

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

ATIVIDADE CORTICAL E DESEMPENHO MOTOR DURANTE A EXECUÇÃO DE  
UM JOGO VIRTUAL EM PACIENTES COM ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

Lorena Raquel Dantas de Macedo Borges

Natal/RN  
2020

Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN  
Sistema de Bibliotecas - SISBI  
Catalogação de Publicação na Fonte. UFRN - Biblioteca Setorial do Centro Ciências  
da Saúde – CCS

Borges, Lorena Raquel Dantas de Macedo.

Atividade cortical e desempenho motor durante a execução de um jogo virtual em pacientes com acidente vascular cerebral / Lorena Raquel Dantas de Macedo Borges. - 2020.

87f.: il.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-graduação em Fisioterapia. Natal, RN, 2020.

Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Tania Fernandes Campos.

Coorientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Aline Braga Galvão Silveira Fernandes.

1. Transtornos cerebrovasculares - Tese. 2. Terapia de exposição à realidade virtual - Tese. 3. Extremidade superior - Tese. 4. Eletroencefalografia - Tese. 5. Reabilitação - Tese. I. Campos, Tania Fernandes. II. Fernandes, Aline Braga Galvão Silveira. III. Título.

RN/UF/BS-CCS

CDU 616.831-005

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

ATIVIDADE CORTICAL E DESEMPENHO MOTOR DURANTE A EXECUÇÃO DE  
UM JOGO VIRTUAL EM PACIENTES COM ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

Lorena Raquel Dantas de Macedo Borges

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da UFRN como pré-requisito à obtenção do Grau de Doutor.

Área de Concentração: Avaliação e intervenção nos Sistemas Nervoso e Musculoesquelético.

Linha de pesquisa: Aprendizagem motora, sono, cognição e funcionalidade.

Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Tania Fernandes Campos.

Coorientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Aline Braga Galvão Silveira Fernandes.

Natal/RN  
2020

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

Coordenadora de Pós-Graduação em Fisioterapia  
Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Ana Raquel Rodrigues Lindquist

Natal/RN  
2020

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

ATIVIDADE CORTICAL E DESEMPENHO MOTOR DURANTE A EXECUÇÃO DE  
UM JOGO VIRTUAL EM PACIENTES COM ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

BANCA EXAMINADORA

Profª. Drª. Tania Fernandes Campos (Presidente da banca) - UFRN

Profª. Drª. Silvana Alves Pereira - UFRN

Profa. Drª. Suellen Mary Marinho dos Santos Andrade - UFPB

Prof. Dr. Pedro José Madaleno Passos – Universidade de Lisboa - Pt.

Profª. Drª. Luciana Protásio de Melo - LAIS - UFRN

Natal/RN  
2020

*Dedico esse trabalho aqueles que sempre me apoiam em tudo, aos meus amados pais, Fátima e Macedo.*

## AGRADECIMENTOS

Àquele quem eu amo acima de todas as coisas, dono de todo conhecimento e sabedoria, a quem meu ser exulta de gratidão e almeja servir para sempre. Ao meu Pai, meu Deus, muito obrigada por tudo!

À minha família, especialmente, aos meus pais que me ensinaram valores de vida inestimáveis, são meu apoio nos momentos de dificuldade e se alegram nos momentos de êxito. Vocês me ensinam a cada dia a importância desse papel na vida de um filho!

Ao meu esposo Tellys, que me apoiou na realização deste sonho. Conte com todo meu apoio na realização dos seus.

À minha amada filha Rebeca, por ser minha força para prosseguir, para querer ser exemplo de perseverança e fé. Obrigada por mesmo tão criança me ensinar tanto, por suas palavras de encorajamento dizendo que tudo ia dar certo e por me perguntar tantas vezes porque eu quis fazer doutorado, isso me deu a oportunidade de dizer o quão é importante buscar aprender mais e ser melhor naquilo que se faz. Você sempre será minha inspiração para ser melhor em tudo.

A minha sogra, Maria José e cunhada Larissa, por sempre me apoiarem em oração e palavras.

A minha equipe de trabalho do CRA por todo apoio! A amizade e cumplicidade de vocês fizeram a diferença nesse percurso! As minhas amigas Rafaela, Diana, Vécia (equipe CRA) e minha querida irmã Kelly, amigas do peito, que me ajudaram saindo com Rebeca para que eu pudesse me concentrar na análise e escrita. Aos amigos da UFRN que me apoiaram e torceram por mim. A Ana Catarina e Alice, amigas fiéis, que me encorajaram e com quem sei que posso contar sempre.

Ao grupo de pesquisa da Prof<sup>a</sup>. Tania Campos que realizou as coletas. Agradeço especialmente a Jacilda, que ajudou nas análises de EEG. Além disso, pela troca de ideias e pela força que me deu em todos os momentos. Jacilda, nossa amizade vai além da academia!

À minha Prof<sup>a</sup>. Tania Campos, que me ensinou tantas coisas além da Fisioterapia. Ser sua aluna, orientada por você, foi uma honra! Inteligência, sabedoria, prudência, segurança e sensatez são alguns de seus adjetivos. Você tem me ensinado a saber equilibrar as tarefas, dar importância àquilo que realmente tem

importância e levar a vida com mais leveza. Lembro-me bem um dia que o computador do laboratório quebrou, eu ainda estava fazendo algumas análises e você disse “não tenha medo de nada” e logo eu senti paz. Essas palavras me seguiram, cheguei ao fim desse ciclo, nervosa? talvez sim, mas não com medo, estou em paz... Paz que vem de Deus, refletida por você, Tania. Te agradeço pela oportunidade, pela confiança e, principalmente, por sua amizade.

À minha co-orientadora, Prof<sup>a</sup>. Aline Braga, Deus sempre tem nos aproximado desde a graduação, depois trabalhamos juntas e agora tenho o enorme prazer de tê-la como co-orientadora. Aline, tenho aprendido muito com você, você é um exemplo em tudo que faz e sua marca registrada é a excelência. Muito obrigada por tudo, espero que possamos fazer muitos trabalhos juntas ainda!

À banca examinadora, pela generosidade em contribuir com esse estudo através das considerações, sempre buscando a melhoria do trabalho e o avanço da ciência.

Aos meus queridos pacientes, que me ensinam todos os dias o que realmente é superar obstáculos em busca de melhorar sua condição de saúde e me inspiram a querer contribuir com essa melhora.

Aos meus queridos alunos de estágio, que me desafiam a estar cada vez mais atualizada e me estimulam a aprender para ensinar.

Ao Departamento de Fisioterapia, que apoiou meu afastamento temporário das atribuições como servidora para concluir a escrita do trabalho, obrigada a todos os professores e técnicos.

A todos que contribuíram de alguma forma para realização desse trabalho, minha sincera gratidão.



## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	ix
LISTA DE TABELAS	xi
RESUMO	xii
ABSTRACT	xiii
1. INTRODUÇÃO	01
2. JUSTIFICATIVA	10
3. OBJETIVOS	11
3.1. Objetivo Geral	11
3.2. Objetivos específicos	11
4. MATERIAIS E MÉTODOS	12
4.1. Caracterização da pesquisa	12
4.2. Local da pesquisa	12
4.3. População	12
4.4. Critérios de inclusão	12
4.5. Critérios de exclusão	12
4.6. Critérios de descontinuidade do estudo	13
4.7. Amostra	13
4.8. Aspectos éticos	13
4.9. Instrumentos de avaliação	13
4.10. Procedimentos	18
4.11. Processamento e análise de dados	21
4.12. Análise estatística	23

5. RESULTADOS	24
5.1. Caracterização da amostra	24
5.2. Análise encefalográfica	24
5.3. Análise dos erros	29
5.4. Correlação entre a atividade cortical e o desempenho motor para os pacientes com lesão no hemisfério cerebral esquerdo e direito nas frequências alfa e beta.	29
6. DISCUSSÃO	32
6.1. Comparação do comportamento da frequência alfa entre pacientes e saudáveis	32
6.2. Comparação do comportamento da frequência beta entre pacientes e saudáveis	34
6.3. Análise das medidas de erros	37
6.4. Relação entre atividade cerebral e o desempenho motor	40
7. CONCLUSÕES	45
REFERÊNCIAS	46
APÊNDICES	55
ANEXOS	59

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1. “Headset” do Emotiv EPOC.
- Figura 2. Posicionamento dos eletrodos referentes aos canais do Emotiv EPOC, seguindo o sistema internacional 10-20 de posicionamento.
- Figura 3. Jogo de dardos virtual.
- Figura 4. Dispositivo kinect.
- Figura 5. Representação do alvo para registro dos lançamentos, com as pontuações de 1 a 8 no quadrante superior e -1 a -8 no quadrante inferior.
- Figura 6. Fluxograma do processamento dos sinais do EEG.
- Figura 7. Fórmula para cálculo dos erros. EA: Erro absoluto; EC: erro constante; EV: erro variável; X= valor referente ao resultado de cada tentativa; O= valor referente à meta; n= número de tentativas.
- Figura 8. Média e erro padrão da potência de ativação da banda de frequência alfa, durante o jogo de dardos virtual, dos pacientes com AVC no hemisfério esquerdo (PE) e dos saudáveis que ativaram o hemisfério esquerdo (SE), nos canais que captam a atividade cortical do hemisfério esquerdo (AF3, FC5, T7 e P7) e dos pacientes com AVC no hemisfério direito (PD) e dos saudáveis que ativaram o hemisfério direito (SD) nos canais que captam a atividade cortical do hemisfério direito (AF4, FC6, T8, P8). Os menores valores de alfa indicam uma maior ativação cerebral e os maiores valores uma menor ativação cerebral. (\*) Diferença significativa entre os grupos.

Figura 9. Média e erro padrão da potência de ativação da banda de frequência beta, durante o jogo de dardos virtual, dos pacientes com AVC no hemisfério esquerdo (PE) e dos saudáveis que ativaram o hemisfério esquerdo (SE) ,nos canais que captam a atividade cortical do hemisfério esquerdo (AF3, FC5, T7 e P7) e dos pacientes com AVC no hemisfério direito (PD) e dos saudáveis que ativaram o hemisfério direito (SD) nos canais que captam a atividade cortical do hemisfério direito (AF4, FC6, T8, P8). Os maiores valores de beta indicam uma maior ativação cerebral e os menores valores uma menor ativação cerebral. (\*) Diferença significativa entre os grupos.

## LISTA DE TABELAS

- Tabela 1. Eletrodos do Emotiv EPOC e áreas cerebrais correspondentes
- Tabela 2. Características clínicas e demográficas dos grupos de pacientes e indivíduos saudáveis com suas respectivas médias e erro-padrão.
- Tabela 3. Média e desvio padrão dos erros absoluto (EA), constante (EC) e variável (EV) no jogo de dardos virtual medidos nos grupos de pacientes com lesão hemisférica direita (PD) e com lesão hemisférica esquerda (PE), e nos grupos de saudáveis que ativaram o hemisfério cerebral direito (SD) e que ativaram o hemisfério esquerdo (SE). (\*) Diferença significativa entre os grupos PD e SD.
- Tabela 4. Valores de  $r$  (coeficiente de correlação) e  $p$  verificados no teste de correlação de Pearson entre a atividade cortical nas bandas de frequência (f- Hz) *alfa* e *beta* e as medidas de erro absoluto (EA), erro constante (EC) e erro variável (EV) para os grupos de pacientes com lesão hemisférica direita (PD) e com lesão hemisférica esquerda (PE) (\*) Diferença significativa entre os grupos.

## RESUMO

Os déficits sensório-motores decorrentes do Acidente Vascular Cerebral (AVC) indicam a necessidade de intervenções que favoreçam a recuperação funcional desses pacientes. Objetivo: Este estudo teve como objetivo avaliar a atividade cortical e o desempenho motor durante a execução de um jogo de realidade virtual em pacientes com AVC. Método: Participaram do estudo 12 pacientes, sendo 6 com lesão cerebral esquerda (PE), com idade média de 54,1 anos ( $\pm 9,4$ ) e 6 com lesão à direita (PD), com idade média  $\pm 50,6$  anos ( $\pm 5,8$ ) e 12 indivíduos saudáveis que ativaram o hemisfério cerebral esquerdo (SE) e o direito (SD). Os participantes foram submetidos a uma avaliação eletroencefalográfica ao realizar um treino com 3 blocos de 5 tentativas do jogo de dardos virtual (XBOX Kinect). O desempenho no jogo foi registrado através das medidas de erro absoluto (EA), constante (EC) e variável (EV). Os dados foram analisados através da ANOVA com teste *post hoc* de Tukey. Resultados: Os pacientes com lesão no hemisfério cerebral esquerdo apresentaram alterações na ativação da frequência alfa em áreas relacionadas com o planejamento motor (AF3) e com a integração das informações visuo-perceptuais (P7). Na frequência de beta, esses pacientes apresentaram problemas na ativação do córtex motor primário esquerdo (FC5) e do córtex somatossensorial e de associação esquerdo (P7), sugerindo dificuldades no controle motor e na correção de erros visuomotores durante a execução do jogo virtual. Os pacientes com lesão cerebral direita tiveram menor potência de ativação de alfa no córtex temporal direito (T8), indicando que eles tiveram que evocar mais a memória e ensaiar mentalmente a tarefa para cumprir as demandas do jogo. Os pacientes mostraram maiores valores de EA e EC do que os saudáveis ( $p=0,015$ ). Conclusão: O comportamento da ativação cortical, correlacionado com o desempenho motor nos pacientes com AVC, indicam a necessidade de se observar a lateralidade da lesão ao executar um jogo de realidade virtual dentro da neuroreabilitação.

