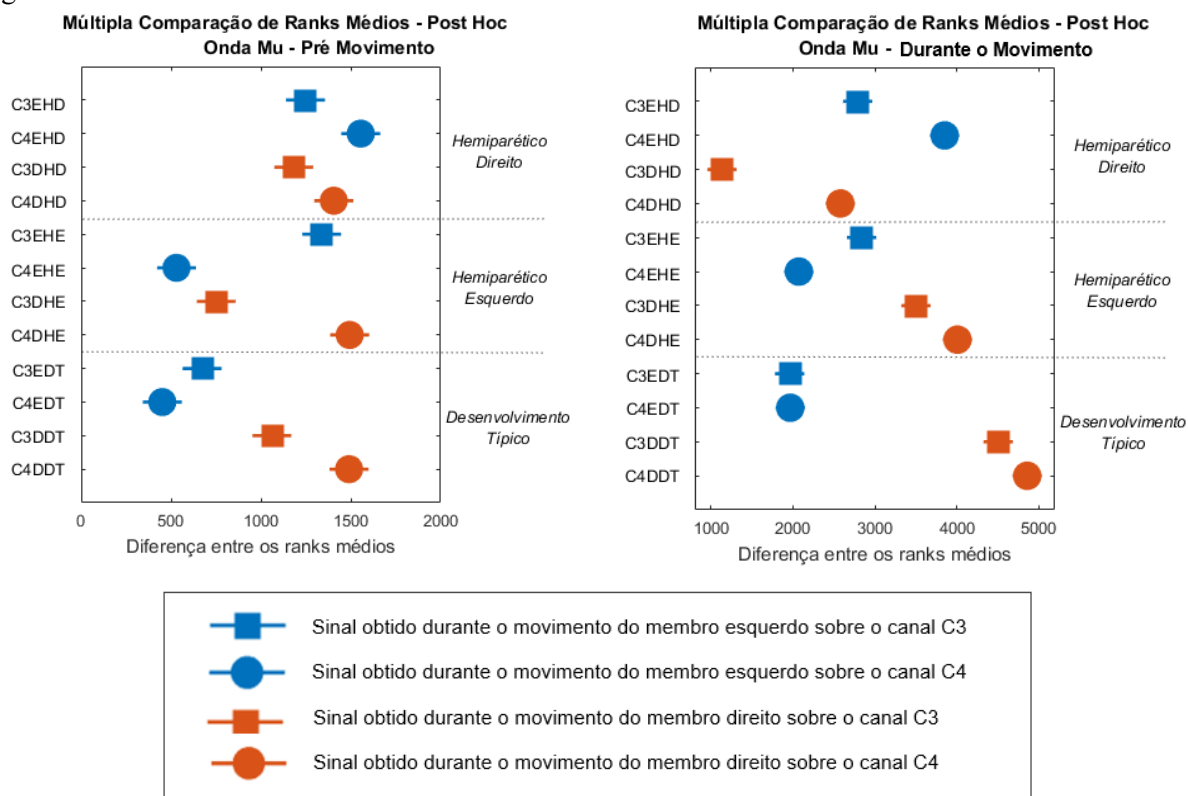
ANOVA					
Onda Mu - Pré Movimento					
	Soma dos Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrado Médio	F	p
Entre Grupos	408045,982	11	37095,089	125,985	> 0,001
Nos grupos	643057,275	2184	294,440		
Total	1051103,257	2195			

Tabela 14 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre grupos do segundo estudo, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas mu durante o movimento.

ANOVA					
Onda Mu – Durante Movimento					
	Soma dos Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrado Médio	F	p
Entre Grupos	3987747,454	11	362522,496	301,661	> 0,001
Nos grupos	7210532,171	6000	1201,755		
Total	11198279,624	6011			

De acordo com os resultados apresentados na Tabela 13 e na Tabela 14, é possível observar p menor que 0,05 para ambos os testes. No entanto, o teste realizado com as ondas mu obtidas antes do movimento apresentou um fator F de 125,985, enquanto que o teste realizado para as ondas mu obtidas durante o movimento apresentou um fator F de 301,661. O fator F é um importante indicativo de quantas análises comparativas apresentaram diferenças significativas, sendo que, quanto maior o valor de F maior o número de comparações com diferenças significativas. Contudo para obter informações quanto o valor de p para cada uma das comparações estatísticas realizadas, foi realizado o teste de Post Hoc com fator de correção Bonferroni. A representação dos resultados deste teste para as ondas mu, pode ser visualizada na Figura 37. Além disso, os resultados das comparações que não apresentaram diferenças significativas podem ser visualizados na Tabela 24 (pré movimento) e na Tabela 25 (durante o movimento) em Anexos.

Figura 37 - Múltipla comparação de ranks médios das ondas mu, pré e durante o movimento, para o segundo estudo



[Fonte]: Autor

De acordo com a Figura 37, o teste de múltipla comparação de ranks médios para os sinais mu obtidos antes do movimento, revelou que as crianças PCHD apresentaram diferenças significativas entre os sinais mu obtidos nos canais C3 e C4 durante o movimento com o membro direito (membro parético), assim como entre os sinais mu obtidos nos canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro esquerdo (membro não parético). Contudo, os sinais mu obtidos sobre os canais C3 para ambos os ensaios não apresentaram diferenças significativas e os sinais mu obtidos sobre os canais C4 de ambos os ensaios também não apresentaram diferenças significativas. Para as crianças PCHE, todos os sinais apresentaram diferenças significativas. Da mesma forma, todos os sinais de todos os ensaios de crianças DT apresentaram diferenças significativas.

Ao comparar os resultados obtidos entre os grupos, verificou-se que os sinais mu obtidos no canal C4 durante os ensaios com o membro direito (membro parético) de crianças PCHD, os sinais mu obtidos sobre canal C3 durante os ensaios com o membro esquerdo (membro parético) de crianças PCHE, sinais sobre o canal C4 durante os ensaios com o membro direito (membro não parético) de crianças PCHE e sinais mu sobre o canal C4 durante os ensaios com o membro direito (dominante) de crianças DT, não apresentaram diferenças significativas.

Além disso as ondas mu obtidas sobre o canal C4 durante ensaios com o membro direito (não parético) de crianças PCHE e sinais mu obtidas sobre o canal C3 durante ensaios com o membro esquerdo (não dominante), também não apresentaram diferenças significativas. E por fim, as ondas mu obtidas sobre o canal C4 durante o movimento do membro esquerdo (membro parético) de crianças PCHE e as ondas mu sobre o canal C4 durante o movimento do membro esquerdo (membro não dominante) de crianças DT, também não apresentaram diferenças significativas.

Ao analisar o teste de múltipla comparação de ranks médios para os sinais mu obtidos durante o movimento, representado na Figura 37, é possível observar que as crianças PCHD apresentaram diferenças significativas entre os sinais mu obtidos nos canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro esquerdo (membro não parético) e membro direito (membro parético). No entanto, as ondas mu obtidas sobre o canal C3 durante o movimento do membro esquerdo (membro não parético) não apresentou diferenças significativas com as ondas mu obtidas sobre o canal C4 durante o movimento do membro direito (membro parético).

Para as crianças PCHE, observou-se que os sinais mu obtidos sobre os canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro esquerdo (membro parético) e com o membro direito (membro não parético) apresentaram diferenças significativas.

Para as crianças DT, observou-se que as ondas mu para os canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro esquerdo (membro não dominante) não apresentaram diferenças significativas entre si, e que as ondas mu obtidas sobre os canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro direito (membro dominante) apresentaram diferenças significativas entre si.

Ao realizar uma comparação entre os grupos dos resultados obtidos para os sinais mu durante o movimento, verificou-se que os sinais mu obtidos no C3 durante o ensaio com o membro esquerdo (membro não parético) de crianças PCHD não apresenta diferenças significativas com os sinais mu obtidos sobre o canal C4 durante o ensaio com o membro direito (membro parético) de crianças PCHD, como também não apresenta diferenças significativas com as ondas mu obtidas no canal C3 durante o ensaio com o membro esquerdo (parético) de crianças PCHE. Diferenças não significativas também podem ser observadas entre as ondas mu observadas no canal C4 durante ensaios com o membro esquerdo (parético) de crianças PCHE e as ondas mu observadas nos canais C3 e C4 durante ensaios com o membro esquerdo (não dominante) de crianças DT. Por fim, também não foram evidenciadas diferenças significativas entre os sinais mu observados sobre o canal C4 durante ensaios com o membro esquerdo (membro não parético) de crianças PCHD e os sinais mu observados sobre o canal C4 durante ensaios com o membro direito (membro não parético) de crianças PCHE.

Na Tabela 15 e na Tabela 16 a seguir é possível observar os resultados para o teste estatístico realizado a fim de comparar as variâncias das curvas ERD/ERS das ondas beta de todos os voluntários, no período que antecede o movimento e durante o movimento, respectivamente.

Tabela 15 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre grupos do segundo estudo, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas beta para o período que antecede o movimento.

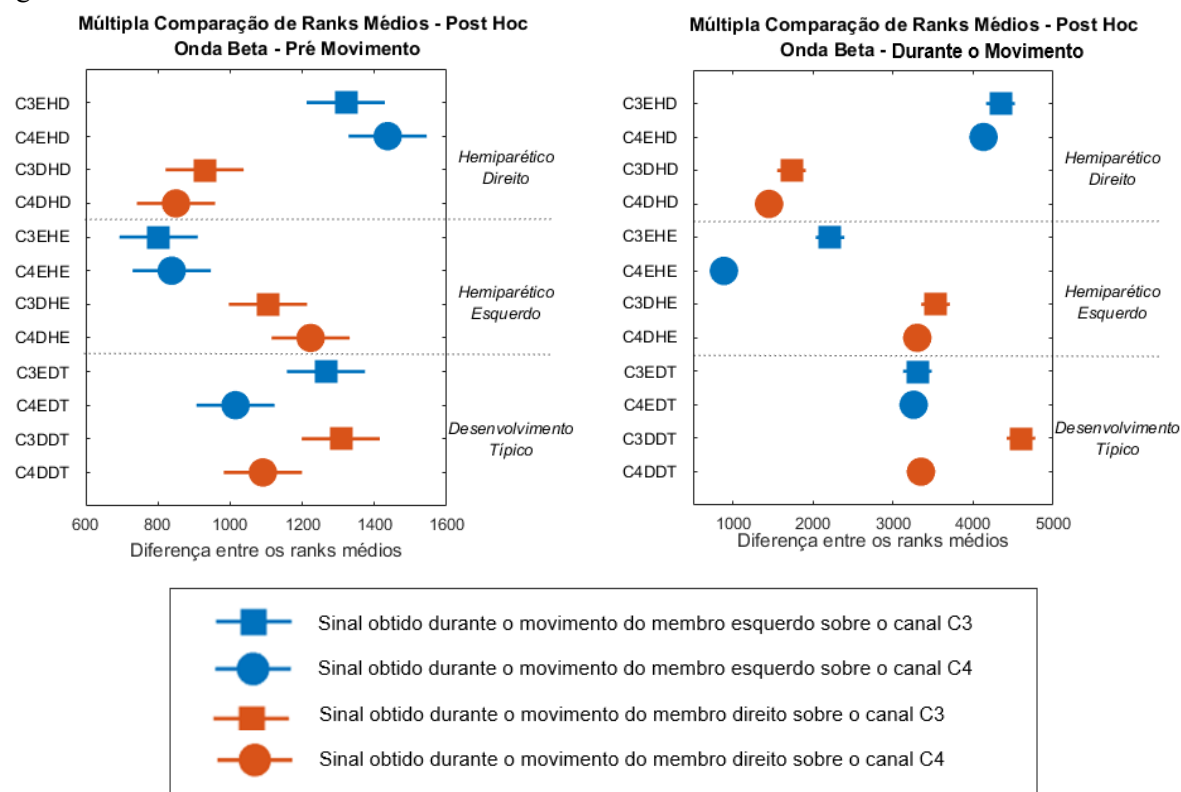
ANOVA					
Onda Beta - Pré Movimento					
	Soma dos Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrado Médio	F	p
Entre Grupos	199576,586	11	18143,326	24,736	> 0,001
Nos grupos	1601885,195	2184	733,464		
Total	1801461,781	2195			

Tabela 16 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre grupos do segundo estudo, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas beta durante o movimento.

ANOVA					
Onda Beta- Durante Movimento					
	Soma dos Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrado Médio	F	p
Entre Grupos	3551458,917	11	322859,902	291,547	> 0,001
Nos grupos	6644413,578	6000	1107,402		
Total	10195872,495	6011			

De acordo com os resultados apresentados na Tabela 15 e na Tabela 16, é possível valores de p menores que 0,05, para os dois testes. O menor fator F ($F = 24,736$) para as ondas beta obtidas no período que antecede o movimento, indica que muitas das curvas analisadas não apresentaram diferenças significativas. Contudo, o elevado valor do fator F ($F = 291,547$) para as ondas beta obtidas durante o movimento, indica que muitas curvas apresentaram diferenças significativas entre si. Como para as ondas mu, para obter informações a respeito de quais curvas apresentaram diferenças significativas e quais não apresentaram, foi realizado o teste de Post Hoc com fator de correção Bonferroni. A representação dos resultados deste teste para as ondas beta, pode ser visualizada na Figura 38. Além disso, os resultados das comparações que não apresentaram diferenças significativas podem ser visualizados na Tabela 26 (pré movimento) e na Tabela 27 (durante o movimento) em Anexos.

Figura 38 - Múltipla comparação de ranks médios das ondas beta, pré e durante o movimento, para o segundo estudo



[Fonte]: Autor

De acordo com a Figura 37, o teste de múltipla comparação de ranks médios para os sinais beta obtidos antes do movimento, revelou que as crianças PCHD não apresentaram diferenças significativas entre os sinais mu obtidos nos canais C3 e C4 durante o movimento com o membro esquerdo (membro não parético), assim como entre os sinais beta obtidos nos canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro direito (membro parético). Contudo, os sinais beta obtidos entre ensaios apresentaram diferenças significativas entre si.

A mesma situação foi observada para as ondas beta sobre os canais C3 e C4 durante o ensaio com o membro esquerdo (membro parético) e sobre as ondas beta sobre os canais C3 e C4 durante o ensaio com o membro direito (membro não parético) de crianças PCHE, isto é, entre os canais não foram obtidas diferenças significativas, no entanto, entre os ensaios foi detectada diferenças significativas.

Para as crianças DT, não foram encontradas diferenças significativas entre os canais C3 e C4 para ambos os ensaios. No entanto, ao comparar os ensaios, foi possível observar que as ondas beta sobre os canais C3 de ambos os ensaios não apresentaram diferenças significativas, assim como as ondas beta sobre os canais C4 de ambos os ensaios.

Ao comparar os resultados obtidos entre grupos, é possível observar que as ondas beta para os ensaios com o membro direito (parético) de crianças PCHD não apresentaram diferenças significativas com as ondas beta dos ensaios com o membro esquerdo (parético) de crianças PCHE, como também não apresentaram diferenças significativas com as ondas beta observados sobre o canal C4 dos movimentos com o membro esquerdo (não dominante) de crianças DT. Além disso, é possível observar que as ondas beta obtidas para os ensaios com o membro direito (membro não parético) de crianças PCHE, não apresentaram diferenças significativas com as ondas beta obtidas sobre o canal C3 durante ambos os ensaios de crianças DT. Como também não existem diferenças significativas entre os sinais beta obtidos para o ensaio com o membro direito (não parético) de crianças PCHE e os sinais beta obtidos sobre os canais C4 de ambos os ensaios realizados por crianças DT.

Ao analisar o teste de múltipla comparação de ranks médios para os sinais beta obtidos durante o movimento, representado na Figura 38, é possível observar que as crianças PCHD não apresentaram diferenças significativas entre os sinais μ obtidos entre os canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro esquerdo (membro não parético) e membro direito (membro parético). No entanto, as ondas beta obtidas entre ensaios apresentaram diferenças significativas.

Para as crianças PCHE, observou-se que os sinais beta obtidos sobre os canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro esquerdo (membro parético) apresentaram diferenças significativas e que as ondas betas obtidas sobre os canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro direito (membro não parético) não apresentaram diferenças significativas. As ondas obtidas entre ensaios apresentaram diferenças significativas.

Para as crianças DT, observou-se que as ondas beta para os canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro esquerdo (membro não dominante) não apresentaram diferenças significativas entre si, no entanto, as ondas beta entre os canais obtidas para os ensaios com o membro direito (dominante) apresentaram diferenças significativas. Ao comparar os dados entre ensaios, é possível observar que as ondas beta obtidas para o ensaio com o membro esquerdo (membro não dominante) não apresentou diferenças significativas com as ondas beta observadas sobre o canal C4 durante os ensaios com o membro direito (dominante).

Ao realizar uma comparação entre os grupos dos resultados obtidos para as ondas beta durante o movimento, revelaram que as ondas beta obtidas durante os ensaios com o membro direito (não parético) de crianças PCHE, ondas betas obtidas durante os ensaios com o membro esquerdo (não dominante) e sobre o canal C4 durante o movimento do membro direito (dominante) de crianças DT, não apresentaram diferenças significativas. Assim como as ondas

beta obtidas para o ensaio com o membro esquerdo (não parético) de crianças PCHD e as ondas beta sobre o canal C3 durante ensaios com o membro direito (dominante) de crianças DT.

7.4.3. Comparação entre estudos

Nesta seção serão apresentados os resultados obtidos pelas análises estatísticas realizadas a fim de comparar os resultados obtidos entre estudos (primeiro estudo e segundo estudo).

Como na seção anterior, os sinais foram divididos em “pré movimento” e “durante movimento”, como uma forma de verificar a existência de diferenças significativas entre os períodos que antecedem o movimento ou se os comportamentos das ondas mu e beta são diferentes durante o movimento realizada por cada grupo.

Para esta análise, foi realizada a comparação das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas mu e beta, antes e durante o movimento, de todos os grupos estudados (crianças DT, PCHE e PCHD) para os dois estudos (sem e com o uso do jogo sério) utilizando o Teste ANOVA Unidirecional associado ao método de reamostragem *Bootstrap* (1000 repetições). Ao todo foram analisadas 24 curvas, sendo cada uma representando o sinal obtido sobre um determinado canal, durante um determinado ensaio, para um determinado estudo.

Por meio da Tabela 17 e da Tabela 18 é possível observar os resultados para o teste estatístico realizado a fim de comparar as variâncias das curvas ERD/ERS das ondas mu no período que antecede o movimento e durante o movimento, respectivamente.

Tabela 17 – Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre estudos, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas mu para o período que antecede o movimento.

ANOVA					
Onda Mu - Pré Movimento - Estudo 1 x Estudo 2					
	Soma dos Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrado Médio	F	p
Entre Grupos	736766,436	23	32033,323	112,876	> 0,001
Nos grupos	1239606,113	4368	283,793		
Total	1976372,549	4391			

Tabela 18 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre estudos, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas mu durante o movimento.