Palavras-chave: Transtornos cerebrovasculares, Terapia de exposição à realidade virtual, Extremidade superior, Eletroencefalografia, Reabilitação.

## ABSTRACT

Sensorimotor deficits resulting from stroke indicate the need for interventions that favor the functional recovery of these patients. Objective: This study aimed to assess cortical activity and motor performance during the execution of a virtual reality game in stroke patients. Method: 12 patients participated in the study, 6 with left brain injury (LP), mean age 54.1 years ( $\pm 9.4$ ) and 6 with right injury (RD), mean age  $\pm 50.6$  years ( $\pm 5.8$ ) and 12 healthy individuals who activated the left (LH) and right (RH) hemispheres. Participants underwent an electroencephalographic evaluation when performing training with 3 blocks of 5 attempts of the virtual darts game (XBOX Kinect). Game performance was recorded using absolute (AE), constant (CE) and variable (VE) error measures. Data were analyzed using ANOVA with Tukey's post hoc test. Results: Patients with lesions in the left cerebral hemisphere showed changes in the activation of the alpha frequency in areas related to motor planning (AF3) and integration of visual-perceptual information (P7). In beta frequency, these patients had problems in activating the left primary motor cortex (FC5) and the somatosensory and left association cortex (P7), suggesting difficulties in motor control and correction of visual-motor errors during the execution of the virtual game. Patients with right brain injury had lower alpha activation potency in the right temporal cortex (T8), indicating that they had to evoke more memory and mentally rehearse the task to fulfill the demands of the game. Patients showed higher AE and CE values than healthy ones ( $p = 0.015$ ). Conclusion: The behavior of cortical activation, correlated with motor performance in stroke patients, indicates the need to observe the laterality of the lesion when executing a virtual reality game within neurorehabilitation.

Keywords: Cerebrovascular disorders, Virtual reality exposure therapy, Upper extremity, Electroencephalography, Rehabilitation.

## 1. INTRODUÇÃO

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) tem sido considerado uma epidemia global. Com base em estudos do GBD (Global Burden Disease 2013) a mortalidade por AVC e os anos de vida perdidos ajustados por incapacidade (DALYs) vem diminuindo desde os anos 90. Porém, em 2013 a morte por AVC foi considerada a segunda maior causa de morte do mundo (11,8% de todas as mortes), logo após a doença cardíaca isquêmica (14,8%), e a terceira maior causa de incapacidade (4,5%)<sup>1</sup>.

O AVC é definido pela Organização Mundial de Saúde como o surgimento agudo de um comprometimento da função cerebral, com duração maior que 24 horas, resultante de uma insuficiência de suprimento sanguíneo cerebral. Se a duração dos sintomas não ultrapassar 24h configura-se um quadro de Ataque Isquêmico Transitório (AIT)<sup>2</sup>. No ano de 2013, a *American Heart Association/American Stroke Association* publicou uma atualização desse conceito, definindo que o AVC é um episódio agudo de disfunção focal do cérebro, retina ou medula espinhal com duração maior que 24h ou de qualquer duração, se houver infarto ou hemorragia focal relevante no exame de imagem (Tomografia Computadorizada ou Ressonância Nuclear Magnética) ou na autópsia, associadas aos sintomas. O AIT, por sua vez, foi redefinido como disfunção cerebral focal menor que 24h de duração sem evidência de infarto no exame de imagem<sup>3</sup>.

Os comprometimentos clássicos provenientes do ícto englobam alterações sensório-motoras, incluindo fraqueza muscular e comprometimento do controle motor voluntário, espasticidade, ataxia, apraxia, déficit sensorial, disartria e disfagia<sup>4</sup>. Alterações cognitivas e psiquiátricas como negligência, afasia e depressão também podem estar presentes<sup>5</sup>.

O déficit mais comum e amplamente reconhecido causado pelo AVC é o comprometimento motor, que pode ser considerado como uma perda ou limitação da função motora ou uma limitação na mobilidade<sup>6</sup>. O prejuízo da função motora do membro superior é frequente e em 70% dos pacientes é responsável por restrições em tarefas funcionais e atividades da vida diária<sup>7,8</sup>. Apenas 50% das pessoas com hemiplegia recuperam o uso do braço e menos de 20% conseguem boa recuperação do membro superior completo<sup>9</sup>.



Os tipos de déficits funcionais nesses indivíduos variam principalmente de acordo com o hemisfério lesionado. Pacientes com acometimento do hemisfério esquerdo tendem a apresentar distúrbios de linguagem e apraxias<sup>10</sup>. Por sua vez, pacientes que tem lesão do lado direito do cérebro podem manifestar prejuízo da imagem corporal, negligência para o espaço extracorpóreo contralesional e comprometimento visuomotor<sup>11</sup>. Tais comprometimentos estão diretamente ligados às funções de cada hemisfério cerebral.

Apesar disto, os déficits sensório-motores são comuns no acometimento de ambos os hemisférios cerebrais, sendo um efeito comum a todos os pacientes. Uma maneira de favorecer a recuperação funcional desses pacientes é através do processo de reaprendizagem motora, oferecido durante a reabilitação. Nesse processo o indivíduo é orientado através da prática a tentar reaver comportamentos perdidos após a lesão. Para tal, o Sistema Nervoso Central oferece os mesmos mecanismos neurobiológicos fundamentais que foram utilizados para aquisição dos comportamentos anteriores<sup>12</sup>. Esses mecanismos caracterizam a neuroplasticidade, que é a capacidade do sistema nervoso de responder a estímulos intrínsecos ou extrínsecos, reorganizando sua estrutura, função e conexões<sup>13</sup>. A plasticidade neural pode ocorrer por brotamento axonal e dendrítico (regeneração) ou por reorganização do mapa cortical (remapeamento de sítios funcionais ipsilaterais ou contralaterais à lesão envolvida)<sup>14</sup>.

Estudos têm demonstrado que a neuroplasticidade é impulsionada por vários princípios-chave. Para que ela ocorra completamente, as intervenções de reabilitação devem ser voltadas a uma tarefa específica e com objetivos direcionados, no lugar de movimentos gerais e inespecíficos. Além disso, as tarefas devem ser desafiadoras e interessantes o suficiente para manter a atenção do indivíduo, além de propiciar a repetição por meio de várias tentativas<sup>15,16</sup>.

Muitas intervenções têm sido desenvolvidas para tentar auxiliar a recuperação motora e funcional dos indivíduos com AVC, reduzindo o impacto desse acometimento na qualidade de vida dos sobreviventes. Assim, a abordagem terapêutica baseada nos princípios da aprendizagem motora é de fundamental importância.

A reabilitação, para os pacientes, é fundamentalmente um processo de reaprender a mover-se para empreender as suas necessidades com êxito. Os protocolos terapêuticos visam debelar os déficits do sistema neuromuscular submetendo o indivíduo à prática ou experiência, com um objetivo ou tarefa

específicos, a fim de produzir uma ação motora habilidosa<sup>16</sup>. Por exemplo, as terapias estimulam a prática repetitiva de alcançar um copo com água para melhorar a extensão ativa do cotovelo, no lugar de treinar o fortalecimento isolado da extensão de cotovelo. Todavia, tem sido observado que esse tipo de prática, favorecendo apenas repetição de movimentos isolados não favorece a plasticidade cortical, a qual apenas se desenvolve quando há contexto de aprendizagem de uma tarefa ou habilidade motora<sup>15</sup>.

O conceito de aprendizagem motora refere-se a uma mudança relativamente permanente no comportamento decorrente da experiência ou da prática<sup>17</sup>. O transcurso da aprendizagem passa por três fases: a fase de aquisição, na qual o indivíduo capta os padrões do movimento com base nos componentes ambientais; a fase de retenção, em que o desempenho se mantém após um tempo sem prática; e a fase de transferência, que é a capacidade de desempenhar uma tarefa como resultado de um treino em outra tarefa, ou seja, o indivíduo tem que adaptar ou modificar o movimento aprendido para um novo contexto ou ambiente<sup>18</sup>.

O desempenho do indivíduo durante este processo sofre variações dependendo do estágio de aprendizagem em que o indivíduo se encontra. Segundo Fitts & Posner (1967), três estágios compõem a aprendizagem: cognitivo, associativo e autônomo. No estágio cognitivo o indivíduo deve compreender os objetivos da tarefa proporcionando um desempenho inconsistente, com muita variabilidade. Após certo período de prática, o indivíduo alcança o estágio associativo, no qual consegue manter o desempenho mais estável, adquirindo a capacidade de detectar alguns erros. Depois de um tempo maior de prática, atingirá o estágio autônomo, no qual a habilidade está bem desenvolvida, permitindo que o indivíduo a realize com consistência e de modo automatizado<sup>19</sup>.

Um aspecto importante é que a aquisição de uma habilidade motora exige do paciente a elaboração de um planejamento motor. Para isso, o foco do paciente deve estar nos movimentos do efetor final (por exemplo, a mão ou pontas dos dedos), uma vez que o movimento é produzido deslocando este efetor de uma posição para outra<sup>20</sup>. Somado a isso o planejamento do movimento também deve considerar a redundância nos graus de liberdade muscular e articular e como coordenar estes graus de liberdade para produzir o movimento efetivo final desejado. O movimento é considerado bem executado se a trajetória da mão apresentar suavidade espaço-temporal, bem como adequada velocidade e precisão<sup>21,22</sup>.

O sistema sensório-motor pode encontrar diferentes soluções cinemáticas para alcançar o mesmo objetivo, através do recrutamento de músculos ou articulações adicionais, ocasionando compensações de movimento<sup>23</sup>. É importante considerar que o paciente pode apresentar o “desuso aprendido” do membro superior, quando tendem a utilizar preferencialmente o membro sadio para realizar tarefas, mesmo quando o membro afetado possui alguma função motora residual. Como também podem ter os movimentos menos otimizados pelas compensações motoras, que configuram o “mau uso aprendido”, esse padrão motor indesejado é difícil de ser substituído pelo comportamento correto, prolongando a incapacidade do paciente<sup>24</sup>. Por isso, as abordagens de reabilitação, tais como a Realidade virtual, devem se basear nos princípios da aprendizagem motora para melhorar a neuroplasticidade e favorecer a recuperação da função motora dos pacientes com AVC.

A primeira ideia sobre Realidade virtual (RV) foi apresentada por Ivan Sutherland em 1965, que a apresentou com a seguinte concepção: “faça com que o mundo virtual que seja visto na tela pareça real e responda realisticamente às ações do espectador”. Esse mesmo autor apresentou o primeiro protótipo interativo, “a espada de Dâmocles”, primitivo em termos da interface do usuário e baixo em nível de realismo, porém permitia mudar a imagem de acordo com os movimentos da cabeça, por meio de *feedback* visual<sup>25</sup>.

O avanço tecnológico permitiu a melhora do nível de interação e direcionou a aplicabilidade da RV, a qual começou a ser utilizada na força aérea americana em simuladores de vôo e para treinamento pela Nasa, por exemplo<sup>25</sup>. Sua utilidade começou a ser aproveitada por outros campos como na área da saúde, sendo o primeiro experimento realizado pelo psiquiatra R. Lemson, em 1993, com pacientes que apresentavam fobia e ansiedade<sup>26</sup>.

Nos últimos anos, a RV tem sido usada ativamente na indústria de entretenimento e como uma maneira de ensinar ou treinar profissionais nos campos da ciência, engenharia, medicina, na educação, em situações em que a operação de dispositivos ou equipamentos reais está associada a risco aumentado ou custos altos (piloto de avião, motorista de trem, operador de despacho, motorista, médicos entre outros)<sup>26</sup>.

Assim a RV é conceituada como uma tecnologia baseada em computação que envolve usuários em ambientes simulados multissensoriais, uma vez que fornece *feedback* em tempo real (visual, auditivo e tátil), permitindo que os usuários se

envolvam com objetos e eventos simulados do mundo real<sup>27</sup>. As aplicações de RV variam de não-imersivas a totalmente imersivas, dependendo do grau em que o usuário está isolado do ambiente físico ao interagir com o ambiente virtual<sup>28</sup>.

Sistemas de RV imersivos podem ser realizados através de projeções em tela grande, capacetes de visualização, sistemas de cavernas (sala de multiprojeção) ou sistemas de vídeo-captura para imergir o usuário em um ambiente virtual<sup>28</sup>. Em contraste, os sistemas de RV não-imersivos simplesmente usam uma tela de computador para simular uma experiência com ou sem dispositivos de interface, como um mouse de computador, joystick ou sensor de força. Além disso, empregam o uso de apenas uma modalidade sensorial, são mais baratas, mais fáceis de usar e com menos efeitos adversos<sup>29</sup>.

Atual e acessível, uma forma de oferta da RV não-imersiva é através de jogos de videogame. Estes incluem consoles como o Nintendo Wii, o Sony PlayStation 4 EyeToy e o Xbox 360 Kinect<sup>30</sup>. O Microsoft Xbox 360 Kinect difere dos outros pela avançada tecnologia de câmera que pode perceber os movimentos do corpo e das extremidades com sensibilidade em três dimensões sem exigir um controle remoto ou um marcador ativo/passivo<sup>31</sup>.