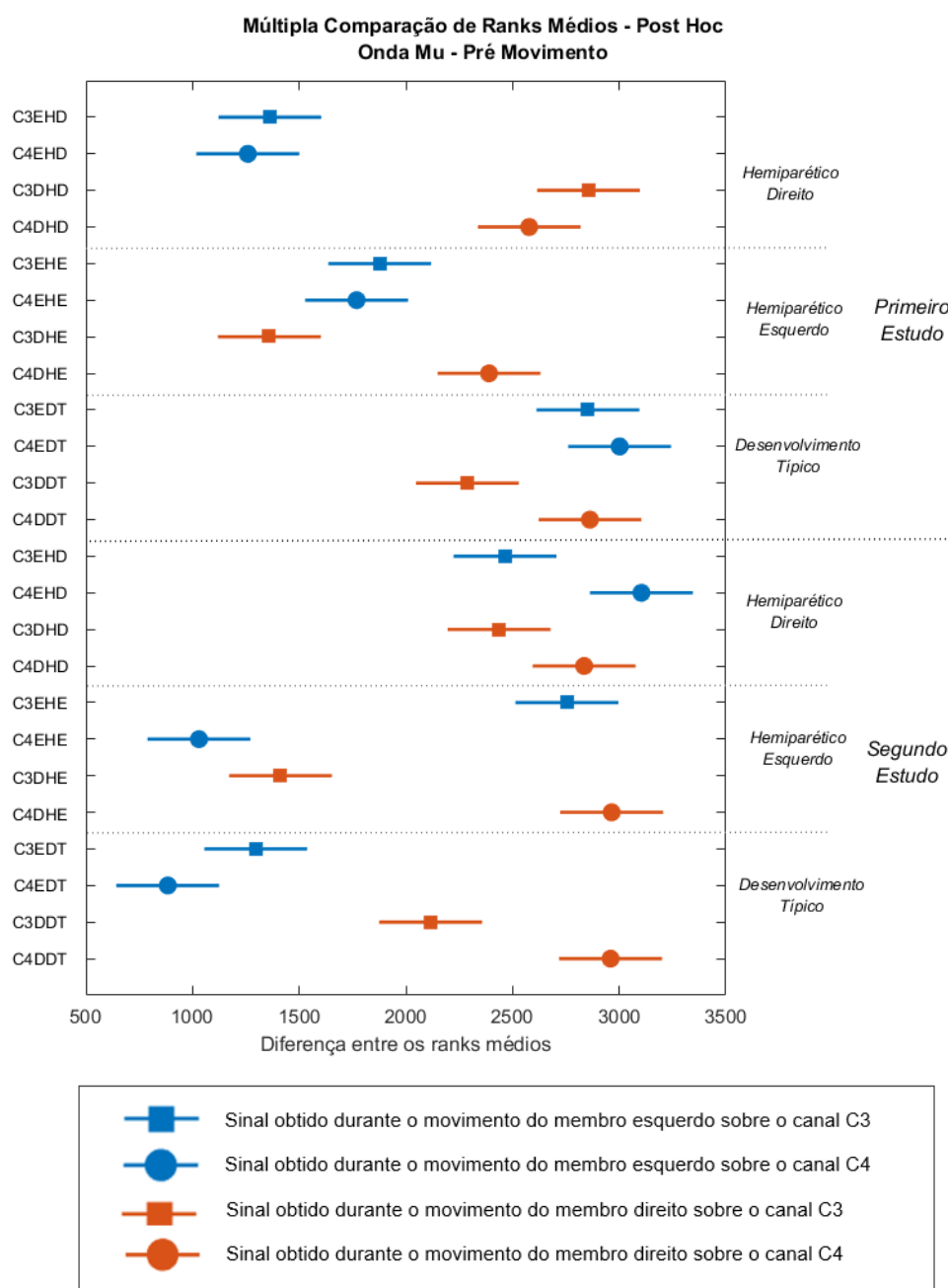
ANOVA					
Onda Mu - Durante Movimento - Estudo 1 x Estudo 2					
	Soma dos Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrado Médio	F	p
Entre Grupos	5892109,810	23	256178,687	263,583	> 0,001
Nos grupos	10496606,179	10800	971,908		
Total	16388715,988	10823			

De acordo com os resultados apresentados na Tabela X e na Tabela Y, é possível observar valores de p menores que 0,05 para os dois testes. O valor do fator F ($F = 112,876$) para as ondas beta obtidas no período que antecede o movimento, indica algumas das curvas analisadas não apresentaram diferenças significativas. O mesmo vale para o elevado valor do fator F ($F = 263,583$) para as ondas beta obtidas durante o movimento, indicando que muitas curvas não apresentaram diferenças significativas entre si.

Contudo para obter maiores informações a respeito de quais curvas apresentaram diferenças significativas e quais não apresentaram, foi realizado o teste de Post Hoc com fator de correção Bonferroni. Os resultados deste teste para as ondas mu, podem ser visualizados na Figura 39 e Figura 40 e maiores informações quanto as comparações entre estudos podem ser visualizadas na Tabela 28 (pré movimento) e na Tabela 29 (durante movimento) que se encontram na seção Anexos.

Ao realizar uma análise mais aprofundada da Figura 39, observou-se o comportamento das ondas mu entre as crianças PCHD para os dois estudos não apresentou diferenças significativas para os sinais obtidos durante o ensaio com o membro direito (membro parético). Contudo, ao analisar o comportamento das ondas mu durante os ensaios com o membro esquerdo (não parético) é possível observar diferenças significativas entre elas para os dois estudos. Para as crianças PCHE foram identificadas diferenças significativas entre o comportamento das ondas mu obtidas nos dois estudos. E, ao comparar o comportamento das ondas mu de crianças DT, entre os estudos, observou-se que apenas os sinais obtidos sobre o canal C4 durante os ensaios com o membro direito (membro dominante) não apresentaram diferenças significativas.

Figura 39 – Múltipla comparação de ranks médios das ondas mu, pré movimento, para os dois estudos.

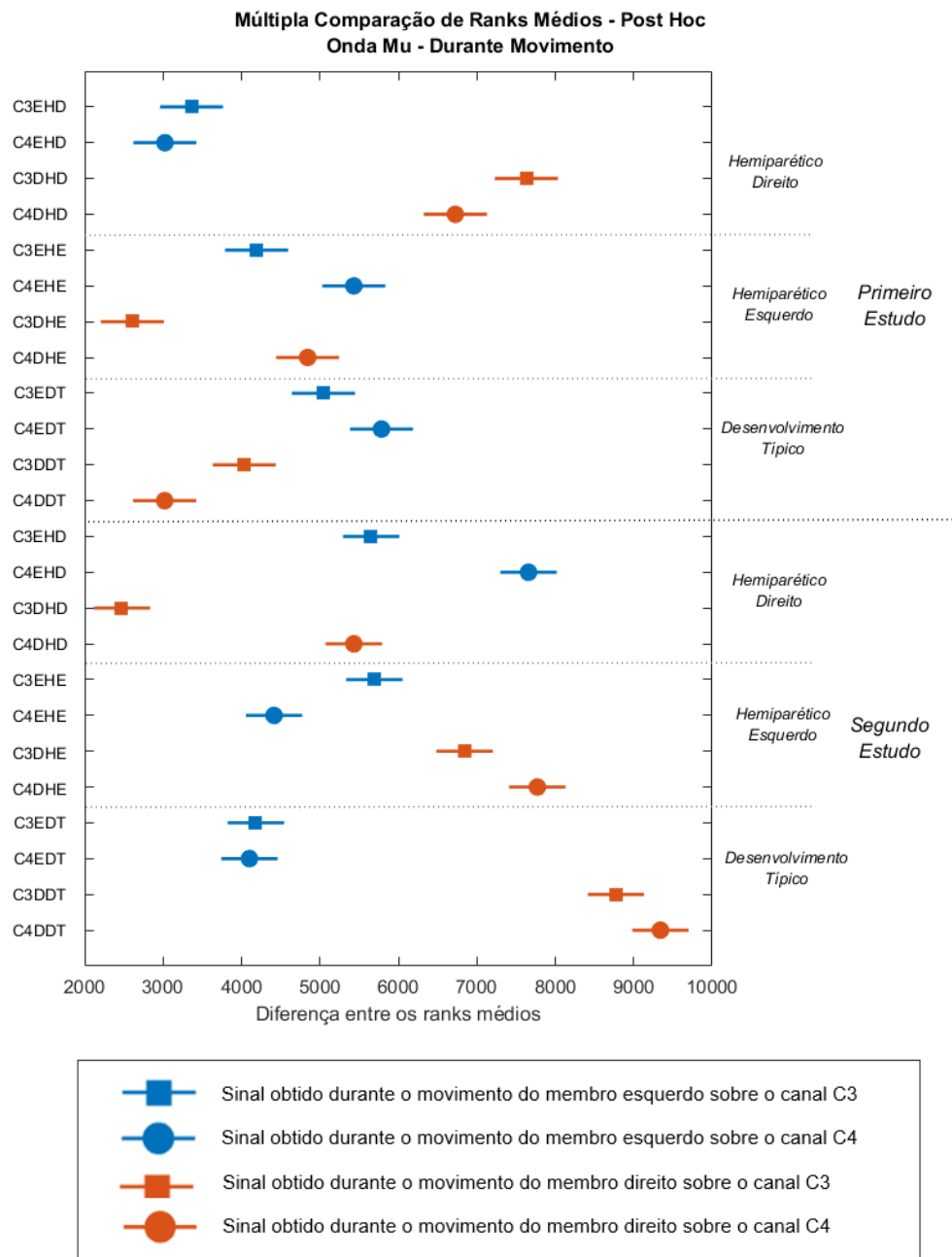


[Fonte]: Autor

Ao analisar Figura 40, observou-se o comportamento das ondas mu entre as crianças PCHD para os dois estudos não apresentou diferenças significativas para os sinais obtidos durante o ensaio com o membro direito (membro parético). No entanto, o comportamento das ondas mu durante os ensaios com o membro esquerdo (não parético) apresentaram diferenças significativas entre os dois estudos. As crianças PCHE apresentaram diferenças significativas entre o comportamento das ondas mu obtidas para os ensaios com o membro esquerdo (parético), para os ensaios com o membro direito (não parético) não foram encontradas

diferenças significativas. E, ao comparar o comportamento das ondas mu de crianças DT, entre os estudos, observou-se que todos os sinais obtidos entre os estudos apresentaram diferenças significativas.

Figura 40 – Múltipla comparação de ranks médios das ondas mu, durante o movimento, para os dois estudos.



[Fonte]: Autor

Por meio da Tabela 19 e da Tabela 20 é possível observar os resultados da comparação das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas beta entre os dois estudos, para o período que antecede o movimento e durante o movimento, respectivamente.

Tabela 19 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre estudos, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas beta para o período que antecede o movimento.

ANOVA					
Onda Beta - Pré Movimento - Estudo 1 x Estudo 2					
	Soma dos Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrado Médio	F	p
Entre Grupos	360258,869	23	15663,429	25,125	> 0,001
Nos grupos	2723126,287	4368	623,426		
Total	3083385,155	4391			

Tabela 20 - Resultados do Teste ANOVA Unidirecional para a comparação, entre estudos, das variâncias das curvas ERD/ERS das ondas beta durante o movimento.

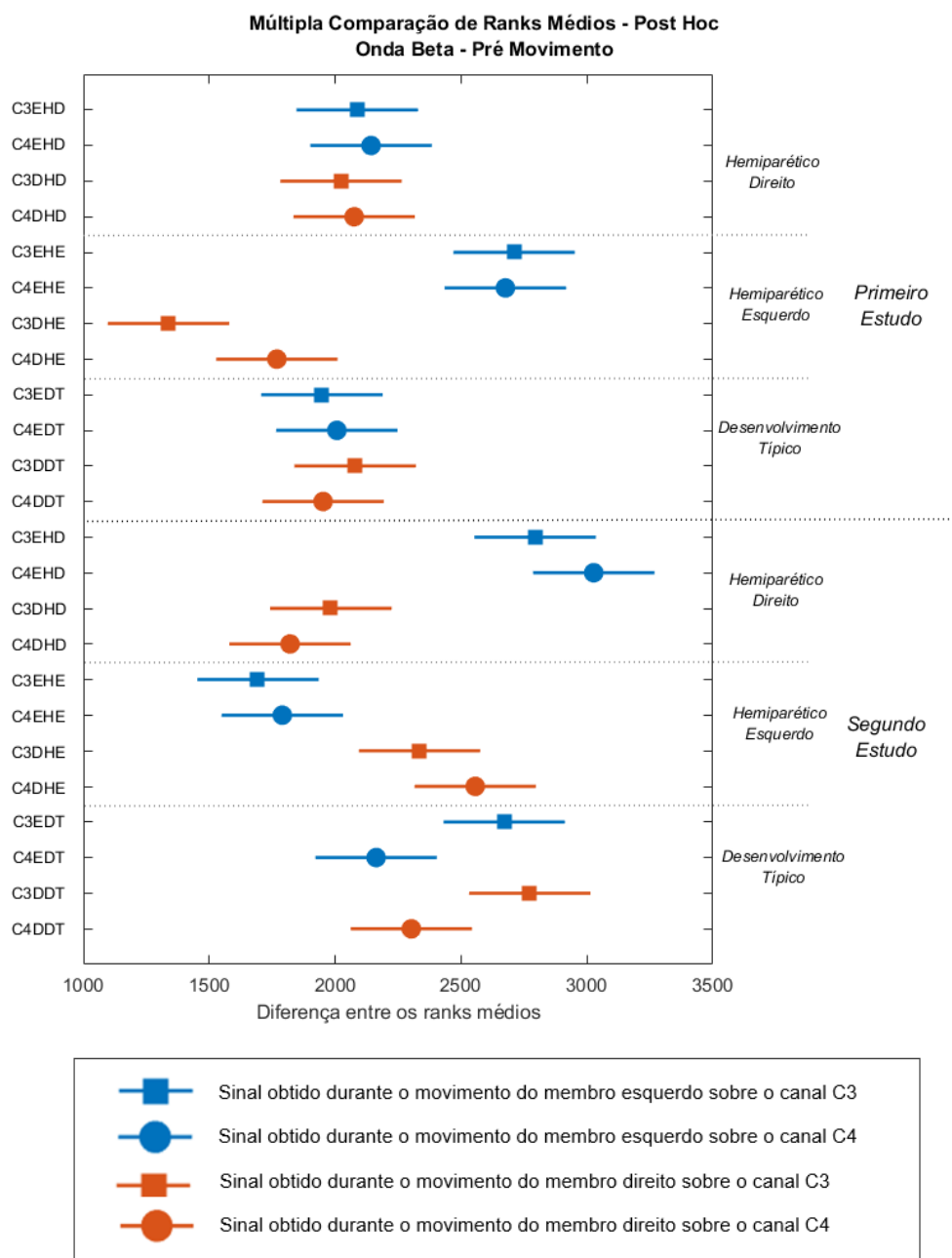
ANOVA					
Onda Beta - Durante Movimento - Estudo 1 x Estudo 2					
	Soma dos Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrado Médio	F	p
Entre Grupos	6656569,832	23	289416,080	199,989	> 0,001
Nos grupos	15629326,168	10800	1447,160		
Total	22285896,000	10823			

De acordo com os resultados apresentados na Tabela 19 e na Tabela 20, é possível valores de p menores que 0,05, para os dois testes. O fator F ($F = 25,125$) para as ondas beta obtidas no período que antecede o movimento, indica que poucas curvas não apresentaram diferenças significativas entre si. Para o fator F ($F = 199,989$) obtido para as ondas beta durante o movimento, indica que algumas curvas não apresentaram diferenças significativas entre si. Contudo, maiores informações a respeito de cada uma dessas comparações, foram obtidas por meio do teste de Post Hoc com fator de correção Bonferroni. A representação dos resultados deste teste para as ondas beta, pode ser visualizada na Figura 41 e na Figura 42. Além disso, os resultados das comparações entre estudos podem ser visualizados na Tabela 30 (pré movimento) e na Tabela 31 (durante o movimento) em Anexos.

Por meio da Figura 41, é possível observar que, ao comparar os dois estudos, o comportamento das ondas beta das crianças PCHD apresentou diferenças significativas para os sinais obtidos durante os ensaios com o membro esquerdo (não parético), contudo não foram observadas diferenças significativas entre o comportamento das ondas beta durante os ensaios

com o membro direito (parético). Já as crianças PCHE apresentaram diferenças significativas entre o comportamento das ondas beta dos dois estudos. E, as crianças DT não apresentaram diferenças significativas entre os estudos para os sinais obtidos sobre o canal C4 durante os ensaios com o membro direito (dominante) e esquerdo (não dominante) .

Figura 41 - Múltipla comparação de ranks médios das ondas beta, no período que antecede o movimento, para os dois estudos.

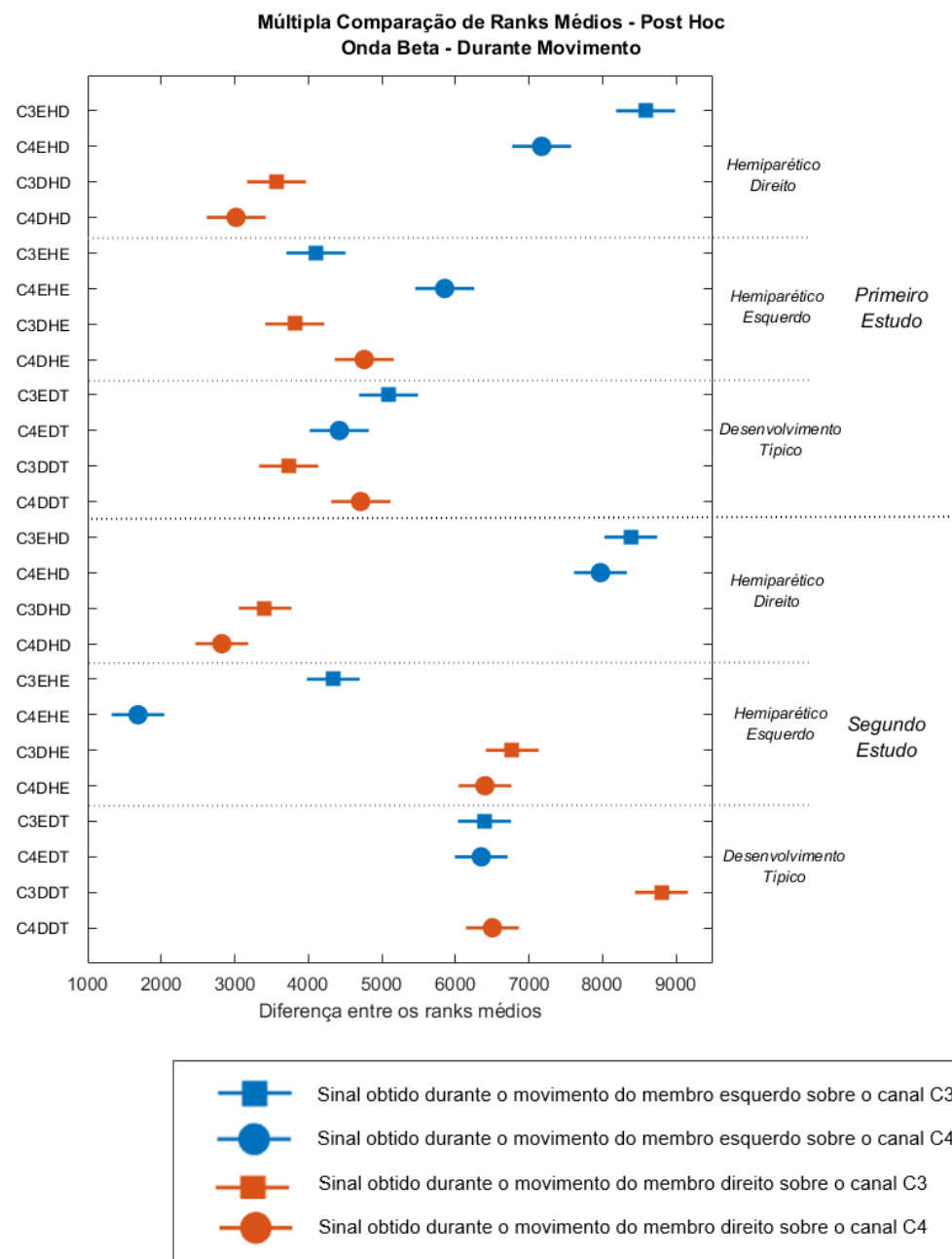


[Fonte]: Autor

Ao analisar os resultados entre estudos representados na Figura 42, observou-se o comportamento das ondas beta durante o movimento para as crianças PCHD, apresentou

diferenças significativas para os sinais obtidos durante ambos os ensaios. As crianças PCHE não apresentaram diferenças significativas para a onda beta obtida sobre o canal C3 durante o ensaio com o membro esquerdo (membro parético). E, ao comparar o comportamento das ondas beta de crianças DT, entre os estudos, observou-se que todos os sinais apresentaram diferenças significativas.