Os sistemas de jogos da sexta e sétima geração estão atualmente sendo utilizados para a terapia de reabilitação com RV. Pesquisas sugerem que a terapia baseada em uso de RV pode facilmente fornecer aos pacientes com AVC um treinamento repetitivo, intensivo e específico da tarefa, condições importantes para favorecer a plasticidade neural e que produzirão melhorias na função motora após o AVC<sup>32</sup>. A utilização de jogos baseados em RV pode ser capaz de facilitar a aprendizagem motora por aumentar a motivação de pacientes com AVC<sup>33</sup>.

Acredita-se que ocorre aprendizagem motora nos pacientes submetidos à RV devido a alguns aspectos que essa abordagem oferece, além da repetição, intensidade e especificidade da prática. O primeiro aspecto é a oferta de *feedback*, informação adicional que é dada a respeito do movimento. Pode ser do tipo conhecimento de desempenho (sobre a qualidade do movimento) ou de resultado (se alcançou o objetivo da ação), e é apresentado através de modalidades sensoriais auditivas, visuais ou táteis<sup>33</sup>.

Outro aspecto que essa tecnologia oferece é a observação da ação. Os jogos de RV podem fornecer uma representação visual precisa do corpo do usuário e da posição do membro usando a tecnologia de captura de movimento, para isso é

utilizado o avatar, que imita o movimento dos usuários ou, inversamente, o usuário imita os movimentos do avatar<sup>34</sup>.

A literatura refere que quando o paciente com AVC observa os movimentos com intenção de imitá-los, bem como quando observa os movimentos espelhados pelo avatar, visualizando-os como membros sadios e não paréticos é possível ativar o sistema de neurônios-espelho, além de áreas de planejamento motor, otimizando a plasticidade cortical. Neurônios-espelho são neurônios que são estimulados tanto durante a observação quanto durante e realização de uma ação<sup>35</sup>.

Em 2019, Laver e colaboradores realizaram uma revisão sistemática com metanálise em que concluíram que a terapia de realidade virtual pode não ser mais eficaz que a terapia convencional para os desfechos dos membros superiores (função e atividade como desfechos primários), porém a qualidade da evidência foi considerada “baixa”, o que significa dizer que a confiança na estimativa do efeito é limitada<sup>36</sup>.

Por outro lado, Afsar e colaboradores (2018) realizaram um estudo em que submeteram pacientes com AVC subagudo ao treino com realidade virtual utilizando o Xbox Kinect, no qual foi usado o *Dr. Kawashima's Body and Brain Exercises package*, composto por uma variedade de jogos como *Mouse Mayhem*, *Traffic Control*, *Balloon Buster*, e *Mathercising*, que requerem amplos movimentos do membro superior. O grupo experimental, composto por 19 pacientes, recebeu 60 minutos de fisioterapia convencional e adicionalmente 30 minutos de exposição ao jogo de RV. O grupo controle, composto por 16 pacientes, apenas recebeu tratamento de fisioterapia convencional por 60 minutos, composto por controle postural, equilíbrio, transferência de peso, treino das atividades da vida diária, facilitação neuromuscular proprioceptiva e facilitação neurodesenvolvimental. A intervenção durou quatro semanas, cinco vezes por semana, e os indivíduos tiveram sua função motora avaliada pela escala de *Fugl-Meyer*, Teste da caixa e blocos, Medida de Independência Funcional (MIF) e Estágios de Brunnstrom, antes e após a intervenção. Os autores encontraram que ambos os grupos melhoraram após a intervenção quanto às escalas de Brunnstrom, *Fugl-Meyer*, Teste da caixa e blocos e MIF, porém o grupo experimental, ou seja, o submetido à terapia por RV teve uma melhora significativa quando comparada ao controle quanto aos escores de Brunnstrom e Teste da caixa e blocos. Os autores concluíram que o uso da terapia baseada em jogo contribui para recuperação motora

e funcional dos pacientes com AVC subagudo quando implementada com a fisioterapia convencional<sup>37</sup>.

Pode-se notar que é necessário acrescentar novas evidências às já existentes para que seja endossada a terapia por realidade virtual para reabilitação do membro superior dos pacientes com AVC. Com esta finalidade, uma estratégia metodológica deve ser utilizada para aferir o comportamento motor, observando-o em diferentes níveis de análise como em termos de desempenho e neurofisiológico<sup>38</sup>.

O comportamento motor humano envolve uma ação efetora que resulta num deslocamento do corpo ou dos membros num determinado padrão espacial e temporal (movimento), portanto é algo observável e mensurável; mas, essa ação efetora nada mais é do que um produto final de todo um processo interno que ocorre no SNC<sup>38</sup>. As medidas de processo mensuram os processos internos responsáveis pela produção desse movimento, elas podem avaliar a atividade cerebral (EEG) e a atividade motora (cinemática) antes, durante ou depois de uma habilidade.

Em nível de análise neurofisiológica as alterações associadas à terapia com RV podem ser medidas por meios não invasivos e portáteis. A eletroencefalografia (EEG) há muito tempo tem sido usada para medir a atividade *online* do cérebro durante uma tarefa cognitiva ou motora, em várias populações<sup>39,40</sup>. O uso da EEG para monitoramento de terapia com a utilização de jogos, porém, é relativamente novo, sendo a maioria dos estudos voltados para a população de indivíduos saudáveis<sup>41</sup>. A tendência é que o aumento de sua popularidade, associado a outros fatores como o fato de ser portátil, relativamente barato, de fácil manuseio, e principalmente de alta resolução temporal, eleve seu potencial de uso em mais estudos com populações clínicas específicas<sup>34</sup>.

A atividade elétrica do cérebro é medida e registrada como a diferença de potencial entre um eletrodo colocado entre a superfície do córtex e outro, denominado de eletrodo de referência. A EEG é a somação espacial e temporal da propagação dessa variação de potenciais pós-sinápticos de determinada região do cérebro<sup>42</sup>.

Este instrumento, criado para fins de diagnóstico clínico, permitiu monitorar, identificar e classificar sinais bioelétricos eletrofisiológicos em faixas de frequências, bandas de atividade, ou também chamados ritmos, relacionando-os aos estados de vigília e não vigília. Descrevem-se na literatura, as ondas delta, teta, alfa, beta e gama<sup>43</sup>.

O ritmo delta (0.5–4 Hz) tem origem cortical e está presente em crianças com menos de um ano ou em adultos durante o sono profundo, também em enfermidades cerebrais graves. Já a atividade na banda teta (4–8 Hz) manifesta-se na região parieto-temporal e pode ocorrer em estados emocionais ou cognitivos, como concentração, resolução de problemas lógicos e processamento de memórias<sup>43,44</sup>.

O ritmo alfa (8–13 Hz) é predominante durante a vigília e é mais pronunciado na região occipital. É melhor observado quando os olhos estão fechados e o indivíduo está em estado relaxado e é atenuado pela atenção (especialmente visual) e pelo esforço mental<sup>43</sup>.

Quanto à atividade beta (13–30 Hz), ela é registrada nos estados de aumento da atenção e concentração nas regiões frontal e parietal <sup>43</sup>.

A atividade gama (acima de 30 Hz) está relacionada com o processamento de informações (por exemplo, reconhecimento de estímulos sensoriais), início de movimentos voluntários (programação motora), memória de trabalho e atenção<sup>43,45</sup>.

As redes neurais envolvidas no processamento e controle sensório-motor envolvem milhões de células nervosas que oscilam juntas principalmente nas bandas de frequências teta, alfa, beta e gama (> 4 hz). O potencial dessas frequências depende da sincronização das redes neurais envolvidas e dos milhões de células nervosas que as compõem. Quando uma demanda é colocada sobre o cérebro, como a necessidade de maior atenção ou um movimento físico executado pela via motora, essas redes neurais diminuem a sincronia à medida que começam a disparar em muitas direções e ritmos diferentes para responder à nova demanda<sup>46</sup>.

No contexto da terapia com uso de jogos de RV tem sido verificado que a observação de uma ação, mesmo simulada (em uma tela, como no caso de RV), permite o recrutamento de programas motores armazenados que promoveria, por sua vez, a recuperação de movimentos<sup>47,48</sup>. Esse processo é acompanhado por alterações da atividade elétrica cerebral. Tem sido descritas, por exemplo, amplas mudanças na magnitude da oscilação alfa e beta na eletroencefalografia (diminuição da atividade de alfa e um aumento da atividade beta) em todas as áreas cerebrais pertencentes ao Sistema de Neurônios-espelho<sup>49</sup>.

Há ainda a medida do resultado do desempenho, que implica na análise do comportamento observável (movimento) do ponto de vista do resultado ou efeito do desempenho. Tem-se como medida de resultado, por exemplo, o número de erros ou

o número de tentativas bem-sucedidas de realizar um movimento, o tempo para completar um movimento, a distância percorrida, o número de acertos, entre outras<sup>38</sup>.

Do ponto de vista da análise comportamental do movimento, as medidas de erro permitem avaliar o desempenho em habilidades para as quais o objetivo da ação é a precisão. As medidas mais utilizadas são os erros absoluto, constante e variável. O erro absoluto (EA) é a uma medida da precisão global no desempenho, ou seja, o desvio ou a diferença entre o resultado alcançado na execução de cada tentativa em relação à meta, sem considerar a direção do erro. O erro constante (EC) refere-se ao mesmo valor do erro absoluto, porém nele considera-se a direção do erro, ou seja, ele mede a tendência do erro para uma ou outra direção. Já o erro variável (EV) mede a inconsistência do desempenho, ou seja, a dispersão de cada execução em relação à meta da tarefa<sup>17</sup>.



## 2. JUSTIFICATIVA

O AVC causa um grande impacto funcional aos indivíduos, reduzindo sua participação nas atividades da vida diária. Essa condição de saúde leva a um número de distúrbios motores que requerem um longo processo de reabilitação. Dessa forma, é imprescindível a busca por terapias para efetivar, de forma mais rápida e eficaz, a recuperação desses pacientes. Para isso, é necessário o uso de intervenções com evidência científica e que promovam a reorganização cortical por meio da plasticidade neural, a fim de favorecer a recuperação motora e funcional.

Grande parte das terapias utilizadas para reabilitação desses pacientes se baseia na aprendizagem motora para reativação dos movimentos perdidos depois da lesão. Geralmente, os estudos são feitos sem alocar os pacientes em subgrupos de acordo com a lesão cerebral. Tendo em vista que, dependendo da lesão cerebral, esses pacientes vão responder diferentemente às demandas impostas a eles, é necessário avaliar o efeito da exposição a um jogo de realidade virtual, de acordo com o lado da lesão cerebral.

Muito tem sido debatido sobre a frequência e a intensidade da terapia, argumentando-se que a fisioterapia tem trabalhado com pouca repetição, isso levaria a uma sub-dose que não promoveria plasticidade neural. De fato, as evidências demonstram que há relação direta entre a intensidade e quantidade de treino com a melhora motora/funcional. Portanto, é preciso trazer mais evidências sobre a relação dos efeitos imediatos da exposição a um jogo de RV de acordo com a dose e o lado da lesão cerebral, para esclarecer se os hemisférios cerebrais podem ser estimulados da mesma forma.

Somado a isso, esse estudo se destaca em propor também analisar as alterações do funcionamento do cérebro lesionado dos pacientes frente a uma nova tarefa como o jogo de RV. A investigação da atividade cerebral poderá fornecer uma caracterização sobre quais áreas são mais ou menos ativadas de acordo com o lado da lesão, e dentro de cada hemisfério cerebral. Além de proporcionar um melhor entendimento sobre a relação atividade cerebral e desempenho motor.

### 3. OBJETIVOS

#### 3.1 Objetivo Geral

Avaliar a atividade cortical e o desempenho motor durante a execução de um jogo de realidade virtual em pacientes com AVC.

#### 3.2 Objetivos Específicos

- Comparar o padrão de atividade cerebral (EEG) entre os pacientes e indivíduos saudáveis de acordo com a ativação nos hemisférios cerebrais esquerdo e direito;
- Verificar diferenças significativas nas medidas de desempenho (erros absoluto, constante e variável) entre pacientes e indivíduos saudáveis;
- Avaliar a correlação entre a ativação cortical e as medidas de desempenho (erros absoluto, constante e variável) dos pacientes.

## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 Caracterização da pesquisa

A pesquisa realizada foi um estudo do tipo observacional, transversal, analítico.

### 4.2 Local da pesquisa

A pesquisa foi realizada no Laboratório de Intervenção e Análise do Movimento Humano (LIAM) do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal Rio Grande do Norte (UFRN).

### 4.3 População

A população do estudo foi constituída de pacientes com AVC, com diagnóstico clínico dado por neurologista, dos serviços de Fisioterapia de Natal–RN.

### 4.4 Critérios de inclusão

Pacientes que tiveram um único episódio de AVC, sendo este unilateral diagnosticado por exame de imagem, com mais de 6 meses de lesão, destros, com idade até 70 anos e de ambos os sexos.

### 4.5 Critérios de exclusão

Foram excluídos pacientes com sinais de negligência unilateral, deficiência auditiva e visual primária não corrigidas e que com pontuação no MEEM menor que o ponto de corte estabelecido por Brucki e colaboradores<sup>50</sup>. Também seriam excluídos os indivíduos que não conseguissem realizar algum movimento do membro superior afetado ou manter-se em posição ortostática, com ou sem dispositivos de auxílio à marcha, aspectos necessários para conseguir realizar as tarefas propostas pelo dispositivo de realidade virtual escolhido para o estudo.