Figura 42 - Múltipla comparação de ranks médios das ondas beta, durante o movimento, para os dois estudos.



[Fonte]: Autor

Capítulo 8

8. Discussão

Este estudo tinha como objetivo analisar a sincronização e a dessincronização relacionada ao evento de crianças DT, PCHE e PCHD durante dois estudos: movimento voluntário de alcance sem o uso de um jogo sério (primeiro estudo) e com o uso de um jogo sério (segundo estudo).

De acordo com a literatura, em sujeitos DT, os ERD alfa e beta podem ser vistos como um correlato eletrofisiológico de uma rede cortical ativada, preparada para processar informações a partir do aumento da excitabilidade dos neurônios corticais (PFURTSCHELLER; LOPES DA SILVA, 1999a, 1999b). A preparação e/ou a execução de um movimento voluntário produz dessincronizações relacionadas ao evento (ERD) de ondas alfa e beta sobre as áreas sensório motoras (NEUPER; PFURTSCHELLER, 1999; PFURTSCHELLER; ARANIBAR, 1977). De forma geral, enquanto os ERD alfa são mais proeminentes sobre as áreas sensório-motoras contralaterais durante o preparo motor e se estende bilateralmente com o início do movimento (NEUPER; PFURTSCHELLER, 1999), sendo que o ERD de banda alfa superior é mais localizado e de curta duração do que o ERD de banda alfa inferior e, portanto, é mais específico da tarefa (PFURTSCHELLER, 1991). Os ERD beta se apresentam de forma bilateral e são comuns durante a execução e, principalmente, durante a preparação de um ato motor (PFURTSCHELLER; LOPES DA SILVA, 1999a).

Outros estudos afirmam que o ERD beta em DT está relacionado com a "comunicação" entre o sistema motor e o córtex motor primário (ALEGRE et al., 2003), dando início cerca de 1.5s antes do onset do movimento. De acordo com Alegre (2003) o ERD alfa inicia após o ERD beta e ambos se estendem por todo o movimento. O autor também afirma que a relação da banda alfa com o planejamento motor não é tão clara quanto é para a banda beta.

Os ERS geralmente são observados após o movimento, cerca de 0.5 a 1 s depois do final de uma tarefa motora, nas mesmas áreas que exibiram ERD anteriormente (TORO et al., 1994). Alguns estudos hipotetizam que os ERS são produzidos por áreas corticais desativadas e pode

representar atividade cortical inativa ou inibitória (PFURTSCHELLER; LOPES DA SILVA, 1999a).

De acordo com os resultados obtidos neste trabalho, as crianças DT apresentaram atividade cerebral com comportamentos correspondentes com os estudos relatados na literatura. Ao analisar a distribuição das sincronizações e dessincronizações sobre o córtex cerebral, observou-se que para as crianças DT a distribuição das dessincronizações mu ocorreram de forma bilateral para ambos os membros superiores analisados. Embora o mesmo comportamento também tenha sido observado para as ondas beta, durante os ensaios com o membro não dominante também foi possível observar uma dessincronização beta da região central do córtex. Além disso, foram observadas sincronizações mu e beta sobre a região frontal e sincronizações beta sobre a região occipital, assim como relatado na literatura. Este comportamento é explicado no estudo de Pfurtscheller et al (1996) , que afirma que quando uma área cortical não é envolvida no processamento, como o córtex visual durante o movimento voluntário, esta área cortical é inibida ou em estado "inativo" e, como resultado disso, exibe a atividade sincronizada (PFURTSCHELLER; STANCÁK; NEUPER, 1996b).

Como na literatura, as crianças DT apresentaram dessincronização das ondas alfa e beta ao longo do desenvolvimento do movimento; iniciadas no canal contralateral ao movimento e se estendo bilateralmente após curto intervalo de tempo. Embora visualizadas sincronizações beta ao longo da época analisada, estas foram identificadas em instantes específicos como início do movimento, após o término do movimento de ida e durante o período de ajuste e após o término do ensaio. Tal comportamento para as ondas beta pôde ser visto sobre todos os ensaios nos canais C3 e C4 e a semelhança entre eles foi comprovada estatisticamente tanto no período que antecede o movimento, como durante o mesmo. Acredita-se que tais sincronizações betas observadas ao final do movimento de ida são consequências do fenômeno denominado por Pfurtscheller et al (1996) de “beta rebote”, visualizado com o fim de uma tarefa motora (PFURTSCHELLER; STANCÁK; NEUPER, 1996a). Além disso, os ERS beta tem sido relatados na literatura como uma resposta à estimulação do nervo medial/tibial (BROVELLI et al., 2002; HARI et al., 1996; NEUPER; PFURTSCHELLER, 2001), ou como resposta à uma mera estimulação tátil da ponta do dedo (CHEYNE et al., 2003; GAETZ; CHEYNE, 2006; PFURTSCHELLER; KRAUSZ; NEUPER, 2001), como a desenvolvida nesse estudo durante o período de ajuste do movimento.

As ondas mu também apresentaram comportamento correspondente com os achados na literatura, contudo, nesse estudo, foram identificadas diferenças significativas entre o comportamento dessas ondas entre os canais C3 e C4 durante os ensaios com o membro

dominante. Estudos apontam que essa diferença se deva a especialização do hemisfério esquerdo para o planejamento e desenvolvimento de atividades motoras e ao fato desse canal se encontrar na região contralateral ao movimento durante os ensaios com o membro dominante (SCHLUTER et al., 1998, 2001).

Ao analisar o comportamento das ondas alfa e beta em crianças PCHE, para o primeiro estudo, observou-se que o comportamento dessas ondas sobre o canal C3, durante o movimento com o membro parético (membro esquerdo), apresentou algumas semelhanças com o comportamento observado em crianças DT, tais semelhanças podem ser visualizadas por meio dos resultados dos testes estatísticos realizados para os sinais obtidos durante o movimento de ondas mu e beta. Acredita-se que essa característica também se deva à maior ativação do hemisfério esquerdo durante a execução de uma atividade motora e ao fato desse hemisfério ser contralateral à lesão.

A atividade cerebral sobre o hemisfério comprometido (direito) de crianças PCHE, se apresentou semelhante durante o movimento de ambos os membros. No entanto, ao analisar o comportamento das componentes de frequência sobre o canal C4 durante ensaios com o membro parético (esquerdo) e não parético (direito) observou-se oscilações, principalmente beta, ao longo do período analisado. Além disso, foi possível observar por meio dos testes estatísticos que o comportamento das ondas mu sobre o canal C4, canal ipsilateral ao hemisfério comprometido, não apresentou diferenças significativas durante o movimento com o membro parético e o membro não parético.

Contudo, embora não seja comprovada estatisticamente, diferenças significativas no comportamento das ondas mu e beta sobre o canal C3, enquanto nos ensaios com o membro parético pode-se apontar dessincronizações mu e beta, para os ensaios com o membro não parético aponta-se sincronizações dessas ondas. No entanto, também não foram obtidas diferenças significativas entre os sinais em C3 de PCHE e os sinais obtidos para os ensaios com o membro dominante de crianças DT. Tal observação comprova que, apesar do ensaio com o membro não parético apresentar sincronização de grande faixa de frequência na qual as ondas alfa e beta estão compreendidas, ainda é possível detectar alguma semelhança entre as ondas beta desses sinais. É importante ressaltar que a representação ERD/ERS analisa componentes de frequência específicos, sem que haja efeito de outras componentes sobre o sinal, e a representação em tempo-frequência analisa um conjunto de componentes como um todo.

Acredita-se esse diferente comportamento entre os hemisférios durante o movimento dos membros paréticos e não paréticos deva-se aos efeitos da neuroplasticidade.

Os efeitos da neuroplasticidade também pode ser observada por meio da análise da distribuição das sincronizações e dessincronizações das ondas mu e beta sobre o córtex cerebral. O mapa cortical apresenta uma reorganização da distribuição das oscilações mu e beta, revelando-se em dessincronizações mu sobre a região temporal e parietal direita e temporal do hemisfério direito, dessincronizações beta sobre a região frontal e central, e sincronizações mu e beta sobre a região do canal C3.

De acordo com a literatura, as sincronizações em determinadas regiões se caracterizam em estados cerebrais com processamento de informação reduzido com pouco comportamento motor (PFURTSCHELLER, 2001). Adrian e Matthews (1934) afirmam que esse tipo de sincronizações pode indicar que sistema neural específico pode estar em um modo "inativo" ou em "marcha lenta" (ADRIAN; MATTHEWS, 1934).

Como as sincronizações foram observadas sobre o canal C3, posicionado sobre o hemisfério não comprometido, acredita-se que a ativação motora possa ter ocorrido em sua maior parte sobre o hemisfério ipsilateral à lesão, mais provavelmente sobre área adjacente à lesão.

Quanto ao comportamento das componentes de frequência em crianças PCHD, durante o primeiro estudo observou-se que o sinal obtido durante os ensaios com o membro parético (membro direito) apresentaram comportamentos que se assemelham àqueles observados nos gráficos de tempo-frequência de crianças DT. Tais semelhanças podem ser visualizadas também nos resultados dos testes estatísticos, por meio dos quais não foram identificadas diferenças significativas entre as ondas beta obtidas nos ensaios com membro dominante de crianças DT e parético de crianças PCHD.

No entanto, ao analisar o comportamento da atividade cerebral durante o movimento do membro não parético (membro esquerdo) observou-se um extenso intervalo de sincronização beta de alta frequência para o canal C3, posicionado sobre o hemisfério comprometido, e um comportamento oscilatório sobre o canal C4, posicionado sobre o hemisfério não comprometido, assim como observado no canal C4 de crianças PCHE.

Para essa população, ao contrário do que foi observado para as crianças PCHE, os impulsos responsáveis pelo comportamento motor ocorreram, em sua maioria, sobre o hemisfério contralateral à lesão durante os ensaios com o membro não parético, embora o canal C3 também apresentar dessincronizações durante os ensaios realizados com os dois membros.

É importante ressaltar que, principalmente na população PCHD, a dominância manual nem sempre foi não parética (YANG; LU, 2018). Só é possível afirmar que a lateralidade da mão pode ser influenciada geneticamente (OOKI, 2014), ou que o grau de deficiência motora

varia de criança para criança e que algumas crianças podem não desenvolver uma preferência pela mão intacta.

Outra questão relevante, é que no período que antecede o movimento não foram identificadas diferenças significativas no comportamento das ondas mu e beta. Essa informação é de extrema importância uma vez que as crianças PCHD são relatadas na literatura como aquelas que apresentam problemas quanto ao planejamento motor (VAN ELK et al., 2010) devido ao comprometimento da capacidade dessa população em usar a imaginação motora. No entanto, as ondas betas, consideradas importantíssimas durante esse processo (ZAEPPFEL et al., 2013), não apresentaram diferenças significativas com as obtidas em ensaios com crianças DT.

Quanto a organização cortical dos voluntários PCHD é possível observar uma dessincronização mu e beta que se estende do córtex motor de um hemisfério a outro, englobando a região central. No entanto, para as ondas mu é possível observar sincronização sobre a região frontal e para as ondas beta sincronização sobre a região occipital, assim como observado em crianças DT, porém para essas últimas em menor intensidade.

O aumento na intensidade das sincronizações e dessincronizações é uma característica observada na literatura entre os indivíduos PC (INUGGI et al., 2018; KURZ et al., 2014b). De acordo com Boiten et al (1992), a magnitude aumentada de ERD/ERS está relacionada com o aumento da complexidade ou atenção da tarefa para os PCs. Além disso, segundo o autor, o aumento de dessincronizações, é acompanhado por uma maior fragmentação do movimento, um aumento no tempo de reação e na porcentagem de erros durante a atividade (BOITEN; SERGEANT; GEUZE, 1992; VAN DER HEIDE et al., 2005), o que pode também pode justificar o maior período de ajuste observado tanto para os PCHE, quanto para os PCHD.

A paralisia cerebral hemiparética é tradicionalmente caracterizada como um distúrbio unilateral de execução motora, embora frequentemente acompanhada por déficits sensoriais, perceptuais e cognitivos (ROSENBAUM et al., 2007). A partir do momento em que a atividade motora é associada à uma tarefa cognitiva, é evidente que o comportamento das ondas cerebrais vai apresentar modificações como forma de se ajustar para executar as duas funções.

De acordo com a literatura, algumas das dificuldades motoras observadas em crianças PC podem ser atribuídas ao planejamento motor prejudicado (STEENBERGEN; GORDON, 2006; STEENBERGEN; VERREL; GORDON, 2007). Especificamente, o planejamento motor antecipatório, no qual a estratégia do movimento deve se adaptar às demandas do objetivo da ação (JANSSEN; MEULENBROEK; STEENBERGEN, 2011).

Dessa forma, este trabalho teve como objetivo analisar os sinais pré e durante o movimento afim de analisar o planejamento motor e a atividade motora executada nos dois estudos realizados.

Considerando o planejamento motor uma etapa importantíssima, principalmente para a execução da atividade proposta no segundo estudo, por meio das análises estatísticas, observou-se que as ondas mu em crianças PC apresentaram diferenças significativas entre os sinais que antecedem o movimento para a maioria dos ensaios analisados realizados durante os dois estudos. Diferenças significativas entre as ondas beta em crianças PC também foram identificadas entre os ensaios realizados com os membros não paréticos. Contudo, em ambos os estudos, as crianças PC não apresentaram diferenças significativas para as ondas beta no período que antecede o movimento durante os ensaios com o membro parético. Esse mesmo comportamento das ondas beta sobre os membros paréticos foi analisado no estudo de Dean et al. (2012), por meio do qual foram avaliados os sinais EEG durante o planejamento motor e o tempo de reação motora de adultos com AVE que apresentavam lesões no hemisfério direito e esquerdo. Após estudos realizados com imaginação motora, autores afirmam que essa característica pode ser explicada pelo fato do córtex pré-motor ser capaz de programar a atividade motora de ambos lados do corpo (GREEN et al., 1999; SABATÉ; GONZÁLEZ; RODRÍGUEZ, 2004).

Contudo, acredita-se que a variabilidade de resultados em relação às dessincronizações mu e beta durante o planejamento motor nesse estudo deva-se à idade dos voluntários. Estudos revelaram que, crianças com idade entre 3 e os 10 anos de idade, se encontram em processo de amadurecimento e em desenvolvimento contínuo do planejamento motor, cuja estabilização ocorre durante a adolescência (JONGBLOED-PEREBOOM et al., 2013; KIRKPATRICK et al., 2013).

Ao analisar os resultados obtidos no segundo estudo, observou-se que as crianças DT durante apresentaram uma distribuição das sincronizações e dessincronizações sobre o córtex cerebral parecida com a observada no primeiro estudo, contudo, para as ondas beta durante os ensaios com o membro dominante, não pode mais ser observada a dessincronização da região compreendida pelo canal Cz, como era observada anteriormente.

Ao analisar o comportamento das componentes de frequência das crianças DT durante o segundo estudo, observou-se algumas diferenças em relação aos resultados obtidos no primeiro estudo. Para este estudo, durante os ensaios realizados com o membro dominante observou-se sincronizações alfa e beta em intervalos de tempo específicos: logo após o início

do movimento, após o movimento de alcance e após o movimento total e início da fase de repouso. Tais diferenças se mostraram significativas por meio dos testes estatísticos.

Além disso, ao contrário do observado no primeiro estudo, observou-se diferenças significativas entre os ensaios desenvolvidos com o membro dominante e os ensaios desenvolvidos com o membro não dominante. O ensaio realizado com o membro não dominante apresentou um comportamento mais parecido com o obtido pelo mesmo membro no primeiro estudo, apesar de não serem identificadas diferenças significativas apenas sobre os sinais do canal C4.

Ao analisar o gráfico das diferenças entre os estudos, observou-se que as diferenças entre os estudos e se destacam sobre a região que corresponde com o movimento de ajuste durante os ensaios com o membro dominante. Acredita-se que essa diferença em crianças com desenvolvimento típico deva-se a atenção temporal e a incerteza quanto ao movimento próximo (SALEH et al., 2010), ao “status quo”, ou seja, a manutenção do atual estado sensorio-motor ou cognitivo (ENGEL; FRIES, 2010), a maior observação da ação (KOELEWIJN et al., 2008); e à imaginação motora (NAKAGAWA et al., 2011; PFURTSCHELLER; SOLIS-ESCALANTE, 2009), desenvolvida no segundo estudo devido seu maior grau de complexibilidade cognitiva.

Durante o segundo estudo, as crianças PCHE apresentaram muitas oscilações sobre todos os canais, vistas apenas sobre o canal C4 durante o primeiro estudo. Esse comportamento oscilatório não apresentou diferenças significativas estatisticamente, quando comparados os comportamentos das ondas mu durante o movimento.

Quanto a distribuição das sincronizações e dessincronizações sobre o córtex cerebral, observou-se uma maior extensão da área de sincronização mu e sobre o hemisfério esquerdo para os ensaios realizados com os membros parético e não parético. Quanto as ondas beta, também se observou um aumento da extensão da área de dessincronização. E, tanto para as ondas mu como para as ondas beta, observou-se um aumento da área e da intensidade de sincronização da região que compreende o canal C3.

Ao analisar o gráfico das diferenças entre os estudos, é possível observar que sobre o canal C3 as diferenças se encontram em uma faixa compreendida entre o início do movimento e os primeiros 1000ms. Já para o canal C4 as diferenças se destacam no período de aproximadamente 750ms até o final da época analisada.

Essa diferença entre os períodos em que foram analisadas as disparidades entre os estudos deve-se ao atraso das dessincronizações entre os canais C3 e C4 para os dois estudos e o atraso ERD do primeiro estudo em relação ao segundo estudo. Contudo, acredita-se que essa

antecipação das ondas mu no segundo estudo deva-se a execução da imaginação do movimento, responsável por desencadear a dessincronização de componentes um (PFURTSCHELLER et al., 2006). Além disso, a imaginação motora, também responsável por mudanças ERD/ERS de curta duração, observadas nesse estudo ao longo do movimento, assim como a segmentação do movimento e a percepção sensorial provocada pelo toque na tela.

No segundo estudo, o comportamento da atividade cerebral das crianças com PCHD foi o que mais se assemelhou com o observado durante o primeiro estudo. Embora essas crianças tenham apresentado dessincronizações alfa e beta mais extensas durante o movimento do membro parético, semelhanças quanto as sincronizações no instante do evento, para ensaios com o membro parético, foram observadas para os dois estudos.