#### 4.6 Critérios de descontinuidade do estudo

Em caso de mal-estar, cansaço excessivo ou dor, o paciente seria excluído da pesquisa.

#### 4.7 Amostra

A amostra foi constituída por 12 pacientes de AVC e 12 indivíduos saudáveis pareados por idade, sexo e escolaridade. Os pacientes foram distribuídos no grupo de pacientes com lesão cerebral esquerda (PE) (n= 6) e no grupo de pacientes com lesão cerebral direita (PD) (n=6). Os indivíduos saudáveis também foram alocados em dois grupos de acordo com o paciente pareado, com n=6: grupo de saudáveis esquerdo (SE, pareados com os pacientes do PE) e grupo de saudáveis direito (SD, pareados com os pacientes do PD).

#### 4.8 Aspectos Éticos

A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Onofre Lopes sob parecer nº 978.349, sendo respeitados os aspectos éticos da Resolução nº 466/12 do Conselho Nacional de Saúde (Anexo 1). A participação dos indivíduos na pesquisa foi de caráter voluntário, sem fins lucrativos. Após serem explicados os objetivos e procedimentos da pesquisa os pacientes foram orientados a assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE (Apêndice 1), concordando com a participação no estudo.

#### 4.9 Instrumentos de avaliação

##### 4.9.1 Ficha de avaliação

Foi utilizada uma ficha de avaliação para coletar os dados demográficos, antropométricos e clínicos dos participantes da pesquisa (Apêndice 2).

#### 4.9.2 Avaliação neurológica

Para a avaliação neurológica foi aplicado o instrumento *National Institute Health Stroke Scale* (NIHSS) que avalia o grau de comprometimento neurológico, especificamente para o AVC (Anexo 1), quanto ao nível de consciência, movimentos extraoculares, campo visual, função dos músculos faciais, força dos membros, função sensorial, coordenação motora, linguagem, fala e negligência unilateral. Os escores podem variar de 0 a 42. Os pontos de corte utilizados são: 0 a 5 = leve; 6 a 13 = moderado; 14 ou mais = grave<sup>51</sup> (Anexo 2).

#### 4.9.3 Avaliação cognitiva

O Mini Exame do Estado Mental (MEEM) (Anexo 3) foi o instrumento utilizado para a avaliação do estado cognitivo dos pacientes. Composto por sete categorias que avaliam funções cognitivas específicas como a orientação temporal e espacial, memória imediata, atenção e cálculo, memória com evocação tardia, linguagem e capacidade construtiva visual<sup>52</sup>. O exame gradua o desempenho cognitivo em uma escala de 0 a 30 pontos, no qual o ponto de corte é abaixo de 24 pontos para indivíduos escolarizados e abaixo de 18 para indivíduos não escolarizados<sup>50</sup>.

#### 4.9.4 Avaliação da função motora

A função motora foi avaliada pela aplicação do subitem de membro superior da Escala de *Fugl-Meyer* (Anexo 4). Esta escala é amplamente utilizada na prática clínica para mensuração quantitativa da capacidade sensória motora de pacientes neurológicos<sup>53</sup>. O subitem de membro superior avalia especificamente a atividade reflexa, os movimentos isolados e padrões sinérgicos e não sinérgicos de movimento, controle do punho, atividades da mão, além de testar a coordenação e velocidade do movimento. Os escores dessa escala variam entre 0 e 66. O escore total de membro superior podem ser divididos em três categorias: comprometimento leve (58 a 66), moderado (39 a 57) e grave (0 a 38)<sup>54</sup>.

#### 4.9.5 Avaliação do tônus muscular

A avaliação do tônus foi feita através da Escala de Ashworth Modificada, a qual gradua o tônus de acordo com a resistência percebida durante a movimentação passiva das articulações, classificando os segmentos acometidos de 0 (tônus muscular normal) a 4 (parte afetada rígida em flexão ou extensão) (Anexo 3). Neste estudo, a avaliação do tônus muscular foi realizada no membro superior parético, nos músculos das articulações do ombro, cotovelo e punho<sup>53</sup> (Anexo 5).

#### 4.9.6 Avaliação da atividade cerebral

Para avaliação da atividade elétrica cortical foi utilizado o Emotiv EPOC, que é um aparelho de eletroencefalograma que usa sensores de contato que são fixados a hastes plásticas flexíveis de um “headset” sem fio (Figura 1). O “headset” possui 16 sensores, alinhados de acordo com a disposição internacional de análise eletroencefalográfica em sistema 10-20 de posicionamento (Figura 2), que são: Antero-frontal (AF3, AF4, F3, F4, F7, F8), fronto-central (FC5, FC6), occipital (O1, O2), parietal (P7, P8), temporal (T7, T8) e mastóideo (M1, M2). O sensor mastóideo (M1) atua como um ponto de referência para o qual a voltagem de todos os outros sensores é comparado; o mastóideo (M2) é uma referência *feedforward* que reduz a interferência elétrica externa. As ondas cerebrais foram verificadas em termos de amplitude (10-100 microvolts) e frequência de 1 a 80Hz. Foram captadas 4 bandas independentes principais: Teta, delta, alfa e beta. A captação de informações foi realizada sob a forma de “Raw EEG” (EEG bruto)<sup>55,56</sup>.



Figura 1. "Headset" do Emotiv EPOC.

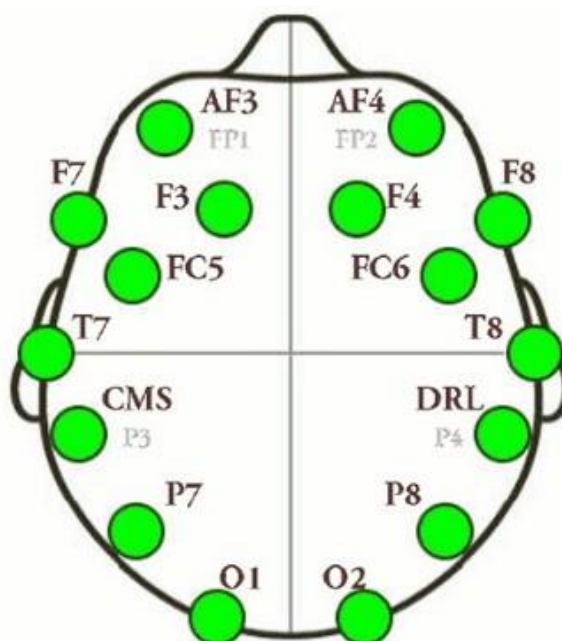


Figura 2. Posicionamento dos eletrodos referentes aos canais do Emotiv EPOC, seguindo o sistema internacional 10-20 de posicionamento.

Cada eletrodo possui uma correspondência anatômica de áreas corticais como apresentado na Tabela 1, de acordo com Koessler e colaboradores<sup>57</sup>.

Tabela 1. Eletrodos do Emotiv EPOC e áreas cerebrais correspondentes.

Eletrodos	Áreas cerebrais
AF3/AF4	Córtex pré-frontal esquerdo/direito
F3/F4	Córtex frontal esquerdo/direito
F7/F8	Córtex frontal esquerdo/direito
FC5/FC6	Área motora primária esquerda/direita
T7/T8	Córtex temporal esquerdo/direito
P7/P8	Córtex parietal esquerdo/direito
O1/O2	Córtex occipital esquerdo/direito

#### 4.9.7 Avaliação do desempenho

A avaliação do desempenho foi realizada a partir da medida de erro absoluto (EA), erro constante (EC) e o erro variável (EV). O EA é uma medida para avaliar a precisão do desempenho, contabilizando assim a quantidade de erros que o indivíduo mostra ao longo da realização de uma tarefa motora que possui um alvo específico, e essa quantidade de erros independe da direção que o indivíduo apresenta o erro. Por outro lado, o EC é uma medida de magnitude e direção do erro no desempenho da tarefa. Por isso, antes da realização da tarefa deve-se estabelecer valores positivos e negativos que representem a localização em que o erro poderá ocorrer. Dessa forma, a localização do erro indicará o tipo de desvio da resposta em relação ao objetivo da tarefa. E o EV permite obter uma medida de variabilidade ou consistência da resposta, o qual representa quanto o desempenho do indivíduo é variável ou consistente em um conjunto de tentativas, ou seja, se os erros se distribuem ou não em diferentes localizações ou direções sem um padrão específico<sup>17,58,59</sup>.



#### 4.10 Procedimentos

Inicialmente, os participantes que atenderam aos critérios de elegibilidade e concordaram acerca dos objetivos do estudo, assinaram o TCLE. Além disso, os pacientes foram informados que não deveriam realizar outra terapia para o membro superior no período do estudo. Em seguida, um pesquisador coletou os dados requeridos na ficha de avaliação proposta. Os pacientes foram então submetidos à avaliação por meio dos instrumentos NIHSS, MEEM, *Fugl-Meyer*, Ashworth modificada. Importa destacar que nesse momento foi verificada a pontuação desses instrumentos para verificação dos critérios de exclusão.

Os indivíduos saudáveis também eram destros e tiveram seus dados pessoais, demográficos coletados, além do rastreio pelo MEEM.

Em seguida, os participantes jogaram o jogo de dardos virtual durante o qual foi realizado o registro da atividade encefalográfica e a avaliação do desempenho através da medida de erros.

O jogo baseado em realidade virtual que foi utilizado para a pesquisa foi o jogo de dardos do “*kinect Sports: segunda temporada*” (Figura 3), do Xbox 360 Microsoft® com o dispositivo Kinect (Figura 4), o qual tem uma câmera RGB (red, green and blue); um acelerômetro de três eixos, um sensor de profundidade com infravermelho duplo para a detecção automática da posição do membro e do corpo e movimento, um microfone e um *software*, necessário para transmitir informações do sensor para um receptor externo. O Kinect permite reconhecimento avançado de gestos, facial e de voz. O sistema usa esses elementos para capturar dados e criar um modelo de corpo humano tridimensional em tempo real, chamado de avatar, que permite que os jogadores usem seus próprios corpos como controle para realizar um jogo<sup>60,61</sup>. Esse dispositivo de realidade virtual estava acoplado a um televisor de 52 polegadas posicionado a uma altura 1,1 metro do chão e a 2,5 metros de distância do participante.



Figura 3. Jogo de dardos virtual.



Figura 4. Dispositivo kinect.

Durante o jogo, os participantes eram instruídos a “segurarem” um dardo imaginário e tentarem acertar no alvo central. Foram realizados 3 blocos de 5 repetições do jogo de dardos virtual.

Importante ressaltar que o grupo de pacientes direito (PD) e os respectivos saudáveis pareados (SD) realizaram o jogo com o membro superior esquerdo, correspondente ao hemicorpo parético dos pacientes. De forma contrária, o grupo de pacientes esquerdo (PE) e os respectivos saudáveis pareados (SE) realizaram o jogo com o membro superior direito, correspondente ao hemicorpo parético dos pacientes.

Para avaliação da atividade eletroencefalográfica durante o jogo, foi informado previamente ao paciente que não poderia fazer uso de produtos cosméticos no couro cabeludo nem portar aparelhos eletrônicos durante a aquisição dos dados. Essas medidas são importantes para minimizar ruídos e interferências no sinal.

Para aquisição dos dados eletroencefalográficos, procedeu-se a hidratação dos eletrodos do "headseat" com solução salina de lentes de contato. Feito isso, foi possível realizar o posicionamento do "headseat" no escalpo do paciente, fazendo-o de trás para frente e de cima para baixo. Para posicioná-los de forma correta, os eletrodos ântero-frontais (AF3 e AF4) foram dispostos 3 dedos acima das sobrancelhas, o que automaticamente possibilitou o ajuste dos outros eletrodos nas áreas anatômicas correspondentes.

Uma vez acoplado o "headseat" sem fio na cabeça do paciente, foi então verificada a captação dos sinais dos 14 canais, no computador, através do *software* Emotiv Control Panel, realizando ajuste no posicionamento ou melhorando a

hidratação dos eletrodos até que o sinal do canal apresentasse a cor verde no *software*, indicativo de uma boa captação de sinal. No *software Test Bench* foi feito o registro e acompanhamento do sinal do EEG bruto.

Apenas após a confirmação da boa captação do sinal, os participantes iniciavam o jogo de dardos virtual. Além disso, durante cada um dos 15 lançamentos foi registrado o tempo da gravação do sinal eletroencefalográfico.

Para avaliar o desempenho no jogo de dardos virtual, a cada lançamento foi anotado o local do alvo onde o dardo foi arremessado, em uma ficha de registro (Anexo 6) que foi demarcada em áreas específicas para referenciar a distância do dardo lançado ao centro do painel. Desse modo, foi traçada uma linha central, horizontal dividindo o painel em metade superior e inferior, dividindo-o em oito áreas, as quais foram numeradas de 1 a 8 superiormente e de -1 a -8 inferiormente, conforme mostra a Figura 5, à medida que se distanciava do alvo central. Quando o participante lançou o dardo em uma área fora do painel, essa tentativa foi numerada como 9 (nove).