As principais diferenças encontradas entre os estudos estão nos tempos de latência das dessincronizações mu. Para ambos os ensaios se observou um atraso ERD sobre o canal C4, contudo, para o segundo estudo, observou-se que essas dessincronizações ocorreram cerca de 500ms antes do que as observadas no primeiro estudo. Essas diferenças de latência podem ser visualizadas o intervalo de tempo que antecede o movimento no gráfico das diferenças entre os estudos. E, assim como observado entre as crianças com PCHE, acredita-se que essa diferença entre latências seja consequência de uma possível imaginação motora e dessincronização mu precoce.

Quanto à distribuição das sincronizações sobre o córtex cerebral, observou-se que, para o segundo estudo houve um aumento da intensidade de sincronização mu sobre a região frontal.

Além disso algumas diferenças durante o movimento do membro não parético foram encontradas, mas acredita-se que, assim como para as crianças DT, essas diferenças sejam devidas a imaginação motora, a segmentação do movimento e a sensibilização tátil provocada pelo toque na tela. Contudo, é importante ressaltar que crianças ou adolescentes PC exibem um tratamento anormal de informações provenientes do corpo, incluindo propriocepção, sensibilidade ao toque e limiares de pressão de dor, bem como potenciais evocados somatossensoriais induzidos por estímulos e que estes influenciam na forma como se dão as oscilações beta nessa população (RIQUELME; MONTTOYA, 2010). Além disso, a participação regular de crianças com PC em procedimentos cirúrgicos e de reabilitação (alongamento, estimulação elétrica, treinamento de mobilidade funcional, fabricação de órteses e ortopedia, treinamento para uso de equipamentos adaptativos e utilização de armações e outros dispositivos de posicionamento) poderia estar associado a uma alta da dor e de reações sensitivas (BRATTBERG, 2004).

Acredita-se que o grande achado desse estudo seja as diferenças entre os tipos de hemiparesia. Grande parte dos estudos disponíveis na literatura abordam a paralisia cerebral sem se preocupar com a lateralidade da lesão. Até então, os poucos estudos presentes na literatura que abordam as diferenças entre os indivíduos com hemiparesia direita e hemiparesia esquerda ou não avaliaram os sinais EEG ou analisaram apenas o planejamento e/ou a imaginação motora.

Como é o caso do trabalho realizado por Kirkpatrick et. al (2013) foram analisadas 76 crianças com paralisia cerebral hemiparética (40 com hemiparesia esquerda e 36 com hemiparesia direita) durante um movimento de circundução do punho. Neste estudo os autores aplicaram um questionário para avaliar a habilidade da função manual e por meio do mesmo os autores constataram não haver diferenças entre os movimentos executados pelos dois grupos analisados (KIRKPATRICK et al., 2013). Dean et al. (2012) compararam os sinais EEG obtidos durante o planejamento e tempo de reação motora de adultos pós AVE com hemiparesia direita e hemiparesia esquerda. Durante seu estudo detectou que para ambos os tipos de hemiparesia os sinais EEG não apresentavam diferenças significativas durante o planejamento do movimento (DEAN; SEISS; STERR, 2012). Steenbergen et al. (2004) e Craje et al. (2009) relatam comprometimento desproporcional entre adolescentes com hemiparesia direita também durante o planejamento de uma ação motora (CRAJÉ; VAN DER KAMP; STEENBERGEN, 2009; STEENBERGEN; MEULENBROEK; ROSENBAUM, 2004).

Contudo, pode-se dizer que os dados desse estudo revelaram diferenças expressivas entre os três grupos analisados (DT, PCHD e PCHE) para os dois estudos. No primeiro estudo, observou-se que as crianças com DT não apresentaram muitas diferenças entre o comportamento ERD/ERS entre os ensaios, o que não foi observado para o segundo estudo. Essa população durante o segundo estudo apresentou diferenças entre os resultados obtidos para os ensaios com membro dominante e com o membro não dominante.

Para o primeiro estudo, as crianças com PCHE apresentaram sinais semelhante sobre o hemisfério comprometido durante e um comportamento inesperado sobre o hemisfério contralateral durante os movimentos realizados com o membro não parético. Durante o segundo estudo o comportamento oscilatório observado sobre o hemisfério comprometido no primeiro estudo é observado também para o outro hemisfério, revelando uma certa desorganização entre os períodos de sincronização e dessincronização.

As crianças com PCHD, durante o primeiro estudo, apresentaram semelhanças no comportamento dos sinais de praticamente todos os ensaios, revelando também uma maior semelhança do comportamento do sinal EEG dessa população com a população de crianças DT.

Durante o segundo não foram identificadas grandes diferenças, apenas uma maior dessincronização das componentes de frequências analisadas.

Quanto a lateralidade da ativação cerebral, de acordo com alguns estudos disponíveis na literatura, em crianças PC a reorganização da atividade motora ocorre de forma que controle do lado parético passa a ser realizado pelo hemisfério ipsilateral à lesão ou de forma que o hemisfério contralateral à lesão passe a assumir esse papel (RIGOLDI et al., 2012). Em outros estudos, afirmam-se que as crianças PC comprometidas por extensas lesões cerebrais geralmente usam as áreas motoras contra lesionais para controlar a mão parética (INUGGI et al., 2018; STAUDT, 2010), enquanto que aquelas com lesões menores mantêm o controle motor no hemisfério ipsilateral à lesão (EYRE, 2007; STAUDT, 2010).

O presente estudo apresentou dados que diferem dos esperados pela literatura quanto a ativação contralateral ou ipsilateral, no entanto os dados aqui obtidos são semelhantes aos apresentados por Dean et al (2012) em seu estudo com pacientes pós AVE. Isto é, para cada tipo de hemiparesia é possível observar uma diferente reorganização cortical e, consequentemente diferentes comportamentos ERD/ERS para desenvolver uma mesma tarefa motora (DEAN; SEISS; STERR, 2012).

No entanto, mesmo apresentando padrões de ativação diferentes, observou-se que as dessincronizações entre os PCs se apresentaram, em sua maioria, de forma bilateral, isto é, sobre os dois hemisférios. De acordo com estudos anteriores o padrão bilateral durante o movimento da mão unilateral não é surpreendente, porque as medições do fluxo sanguíneo revelam um padrão bilateral semelhante (KUŁAK; SOBANIEC; BOĆKOWSKI, 2005). Além disso estudos apontam que o movimento de uma das mãos aparentemente envolve não apenas o hemisfério contralateral, mas também envolve o lado ipsilateral. Outros estudos atribuem a bilateralidade da atividade sobre o córtex motor à capacidade do hemisfério lesionado ser capaz de compensar parte dos efeitos do dano em indivíduos PC com hemiparesia não severa (INUGGI et al., 2018; PFURTSCHELLER; LOPES DA SILVA, 1999c). Já Rigoldi et al (2012) associam o controle bilateral dos movimentos a manutenção do controle ipsilateral residual através das fibras corticoespinhais mediais e ventrais descendentes, em alguns casos constituindo até 20% do feixe descendente total (RIGOLDI et al., 2012).

Outro achado desse estudo é o comportamento diferenciado dos sinais ERD/ERS μ e β durante os ensaios realizados com o membro não parético. Para os dois estudos, com exceção do período de planejamento motor, foram observadas diferenças significativas em quase todos os testes estatísticos realizados entre os membros não paréticos e paréticos ou até mesmo entre os membros não paréticos, dominantes e não dominantes.

De acordo com Steenbergen e Meulenbroek (2006) a hemiparesia congênita também tem consequências sutis no controle com o lado não afetado (STEENBERGEN; MEULENBROEK, 2006), devido a limitações que o PC tem em sua capacidade de desenvolver um plano motor eficaz que atenda o objetivo motor de ambos os membros. Acredita-se que essas limitações se devam aos déficits somatossensoriais e a estratégia de controle por feedback frequentemente observados nessa população (KURZ et al., 2014a, 2014b; RIGOLDI et al., 2012).

Capítulo 9

9. Considerações Finais

O presente estudo tinha como objetivo realizar uma comparação da atividade cerebral de crianças com paralisia cerebral hemiparética e crianças com desenvolvimento típico durante uma atividade motora voluntária com e sem o uso de um jogo sério. Contudo, ao propor essa temática, esperava-se que, ao associar uma tarefa cognitiva a uma tarefa motora, fosse possível identificar um comportamento da atividade cortical completamente diferente daquele analisado durante os ensaios compostos por tarefas motoras, principalmente no intervalo de tempo que antecede o movimento, isto é, durante o planejamento motor, uma vez que este vem sendo abordado na literatura como um dos principais responsáveis pelo comprometimento na execução de um movimento voluntário (DEAN; SEISS; STERR, 2012; JANSSEN; MEULENBROEK; STEENBERGEN, 2011; SABATÉ; GONZÁLEZ; RODRÍGUEZ, 2004; STEENBERGEN; VERREL; GORDON, 2007). Contudo, observou-se embora o comportamento das ondas mu e beta se apresentassem de forma mais desorganizada durante a atividade motora associada à atividade cognitiva, não foi possível detectar grandes diferenças no intervalo de tempo que corresponde ao planejamento da tarefa.

Os sinais beta obtidos no período que antecede o movimento não apresentaram diferenças significativas para os ensaios com o membro parético para os dois estudos. Entretanto, essa característica associada às sincronizações beta, observadas principalmente no segundo estudo, revelaram que durante o desenvolvimento da atividade motora vários outros fatores podem ter interferido no comportamento do sinal, entre eles: percepção sensitiva, preocupação quanto à direção do movimento a ser executado, segmentação do movimento, maior observação da ação, manutenção do estado sensório-motor ou cognitivo e, principalmente a imaginação ou imaginação motora.

Contudo, acredita-se que tais fatores presentes durante o movimento possam sim ser consequentes de um planejamento motor mal executado, de forma que muitas percepções que deveriam ser realizadas predominantemente antes de se iniciar o movimento, como a seleção

do sentido do movimento e a imaginação motora, foram realizadas durante a execução do movimento de alcance.

Além disso, os resultados dos dois estudos revelaram que as crianças PC apresentaram uma menor latência para as dessincronizações mu, isto é, essas ondas se apresentaram de forma adiantada quando comparadas com as crianças com desenvolvimento típico. Essa situação foi observada com ainda mais clareza para os ensaios realizados com o membro parético e durante o segundo estudo. Sabendo que as ondas mu estão relacionadas com a preparação e a execução de uma tarefa motora, acredita-se que essas crianças iniciaram a imaginação motora bem antes do que as crianças DT e que esta tenha se estendido por durante todo o movimento, revelando um possível estado de compensação em relação ao déficit do planejamento motor presente nessa população.

Acredita-se também que o déficit no planejamento motor e o processo de reorganização cortical possam ser os principais responsáveis pelo comportamento cortical diferenciado observado durante o desenvolvimento motor utilizando o membro não parético. Um leve comprometimento motor durante o uso do membro não parético é mencionado na literatura e alguns autores recomendam que se use a denominação de “membro menos comprometido” (STEENBERGEN; MEULENBROEK, 2006).

Entretanto, acredita-se que os achados nesse estudo possam colaborar para uma melhor compreensão do comportamento da atividade cerebral dessa população durante uma tarefa motora e uma tarefa motora associada à uma tarefa cognitiva. Informações quanto à diferente reorganização cortical entre crianças com hemiparesia direita e hemiparesia esquerda são de extrema importância e devem ser consideradas durante a realização de trabalhos com essa população.

Acredita-se que as informações aqui expostas possam contribuir com estudos científicos que visam a elaboração de protocolos de reabilitação por estimulação transcraniana, como auxiliar no posicionamento dos eletrodos de estimulação a fim de se obter melhores resultados ou até mesmo auxiliar no desenvolvimento de um protocolo individualizado respeitando a reorganização cortical de cada paciente, uma vez que, por meio desse estudo, foi possível observar as diferenças quanto à reorganização e ativação cortical de hemiparético direitos e esquerdos.

Além disso, ao associar uma atividade cognitiva à uma atividade motora, acredita-se que os resultados revelados aqui possam auxiliar em trabalhos que envolvam o desenvolvimento de jogos sérios voltados para a reabilitação e que promovam a neuroplasticidade em crianças e adultos com lesões unilaterais.

Embora as técnicas de eletroencefalografia tenham evoluído ao longo dos anos e o número de trabalhos apresentando novas técnicas e novas abordagens tenham aumentado, principalmente voltadas para o desenvolvimento de interface homem-computador, o uso desse recurso ainda se encontra em sua fase inicial, pois acredita-se que muitas novas análises e técnicas ainda deverão ser desenvolvidas para que se possa suprir a curiosidade do ser humano a respeito do funcionamento do cérebro. Contudo até então, trabalhar com esse órgão tão importante e tão misterioso tem as suas dificuldades.

Muitas limitações foram encontradas durante a realização desse trabalho, entre elas a necessidade de se realizar um número elevado de repetições, para garantir a fidelidade dos dados, sem que estas prejudiquem ou fadiguem o voluntário. Garantir que durante a atividade proposta por esse estudo, os sujeitos de pesquisa estejam completamente focados ou até mesmo confortáveis para realizá-las também foi uma dificuldade encontrada durante a execução do protocolo aqui proposto.

Possíveis problemas com a delimitação do tamanho das épocas, durante o processamento de dados, também devem ser considerados, uma vez que os voluntários não foram orientados a repousarem por mais de 5 segundos entre um movimento e outro. Além disso, não foi determinada uma velocidade de movimento, nem foram utilizados cronômetros ou estímulos sonoros indicando o início ou término da atividade, permitindo assim que a crianças realizasse o movimento respeitando suas limitações. Porém, problemas com o tempo de execução de movimento de cada criança foram identificados, de forma que a variação dos valores tempo de execução da atividade possa ter proporcionado algum viés no estudo. Assim, possíveis sincronizações no início da análise podem corresponder às sincronizações referentes ao término do movimento executado na análise anterior.

Outra limitação considerável desse estudo está na escolha da amostra, embora todos os voluntários tenham sido diagnosticados clinicamente com hemiparesia direita e que apresentem espasticidade de leve a moderada, acredita-se que essas análises clínicas possam apresentar certa subjetividade. Estudos apontam que várias crianças diagnosticadas clinicamente com hemiparesia unilateral, após passarem por um exame de imagem, apresentaram lesões sobre os dois hemisférios (INUGGI et al., 2018). Dessa forma, para os próximos estudos, pretende-se realizar uma triagem de sujeitos de pesquisa conforme a região da lesão, obtida por meio de exames de imagem, a fim de garantir a fidelidade dos resultados.

Como trabalhos futuros, pretende-se realizar uma correlação dos dados de EEG com dados cinemáticos obtidos por meio da análise da trajetória do movimento, entre eles informações quanto ao tempo de reação, velocidade do movimento, precisão de movimento,

entre outros parâmetros. Ainda para trabalhos futuros pretende-se utilizar dados de eletromiografia para detectar exatamente o início do movimento. Acredita-se que o uso dos dados cinemáticos pode ter gerado vieses a respeito do exato onset do movimento. Correlações entre os dados obtidos nas escalas e os dados de EEG também poderiam transformar esse trabalho ainda mais completo.

Capítulo 10

10. Conclusão

Por meio desse estudo, observou-se que as ondas beta, que estão relacionados com o planejamento motor, apresentaram comportamentos semelhantes no período que antecede o movimento. Contudo as ondas mu, que estão relacionadas com a imaginação e execução motora apresentaram maiores diferenças durante a execução do movimento para os dois grupos.

Além disso, as sincronizações beta observadas durante o movimento, ao contrário dos relatos da literatura que a correlacionam com inatividade, podem estar relacionadas com: percepção sensitiva, preocupação quanto à direção do movimento a ser executado, segmentação do movimento, maior observação da ação, manutenção do estado sensório-motor ou cognitivo e imaginação motora. Acredita-se que a presença de sincronizações beta durante o movimento sejam consequência de uma planejamento motor mal executado, uma vez que muitas das percepções sensitivas e motoras deveriam ter sido realizadas predominantemente antes de se iniciar a ação.

Outro achado relevante é o menor período de latência das dessincronizações mu presenciadas durante os ensaios realizados pelos jovens PC, principalmente no segundo estudo, indicando o início precoce do plano de ação. Acredita-se que essa observação esteja relacionada com um mecanismo de compensação do déficit do planejamento motor.

Acredita-se que o déficit no planejamento motor e o processo de reorganização cortical também sejam responsáveis pelo comportamento cortical diferenciado obtido durante os ensaios com o membro parético, principalmente entre os indivíduos com hemiparesia esquerda. Além disso, informações quanto à diferente reorganização cortical entre voluntários com hemiparesia direita e hemiparesia esquerda também se caracterizou como o grande achado desse estudo.

Dessa forma, pode-se afirmar que os resultados desse estudo podem proporcionar uma melhor compreensão do comportamento da atividade do córtex motor de jovens com paralisia cerebral hemiparética durante uma tarefa motora associada a uma tarefa cognitiva durante a

aplicação de um jogo sério e que este estudo é capaz de contribuir na elaboração de protocolos de reabilitação por estimulação transcraniana e o desenvolvimento de jogos sérios.

11. Referências

- ADRIAN, E. D.; MATTHEWS, B. H. C. The Berger rhythm: potential changes from the occipital lobes in man. *Brain*, v. 57, n. 4, p. 355–385, 1 Dec. 1934. <https://doi.org/10.1093/brain/57.4.355>
- AISEN, M. L. et al. Cerebral palsy: clinical care and neurological rehabilitation. *The Lancet Neurology*, v. 10, n. 9, p. 844–852, 1 Sep. 2011. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(11\)70176-4](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(11)70176-4)
- ALEGRE, M. et al. Alpha and beta oscillatory changes during stimulus-induced movement paradigms: effect of stimulus predictability. *Neuroreport*, v. 14, n. 3, p. 381–5, 3 Mar. 2003. <https://doi.org/10.1097/00001756-200303030-00017>
- ANDERSEN, G. L. et al. Cerebral palsy in Norway: Prevalence, subtypes and severity. *European Journal of Paediatric Neurology*, v. 12, n. 1, p. 4–13, 1 Jan. 2008. <https://doi.org/10.1016/j.ejpn.2007.05.001>
- ARNESON, C. L. et al. Prevalence of cerebral palsy: Autism and Developmental Disabilities Monitoring Network, three sites, United States, 2004. *Disability and Health Journal*, v. 2, n. 1, p. 45–48, 1 Jan. 2009. <https://doi.org/10.1016/j.dhjo.2008.08.001>
- BASS, N. Cerebral palsy and neurodegenerative disease.: *Current Opinion in Pediatrics*. *Current Opinion in Pediatrics*, v. 11, n. 6, p. 4, 1999. <https://doi.org/10.1097/00008480-199912000-00005>
- BAX, M. et al. Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 47, n. 8, p. 571–576, 2005. <https://doi.org/10.1017/S001216220500112X>
- BENECKE, R.; MEYER, B.-U.; FREUND, H.-J. Reorganisation of descending motor pathways in patients after hemispherectomy and severe hemispheric lesions demonstrated by magnetic brain stimulation. *Experimental Brain Research*, v. 83, n. 2, p. 419–426, Jan. 1991. <https://doi.org/10.1007/BF00231167>
- BLAIR, E.; WATSON, L. Epidemiology of cerebral palsy. *Seminars in Fetal and Neonatal Medicine*, v. 11, n. 2, p. 117–125, 2006. <https://doi.org/10.1016/j.siny.2005.10.010>
- BLANCA, M. J. et al. NON-NORMAL DATA: IS ANOVA STILL A VALID OPTION?