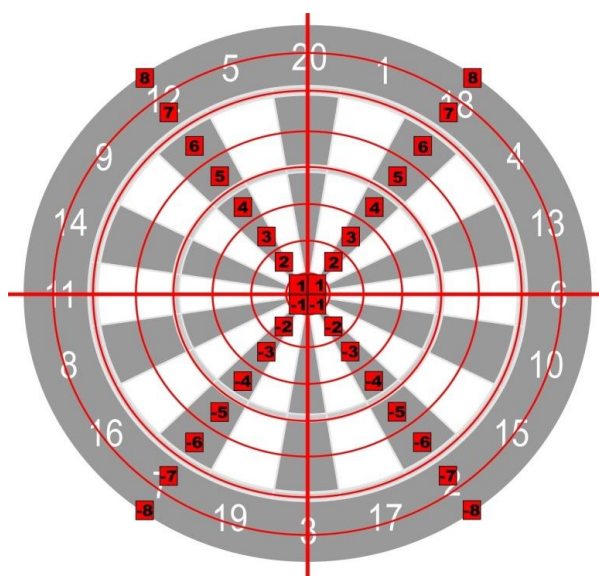


Figura 5. Representação do alvo para registro dos lançamentos, com as pontuações de 1 a 8 no quadrante superior e -1 a -8 no quadrante inferior.

De acordo com essa referência, foi realizada a medida de erro absoluto que é uma média aritmética das pontuações de cada tentativa; e o erro constante, que considera a tendência direcional do dardo, considerando o sinal positivo e negativo ou direção de cada tentativa. O erro constante traduz a precisão do movimento. Também

foi realizada a medida de erro variável que é o desvio padrão da média do erro constante, para avaliar a consistência do movimento<sup>62</sup>.

#### 4.11 Processamento e análise de dados

Foram usados os *softwares* RMatLab2013 e EEGLab 14.1.2b para processamento dos dados do EEG, conforme visto na Figura 6. No EEGLab foram realizados os seguintes procedimentos: localização dos canais e eletrodos de referência, aplicação do filtro passa banda 1 a 50 Hz e corte inicial e final do registro do sinal eletroencefalográfico baseado na hora em que foram anotados o conjunto dos lançamentos. O sinal bruto advindo dos eletrodos capta ruídos externos que não são representativos da atividade do sistema nervoso central. Para que esses ruídos não interfiram na análise do sinal-alvo foram analisadas as 5 tentativas de cada bloco, realizando cortes nas partes dos ruídos.

No *software* MatLab foi aplicado um filtro DC com frequência de passagem em 4Hz, valor este estabelecido através de tentativas a partir de 1Hz, de forma crescente, até ser observada a filtragem do componente DC. O sinal do EEG pode ser analisado no domínio do tempo ou de frequência. Para transformação do sinal no tempo em sinal de potência na frequência do sinal, foi aplicado o periodograma de Welch<sup>63</sup>. Os dados de potência em uma resolução de 0,125 para os valores de frequência em Hertz foram colocados em um vetor e transportados para uma tabela no Excel, no qual foram geradas as médias de cada espectro de frequência para cada participante.

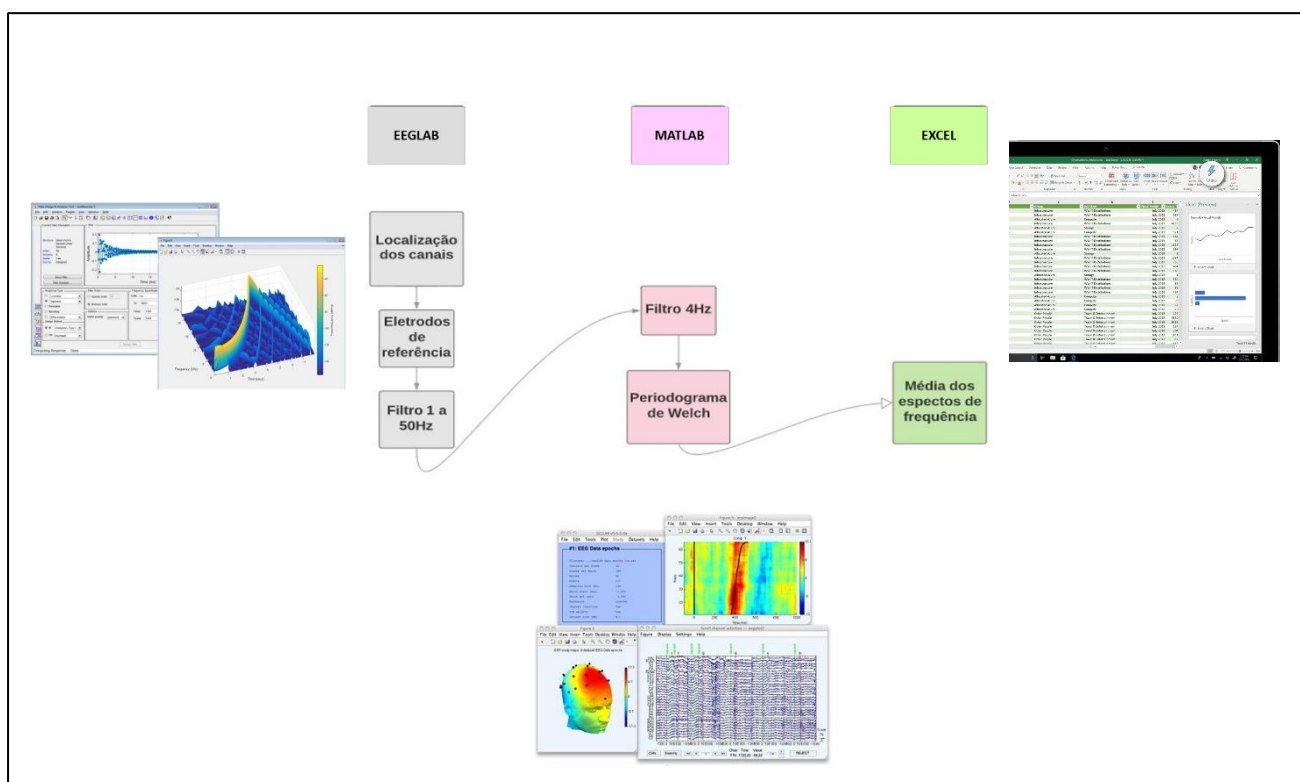


Figura 6. Fluxograma do processamento dos sinais do EEG.

Os canais escolhidos para o processamento dos dados foram: AF3, AF4, FC5, FC6, T7, T8, P7 e P8. Selecionados a partir das áreas anatômicas correspondentes que estão envolvidas no processo de desempenho e controle motor.

Partindo do mesmo princípio, para a análise dos espectros de frequência foram escolhidas as faixas de frequências mais estudadas na produção de movimento e desempenho motor, que são alfa (8-13Hz), beta (13-30 Hz)<sup>64</sup>.

A avaliação do desempenho no jogo foi aferida pelo erro absoluto, erro constante e erro variável, considerando o padrão de pontuação da figura 5, no qual para cada tentativa de lançamento foi estabelecida uma pontuação de acordo com o local de acerto do dardo. Foi então utilizado uma fórmula para o cálculo de cada erro (Figura 7). O erro absoluto, que avalia a precisão do desempenho, foi calculado através da média aritmética das pontuações de cada tentativa. Seu cálculo é feito a partir do somatório do valor de cada tentativa (X), sem considerar o sinal, menos o valor almejado para a tarefa (O), dividido pelo número total de tentativas. O erro constante indica a direção do erro de desempenho que é dada pelo sinal de positivo e negativo. Para seu cálculo, o alvo foi horizontalmente dividido ao meio sendo conferido à parte inferior valor negativo e à parte superior valor positivo, em seguida

foi utilizada a mesma fórmula do erro absoluto, porém considerando o sinal positivo ou negativo do resultado de cada lançamento. O erro variável corresponde ao desvio padrão do erro constante, pois representa a variabilidade do desempenho do indivíduo em relação à média e reflete a consistência ou estabilização da aprendizagem. Para seu cálculo eleva-se ao quadrado a diferença entre cada escore de erro da tentativa e o próprio erro constante do indivíduo  $(X-EC)^2$ , realizando o somatório de todas as tentativas e dividindo pelo número de lançamentos (n). Agora, como esses são valores ao quadrado, retorna-se a seu estado original computando a raiz quadrada deste valor<sup>17</sup>.

$$EA = \frac{\sum |X - O|}{n} \quad EC = \frac{\sum (X - O)}{n} \quad EV = \sqrt{\frac{\sum (X - EC)^2}{n}}$$

Figura 7. Fórmula para cálculo dos erros. EA: Erro absoluto; EC: erro constante; EV: erro variável; X= valor referente ao resultado de cada tentativa; O= valor referente à meta; n= número de tentativas.

#### 4.12 Análise estatística

O programa SPSS 21.0 (*Statistical Package for the Social Science*) foi empregado com fins de análise dos dados, atribuindo-se a significância de 5% e o intervalo de confiança de 95% para todos os testes estatísticos. Primeiramente, foi feita a análise descritiva das variáveis demográficas e clínicas (idade, escolaridade, tempo de lesão, escores das escalas NIHSS, MEEM e *Fugl-Meyer*), por meio das medidas de tendência central e dispersão.

O teste de Kolmogorov-Smirnov foi usado para verificar a normalidade de distribuição dos dados. Para análise dos dados de EEG foi utilizada a ANOVA, com teste *post-hoc* de Tukey, utilizando os fatores: grupos de pacientes e saudáveis, lado da lesão, analisando por canal e nas frequências alfa e beta.

O teste de correlação de Pearson foi utilizado verificar as correlações entre a ativação cortical e as medidas de erro (EA, EC e EV) para cada canal nas frequências alfa e beta do grupo dos pacientes.

## 5. RESULTADOS

### 5.1 Caracterização da amostra.

As características clínicas e demográficas dos grupos de pacientes e indivíduos saudáveis encontram-se na Tabela 2.

Os pacientes apresentaram comprometimento neurológico leve como pode ser avaliado pela média encontrada na NIHSS e comprometimento moderado quanto à função motora do MS, conforme analisado pela escala de *Fugl-Meyer* (Tabela 2).

Tabela 2. Características clínicas e demográficas dos grupos de pacientes e indivíduos saudáveis com suas respectivas médias e erro-padrão.

	PE	PD	SE	PD
	Média ± EP	Média ± EP	Média ± EP	Média ± EP
Idade (anos)	50,6 ± 2,3	54,1 ± 3,8	52,3 ± 3,1	53 ± 4,1
Escolaridade (anos)	11,8 ± 1,5	8,6 ± 1,3	9,6 ± 1,1	10,1 ± 1,2
MEEM	26 ± 0,7	24 ± 1,7	28,6 ± 0,9	28,5 ± 0,9
Tempo de AVC (meses)	17,0 ± 6,7	22,6 ± 9,3	-	-
NIHSS (escore)	2,8 ± 0,7	2,6 ± 0,8	-	-
<i>Fugl-Meyer</i> (escore)	52,8 ± 2,2	44,8 ± 2,4	-	-

### 5.2. Análise eletroencefalográfica

As comparações da atividade eletroencefalográfica entre pacientes e saudáveis teve como objetivo verificar o efeito do treinamento no jogo de dardos virtual na ativação cerebral. A atividade cortical foi então comparada entre pacientes e saudáveis de acordo com cada hemisfério cerebral, considerando os principais canais que têm correspondência com áreas cerebrais envolvidas com o desempenho motor: AF3, AF4, FC5, FC6, T7, T8, P7, P8.

É importante destacar que a potência é uma medida de amplitude: quanto maior a amplitude, maior a quantidade de potência no sinal eletroencefalográfico. Além disso, um aumento da potência de alfa ou aumento da atividade alfa implica em uma redução da ativação cerebral enquanto que um aumento da potência de beta ou

aumenta na ativação da onda beta indica uma maior ativação da área cerebral<sup>65</sup>. A potência absoluta foi expressa em microvolts ao quadrado ( $\mu V^2$ ).

### 5.2.1 Ritmo alfa

A Figura 8 representa os resultados referentes à potência de ativação do ritmo alfa. No córtex pré-frontal esquerdo (AF3) houve diferença significativa entre o grupo PE e o grupo SE. O grupo PE apresentou menor potência de alfa (maior ativação cortical) que o grupo SE ( $p=0,031$ ). Considerando o córtex pré-frontal direito (AF4), não houve diferença entre PD e SD. No córtex motor primário esquerdo e direito, FC5 e FC6 respectivamente, não houve diferença significativa na potência de alfa entre pacientes e saudáveis. Quanto ao córtex temporal esquerdo (T7), não foi verificada diferença significativa entre pacientes (PE) e saudáveis (SE), porém, houve diferença entre PD e SD no córtex temporal direito (T8), com redução da potência de alfa nos pacientes ( $p=0,038$ ). No córtex sensorial e de associação esquerdo (P7) foi encontrada diferença significativa entre pacientes (PE) e saudáveis (SE), com maior potência de alfa no grupo PE em relação ao SE ( $p=0,001$ ). Não houve diferença significativa quando comparados os grupos de pacientes (PD) e saudáveis (SD), para a potência de alfa na análise do córtex somatossensorial e de associação direito (P8).



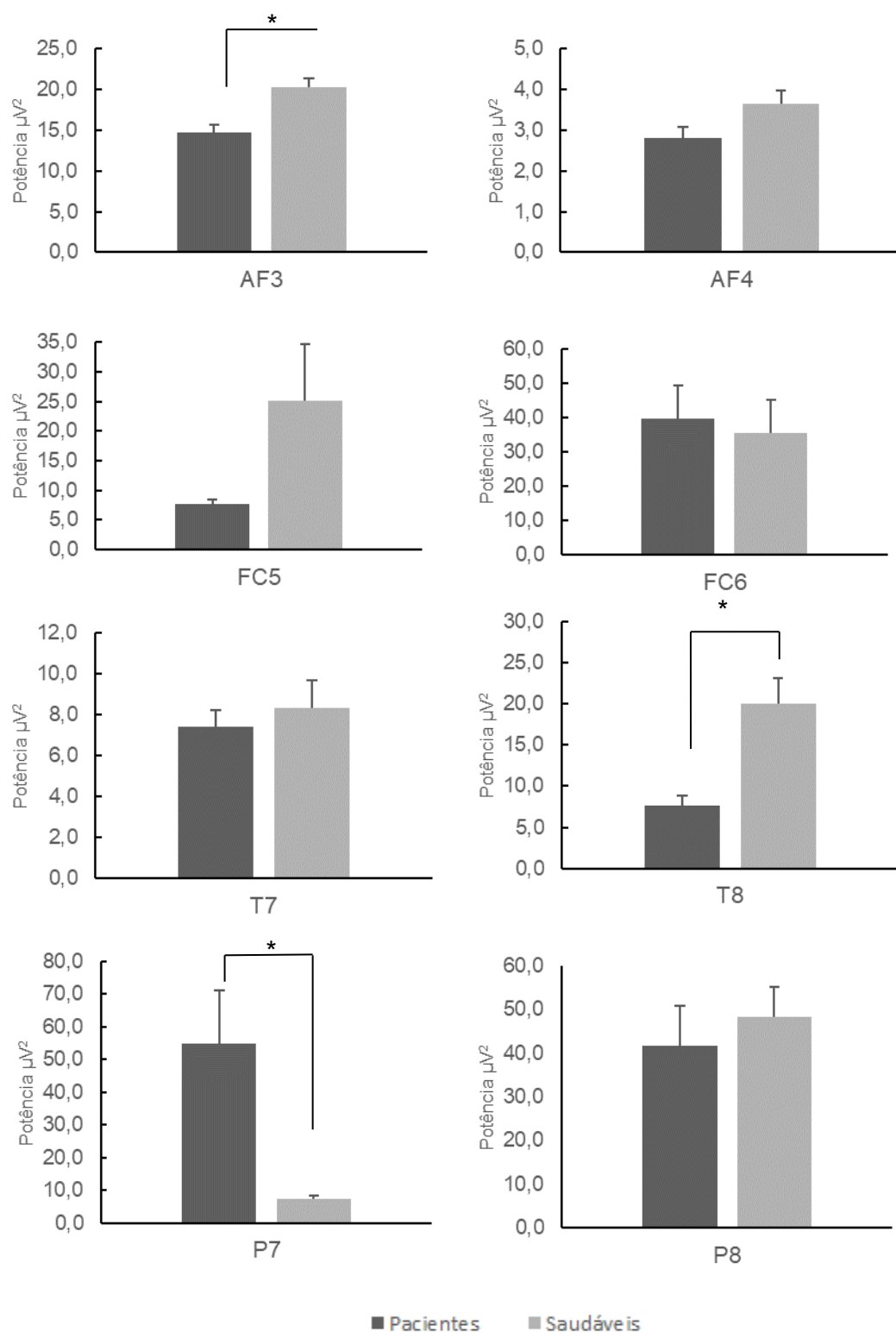


Figura 8. Média e erro padrão da potência de ativação da banda de frequência alfa, durante o jogo de dardos virtual, dos pacientes com AVC no hemisfério esquerdo (PE) e dos saudáveis que ativaram o hemisfério esquerdo (SE), nos canais que captam a atividade cortical do hemisfério esquerdo (AF3, FC5, T7 e P7) e dos pacientes com AVC no hemisfério direito (PD) e dos saudáveis que ativaram o hemisfério direito (SD) nos canais que captam a atividade cortical do hemisfério direito (AF4, FC6, T8, P8). Os menores valores de alfa indicam uma maior ativação cerebral e os maiores valores uma menor ativação cerebral. (\*) Diferença significativa entre os grupos.

### 5.2.2 Ritmo beta

A Figura 9 representa os resultados referentes à potência de ativação do ritmo beta. Considerando especificamente cada córtex pré-frontal, não houve diferença significativa entre os pacientes e saudáveis no esquerdo (AF3) e no direito (AF4). Na análise do córtex motor primário esquerdo (FC5) foi encontrada diferença significativa entre os grupos PE e SE, em que o grupo PE teve menor potência de beta ( $p=0,001$ ), porém, no córtex motor primário direito (FC6) não houve diferença significativa na potência de ativação de beta entre pacientes (PD) e saudáveis (SD). Na comparação entre grupos, não foi observada diferença significativa no córtex temporal esquerdo (T7) entre pacientes (PE) e saudáveis (SE), assim como em T8, córtex temporal direito, também não houve diferença significativa entre pacientes (PD) e saudáveis (SD). Em relação ao córtex somatossensorial e de associação esquerdo (P7), a potência de ativação de beta foi maior no grupo PE em relação ao SE ( $p=0,010$ ), e no córtex somatossensorial e de associação direito (P8) não houve diferença significativa entre pacientes (PD) e saudáveis (SD).

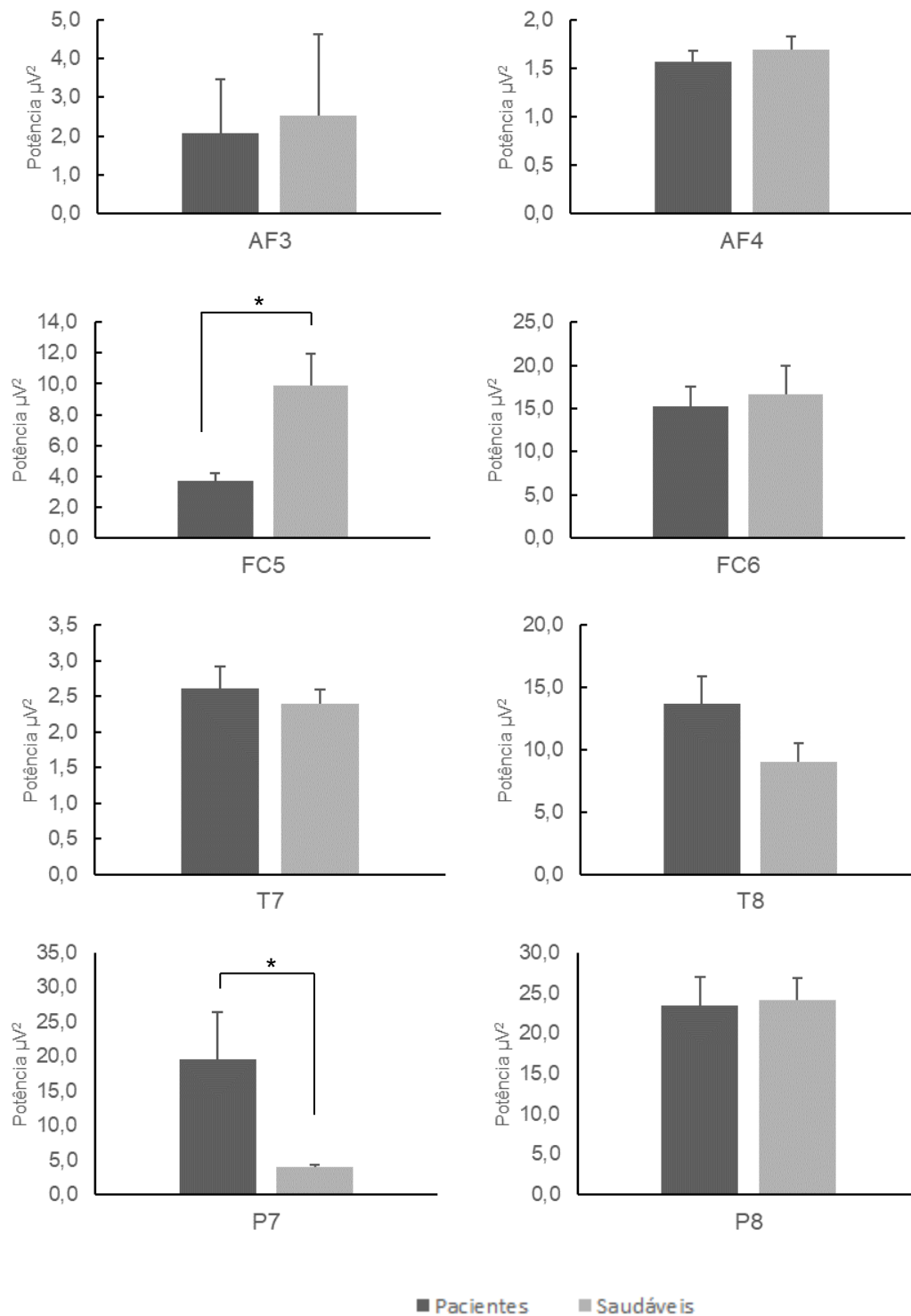


Figura 9. Média e erro padrão da potência de ativação da banda de frequência beta, durante o jogo de dardos virtual, dos pacientes com AVC no hemisfério esquerdo (PE) e dos saudáveis que ativaram o hemisfério esquerdo (SE), nos canais que captam a atividade cortical do hemisfério esquerdo (AF3, FC5, T7 e P7) e dos pacientes com AVC no hemisfério direito (PD) e dos saudáveis que ativaram o hemisfério direito (AF4, FC6, T8, P8). Os maiores valores de beta indicam uma maior ativação cerebral e os menores valores uma menor ativação cerebral. (\*) Diferença significativa entre os grupos.

### 5.3 Análise dos erros

A análise do desempenho dos indivíduos através das medidas de erros mostrou diferença significativa entre PD e SD ( $p=0,002$ ) para EA e para o EC ( $p=0,015$ ), em que os pacientes apresentaram maior média de erro do que os saudáveis. Não foi verificada diferença significativa entre PE e SE nas três medidas de erros avaliadas (Tabela 3).

Tabela 3. Média e desvio padrão dos erros absoluto (EA), constante (EC) e variável (EV) no jogo de dardos virtual medidos nos grupos de pacientes com lesão hemisférica direita (PD) e com lesão hemisférica esquerda (PE), e nos grupos de saudáveis que ativaram o hemisfério cerebral direito (SD) e que ativaram o hemisfério esquerdo (SE). (\*) Diferença significativa entre os grupos PD e SD.

Grupos	EA	EC	EV
PD	4,7 (2,1) *	4,1 (2,7) *	1,8 (1,1)
PE	4,2 (1,6)	3,8 (2,2)	1,8 (0,8)
SD	2,2 (2,0) *	1,4 (2,5) *	1,0 (0,9)
SE	4,2 (2,0)	2,8 (3,1)	2,3 (1,6)

### 5.4 Correlação entre a atividade cortical e o desempenho motor para os pacientes com lesão no hemisfério cerebral esquerdo e direito nas frequências alfa e beta.

Com a finalidade de observar se o desempenho motor dos indivíduos tem relação com padrões de ativação cortical, foi feita uma análise por grupo, correlacionando cada tipo de erro (EA, EC e EV) com a atividade cortical dos canais escolhidos. Os resultados dessas análises estão apresentados na Tabela 4.

Quanto ao EA, o grupo PE demonstrou correlação positiva com a potência de ativação de alfa na área pré-frontal esquerda (AF3). O grupo PD, por sua vez, mostrou correlação negativa com a ativação de alfa nas áreas pré-frontal direita (AF4), motora primária direita (FC6) e somatossensorial e de associação direita (P8). Em relação ao EC, o grupo PE apresentou correlação positiva com a potência de ativação de alfa na área pré-frontal esquerda (AF3). Foram observadas correlações negativas no grupo PD com a ativação na área pré-frontal direita (AF4), córtex motor primário (FC6) e temporal direitos (T8), e somatossensorial e de associação direito (P8). Na análise do

EV, ainda em relação à oscilação alfa, não foi encontrada nenhuma correlação no grupo PE e somente o grupo PD houve correlação negativa com a ativação na área temporal direita (T8).

Na análise da frequência beta, em relação ao EA, o grupo PE apresentou uma correlação negativa no córtex motor primário esquerdo (FC5), temporal esquerdo (T7), somatossensorial e de associação esquerdo (P7). O grupo PD apresentou correlação negativa entre erro e beta em todas as áreas analisadas. A análise de correlação entre o EC e à frequência beta, no grupo PE não encontrou nenhuma correlação significativa. Por outro lado, houve correlação negativa em relação a frequência beta em todas as áreas cerebrais analisadas no grupo PD. Quanto ao EV, sua correlação com a potência da frequência beta para o grupo PE foi negativa no córtex motor primário esquerdo (FC5), temporal esquerdo (T7) e no córtex somatossensorial e de associação esquerdo (P7). No grupo PD houve correlação positiva na área pré-frontal direita (AF4) e no córtex motor primário direito (FC6).

Tabela 4. Valores de  $r$  (coeficiente de correlação) e  $p$  verificados no teste de correlação de Pearson entre a atividade cortical nas bandas de frequência ( $f$ - Hz) alfa e beta e as medidas de erro absoluto (EA), erro constante (EC) e erro variável (EV) para os grupos de pacientes com lesão hemisférica direita (PD) e com lesão hemisférica esquerda (PE) (\*) Diferença significativa entre os grupos.