Journal Scholar Metrics, v. 29, n. 4, p. 552–557, 2017.
<https://doi.org/10.7334/psicothema2016.383>

BOATMAN, D. et al. Language recovery after left hemispherectomy in children with late-onset seizures. *Annals of Neurology*, v. 46, n. 4, p. 579–586, 1 Oct. 1999.
[https://doi.org/10.1002/1531-8249\(199910\)46:4<579::AID-ANA5>3.0.CO;2-K](https://doi.org/10.1002/1531-8249(199910)46:4<579::AID-ANA5>3.0.CO;2-K)

BOHANNON, R. W.; SMITH, M. B. Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity. *Physical Therapy*, v. 67, n. 2, 1987.
<https://doi.org/10.1093/ptj/67.2.206>

BOITEN, F.; SERGEANT, J.; GEUZE, R. Event-related desynchronization: the effects of energetic and computational demands. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 82, n. 4, p. 302–309, Apr. 1992.
[https://doi.org/10.1016/0013-4694\(92\)90110-4](https://doi.org/10.1016/0013-4694(92)90110-4)

BRATTBERG, G. Do pain problems in young school children persist into early adulthood? A 13-year follow-up. *European Journal of Pain*, v. 8, n. 3, p. 187–199, 1 Jun. 2004.
<https://doi.org/10.1016/j.ejpain.2003.08.001>

BROVELLI, A. et al. Medium-Range Oscillatory Network and the 20-Hz Sensorimotor Induced Potential. *NeuroImage*, v. 16, n. 1, p. 130–141, 1 May 2002.
<https://doi.org/10.1006/nimg.2002.1058>

BRYANTON, C. et al. Feasibility, Motivation, and Selective Motor Control: Virtual Reality Compared to Conventional Home Exercise in Children with Cerebral Palsy. *CYBERPSYCHOLOGY & BEHAVIOR*, v. 9, n. 2, 2006.
<https://doi.org/10.1089/cpb.2006.9.123>

BURTON, H. et al. Functional connectivity for somatosensory and motor cortex in spastic diplegia. *Somatosensory & Motor Research*, v. 26, n. 4, p. 90–104, 5 Jan. 2009.
<https://doi.org/10.3109/08990220903335742>

BÜTEFISCH, C. M. et al. Modulation of use-dependent plasticity by d-amphetamine. *Annals of Neurology*, v. 51, n. 1, p. 59–68, 1 Jan. 2002.
<https://doi.org/10.1002/ana.10056>

CAMEROTA, F. et al. Neuromuscular taping for the upper limb in Cerebral Palsy: A case study in a patient with hemiplegia. *Developmental Neurorehabilitation*, v. 17, n. 6, p. 384–387, 2 Dec. 2014.

<https://doi.org/10.3109/17518423.2013.830152>

CAMPBELL, W. W. O exame neurológico. Grupo Gen-Guanabara Koogan, 2000.

CARR, L. J. et al. Patterns of central motor reorganization in hemiplegic cerebral palsy. *Brain*, v. 116, n. 5, p. 1223–1247, 1 Oct. 1993.
<https://doi.org/10.1093/brain/116.5.1223>

CASALIS, M. E. P. Espasticidade: cinesioterapia e terapia medicamentosa. *Med. reabil*, n. 45, p. 15–18, 1997.

CHAGAS, P. et al. Classificação da função motora e do desempenho funcional de crianças com paralisia cerebral. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 2008.
<https://doi.org/10.1590/S1413-35552008000500011>

CHARALAMBOUS, C. P. Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity. In: *Classic Papers in Orthopaedics*. London: Springer London, 2014. p. 415–417.
https://doi.org/10.1007/978-1-4471-5451-8_105

CHEYNE, D. et al. Neuromagnetic imaging of cortical oscillations accompanying tactile stimulation. *Cognitive Brain Research*, v. 17, n. 3, p. 599–611, 1 Oct. 2003.
[https://doi.org/10.1016/S0926-6410\(03\)00173-3](https://doi.org/10.1016/S0926-6410(03)00173-3)

CIMOLIN, V. et al. Constraint-Induced Movement Therapy for Children With Hemiplegia After Traumatic Brain Injury. *Journal of Head Trauma Rehabilitation*, v. 27, n. 3, p. 177–187, 2012.
<https://doi.org/10.1097/HTR.0b013e3182172276>

CLUA, E. W. G. Jogos Sérios aplicados a Saúde. *Journal of Health Informatic*, 2014.

COOPER, I. S.; UPTON, A. R. Effects of cerebellar stimulation on epilepsy, the EEG and cerebral palsy in man. *Electroencephalography and clinical neurophysiology. Supplement*, n. 34, p. 349–54, 1978.

CORREIA, L. L.; LINHARES, M. B. M. Avaliação do comportamento de crianças em situações de dor: revisão da literatura. *Jornal de Pediatria*, v. 84, n. 6, p. 477–486, Dec. 2008.
<https://doi.org/10.1590/S0021-75572008000700003>

CRAJÉ, C.; VAN DER KAMP, J.; STEENBERGEN, B. Visual information for action planning in left and right congenital hemiparesis. *Brain Research*, v. 1261, p. 54–64, 19 Mar. 2009.
<https://doi.org/10.1016/j.brainres.2008.12.074>

DAVID STRAUSS; WILLIAM CABLE; ROBERT SHAVELLE. Causes of excess mortality in cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 41, n. 09, p. 580–585, 1999. <https://doi.org/10.1017/S001216229900122X>

DEAN, P. J. A.; SEISS, E.; STERR, A. Motor Planning in Chronic Upper-Limb Hemiparesis: Evidence from Movement-Related Potentials. *PLoS ONE*, v. 7, n. 10, p. e44558, 1 Oct. 2012. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0044558>

DELORME, A.; MAKEIG, S. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of Neuroscience Methods*, v. 134, p. 9–21, 2004. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2003.10.009>

DINOMAS, M. et al. Effect of observation of simple hand movement on brain activations in patients with unilateral cerebral palsy: an fMRI study. *Research in Developmental Disabilities*, v. 34, n. 6, p. 1928–1937, 1 Jun. 2013. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2013.03.020>

DOLK, H. et al. Socio-economic inequalities in cerebral palsy prevalence in the United Kingdom: a register-based study. *Paediatric and Perinatal Epidemiology*, v. 24, n. 2, p. 149–155, 1 Mar. 2010. <https://doi.org/10.1111/j.1365-3016.2009.01083.x>

ELIASSON, A.-C. et al. The Manual Ability Classification System (MACS) for children with cerebral palsy: scale development and evidence of validity and reliability. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 48, n. 07, p. 549, 19 Jul. 2006. <https://doi.org/10.1017/S0012162206001162>

ENGEL, A. K.; FRIES, P. Beta-band oscillations — signalling the status quo? *Current Opinion in Neurobiology*, v. 20, n. 2, p. 156–165, 1 Apr. 2010. <https://doi.org/10.1016/j.conb.2010.02.015>

EYRE, J. A. et al. Functional corticospinal projections are established prenatally in the human foetus permitting involvement in the development of spinal motor centres. *Brain*, v. 123, n. 1, p. 51–64, 1 Jan. 2000. <https://doi.org/10.1093/brain/123.1.51>

EYRE, J. A. Corticospinal tract development and its plasticity after perinatal injury. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, v. 31, n. 8, p. 1136–1149, 1 Jan. 2007. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2007.05.011>

FIORI, S. et al. Reliability of a novel, semi-quantitative scale for classification of structural brain magnetic resonance imaging in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 56, n. 9, p. 839–845, 1 Sep. 2014.

<https://doi.org/10.1111/dmcn.12457>

GAETZ, W.; CHEYNE, D. Localization of sensorimotor cortical rhythms induced by tactile stimulation using spatially filtered MEG. *NeuroImage*, v. 30, n. 3, p. 899–908, 15 Apr. 2006. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2005.10.009>

GOLDMAN, D. The clinical use of the “average” reference electrode in monopolar recording. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 2, n. 1, p. 209–212, 1950. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(50\)90039-3](https://doi.org/10.1016/0013-4694(50)90039-3)

GREEN, J. B. et al. High-resolution EEG in poststroke hemiparesis can identify ipsilateral generators during motor tasks. *Stroke*, v. 30, n. 12, p. 2659–65, Dec. 1999. <https://doi.org/10.1161/01.STR.30.12.2659>

GUYARD, A. et al. [Impact on parents of cerebral palsy in children: a literature review]. *Archives de pediatrie : organe officiel de la Societe francaise de pediatrie*, v. 18, n. 2, p. 204–14, Feb. 2011. <https://doi.org/10.1016/j.arcped.2010.11.008>

GUYTON, A. C. 1919-2003. et al. *Tratado de fisiologia médica*. Elsevier, 2006.

HALEY, S. M. *Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI): Development, standardization and administration manual*. PEDI Research Group, 1992.

HARI, R. et al. Time-Varying Activation of Different Cytoarchitectonic Areas of the Human SI Cortex after Tibial Nerve Stimulation. *NeuroImage*, v. 4, n. 2, p. 111–118, 1 Oct. 1996. <https://doi.org/10.1006/nimg.1996.0035>

HAUGH, A. B.; PANDYAN, A. D.; JOHNSON, G. R. A systematic review of the Tardieu Scale for the measurement of spasticity. *Disability and Rehabilitation*, v. 28, n. 15, p. 899–907, 7 Jan. 2006. <https://doi.org/10.1080/09638280500404305>

HEISLER, E. J. The US infant mortality rate: international comparisons, underlying factors, and federal programs. *Congressional Research Service*, v. 4, 2012.

HESS, G.; AIZENMAN, C. D.; DONOGHUE, J. P. Conditions for the induction of long-term potentiation in layer II/III horizontal connections of the rat motor cortex. *Journal of neurophysiology*, v. 75, n. 5, p. 1765–78, May 1996. <https://doi.org/10.1152/jn.1996.75.5.1765>

HESS, G.; DONOGHUE, J. P. Long-term potentiation and long-term depression of horizontal

connections in rat motor cortex. *Acta neurobiologiae experimentalis*, v. 56, n. 1, p. 397–405, 1996. <https://doi.org/10.1111/j.1460-9568.1996.tb01251.x>

HICKEY, A.; ZIVIANI, J. A Review of the Quality of Upper Extremities Skills Test (QUEST) for Children with Cerebral Palsy. *Physical & Occupational Therapy In Pediatrics*, v. 18, n. 3–4, p. 123–135, 29 Jan. 1998. https://doi.org/10.1080/J006v18n03_09

HOON, A. H. Neuroimaging in Cerebral Palsy: Patterns of Brain Dysgenesis and Injury. *Journal of Child Neurology*, v. 20, n. 12, p. 936–939, 2 Dec. 2005. <https://doi.org/10.1177/08830738050200120201>

HOUWINK, A. et al. A neurocognitive perspective on developmental disregard in children with hemiplegic cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, v. 32, n. 6, p. 2157–2163, 1 Nov. 2011. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2011.07.012>

HUTTON, J. L. Outcome in cerebral palsy: life-expectancy. *Paediatrics and Child Health*, v. 18, n. 9, p. 419–422, 1 Sep. 2008. <https://doi.org/10.1016/j.paed.2008.05.014>

INUGGI, A. et al. Ipsilesional functional recruitment within lower mu band in children with unilateral cerebral palsy, an event-related desynchronization study. *Experimental Brain Research*, v. 236, n. 2, p. 517–527, 11 Feb. 2018. <https://doi.org/10.1007/s00221-017-5149-3>

JANSSEN, L.; MEULENBROEK, R. G. J.; STEENBERGEN, B. Behavioral evidence for left-hemisphere specialization of motor planning. *Experimental Brain Research*, v. 209, n. 1, p. 65–72, 24 Mar. 2011. <https://doi.org/10.1007/s00221-010-2519-5>

JONGBLOED-PEREBOOM, M. et al. Anticipatory action planning increases from 3 to 10 years of age in typically developing children. *Journal of Experimental Child Psychology*, v. 114, n. 2, p. 295–305, 1 Feb. 2013. <https://doi.org/10.1016/j.jecp.2012.08.008>

KANDEL, E. R. Synapse formation, trophic interactions between neurons, and the development of behaviour. In: *Principles of neural science*. 2. ed. New York: Elsevier, 2000.

KIRBY, R. S. et al. Prevalence and functioning of children with cerebral palsy in four areas of

the United States in 2006: A report from the Autism and Developmental Disabilities Monitoring Network. *Research in Developmental Disabilities*, v. 32, n. 2, p. 462–469, 1 Mar. 2011.
<https://doi.org/10.1016/j.ridd.2010.12.042>

KIRKPATRICK, E. V. et al. Motor planning ability is not related to lesion side or functional manual ability in children with hemiplegic cerebral palsy. *Experimental Brain Research*, v. 231, n. 2, p. 239–247, Nov. 2013.
<https://doi.org/10.1007/s00221-013-3687-x>

KISS, J. . et al. The role of neural cell adhesion molecules in plasticity and repair. *Brain Research Reviews*, v. 36, n. 2–3, p. 175–184, 1 Oct. 2001.
[https://doi.org/10.1016/S0165-0173\(01\)00093-5](https://doi.org/10.1016/S0165-0173(01)00093-5)

KOELEWIJN, T. et al. Motor-cortical beta oscillations are modulated by correctness of observed action. *NeuroImage*, v. 40, n. 2, p. 767–775, 1 Apr. 2008.
<https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2007.12.018>

KOOI, K. A.; TUCHER, R. P.; MARSHALL, R. E. Fundamentals of electroencephalography.

KRICHEVETS, A. N. et al. Computer games as a means of movement rehabilitation. *Disability and Rehabilitation*, v. 17, n. 2, p. 100–105, 28 Jan. 1995.
<https://doi.org/10.3109/09638289509166635>

KRIGGER, K. W. Cerebral Palsy: An Overview. *American Family Physician*, v. 73, p. 10, 2006.

KUKKE, S. N. et al. Cortical activation and inter-hemispheric sensorimotor coherence in individuals with arm dystonia due to childhood stroke. *Clinical Neurophysiology*, v. 126, n. 8, p. 1589–1598, 1 Aug. 2015.
<https://doi.org/10.1016/j.clinph.2014.11.002>

KUŁAK, W. et al. Neurophysiologic and neuroimaging studies of brain plasticity in children with spastic cerebral palsy. *Experimental Neurology*, v. 198, n. 1, p. 4–11, 2006.
<https://doi.org/10.1016/j.expneurol.2005.11.014>

KUŁAK, W.; SOBANIEC, W.; BOĆKOWSKI, L. EEG spectral analysis and coherence in children with hemiparetic cerebral palsy. *Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research*, v. 11, n. 9, p. CR449-55, Sep. 2005.

KURZ, M. J. et al. Aberrant synchrony in the somatosensory cortices predicts motor performance errors in children with cerebral palsy. *Journal of Neurophysiology*, v. 111, n. 3, p.

573–579, Feb. 2014a. <https://doi.org/10.1152/jn.00553.2013>

KURZ, M. J. et al. Neurophysiological abnormalities in the sensorimotor cortices during the motor planning and movement execution stages of children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 56, n. 11, p. 1072–1077, 1 Nov. 2014b. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12513>

KURZ, M. J.; WILSON, T. W. Neuromagnetic activity in the somatosensory cortices of children with cerebral palsy. *Neuroscience Letters*, v. 490, n. 1, p. 1–5, 18 Feb. 2011. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2010.11.053>

KWONG, K. L.; WONG, S. N.; SO, K. T. Epilepsy in Children With Cerebral Palsy. *Pediatric Neurology*, v. 19, n. 1, p. 31–36, 1998. [https://doi.org/10.1016/S0887-8994\(98\)00011-3](https://doi.org/10.1016/S0887-8994(98)00011-3)

LEITE, J. M. R. S.; DO PRADO, G. F. Neurociências Paralisia cerebral Aspectos Fisioterapêuticos e Clínicos. *Neurociências*, p. 41–45, 2004. <https://doi.org/10.4181/RNC.2004.12.41>

LEVIN, H.; GRAFMAN, J. Cerebral reorganization of function after brain damage.

LINSELL, L. et al. Prognostic factors for cerebral palsy and motor impairment in children born very preterm or very low birthweight: a systematic review. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 58, n. 6, p. 554–569, 1 Jun. 2016. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12972>

LLEDO, P.-M.; ALONSO, M.; GRUBB, M. S. Adult neurogenesis and functional plasticity in neuronal circuits. *Nature Reviews Neuroscience*, v. 7, n. 3, p. 179–193, Mar. 2006. <https://doi.org/10.1038/nrn1867>

LO, A. C. et al. Robot-Assisted Therapy for Long-Term Upper-Limb Impairment after Stroke. *New England Journal of Medicine*, v. 362, n. 19, p. 1772–1783, 13 May 2010. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa0911341>

LOPES, J. B. P. et al. Protocol study for a randomised, controlled, double-blind, clinical trial involving virtual reality and anodal transcranial direct current stimulation for the improvement of upper limb motor function in children with Down syndrome. *BMJ Open*, v. 7, n. 8, 2017. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2017-016260>

LUNDKRVOOLD, D. M. A. E.E.G. in Cerebral Palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 2, n. 2, p. 82–88, 12 Nov. 1960.

<https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1960.tb05147.x>

LUPTON, D.; SEYMOUR, W. Technology, selfhood and physical disability. *Social Science & Medicine*, v. 50, n. 12, p. 1851–1862, 1 Jun. 2000. [https://doi.org/10.1016/S0277-9536\(99\)00422-0](https://doi.org/10.1016/S0277-9536(99)00422-0)

MACDONALD, B. K. et al. The incidence and lifetime prevalence of neurological disorders in a prospective community-based study in the UK. *Brain*, v. 123, n. 4, p. 665–676, 1 Apr. 2000. <https://doi.org/10.1093/brain/123.4.665>

MACKEY, A. H. et al. Reliability of upper and lower limb three-dimensional kinematics in children with hemiplegia. *Gait & Posture*, v. 22, n. 1, p. 1–9, 1 Aug. 2005. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.06.002>

MACKEY, A. H.; WALT, S. E.; STOTT, N. S. Deficits in Upper-Limb Task Performance in Children With Hemiplegic Cerebral Palsy as Defined by 3-Dimensional Kinematics. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 87, n. 2, p. 207–215, 1 Feb. 2006. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.10.023>

MADER, S. *Understanding Human Anatomy and Physiology*. 5. ed. New York: McGraw Hill, 2005.

MAKEIG, S. Auditory Event-Related Dynamics of the EEG Spectrum and Effects of Exposure to Tones. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 86, n. 4, p. 283–293, 1993. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(93\)90110-H](https://doi.org/10.1016/0013-4694(93)90110-H)

MANCINI, M. C. et al. Comparison of functional activity performance in normally developing children and children with cerebral palsy. *Arq Neuropsiquiatr*, v. 60, n. 2, p. 446–452, 2002. <http://dx.doi.org/10.1590/S0004-282X2002000300020>

MARTIN, S. J.; GRIMWOOD, P. D.; MORRIS, R. G. M. Synaptic Plasticity and Memory: An Evaluation of the Hypothesis. *Annual Review of Neuroscience*, v. 23, n. 1, p. 649–711, 28 Mar. 2000. <https://doi.org/10.1146/annurev.neuro.23.1.649>

MATHEWS, T. J. et al. Infant mortality statistics from the 2002 period: linked birth/infant death data set. *National vital statistics reports : from the Centers for Disease Control and Prevention, National Center for Health Statistics, National Vital Statistics System*, v. 53, n. 10, p. 1–29, 24 Nov. 2004.