Grupos	$f$ (Hz)	$r/p$	AF3	AF4	FC5	FC6	T7	T8	P7	P8
Erro Absoluto										
PE	Alfa	$r$	0,28	-	0,16	-	-0,57	-	-0,10	-
		$p$	0,019*		0,129		0,341		0,244	
PD	Beta	$r$	0,01	-	-0,19	-	-0,20	-	-0,18	-
		$p$	0,478		0,034*		0,026*		0,042*	
PE	Alfa	$r$	-	-0,26	-	-0,40	-	0,15	-	-0,38
		$p$		0,028*		0,001*		0,170		0,002*
PD	Beta	$r$	-	-0,37	-	-0,42	-	-0,50	-	-0,17
		$p$		0,0001*		0,0001*		0,0001*		0,050*
Erro Constante										
PE	Alfa	$r$	0,32	-	0,18	-	0,04	-	-0,03	-
		$p$	0,009*		0,094		0,388		0,420	
PD	Beta	$r$	0,14	-	-0,07	-	-0,07	-	-0,08	-
		$p$	0,094		0,249		0,269		0,213	
PE	Alfa	$r$	-	-0,25	-	-0,33	-	0,20	-	-0,35
		$p$		0,035*		0,008*		0,090		0,005*
PD	Beta	$r$	-	-0,41	-	-0,41	-	-0,43	-	-0,20
		$p$		0,0001*		0,0001*		0,0001*		0,032*
Erro Variável										
PE	Alfa	$r$	-0,17	-	-0,18	-	-0,09	-	-0,22	-
		$p$	0,113		0,102		0,256		0,052	
PD	Beta	$r$	-0,12	-	-0,28	-	-0,25	-	-0,30	-
		$p$	0,126		0,003*		0,009*		0,002*	
PE	Alfa	$r$	-	0,07	-	0,06	-	-0,34	-	0,08
		$p$		0,309		0,333		0,011*		0,277
PD	Beta	$r$	-	0,28	-	0,18	-	0,02	-	0,13
		$p$		0,004*		0,043*		0,406*		0,109

## 6. DISCUSSÃO

### 6.1 Comparação do comportamento da frequência alfa entre pacientes e saudáveis

No presente estudo, na área pré-frontal esquerda (AF3) foi observado que os indivíduos do grupo PE obtiveram menores valores de alfa do que o grupo SE, indicando que os pacientes com lesão à esquerda tiveram maior esforço neural durante a execução do jogo. Desse modo, pode-se sugerir que o grupo PE, ou seja, de pacientes com lesão no hemisfério cerebral esquerdo, tiveram maior dificuldade no planejamento das ações demandando maior esforço cognitivo para cumprir a meta e os objetivos do jogo. O córtex pré-frontal é conhecido por ser uma das áreas principais envolvidas na aprendizagem inicial<sup>66</sup>. Pesquisas demonstram que a experiência decorrente da aprendizagem está associada com uma maior potência de ativação de alfa e que quando submetidos a uma nova tarefa, indivíduos apresentavam diminuição de alfa. Por exemplo, Haugler e colaboradores realizaram um estudo no qual compararam a atividade do cérebro de atiradores novatos com o de profissionais durante a execução de uma prova de tiro (40 tiros), de uma tarefa de reconhecimento de palavras e de uma tarefa espacial. Constataram que a atividade eletroencefalográfica durante o tiro era significativamente menor (maior potência de alfa) nos profissionais do que nos novatos. Ao demonstrar pior performance, os novatos também apresentaram maior esforço mental e menor sincronia neural, especificamente nos lobos frontais<sup>67</sup>.

Analisando o córtex pré-frontal direito (AF4) o comportamento da frequência alfa foi diferente do que foi visto no canal AF3, ou seja, não foi observada diferença significativa da potência de alfa entre os pacientes e saudáveis que tiveram seus hemisférios do lado direito ativados (PD e SD), o que pode indicar que os pacientes conseguiram ter êxito no planejamento da tarefa quando foram expostos ao jogo de RV com a mesma eficiência dos saudáveis. Uma hipótese é a de que esse grupo obteve um maior senso de presença com a experiência do jogo de RV. O senso de presença é definido como uma sensação de imersão quando o indivíduo é exposto a um ambiente virtual, e é aperfeiçoado quando alguém está isolado do seu ambiente real<sup>68</sup>. O córtex pré-frontal, especificamente o dorsolateral (DLPFC), é identificado como um nodo chave da rede, pois modula sua atividade e é associada experiência de presença. Estudos têm evidenciado que quanto mais forte a experiência de

presença, menor é a resposta hemodinâmica no DLPFC (esquerda e direita). Pode-se inferir então, que a ativação do DLPFC se correlaciona fortemente com a experiência de presença subjetiva (quanto mais forte o DLPFC é ativado, e menor é a experiência de presença)<sup>69</sup>. Assim, se poderia sugerir que o grupo PD conseguiu se engajar mais na experiência do ambiente virtual aumentando o senso de presença.

Nos córtices motores primários esquerdo e direito (FC5 e FC6), responsáveis pelo movimento voluntário, não foram encontradas diferenças significativas entre pacientes e saudáveis quanto à ativação de alfa, o que pode indicar que à exposição ao jogo virtual promoveu efeitos imediatos de eficiência neural na atividade cortical, especificamente em áreas relacionadas com ao desempenho motor. Esse resultado encontrado também pode estar relacionado com o tipo de prática desenvolvida no jogo, que pode ser caracterizada como uma prática constante, pois não apresenta interferência contextual e variabilidade intertentativas<sup>70</sup>. Esse tipo de prática, não exige uma reconstrução do plano de ação<sup>71</sup>, o que geraria maior exigência motora e consequentemente maior ativação cortical<sup>72</sup>.

No canal T7, que capta a atividade elétrica do córtex temporal esquerdo, em relação à alfa, não houve diferença significativa entre pacientes e saudáveis, o que representa um resultado satisfatório quanto à capacidade dessa área cerebral na potência de ativação, quer seja no engajamento no processo verbal-analítico para reensaiar pistas necessárias para realizar a tarefa<sup>67</sup> ou nos processos de evocação de memória<sup>73</sup>.

Por outro lado, no córtex temporal direito (T8), o grupo PD teve menor potência de ativação (mais esforço neural) do que o grupo SD, sugerindo que os pacientes com lesão cerebral direita podem ter necessitado de um maior ensaio mental da ação para cumprir as demandas da tarefa<sup>67</sup>. Além disso, ao córtex temporal é conferida a função de processamento da memória. A baixa potência de ativação de alfa nessa área no grupo PD em relação ao grupo SD, sugere que os pacientes com lesão cerebral direita também apresentaram maior esforço cognitivo para evocar a memória durante o movimento repetitivo exigido pelo jogo<sup>73</sup>.

Em P7, canal referente ao córtex sensorial e de associação esquerdo houve uma diferença significativa entre pacientes e saudáveis. Os pacientes com lesão cerebral esquerda (PE) tiveram maior potência de alfa quando comparados ao grupo SE, que tiveram um menor potência de alfa demonstrando que a RV ativou essa região cortical. De fato, a RV fornece ao paciente *feedbacks* multissensoriais que vão



estimular as áreas sensoriais no cérebro. Mesmo que o hemisfério esquerdo não seja o hemisfério especializado na integração das informações visuo-perceptuais<sup>74</sup> era esperado que o córtex sensorial e de associação esquerdo dos PE apresentasse o mesmo comportamento que o córtex de um saudável quando submetidos a um mesmo estímulo. O fato do grupo PE ter apresentado maior potência de alfa nessa área em relação ao grupo SE, o qual ativou a área, pode ser interpretado como dificuldade em acioná-la diante de estímulos sensoriais variados em decorrência da lesão. Para que pacientes com lesão no hemisfério esquerdo respondam com ativação nesse córtex, talvez seja necessário mais tempo de terapia ou ainda incrementar a RV com mais estímulos, como por exemplo, adicionando dispositivos hápticos, aumentando assim o *input* sensorial.

Por outro lado, no córtex somatossensorial e de associação direito (P8) não houve diferença em termos de potência de alfa entre o grupo PD e SD. Esse resultado pode indicar que, apesar da lesão, houve um mecanismo de neuroplasticidade para que o córtex somatossensorial e de associação direito desses indivíduos continuasse captando as informações sensoriais ascendentes bem como realizando a interpretação, o processamento e integração multissensorial, o que não aconteceu no hemisfério esquerdo. Tendo em vista que a lesão do hemisfério direito leva a maiores déficits sensório-perceptivos<sup>74-76</sup> é ainda mais forte a argumentação em favor de que pode ter havido reorganização funcional das redes neurais com o treino no jogo virtual.

## 6.2 Comportamento da frequência beta entre pacientes e saudáveis

No córtex pré-frontal, bilateralmente (AF3, AF4), não houve diferença entre pacientes e saudáveis em relação ao comportamento do ritmo beta, sugerindo que essa frequência tem um comportamento diferente do que o da frequência alfa, que apresentou menor potência em AF3 no grupo PE do que o grupo SE. Por exemplo, expressão de beta ocorre no córtex pré-frontal durante o controle executivo da ação, principalmente relacionada a parada do movimento<sup>77</sup>, controle da memória de trabalho, incluindo a limpeza<sup>78</sup> e prevenção de distrações<sup>79</sup>. Os pacientes conseguiram se engajar nessas funções tanto quanto os saudáveis, entretanto os pacientes do grupo PE apresentaram maior esforço cognitivo que os saudáveis para o planejamento de ações, como visto com a baixa potência de alfa. A atividade proposta com o jogo de RV requisitou pouco das áreas de planejamento pois a tarefa

do jogo foi baseada na prática constante, que não possibilita a reconstrução de planos de ação diferentes<sup>72</sup>, porém mesmo assim esses pacientes demonstraram dificuldade em coordenar as estratégias motoras para alcançar a meta. A fim de promover maior eficiência neural nessa área seria necessário maior tempo de estimulação para esses pacientes. A partir de então, à medida em que a potência de ativação de alfa aumentasse poderia ser inserido um jogo baseado em prática variada que exigisse maior demanda desse córtex. Associado a isso, algumas mudanças nas características do ambiente virtual como aumentar o tamanho da tela, a duração da exposição e o realismo da apresentação seria uma forma de modular a atividade alfa no córtex pré-frontal nesses pacientes<sup>80</sup>.

O córtex motor primário e a área pré-motora, em ambos os hemisférios, são recrutados no planejamento e execução de movimentos unilaterais, conforme apontado em estudos funcionais de imagem<sup>81</sup>. Mas, estudos comportamentais sugerem que ambos os hemisférios contribuem diferentemente para o controle do movimento. O planejamento e a trajetória do movimento, por exemplo, seria lateralizada para o hemisfério esquerdo, uma lesão nesse hemisfério acarreta erros na direção do movimento associados a posição inicial do membro, além de outras alterações como déficits na coordenação e na aceleração do movimento. O hemisfério direito seria responsável pelo controle postural dos membros e correção *on-line* do movimento. Lesão nesse hemisfério ocasionaria alteração de trajetória associada a erros na posição final do movimento, dificuldades na desaceleração do movimento<sup>82</sup>.

No córtex motor primário esquerdo (FC5), os pacientes do grupo PE apresentaram valores de potência de beta menores que o grupo SE. O córtex motor primário é uma importante área para atividade motora e deveria ter a ativação semelhante a dos saudáveis, devido a influência da lesão e às características do jogo não houve ativação adequada dessa área nos pacientes com lesão hemisférica à esquerda. Por outro lado, os indivíduos que tiveram o hemisfério direito analisados não mostraram diferença, em relação a oscilação de beta no córtex motor primário direito (FC6).

As diferentes respostas dos pacientes com lesões direita e esquerda à terapia pode ter sido causada pela especialização hemisférica do controle do movimento em resposta às características do jogo de RV, uma vez que sabe-se que a ativação cerebral responde de acordo com as demandas que lhe são impostas. Costa e colaboradores (2019) compararam o desempenho no jogo de dardos entre o ambiente

real e virtual e verificaram que no ambiente virtual houve uma maior desaceleração para frear o movimento de extensão de cotovelo no ambiente virtual (36% da trajetória) que no ambiente real (32% da trajetória), o que pode indicar que a fase de desaceleração prolongada implica que sucessivos movimentos corretivos foram necessários para acertar o alvo (correção *on-line*)<sup>83</sup>. É possível então ponderar que o jogo de dardos requer aspectos de controle de movimento que exigem maior atividade do hemisfério cerebral direito. O fato de não ter tido diferença entre PD e SD quanto à ativação em beta, sugere recuperação da área motora primária nos pacientes, inferindo boa resposta ao estímulo por meio do jogo de dardos da RV.

Desse modo, quando foi aplicada uma terapia de RV dentro da neuroreabilitação deve considerar as alterações de controle motor decorrentes da especialização hemisférica e não aplicar a RV da mesma forma para pacientes com lesão hemisférica diferentes. Para pacientes com lesão à esquerda, por exemplo, deve ser utilizado jogos que tenham mudança de trajetória, para requisitar maior planejamento motor; que exijam mais coordenação motora e aceleração. Os pacientes com lesão à direita devem ser expostos a jogos em que a desaceleração seja fator importante para o alcance da meta, que seja rico em *feedback* ou que necessite de manutenção ou estabilização da postura do membro<sup>84</sup>.