MENEGONI, F. et al. Quantitative evaluation of functional limitation of upper limb movements in subjects affected by ataxia. *European Journal of Paediatric Neurology*, v. 16, n. 2, p. 232–9,

2009.

<https://doi.org/10.1111/j.1468-1331.2008.02396.x>

MEWASINGH, L. D. et al. Motor strategies in standing up in children with hemiplegia. *Pediatric Neurology*, v. 30, n. 4, p. 257–261, 1 Apr. 2004.
<https://doi.org/10.1016/j.pediatrneurol.2003.09.014>

MOLTENI, E. et al. A methodological study for the multifactorial assessment of motor adaptation: Integration of kinematic and neural factors. 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology. *Anais.IEEE*, Aug. 2010.
<https://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5627251>

MONTEIRO, C. B. M.; ABREU, L. C.; VALENTI, V. E. *Paralisia cerebral: teoria e prática*. São Paulo: Plêiade, p. 35–47, 2015.

MORRIS, C. et al. Reliability of the Manual Ability Classification System for children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 48, n. 12, p. 950–953, 13 Feb. 2007.

<https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2006.tb01264.x>

MSALL, M. E. et al. The Functional Independence Measure for Children (WeeFIM): Conceptual Basis and Pilot Use in Children With Developmental Disabilities. *Clinical Pediatrics*, v. 33, n. 7, p. 421–430, 1 Jul. 1994.
<https://doi.org/10.1177/000992289403300708>

MUTSAARTS, M.; STEENBERGEN, B.; BEKKERING, H. Anticipatory planning deficits and task context effects in hemiparetic cerebral palsy. *Experimental Brain Research*, v. 172, n. 2, p. 151–162, 15 Jun. 2006.
<https://doi.org/10.1007/s00221-005-0327-0>

MUTSAARTS, M.; STEENBERGEN, B.; BEKKERING, H. Impaired motor imagery in right hemiparetic cerebral palsy. *Neuropsychologia*, v. 45, n. 4, p. 853–859, 1 Jan. 2007.
<https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2006.08.020>

NAKAGAWA, K. et al. Neuromagnetic beta oscillation changes during motor imagery and motor execution of skilled movements. *NeuroReport*, v. 22, n. 5, p. 217–222, Mar. 2011.
<https://doi.org/10.1097/WNR.0b013e328344b480>

NETTER, F. H. *Atlas de Anatomia Humana*. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.

NEUPER, C.; PFURTSCHELLER, G. Motor imagery and ERD. In: *Event-Related*

Desynchronizataion. Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Revised Series, vol. 6. Amsterdam: Elsevier Science, 1999. p. 303–325.

NEUPER, C.; PFURTSCHELLER, G. Evidence for distinct beta resonance frequencies in human EEG related to specific sensorimotor cortical areas. *Clinical Neurophysiology*, v. 112, n. 11, p. 2084–2097, 1 Nov. 2001. [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(01\)00661-7](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(01)00661-7)

NUDO, R. J. Mechanisms for recovery of motor function following cortical damage. *Current Opinion in Neurobiology*, v. 16, n. 6, p. 638–644, 1 Dec. 2006. <https://doi.org/10.1016/j.conb.2006.10.004>

ODDING, E.; ROEBROECK, M. E.; STAM, H. J. The epidemiology of cerebral palsy: Incidence, impairments and risk factors. *Disability and Rehabilitation*, v. 28, n. 4, p. 183–191, 7 Jan. 2006. <https://doi.org/10.1080/09638280500158422>

OOKI, S. An overview of human handedness in twins. *Frontiers in Psychology*, v. 5, p. 10, 24 Jan. 2014. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.00010>

OSKOU, M. et al. Prevalence of Cerebral Palsy in Quebec: Alternative Approaches. *Neuroepidemiology*, v. 40, n. 4, p. 264–268, 2013. <https://doi.org/10.1159/000345120>

PALSY, U. C. Press Room: Cerebral Palsy-Facts and Figures. Accessed online September, v. 9, 2005.

PERALES, F. J.; AMENGUAL, E. Combining EEG and Serious Games for Attention Assessment of Children with Cerebral Palsy. In: [s.l.] Springer, Cham, 2017. p. 395–399. https://doi.org/10.1007/978-3-319-46669-9_66

PFURTSCHELLER, G. EEG Rhythms - Event-Related Desynchronization and Synchronization. In: [s.l.] Springer, Berlin, Heidelberg, 1991. p. 289–296. https://doi.org/10.1007/978-3-642-76877-4_20

PFURTSCHELLER, G. Event-related synchronization (ERS): an electrophysiological correlate of cortical areas at rest. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, v. 83, n. 1, p. 62–9, Jul. 1992. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(92\)90133-3](https://doi.org/10.1016/0013-4694(92)90133-3)

PFURTSCHELLER, G. Functional brain imaging based on ERD/ERS. *Vision Research*, v. 41, p. 1257–1260, 2001. [https://doi.org/10.1016/S0042-6989\(00\)00235-2](https://doi.org/10.1016/S0042-6989(00)00235-2)

PFURTSCHELLER, G. et al. Mu rhythm (de)synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks. *NeuroImage*, v. 31, n. 1, p. 153–159, 15 May 2006. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2005.12.003>

PFURTSCHELLER, G.; ARANIBAR, A. Event-related cortical desynchronization detected by power measurements of scalp EEG. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 42, n. 6, p. 817–826, 1 Jun. 1977. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(77\)90235-8](https://doi.org/10.1016/0013-4694(77)90235-8)

PFURTSCHELLER, G.; ARANIBAR, A. Evaluation of event-related desynchronization (ERD) preceding and following voluntary self-paced movement. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 46, n. 2, p. 138–146, Feb. 1979. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(79\)90063-4](https://doi.org/10.1016/0013-4694(79)90063-4)

PFURTSCHELLER, G.; KRAUSZ, G.; NEUPER, C. Mechanical stimulation of the fingertip can induce bursts of beta oscillations in sensorimotor areas. *Journal of clinical neurophysiology : official publication of the American Electroencephalographic Society*, v. 18, n. 6, p. 559–64, Nov. 2001. <https://doi.org/10.1097/00004691-200111000-00006>

PFURTSCHELLER, G.; LOPES DA SILVA, F. H. Functional meaning of event-related desynchronization (ERD) and synchronization (ERS). In: *Event-related desynchronization. Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Revised Series, Volume 6*. Amsterdam: Elsevier Science, 1999a. p. 51–65.

PFURTSCHELLER, G.; LOPES DA SILVA, F. H. Basic concepts on EEG synchronization and desynchronization. In: *Event-Related Desynchronizaation. Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Revised Series, vol. 6*. vol. 6 ed. Amsterdam: Elsevier Science, 1999b. p. 406.

PFURTSCHELLER, G.; LOPES DA SILVA, F. H. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clinical Neurophysiology*, v. 110, n. 11, p. 1842–1857, 1 Nov. 1999c. [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(99\)00141-8](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(99)00141-8)

PFURTSCHELLER, G.; SOLIS-ESCALANTE, T. Could the beta rebound in the EEG be suitable to realize a “brain switch”? *Clinical Neurophysiology*, v. 120, n. 1, p. 24–29, 1 Jan. 2009. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2008.09.027>

PFURTSCHELLER, G.; STANCÁK, A.; NEUPER, C. Post-movement beta synchronization. A correlate of an idling motor area? *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v.

98, n. 4, p. 281–293, 1 Apr. 1996a. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(95\)00258-8](https://doi.org/10.1016/0013-4694(95)00258-8)

PFURTSCHELLER, G.; STANCÁK, A.; NEUPER, C. Event-related synchronization (ERS) in the alpha band — an electrophysiological correlate of cortical idling: A review. *International Journal of Psychophysiology*, v. 24, n. 1–2, p. 39–46, 1 Nov. 1996b. [https://doi.org/10.1016/S0167-8760\(96\)00066-9](https://doi.org/10.1016/S0167-8760(96)00066-9)

PITCHER, J. B. et al. Reduced corticomotor excitability and motor skills development in children born preterm. *The Journal of Physiology C*, v. 590, p. 5827–5844, 2012. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2012.239269>

RAMEY, S. L.; DELUCA, S. Efficacy of Constraint-Induced Movement Therapy for Children With Cerebral Palsy With Asymmetric Motor Impairment Abecedarian Project View project Intensive treatment for children with micrcrphaly View project. 2004.

RAND, D.; KIZONY, R.; WEISS, P. L. Virtual reality rehabilitation for all: Vivid GX versus Sony PlayStation II EyeToy. *Virtual Reality & Assoc. Tech*, 2004.

REGO, P.; MOREIRA, P. M.; REIS, L. P. Serious games for rehabilitation: A survey and a classification towards a taxonomy. *5th Iberian Conference on Information Systems and Technologies. Anais IEEE*, 2010.

REID, D. T. Benefits of a virtual play rehabilitation environment for children with cerebral palsy on perceptions of self-efficacy: a pilot study. *Pediatric Rehabilitation*, v. 5, n. 3, p. 141–148, 10 Jan. 2002. <https://doi.org/10.1080/1363849021000039344>

REID, L. B.; ROSE, S. E.; BOYD, R. N. Rehabilitation and neuroplasticity in children with unilateral cerebral palsy. *Nature Reviews Neurology*, v. 11, n. 7, p. 390–400, 16 Jul. 2015. <https://doi.org/10.1038/nrneurol.2015.97>

RIGOLDI, C. et al. Movement analysis and EEG recordings in children with hemiplegic cerebral palsy. *Experimental Brain Research*, v. 223, n. 4, p. 517–524, Dec. 2012. <https://doi.org/10.1007/s00221-012-3278-2>

RIQUELME, I.; MONTAYA, P. Developmental changes in somatosensory processing in cerebral palsy and healthy individuals. *Clinical Neurophysiology*, v. 121, n. 8, p. 1314–1320, 1 Aug. 2010. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2010.03.010>

ROSE, S. et al. MRI Structural Connectivity, Disruption of Primary Sensorimotor Pathways,

and Hand Function in Cerebral Palsy. *Brain Connectivity*, v. 1, n. 4, p. 309–316, 21 Oct. 2011. <https://doi.org/10.1089/brain.2011.0034>

ROSENBAUM, P. et al. A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 49, n. s109, p. 8–14, Feb. 2007. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.tb12610.x>

ROTTA, N. T. Paralisia cerebral , novas perspectivas terapêuticas. *Jornal de Pediatria*, v. 78, p. 48–54, 2002. <https://doi.org/10.1590/S0021-75572002000700008>

RUSSELL, D. J. et al. Gross Motor Function Measure (GMFM-66 and GMFM-88) user's manual.

SABATÉ, M.; GONZÁLEZ, B.; RODRÍGUEZ, M. Brain lateralization of motor imagery: motor planning asymmetry as a cause of movement lateralization. *Neuropsychologia*, v. 42, n. 8, p. 1041–1049, 1 Jan. 2004. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2003.12.015>

SALEH, M. et al. Fast and Slow Oscillations in Human Primary Motor Cortex Predict Oncoming Behaviorally Relevant Cues. *Neuron*, v. 65, n. 4, p. 461–471, 25 Feb. 2010. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2010.02.001>

SANDLUND, M.; LINDH WATERWORTH, E.; HÄGER, C. Using motion interactive games to promote physical activity and enhance motor performance in children with cerebral palsy. *Developmental Neurorehabilitation*, v. 14, n. 1, p. 15–21, 17 Feb. 2011. <https://doi.org/10.3109/17518423.2010.533329>

SANEI, S.; CHAMBERS, J. EEG signal processing. John Wiley & Sons, 2007. <https://doi.org/10.1002/9780470511923>

SCHLUTER, N. et al. Temporary interference in human lateral premotor cortex suggests dominance for the selection of movements. A study using transcranial magnetic stimulation. *Brain*, v. 121, n. 5, p. 785–799, 1 May 1998. <https://doi.org/10.1093/brain/121.5.785>

SCHLUTER, N. . et al. Cerebral dominance for action in the human brain: the selection of actions. *Neuropsychologia*, v. 39, n. 2, p. 105–113, 1 Feb. 2001. [https://doi.org/10.1016/S0028-3932\(00\)00105-6](https://doi.org/10.1016/S0028-3932(00)00105-6)

ŞENBİL, N. et al. Epileptic and non-epileptic cerebral palsy: EEG and cranial imaging findings. *Brain and Development*, v. 24, n. 3, p. 166–169, 1 Apr. 2002.

[https://doi.org/10.1016/S0387-7604\(02\)00025-6](https://doi.org/10.1016/S0387-7604(02)00025-6)

SHI, Y. X. et al. Modified Constraint-Induced Movement Therapy Versus Traditional Rehabilitation in Patients With Upper-Extremity Dysfunction After Stroke: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 92, n. 6, p. 972–982, 1 Jun. 2011.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.12.036>

SHIN, Y. K. et al. A novel EEG-based brain mapping to determine cortical activation patterns in normal children and children with cerebral palsy during motor imagery tasks. *NeuroRehabilitation*, v. 31, n. 4, p. 349–355, 1 Jan. 2012. <https://doi.org/10.3233/NRE-2012-00803>

SILVA, S. G. A gênese cerebral da imagem corporal: algumas considerações sobre o fenômeno dos membros fantasmas em Ramachandran. *Physis: Revista de Saúde Coletiva*, v. 23, p. 167–195, 1991.
<https://doi.org/10.1590/S0103-73312013000100010>

SINGHI, P. et al. Epilepsy in Children With Cerebral Palsy. *Journal of Child Neurology*, v. 18, n. 3, p. 174–179, 2 Mar. 2003.
<https://doi.org/10.1177/08830738030180030601>

SMANIA, N. et al. Improved Gait After Repetitive Locomotor Training in Children with Cerebral Palsy. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, v. 90, n. 2, p. 137–149, Feb. 2011.
<https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e318201741e>

SNIDER, L.; MAJNEMER, A.; DARSAKLIS, V. Virtual reality as a therapeutic modality for children with cerebral palsy. *Developmental Neurorehabilitation*, v. 13, n. 2, p. 120–128, 11 Jan. 2010.
<https://doi.org/10.3109/17518420903357753>

STAUDT, M. Reorganization after pre- and perinatal brain lesions*. *Journal of Anatomy*, v. 217, n. 4, p. 469–474, 2010.
<https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2010.01262.x>

STEENBERGEN, B.; GORDON, A. M. Activity limitation in hemiplegic cerebral palsy: evidence for disorders in motor planning. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 48, n. 09, p. 780, 14 Sep. 2006.

<https://doi.org/10.1017/S0012162206001666>

STEENBERGEN, B.; MEULENBROEK, R. G. J. Deviations in upper-limb function of the less-affected side in congenital hemiparesis. *Neuropsychologia*, v. 44, n. 12, p. 2296–2307, 1 Jan. 2006. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2006.05.016>

STEENBERGEN, B.; MEULENBROEK, R. G. J.; ROSENBAUM, D. A. Constraints on grip selection in hemiparetic cerebral palsy: effects of lesional side, end-point accuracy, and context. *Cognitive Brain Research*, v. 19, n. 2, p. 145–159, 1 Apr. 2004. <https://doi.org/10.1016/j.cogbrainres.2003.11.008>

STEENBERGEN, B.; VERREL, J.; GORDON, A. M. Motor planning in congenital hemiplegia. *Disability and Rehabilitation*, v. 29, n. 1, p. 13–23, 7 Jan. 2007. <https://doi.org/10.1080/09638280600947591>

TAYLOR, F. National Institute of Neurological Disorders and Stroke (USA); Office of Science and Health Reports. *Cerebral palsy: hope through research*. Bethesda: MD Institute, 2001.

TAYLOR, F. National Institute of Neurological Disorders and Stroke (NINDS). Disponível em: <http://www.ninds.nih.gov/disorders/cerebral_palsy/cerebral_palsy.htm>. Acesso em: 31 aug. 2016.

TERASHIMA, T. Anatomy, development and lesion-induced plasticity of rodent corticospinal tract. *Neuroscience Research*, v. 22, n. 2, p. 139–161, 1 May 1995. [https://doi.org/10.1016/0168-0102\(95\)00895-9](https://doi.org/10.1016/0168-0102(95)00895-9)

THORNTON, M. et al. Benefits of activity and virtual reality based balance exercise programmes for adults with traumatic brain injury: Perceptions of participants and their caregivers. *Brain Injury*, v. 19, n. 12, p. 989–1000, 3 Jan. 2005. <https://doi.org/10.1080/02699050500109944>

TORO, C. et al. Event-related desynchronization and movement-related cortical potentials on the ECoG and EEG. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, v. 93, n. 5, p. 380–389, 1 Oct. 1994. [https://doi.org/10.1016/0168-5597\(94\)90126-0](https://doi.org/10.1016/0168-5597(94)90126-0)

VAN DER HEIDE, J. C. et al. Kinematic Characteristics of Reaching Movements in Preterm Children with Cerebral Palsy. *Pediatric Research*, v. 57, n. 6, p. 883–889, 1 Jun. 2005. <https://doi.org/10.1203/01.PDR.0000157771.20683.14>

VAN ELK, M. et al. Neural evidence for impaired action selection in right hemiparetic cerebral palsy. *Brain Research*, v. 1349, p. 56–67, 19 Aug. 2010.

<https://doi.org/10.1016/j.brainres.2010.06.055>

VOHR, B. R. et al. Spectrum of gross motor function in extremely low birth weight children with cerebral palsy at 18 months of age. *Pediatrics*, v. 116, n. 1, p. 123–9, Jul. 2005. <https://doi.org/10.1542/peds.2004-1810>

WEBSTER, J. G. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2006.

WEI, S. et al. Reliability and validity of the GMFM-66 in 0- to 3-year-old children with cerebral palsy. *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, v. 85, n. 2, p. 141–7, Feb. 2006. <https://doi.org/10.1097/01.phm.0000197585.68302.25>

WEISS, P. L.; BIALIK, P.; KIZONY, R. Virtual Reality Provides Leisure Time Opportunities for Young Adults with Physical and Intellectual Disabilities. *CyberPsychology & Behavior*, v. 6, n. 3, p. 335–342, Jun. 2003. <https://doi.org/10.1089/109493103322011650>

WILKINSON, D. MRI and withdrawal of life support from newborn infants with hypoxic-ischemic encephalopathy. *Pediatrics*, v. 126, n. 2, p. e451-8, Aug. 2010. <https://doi.org/10.1542/peds.2009-3067>

YANG, L.; LU, Y. EEG Neural Correlates of Self-Paced Left- and Right-Hand Movement Intention during a Reaching Task. 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). *Anais IEEE*, Jul. 2018. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2018.8512725>

ZAEPFFEL, M. et al. Modulations of EEG Beta Power during Planning and Execution of Grasping Movements. *PLoS ONE*, v. 8, n. 3, p. e60060, 21 Mar. 2013. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0060060>

ZIELINSKI, I. M. et al. Neglect-like characteristics of developmental disregard in children with cerebral palsy revealed by event related potentials. *BMC Neurology*, v. 14, n. 1, p. 221, 30 Dec. 2014. <https://doi.org/10.1186/s12883-014-0221-0>

ZIELINSKI, I. M. et al. Event-related Potentials During Target-response Tasks to Study Cognitive Processes of Upper Limb Use in Children with Unilateral Cerebral Palsy. *Journal of Visualized Experiments*, n. 107, p. e53420, 11 Jan. 2016. <https://doi.org/10.3791/53420>

ZYDA, M. *From Visual Simulation to Virtual Reality to Games*. IEE Computer Society, 2005. <https://doi.org/10.1109/MC.2005.297>

12. Anexos

Tabela 21 – Resultados dos testes de comparações múltiplas para as ondas mu obtidas no período que antecede o movimento durante o primeiro estudo – Teste Post Hoc com correção Bonferroni

Comparações múltiplas – Post Hoc						
Correção de Bonferroni						
Onda Mu - Pré Movimento						
Fator (I)	Fator (J)	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	p	Intervalo de Confiança 95%	
					Limite inferior	Limite superior
C3EHD	C4EHD	0,54212		1,000	-5,2850	6,3692
C3EHD	C3DHE	-2,45415		1,000	-8,2812	3,3729
C4EHD	C3DHE	-2,99627		1,000	-8,8234	2,8308
C3DHD	C4DDT	4,03609		1,000	-1,7910	9,8632
C4DHD	C4DDT	-2,06225		1,000	-7,8893	3,7648
C3EHE	C4EHE	0,73003	1,72777	1,000	-5,0971	6,5571
C3EHE	C3DHE	5,22893		0,165	-0,5982	11,0560
C3EHE	C4DHE	-5,22750		0,166	-11,0546	0,5996
C3EHE	C3DDT	-2,55500		1,000	-8,3821	3,2721
C4EHE	C3DHE	4,49890		0,612	-1,3282	10,3260
C4EHE	C3DDT	-3,28503		1,000	-9,1121	2,5421
C4DHE	C3DDT	2,67250		1,000	-3,1546	8,4996

Tabela 22 - Resultados dos testes de comparações múltiplas para as ondas mu obtidas durante o movimento para o primeiro estudo – Teste Post Hoc com correção Bonferroni

Comparações múltiplas – Post Hoc						
Correção de Bonferroni						
Onda Mu - Durante Movimento						
Fator (I)	Fator (J)	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	p	Intervalo de Confiança 95%	
					Limite inferior	Limite superior
C3EHD	C4EHD	2,77381		1,000	-3,4534	9,0010
C3EHD	C3DHE	5,08599		0,392	-1,1412	11,3132
C4EHD	C3DHE	2,31218		1,000	-3,9150	8,5394
C4EHD	C4DDT	4,15070		1,000	-2,0765	10,3779
C4DHD	C4EDT	5,99695		,078	-0,2303	12,2242
C3EHE	C4DHE	-3,61875	1,84783	1,000	-9,8460	2,6085
C3EHE	C3DDT	-0,74902		1,000	-6,9762	5,4782
C4EHE	C4DHE	5,47313		0,203	-0,7541	11,7003
C4EHE	C3EDT	-0,19358		1,000	-6,4208	6,0336
C3DHE	C4DDT	1,83852		1,000	-4,3887	8,0657
C4DHE	C3EDT	-5,66671		0,144	-11,8939	0,5605
C4DHE	C3DDT	2,86973		1,000	-3,3575	9,0969

Tabela 23 – Resultados dos testes de comparações múltiplas para as ondas beta obtidas no período que antecede o movimento durante o primeiro estudo – Teste Post Hoc com correção Bonferroni

Comparações múltiplas – Post Hoc						
Correção de Bonferroni						
Onda Beta - Pré Movimento						
Fator (I)	Fator (J)	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	p	Intervalo de Confiança 95%	
					Limite inferior	Limite superior
C3EHD	C4EHD	-,65315		1,000	-8,6419	7,3356
C3EHD	C3DHD	-1,21828		1,000	-9,2070	6,7705
C3EHD	C4DHD	-,81045		1,000	-8,7992	7,1783
C3EHD	C4DHE	5,84930		,898	-2,1394	13,8380
C3EHD	C3EDT	,54475		1,000	-7,4440	8,5335
C3EHD	C4EDT	-,27156		1,000	-8,2603	7,7172
C3EHD	C3DDT	,10251		1,000	-7,8862	8,0913
C3EHD	C4DDT	,38803		1,000	-7,6007	8,3768
C4EHD	C3DHD	-,56513		1,000	-8,5539	7,4236
C4EHD	C4DHD	-,15730		1,000	-8,1460	7,8314
C4EHD	C4DHE	6,50245		,402	-1,4863	14,4912
C4EHD	C3EDT	1,19791		1,000	-6,7908	9,1867
C4EHD	C4EDT	,38159		1,000	-7,6072	8,3703
C4EHD	C3DDT	,75566		1,000	-7,2331	8,7444
C4EHD	C4DDT	1,04118		1,000	-6,9476	9,0299
C3DHD	C4DHD	,40783		1,000	-7,5809	8,3966
C3DHD	C4DHE	7,06758		,190	-,9212	15,0563
C3DHD	C3EDT	1,76304		1,000	-6,2257	9,7518
C3DHD	C4EDT	,94672	2,36871	1,000	-7,0420	8,9355
C3DHD	C3DDT	1,32079		1,000	-6,6680	9,3095
C3DHD	C4DDT	1,60631		1,000	-6,3824	9,5951
C4DHD	C4DHE	6,65975		,328	-1,3290	14,6485
C4DHD	C3EDT	1,35521		1,000	-6,6335	9,3440
C4DHD	C4EDT	,53889		1,000	-7,4499	8,5276
C4DHD	C3DDT	,91296		1,000	-7,0758	8,9017
C4DHD	C4DDT	1,19848		1,000	-6,7903	9,1872
C3EHE	C4EHE	-,16626		1,000	-8,1550	7,8225
C4DHE	C3EDT	-5,30455		1,000	-13,2933	2,6842
C4DHE	C4EDT	-6,12086		,649	-14,1096	1,8679
C4DHE	C3DDT	-5,74679		1,000	-13,7355	2,2420
C4DHE	C4DDT	-5,46127		1,000	-13,4500	2,5275
C3EDT	C4EDT	-,81632		1,000	-8,8051	7,1724
C3EDT	C3DDT	-,44225		1,000	-8,4310	7,5465
C3EDT	C4DDT	-,15673		1,000	-8,1455	7,8320
C4EDT	C3DDT	,37407		1,000	-7,6147	8,3628
C4EDT	C4DDT	,65959		1,000	-7,3292	8,6483
C3DDT	C4DDT	,28552		1,000	-7,7032	8,2743

Tabela 24 - Resultados dos testes de comparações múltiplas para as ondas beta obtidas durante o movimento para o primeiro estudo – Teste Post Hoc com correção Bonferroni

Comparações múltiplas – Post Hoc						
Correção de Bonferroni						
Onda Beta - Pós Movimento						
Fator (I)	Fator (J)	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	p	Intervalo de Confiança 95%	
					Limite inferior	Limite superior
C3DHD	C4DHD	3,61102		1,000	-6,6860	13,9080
C3DHD	C3EHE	-5,18848		1,000	-15,4855	5,1085
C3DHD	C3DHE	-2,21328		1,000	-12,5103	8,0837
C3DHD	C4DHE	-9,88760		,081	-20,1846	,4094
C3DHD	C4EDT	-7,42643		,997	-17,7234	2,8706
C3DHD	C3DDT	,14396		1,000	-10,1530	10,4410
C3DHD	C4DDT	-9,20350		,172	-19,5005	1,0935
C4DHD	C3EHE	-8,79950		,264	-19,0965	1,4975
C4DHD	C3DHE	-5,82430		1,000	-16,1213	4,4727
C4DHD	C3DDT	-3,46706		1,000	-13,7641	6,8299
C3EHE	C3DHE	2,97520		1,000	-7,3218	13,2722
C3EHE	C4DHE	-4,69911		1,000	-14,9961	5,5979
C3EHE	C4EDT	-2,23795		1,000	-12,5349	8,0590
C3EHE	C3DDT	5,33245		1,000	-4,9646	15,6294
C3EHE	C4DDT	-4,01502		1,000	-14,3120	6,2820
C4EHE	C4DHE	8,36122	3,05548	,411	-1,9358	18,6582
C4EHE	C3EDT	2,61895		1,000	-7,6780	12,9159
C4EHE	C4DDT	9,04532		,204	-1,2517	19,3423
C3DHE	C4DHE	-7,67431		,795	-17,9713	2,6227
C3DHE	C4EDT	-5,21315		1,000	-15,5101	5,0838
C3DHE	C3DDT	2,35724		1,000	-7,9398	12,6542
C3DHE	C4DDT	-6,99022		1,000	-17,2872	3,3068
C4DHE	C3EDT	-5,74227		1,000	-16,0393	4,5547
C4DHE	C4EDT	2,46116		1,000	-7,8358	12,7582
C4DHE	C3DDT	10,03156		,068	-,2654	20,3286
C4DHE	C4DDT	,68410		1,000	-9,6129	10,9811
C3EDT	C4EDT	8,20343		,481	-2,0936	18,5004
C3EDT	C4DDT	6,42636		1,000	-3,8706	16,7234
C4EDT	C3DDT	7,57040		,875	-2,7266	17,8674
C4EDT	C4DDT	-1,77706		1,000	-12,0741	8,5199
C3DDT	C4DDT	-9,34746		,147	-19,6445	,9495

Tabela 25 - Resultados dos testes de comparações múltiplas para as ondas mu obtidas no período que antecede o movimento durante o segundo estudo – Teste Post Hoc com correção Bonferroni

Comparações múltiplas – Post Hoc						
Correção de Bonferroni						
Onda Mu - Pré Movimento						
Fator (I)	Fator (J)	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	p	Intervalo de Confiança 95%	
					Limite inferior	Limite superior
C3EHD	C4DHD	-2,78835	1,79386	1,000	-8,8383	3,2616
C3EHD	C3EHE	-,03509		1,000	-6,0851	6,0149
C3EHD	C3DDT	5,60675		0,119	-0,4432	11,6567
C4EHD	C4DHE	-5,80688		0,081	-11,8569	0,2431
C3DHD	C3DDT	-0,59530		1,000	-6,6453	5,4547
C4DHD	C3EHE	2,75326		1,000	-3,2967	8,8032
C3EHE	C3DDT	5,64184		0,111	-0,4081	11,6918
C4EHE	C4EDT	3,36761		1,000	-2,6824	9,4176
C3DHE	C3EDT	1,60699		1,000	-4,4430	7,6570
C4DHE	C4DDT	-5,57141		0,127	-11,6214	0,4786

Tabela 26 – Resultados dos testes de comparações múltiplas para as ondas mu obtidas durante o movimento para o segundo estudo – Teste Post Hoc com correção Bonferroni

Comparações múltiplas – Post Hoc						
Correção de Bonferroni						
Onda Mu – Durante Movimento						
Fator (I)	Fator (J)	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	p	Intervalo de Confiança 95%	
					Limite inferior	Limite superior
C3EHD	C4DHD	5,63674		,666	-1,7437	13,0171
C3EHD	C3EHE	-4,88774		1,000	-12,2681	2,4927
C4EHE	C3EDT	1,43001	2,19030	1,000	-5,9504	8,8104
C4EHE	C4EDT	,66347		1,000	-6,7169	8,0439
C4DHE	C4DDT	-4,80908		1,000	-12,1895	2,5713
C3EDT	C4EDT	-,76654		1,000	-8,1469	6,6139

Tabela 27 - Resultados dos testes de comparações múltiplas para as ondas beta obtidas no período que antecede o movimento durante o segundo estudo – Teste Post Hoc com correção Bonferroni

Comparações múltiplas – Post Hoc						
Correção de Bonferroni						
Onda Beta - Pré Movimento						
Fator (I)	Fator (J)	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	p	Intervalo de Confiança 95%	
					Limite inferior	Limite superior
C3EHD	C4EHD	-6,73984		1,000	-16,2886	2,8089
C3EHD	C3DHE	8,26895		,233	-1,2798	17,8177
C3EHD	C4DHE	,51793		1,000	-9,0308	10,0667
C3EHD	C3EDT	,86792		1,000	-8,6808	10,4166
C3EHD	C3DDT	2,01262		1,000	-7,5361	11,5613
C3EHD	C4DDT	8,34808		,213	-1,2006	17,8968
C4EHD	C4DHE	7,25777		,688	-2,2910	16,8065
C4EHD	C3EDT	7,60776		,479	-1,9410	17,1565
C4EHD	C3DDT	8,75246		,133	-,7963	18,3012
C3DHD	C4DHD	2,87125		1,000	-6,6775	12,4200
C3DHD	C3EHE	3,88963		1,000	-5,6591	13,4384
C3DHD	C4EHE	4,09776		1,000	-5,4510	13,6465
C3DHD	C3DHE	-9,34249		,065	-18,8912	,2062
C3DHD	C4EDT	-1,48534		1,000	-11,0341	8,0634
C3DHD	C4DDT	-9,26336		,072	-18,8121	,2854
C4DHD	C3EHE	1,01838		1,000	-8,5303	10,5671
C4DHD	C4EHE	1,22651	2,83125	1,000	-8,3222	10,7752
C4DHD	C4EDT	-4,35660		1,000	-13,9053	5,1921
C3EHE	C4EHE	,20813		1,000	-9,3406	9,7569
C3EHE	C4EDT	-5,37498		1,000	-14,9237	4,1737
C4EHE	C4EDT	-5,58311		1,000	-15,1318	3,9656
C3DHE	C4DHE	-7,75102		,412	-17,2997	1,7977
C3DHE	C3EDT	-7,40103		,595	-16,9497	2,1477
C3DHE	C4EDT	7,85715		,367	-1,6916	17,4059
C3DHE	C3DDT	-6,25633		1,000	-15,8050	3,2924
C3DHE	C4DDT	,07913		1,000	-9,4696	9,6279
C4DHE	C3EDT	,34999		1,000	-9,1987	9,8987
C4DHE	C3DDT	1,49469		1,000	-8,0540	11,0434
C4DHE	C4DDT	7,83015		,378	-1,7186	17,3789
C3EDT	C3DDT	1,14470		1,000	-8,4040	10,6934
C3EDT	C4DDT	7,48016		,548	-2,0686	17,0289
C4EDT	C4DDT	-7,77801		,400	-17,3267	1,7707
C3DDT	C4DDT	6,33546		1,000	-3,2133	15,8842

Tabela 28 - Resultados dos testes de comparações múltiplas para as ondas beta obtidas durante o movimento para o segundo estudo – Teste Post Hoc com correção Bonferroni

Comparações múltiplas – Post Hoc						
Correção de Bonferroni						
Onda Beta - Durante Movimento						
Fator (I)	Fator (J)	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	p	Intervalo de Confiança 95%	
					Limite inferior	Limite superior
C3EHD	C4EHD	2,96246	2,10256	1,000	-4,1223	10,0472
C3DHD	C4DHD	4,95501	2,10256	1,000	-2,1297	12,0398
C3DHE	C4DHE	5,18009	2,10256	,909	-1,9047	12,2648
C3DHE	C3EDT	4,42832	2,10256	1,000	-2,6564	11,5131
C3DHE	C4DDT	6,66506	2,10256	,101	-,4197	13,7498
C4DHE	C3EDT	-,75177	2,10256	1,000	-7,8365	6,3330
C4DHE	C4EDT	2,42643	2,10256	1,000	-4,6583	9,5112
C4DHE	C4DDT	1,48498	2,10256	1,000	-5,5998	8,5697
C3EDT	C4EDT	3,17819	2,10256	1,000	-3,9066	10,2629
C3EDT	C4DDT	2,23674	2,10256	1,000	-4,8480	9,3215
C4EDT	C4DDT	-,94145	2,10256	1,000	-8,0262	6,1433

Tabela 29 - Resultados dos testes de comparações múltiplas das ondas mu obtidas antes do movimento para os dois estudos – Teste Post Hoc com correção Bonferroni

Comparações múltiplas – Post Hoc					
Correção de Bonferroni					
Onda Mu - Pré Movimento (Estudo 1 x Estudo 2)					
Fator (I)	Fator (J)	Diferença média (I-J)	p	Intervalo de Confiança 95%	
				Limite inferior	Limite inferior
C3EHD	C4EHE	3,37683	1,000	-3,2224	9,9760
C3EHD	C3DHE	-4,59902	1,000	-11,1982	2,0002
C3EHD	C3EDT	-2,99213	1,000	-9,5913	3,6071
C4EHD	C4EHE	2,83454	1,000	-3,7647	9,4337
C4EHD	C3DHE	-5,14131	,973	-11,7405	1,4579
C4EHD	C3EDT	-3,53443	1,000	-10,1336	3,0648
C4EHD	C4EDT	6,20213	,120	-,3971	12,8013
C3DHD	C4EHD	-2,65355	1,000	-9,2528	3,9457
C3DHD	C4DHD	5,35404	,657	-1,2452	11,9533
C4DHD	C3EHD	2,04383	1,000	-4,5554	8,6430
C4DHD	C4DHD	-,74464	1,000	-7,3439	5,8546
C4DHD	C3EHE	2,00842	1,000	-4,5908	8,6076
C3EHE	C3DHD	-3,22869	1,000	-9,8279	3,3705
C3EHE	C3DHE	3,08448	1,000	-3,5147	9,6837
C3EHE	C3EDT	4,69137	1,000	-1,9078	11,2906
C3EHE	C3DDT	-3,82366	1,000	-10,4229	2,7755
C4EHE	C3DHD	-3,95896	1,000	-10,5582	2,6402
C4EHE	C3DHE	2,35421	1,000	-4,2450	8,9534
C4EHE	C3EDT	3,96109	1,000	-2,6381	10,5603
C4EHE	C3DDT	-4,55393	1,000	-11,1531	2,0453
C3DHE	C4EHE	5,83077	,259	-,7684	12,4300
C3DHE	C3DHE	-2,14508	1,000	-8,7443	4,4541
C3DHE	C3EDT	-,53820	1,000	-7,1374	6,0610
C4DHE	C3EHD	-4,20399	1,000	-10,8032	2,3952
C4DHE	C3DHD	1,99798	1,000	-4,6012	8,5972
C4DHE	C3EHE	-4,23940	1,000	-10,8386	2,3598
C4DHE	C3DDT	1,40301	1,000	-5,1962	8,0022
C3EDT	C4EHD	4,74109	1,000	-1,8581	11,3403
C3EDT	C4DHE	-1,06590	1,000	-7,6651	5,5333
C4EDT	C4DHE	4,84333	1,000	-1,7559	11,4425
C4EDT	C4DDT	-,72842	1,000	-7,3276	5,8708
C3DDT	C3DHD	-,67388	1,000	-7,2731	5,9253
C3DDT	C3DHE	5,63929	,379	-,9599	12,2385
C3DDT	C3DDT	-1,26885	1,000	-7,8681	5,3304
C4DDT	C3EHD	4,10710	1,000	-2,4921	10,7063
C4DDT	C4DHD	1,31863	1,000	-5,2806	7,9178
C4DDT	C3EHE	4,07169	1,000	-2,5275	10,6709

Erro
Padrão

Tabela 30 - Resultados dos testes de comparações múltiplas das ondas mu durante o movimento para os dois estudos – Teste Post Hoc com correção Bonferroni

Comparações múltiplas – Post Hoc						
Correção de Bonferroni						
Onda Mu - Durante Movimento (Estudo 1 x Estudo 2)						
Fator (I)	Fator (J)	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	p	Intervalo de Confiança 95%	
					Limite inferior	Limite inferior
C3EHD	C3DHD	7,41076		0,108	-0,4128	15,2343
C3EHD	C4EHE	-7,45604		0,099	-15,2796	0,3675
C3EHD	C3EDT	-6,02634		1	-13,8499	1,7972
C3EHD	C4EDT	-6,79255		0,318	-14,6161	1,031
C4EHD	C3DHD	4,6368		1	-3,1868	12,4604
C3DHD	C4EHD	-1,15874		1	-8,9823	6,6648
C4DHD	C3EHD	7,81977		0,05	-0,0038	15,6433
C4DHD	C3EHE	2,93212		1	-4,8914	10,7557
C3EHE	C4EHE	-1,15861		1	-8,9822	6,6649
C3EHE	C3EDT	0,27109		1	-7,5525	8,0946
C3EHE	C4EDT	-0,49512		1	-8,3187	7,3284
C4EHE	C3EHD	-6,54278		0,48	-14,3663	1,2808
C4EHE	C4DHD	-0,90585		1	-8,7294	6,9177
C3DHE	C3DHD	2,32465	2,08893	1	-5,4989	10,1482
C4DHE	C4DHD	-6,37942		0,625	-14,203	1,4441
C4DHE	C4EHE	2,45997		1	-5,3636	10,2835
C4DHE	C3EDT	3,88967		1	-3,9339	11,7132
C4DHE	C4EDT	3,12346		1	-4,7001	10,947
C3EDT	C3EHD	-6,34923		0,656	-14,1728	1,4743
C3EDT	C4DHD	-0,71231		1	-8,5359	7,1112
C4EDT	C3EHD	1,82269		1	-6,0009	9,6462
C4EDT	C4DHD	7,45961		0,099	-0,3639	15,2832
C4EDT	C3EHE	-3,06496		1	-10,8885	4,7586
C3DDT	C4EHE	-0,40956		1	-8,2331	7,414
C3DDT	C3EDT	1,02014		1	-6,8034	8,8437
C3DDT	C4EDT	0,25393		1	-7,5696	8,0775
C4DDT	C3DHD	0,48605		1	-7,3375	8,3096

Tabela 31 - Resultados dos testes de comparações múltiplas das ondas beta obtidas antes do movimento para os dois estudos – Teste Post Hoc com correção Bonferroni

Comparações múltiplas – Post Hoc						
Correção de Bonferroni						
Onda Beta - Pré Movimento (Estudo 1 x Estudo 2)						
Fator (I)	Fator (J)	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	p	Intervalo de Confiança 95%	
					Limite inferior	Limite inferior
C3EHD	C3DHD	1,40295		1,000	-8,3781	11,1840
C3EHD	C4DHD	4,27464		1,000	-5,5064	14,0557
C3EHD	C3EHE	5,29219		1,000	-4,4888	15,0732
C3EHD	C4EHE	5,50033		1,000	-4,2807	15,2813
C3EHD	C3DHE	-7,93929		,653	-17,7203	1,8417
C3EHD	C4EDT	-,08235		1,000	-9,8634	9,6987
C3EHD	C4DDT	-7,86022		,722	-17,6412	1,9208
C4EHD	C3DHD	2,05590		1,000	-7,7251	11,8369
C4EHD	C4DHD	4,92760		1,000	-4,8534	14,7086
C4EHD	C3EHE	5,94514		1,000	-3,8359	15,7262
C4EHD	C4EHE	6,15328		1,000	-3,6277	15,9343
C4EHD	C3DHE	-7,28634		1,000	-17,0674	2,4947
C4EHD	C4EDT	,57060		1,000	-9,2104	10,3516
C4EHD	C4DDT	-7,20727		1,000	-16,9883	2,5737
C3DHD	C3DHD	2,62153		1,000	-7,1595	12,4025
C3DHD	C4DHD	5,49322		1,000	-4,2878	15,2742
C3DHD	C3EHE	6,51077		1,000	-3,2702	16,2918
C3DHD	C4EHE	6,71891		1,000	-3,0621	16,4999
C3DHD	C3DHE	-6,72071		1,000	-16,5017	3,0603
C3DHD	C4EDT	1,13623	2,61025	1,000	-8,6448	10,9172
C3DHD	C4DDT	-6,64164		1,000	-16,4227	3,1394
C4DHD	C3DHD	2,21328		1,000	-7,5677	11,9943
C4DHD	C4DHD	5,08497		1,000	-4,6960	14,8660
C4DHD	C3EHE	6,10251		1,000	-3,6785	15,8835
C4DHD	C4EHE	6,31066		1,000	-3,4704	16,0917
C4DHD	C3DHE	-7,12896		1,000	-16,9100	2,6521
C4DHD	C4EDT	,72798		1,000	-9,0530	10,5090
C4DHD	C4DDT	-7,04989		1,000	-16,8309	2,7311
C3EHE	C3EHD	-1,95672		1,000	-11,7377	7,8243
C3EHE	C4EHD	-8,69678		,240	-18,4778	1,0842
C3EHE	C3DHE	6,31202		1,000	-3,4690	16,0930
C3EHE	C4DHE	-1,43907		1,000	-11,2201	8,3419
C3EHE	C3EDT	-1,08913		1,000	-10,8701	8,6919
C3EHE	C3DDT	,05563		1,000	-9,7254	9,8366
C3EHE	C4DDT	6,39109		1,000	-3,3899	16,1721
C4EHE	C3EHD	-1,79082		1,000	-11,5718	7,9902
C4EHE	C4EHD	-8,53087		,301	-18,3119	1,2501
C4EHE	C3DHE	6,47792		1,000	-3,3031	16,2589
C4EHE	C4DHE	-1,27317		1,000	-11,0542	8,5078

C4EHE	C3EDT	-,92322	1,000	-10,7042	8,8578
C4EHE	C3DDT	,22153	1,000	-9,5595	10,0025
C4EHE	C4DDT	6,55699	1,000	-3,2240	16,3380
C3DHE	C3EHE	-9,28486	,105	-19,0659	,4962
C3DHE	C4EHE	-9,07672	,141	-18,8577	,7043
C4DHE	C3DHD	-4,44650	1,000	-14,2275	5,3345
C4DHE	C4DHD	-1,57481	1,000	-11,3558	8,2062
C4DHE	C3EHE	-,55727	1,000	-10,3383	9,2237
C4DHE	C4EHE	-,34913	1,000	-10,1301	9,4319
C4DHE	C4EDT	-5,93180	1,000	-15,7128	3,8492
C3EDT	C3DHD	,85781	1,000	-8,9232	10,6388
C3EDT	C4DHD	3,72951	1,000	-6,0515	13,5105
C3EDT	C3EHE	4,74705	1,000	-5,0340	14,5281
C3EDT	C4EHE	4,95519	1,000	-4,8258	14,7362
C3EDT	C3DHE	-8,48443	,320	-18,2654	1,2966
C3EDT	C4EDT	-,62749	1,000	-10,4085	9,1535
C3EDT	C4DDT	-8,40536	,356	-18,1864	1,3757
C4EDT	C3DHD	1,67459	1,000	-8,1064	11,4556
C4EDT	C4DHD	4,54628	1,000	-5,2347	14,3273
C4EDT	C3EHE	5,56383	1,000	-4,2172	15,3448
C4EDT	C4EHE	5,77197	1,000	-4,0090	15,5530
C4EDT	C3DHE	-7,66765	,918	-17,4487	2,1134
C4EDT	C4EDT	,18929	1,000	-9,5917	9,9703
C4EDT	C4DDT	-7,58858	1,000	-17,3696	2,1924
C3DDT	C3DHD	1,30044	1,000	-8,4806	11,0815
C3DDT	C4DHD	4,17213	1,000	-5,6089	13,9531
C3DDT	C3EHE	5,18967	1,000	-4,5913	14,9707
C3DDT	C4EHE	5,39781	1,000	-4,3832	15,1788
C3DDT	C3DHE	-8,04180	,573	-17,8228	1,7392
C3DDT	C4EDT	-,18486	1,000	-9,9659	9,5962
C3DDT	C4DDT	-7,96273	,634	-17,7437	1,8183
C4DDT	C3DHD	1,01492	1,000	-8,7661	10,7959
C4DDT	C4DHD	3,88661	1,000	-5,8944	13,6676
C4DDT	C3EHE	4,90415	1,000	-4,8769	14,6852
C4DDT	C4EHE	5,11230	1,000	-4,6687	14,8933
C4DDT	C3DHE	-8,32732	,395	-18,1083	1,4537
C4DDT	C4EDT	-,47038	1,000	-10,2514	9,3106
C4DDT	C4DDT	-8,24825	,438	-18,0293	1,5328

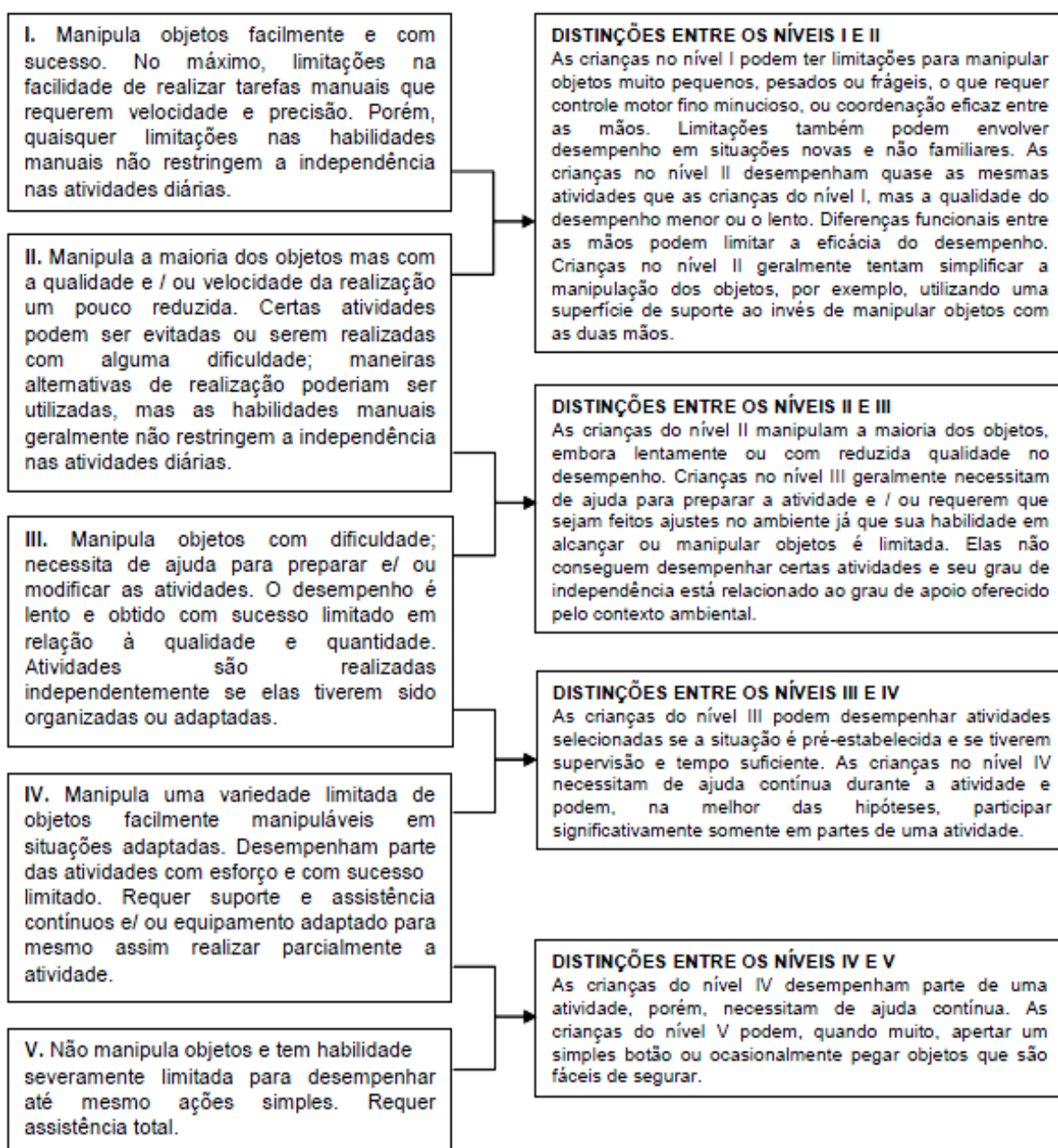
Tabela 32 - Resultados dos testes de comparações múltiplas das ondas beta durante o movimento para os dois estudos – Teste Post Hoc com correção Bonferroni

Comparações múltiplas – Post Hoc						
Correção de Bonferroni						
Onda Beta - Durante Movimento (Estudo 1 x Estudo 2)						
Fator (I)	Fator (J)	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	p	Intervalo de Confiança 95%	
					Limite inferior	Limite inferior
C4EHD	C3EHD	4,34616		1,000	-5,2005	13,8928
C4EHD	C4EHD	7,30857		1,000	-2,2381	16,8552
C4EHD	C3DDT	-3,24786		1,000	-12,7945	6,2988
C3DHD	C3DHD	1,31211		1,000	-8,2345	10,8587
C3DHD	C4DHD	6,26710		1,000	-3,2795	15,8137
C3DHD	C3EHE	-7,89647		,539	-17,4431	1,6502
C4DHD	C3DHD	-2,29886		1,000	-11,8455	7,2478
C4DHD	C4DHD	2,65613		1,000	-6,8905	12,2028
C3EHE	C3DHD	6,50046		1,000	-3,0462	16,0471
C3EHE	C3EHE	-2,70812		1,000	-12,2547	6,8385
C3DHE	C3DHD	3,52528	2,54900	1,000	-6,0213	13,0719
C3DHE	C4DHD	8,48027		,243	-1,0664	18,0269
C3DHE	C3EHE	-5,68331		1,000	-15,2299	3,8633
C4DHE	C3EHE	1,99131		1,000	-7,5553	11,5379
C3EDT	C3EHE	7,73363		,668	-1,8130	17,2803
C4EDT	C3DHD	8,73852		,168	-,8081	18,2851
C4EDT	C3EHE	-,47006		1,000	-10,0167	9,0766
C3DDT	C3DHD	1,16807		1,000	-8,3786	10,7147
C3DDT	C4DHD	6,12306		1,000	-3,4236	15,6697
C3DDT	C3EHE	-8,04051		,445	-17,5871	1,5061
C4DDT	C3EHE	1,30699		1,000	-8,2396	10,8536

Figura 43 – Questionário aplicado para obtenção da classificação pelo Sistema de Classificação de Habilidade Manual (MACS)

Manual Ability Classification System
Sistema de Classificação da Habilidade Manual para crianças com
paralisia cerebral (4-18 anos)

MACS classifica como as crianças com paralisia cerebral usam suas mãos para manipular objetos em atividades diárias.





UNIVERSIDADE NOVE DE
JULHO - UNINOVE



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ATIVIDADE CEREBRAL E MOTORA EM CRIANÇAS COM DESENVOLVIMENTO TÍPICO E CRIANÇAS DIAGNOSTICADAS COM PARALISIA CEREBRAL HEMIPARÉTICA

Pesquisador: Claudia Santos Oliveira

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 61596816.4.0000.5511

Instituição Proponente: ASSOCIACAO EDUCACIONAL NOVE DE JULHO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.981.896

Apresentação do Projeto:

Este estudo tem como objetivo avaliar e comparar a atividade motora e cerebral de crianças com desenvolvimento típico e crianças diagnosticadas com paralisia cerebral hemiparética. E, desta forma, investigar a atividade elétrica cerebral, a atividade elétrica muscular e a cinemática dessas crianças ao executar uma tarefa motora, com e sem o uso de um jogo como elemento motivacional.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar e comparar a atividade motora e cerebral de crianças com desenvolvimento típico e crianças diagnosticadas com paralisia cerebral hemiparética.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: Mesmo considerados seguros e não invasivos, os procedimentos desta pesquisa podem oferecer alguns riscos e/ou desconfortos aos voluntários.

Os desconfortos mais comuns, que podem ser oferecidos são: irritações ou até mesmo reações alérgicas aos eletrodos fixados sobre a pele; cabelos sujos por gel condutor de eletroencefalografia e incomodo ao retirar os eletrodos e marcadores reflexivos por se tratarem de materiais autoadesivos.

Endereço: VERGUEIRO nº 235/249

Bairro: LIBERDADE

UF: SP

Município: SAO PAULO

CEP: 01.504-001

Telefone: (11)3385-9197

E-mail: comitedeetica@uninove.br



UNIVERSIDADE NOVE DE
JULHO - UNINOVE



Continuação do Parecer: 1.981.896

Além disso, o uso do jogo pode proporcionar momentos de ansiedade/estresse e, como forma de minimizar essa condição, as crianças serão orientadas, previamente, a respeito das regras do jogo e poderão realizar testes, o quanto acharem necessário, antes de dar início às coletas.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Projeto apresentado adequadamente.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Termos de apresentação estão em acordo com as normas vigentes.

Recomendações:

Apenas atualizar a resolução 196 dos documentos para - resolução do CNS no466 de 2012

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendências.

Considerações Finais a critério do CEP:

Para início da coleta dos dados, o pesquisador deverá se apresentar na mesma instância que autorizou a realização do estudo (Coordenadoria, Supervisão, SMS/Gab, etc).

O sujeito de pesquisa (ou seu representante) e o pesquisador responsável deverão rubricar todas as folhas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE apondo sua assinatura na última página do referido Termo, conforme Carta Circular no 003/2011 da CONEP/CNS.

Salientamos que o pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Lembramos que esta modificação necessitará de aprovação ética do CEP antes de ser implementada.

Ao pesquisador cabe manter em arquivo, sob sua guarda, por 5 anos, os dados da pesquisa, contendo fichas individuais e todos os demais documentos recomendados pelo CEP (Res. CNS 196/96 item IX. 2. e).

De acordo com a Res. CNS 196, IX.2.c, o pesquisador deve apresentar a este CEP/SMS os relatórios semestrais. O relatório final deverá ser enviado através da Plataforma Brasil, ícone Notificação. Uma cópia digital (CD/DVD) do projeto finalizado deverá ser enviada à instância que autorizou a realização do estudo, via correio ou entregue pessoalmente, logo que o mesmo estiver concluído.

Endereço: VERGUEIRO nº 235/249

Bairro: LIBERDADE

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3385-9197

CEP: 01.504-001

E-mail: comitedeetica@uninove.br



UNIVERSIDADE NOVE DE
JULHO - UNINOVE



Continuação do Parecer: 1.981.896

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_750221.pdf	09/03/2017 14:38:39		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TermodeAssentimento.pdf	09/03/2017 14:38:07	Claudia Santos Oliveira	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	09/03/2017 14:37:46	Claudia Santos Oliveira	Aceito
Folha de Rosto	FolhadeRosto.pdf	29/10/2016 18:39:57	Claudia Santos Oliveira	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	ProjetoCompleto.pdf	23/09/2016 12:20:11	Claudia Santos Oliveira	Aceito
Outros	MetodologiaProposta.pdf	30/06/2016 00:57:44	Claudia Santos Oliveira	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 24 de Março de 2017

Assinado por:

Anna Carolina Ratto Tempestini Horliana
(Coordenador)

Endereço: VERGUEIRO nº 235/249

Bairro: LIBERDADE

CEP: 01.504-001

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3385-9197

E-mail: comitedeetica@uninove.br