Não houve diferença entre pacientes e saudáveis, em relação a onda beta no córtex temporal (T7 e T8). Pesquisas atuais sugerem que a expectativa e a atenção a um estímulo exercem seus efeitos em direções opostas, em que a expectativa a um evento conhecido diminui a atividade neural nas áreas sensoriais, enquanto a atenção a aumenta, isso ocorre com a modulação de beta. Sabe-se que o córtex temporal é responsável pelo processamento auditivo. A capacidade de estar atento a um evento que tenha estímulos auditivos ocorre com aumento da potência de beta nos córtices temporais, já a expectativa a um estímulo acontece com redução da atenção e supressão de beta<sup>85</sup>. O jogo de RV é rico em pistas visuais e auditivas que guiam o indivíduo para o início da ação de lançamento, e isso vai repercutir na dinâmica do ritmo beta<sup>86</sup>. Com base no exposto, pode-se constatar que os pacientes com lesão no hemisfério direito e os com lesão no hemisfério esquerdo possuíram a mesma capacidade em termos de atenção e expectativa demonstrando capacidade auditiva satisfatória.

Tal qual ocorreu com o ritmo alfa, o grupo PE apresentou potência de beta mais alto que o grupo de SE, no córtex somatossensorial e de associação esquerdo (P7).

A ativação parietal esquerda pode estar associada a correções de erros visuomotores<sup>87</sup> e planejamento de movimentos direcionados visualmente<sup>88</sup>, de modo que uma supressão de beta no grupo SE pode indicar um melhor processamento de correção e planejamento, ao passo que a alta potência de beta indica que o PE está em esforço neural.

Estudos de EEG têm evidenciado a relação da expressão de beta com o processamento de inputs sensoriais aferentes, integrando informações provenientes de músculos, articulações e pele para auxiliar o controle cortical do movimento<sup>89</sup>. Além disso, o aumento da onda beta tem sido relacionada com a atenção visuoespacial seletiva<sup>65</sup>. Não houve diferença entre o grupo de PD e SD, no canal P8 referente ao córtex somatossensorial direito. Ambos conseguiram ativar esse córtex na captação, integração e processamento dos estímulos multissensoriais. Estudos têm defendido que um ambiente enriquecido favorece a aprendizagem e estimula a plasticidade neural. Uma opção de aplicabilidade de ambiente enriquecido para tratar os pacientes de AVC é através de estimulação multimodal e multissensorial, dentro dessa perspectiva a RV é um recurso disponível<sup>90</sup>. Considerando esse relevante efeito de estimulação sensorial é importante destacar que a Fisioterapia tem explorado bastante a RV com o objetivo de recuperar a função motora dos indivíduos. Porém, é preciso promover também seu uso para tratar déficits sensoperceptivos provenientes de lesões centrais.

### 6.3 Análise das medidas de erros

Uma das formas de avaliação do desempenho motor é a identificação dos erros cometidos durante as tentativas do treino de habilidades motoras, baseados na quantificação e identificação dos padrões destes, bem como as suas causas.

A análise do EA teve como finalidade demonstrar a precisão do desempenho dos indivíduos ao realizar os movimentos durante os jogos de dardos<sup>17</sup>. Os resultados demonstraram que os PD tiveram menor precisão de desempenho durante a atividade realizada, errando mais do que os indivíduos SD. Lembrando que PD e SD realizaram a tarefa com o MSE. Ao mesmo tempo em que não houve diferença entre SE e PE. Esses achados parecem apontar para uma melhora no desempenho motor nos pacientes que tiveram lesão do lado esquerdo.

Estudos têm demonstrado que pacientes com danos no hemisfério esquerdo produzem erros na direção inicial do movimento os quais não são acompanhados por grandes erros de posição final, em relação à localização do alvo. Em contrapartida, pacientes com danos no hemisfério direito produzem grandes erros na posição final do movimento<sup>84</sup>. Essa diferença no comportamento do controle motor de acordo com cada hemisfério justificaria o fato dos PD ter tido pior desempenho.

No presente estudo, os resultados do EC nos permitiram identificar a magnitude e direção do erro em relação ao objetivo da tarefa. Os dados obtidos demonstraram que não houve diferença significativa entre o EC de PE e SE, manifestando uma constância ou um padrão repetitivo de erros. A média positiva indica que houve uma predominância de lançamentos que ultrapassaram o alvo central, localizando-se mais nos quadrantes superiores. A semelhança de EC entre os grupos sugere que os PE melhoraram seu comportamento motor.

O oposto ocorreu com o PD, os quais exibiram mais EC que o SD. Considerando a média positiva, também pode-se concluir que os pacientes erraram ultrapassando o alvo nos quadrantes superiores. O erro repetitivo numa mesma direção poder ser em consequência do déficit de controle motor nesses pacientes. Tem sido sugerido que pacientes com lesão à direita apresentam dificuldade de parar o movimento, causando erros na posição final deste, o que pode ser devido a uma ineficiência no controle da distância-alvo.

Embora a lateralização hemisférica tenha sido embasada principalmente através de estudos de processos perceptivos e cognitivos, estudos comportamentais e de neuroimagem aumentaram a possibilidade de se verificar que os hemisférios direito e esquerdo desempenham funções diferentes no controle motor de ambos os membros superiores<sup>91</sup>. O hemisfério direito (não dominante, em destros) seria especializado, por exemplo, em alcançar e/ou estabilizar a posição do membro, em processos dependentes de *feedback*. Por outro lado, o planejamento e a coordenação de trajetórias do membro superior, através de mecanismos mais antecipatórios podem ser especializados no hemisfério esquerdo (dominante)<sup>92</sup>. Nesse sentido, indivíduos com lesão no hemisfério direito tem demonstrado adaptação intacta na direção do movimento, mas mostrou uma capacidade reduzida de levar com precisão o braço a um alvo. Além disso, o hemisfério direito tornou-se especializado por erro mediado por *feedback*. Isso leva à previsão de que lesões nesse hemisfério pode prejudicar essa capacidade de atualizar rapidamente as ações em andamento, nos casos em

que as metas da tarefa mudam inesperadamente os mecanismos de correção, resultando em alteração na precisão das correções. Esses achados sugerem que lesões no hemisfério direito resultam em danos aos mecanismos envolvidos na obtenção de uma posição final estável, mesmo na ocorrência do planejamento motor intacto<sup>84</sup>.

Pacientes com lesão hemisférica direita apresentam problemas perceptivos, como já visto. Um acoplamento entre percepção-ação é necessário para que o movimento ocorra. Percepção refere-se ao processo de interpretar, selecionar e organizar as informações obtidas sensorialmente direcionando as ações no ambiente<sup>93</sup>. Assim, em um hemisfério cerebral direito afetado, as alterações de sensibilidade superficial (tátil, térmica e dolorosa) e proprioceptiva (postural e vibratória), contribuem para o aparecimento de disfunções perceptivas (alterações da imagem corporal) e juntas levam a perda da capacidade de executar movimentos eficientes e controlados<sup>94,95</sup>. A perda da propriocepção, principalmente, tem sido relacionada à pobre recuperação funcional em pacientes com AVC<sup>96</sup>. Ela gera perda na acurácia e lentidão de movimento<sup>97</sup>. O pior desempenho do grupo PD no EA quanto no EC pode ter decorrido da dificuldade na correção do erro a partir do *feedback*, em consequência dos déficits perceptivos que geraram alteração do acoplamento percepção-ação, modificando a posição final do movimento. Entretanto, na análise de EEG, a ativação da área sensorial e de associação secundária nos pacientes PD não foi diferente da ativação dos saudáveis, pode então ter ocorrido a ativação da onda beta por outras modalidades sensoriais, que não a propriocepção, estando esta alterada nesses pacientes e interferindo no acoplamento percepção-ação.

O EV procura determinar a estabilidade do comportamento, ou seja, indica o nível de consistência no desempenho do indivíduo para desempenhar a habilidade motora. Quanto mais baixo o valor do EV, mais consistente é a produção do movimento<sup>98</sup>.

Não houve diferença significativa do EV entre PE e SE, nem entre PD e SD. Pacientes e saudáveis apresentando homogeneidade dos erros durante as tentativas, e ambos os resultados terem apresentado EV baixo, indica que os pacientes tendem a errar sempre no mesmo sentido no jogo, o que pode sugerir que os erros não são decorrentes de um plano de movimento ineficiente, mas sim do déficit no sistema de correção para reparar aspectos anormais do movimento. Segundo a literatura, a regularidade do desempenho é um bom indicador do nível de aprendizagem do

indivíduo, pois geralmente, ao longo da prática, nota-se uma diminuição da variabilidade da resposta<sup>59</sup>.

Durante o processo de reabilitação é imprescindível saber a causa do erro de desempenho, por isso, a avaliação conjunta do EA, que vai oferecer um parâmetro de precisão das tentativas, do EC, refletindo a constância das respostas no que se refere à direção e do EV, que representa a variabilidade das tentativas, deve ser usada na neuroreabilitação. A partir disso, será possível estabelecer um plano fisioterapêutico mais efetivo baseado nas possíveis causas geradoras dos erros. A medida de erro também pode ser considerada como preditora da evolução do processo de aprendizagem motora. Ao longo de um treinamento, a medida do EA permite inferir que o indivíduo está no estágio cognitivo, do EC pode indicar o estágio associativo e do EV sugere que indivíduo chegou ao estágio autônomo da habilidade motora. Essas medidas têm sido utilizadas para avaliar a aprendizagem de tarefas em ambiente real, mas essa avaliação pode ser aplicável em ambiente virtual.

O presente estudo realizou apenas uma sessão com 15 lançamentos de um jogo de dardos virtual. Alguns estudos atestam o fato de que alterações na dinâmica cortical podem ocorrer em um tempo relativamente curto<sup>99</sup>. O trabalho de Etnier e colaboradores (1996), por exemplo, mostra que essa mudança pode ocorrer em questão de horas<sup>100</sup>. Por outro lado, Kerick et al. (2004) mostraram mudanças significativas na dinâmica cortical, acompanhada de melhorias de desempenho, entre 12 e 14 semanas<sup>101</sup>. Um importante estudo de Landers et al. (1991) também revelou que o treinamento de biofeedback de EEG realizado apenas por uma sessão resultou em melhorias de desempenho em arqueiros<sup>102</sup>. Tais achados apontam para um processo de plasticidade do SNC que ocorre quando a tarefa é direcionada a objetivos.

#### 6.4 Relação entre atividade cerebral e o desempenho motor

Há evidências na literatura de que a oscilação cortical é alterada em indivíduos habilidosos em relação aos não-treinados. A hipótese da eficiência neural, como é conhecida, é acompanhada por uma expressão do ritmo alfa, no córtex motor e visual de indivíduos engajados em tarefas sensoriomotoras. Uma supressão de beta também tem sido associada com desempenho, como demonstrou Pollock (2014) em

seu estudo em que correlacionou a supressão de beta à melhora no tempo de reação de uma tarefa motora<sup>103</sup>.

No córtex pré-frontal esquerdo (AF3), em PE, a correlação demonstrou que quanto menor potência de alfa, ou seja, maior esforço neural, menores os valores de erro absoluto, o que significa melhor desempenho. Menor valor de alfa nessa área sugere dificuldade na coordenação de estratégia de movimento, uma vez que não houve variação de prática e alteração do plano motor. Apesar do esforço neural para elaborar as estratégias, essa correlação sugere que a estratégia elaborada gerou um bom desempenho.

A correlação entre erro absoluto e potência de beta no córtex motor primário esquerdo (FC5), no grupo PE, apontou que uma menor potência de beta está relacionada a maiores valores de erro, ou seja, pior desempenho. Essa correlação reforça a ideia que a supressão de beta não estaria relacionada à melhora da eficiência neural nesse grupo de pacientes uma vez que foi associada a maior ocorrência de erros.

Em relação ao córtex temporal esquerdo (T7), dos pacientes com lesão esquerda, menor potência de beta está associado a maiores valores de erro absoluto, pior desempenho. Como já explicado anteriormente, nessa área, uma menor potência de beta está relacionada à expectativa de estímulos já conhecidos com atenção diminuída, de modo que a atenção diminuída predispõe a mais erros.

No córtex parietal esquerdo (P7), em PE, uma maior potência de beta correlacionou-se com menor média de erro, melhor desempenho. Uma maior potência de beta sinaliza esforço neural para correção de erros e planejamento de ações direcionadas pelo sistema visual, que foi associada com diminuição dos erros. Nesse caso, uma maior potência de beta gerou efeitos benéficos no comportamento motor.

Nos pacientes com lesão no hemisfério esquerdo pode-se observar que os melhores desempenhos estão associados a um melhor planejamento e correção de erros, os piores desempenho, por outro lado, se relacionaram a problemas na atenção e execução do movimento.

Em consideração as relações entre erro absoluto e ativação cortical no grupo PD, no córtex pré-frontal direito (AF4), foi encontrado que uma menor potência de alfa está relacionada com pior desempenho. Uma maior potência de alfa nessa área indica esforço neural para planejamento e engajamento na RV, esse achado segue na linha



do que ocorre ao lidar com uma nova tarefa, esforço neural associada com maior número de erros.

A correlação inversa no córtex motor primário direito (FC6) demonstrou que um maior valor de potência de alfa está associado a um menor número de erros. No caso do PD existe a possibilidade do tipo de prática, a prática constante, ter influenciado nesse achado.

No córtex somatossensorial e de associação direito (P8) dos pacientes com lesão no hemisfério direito, o aumento de alfa também gerou menor número de erros. Essa melhora na eficiência neural pode inferir que, apesar da lesão, houve plasticidade neural para manter as funções de captar as informações sensoriais e processá-las, isso reverte em melhora do desempenho.

Em relação a onda beta, no córtex pré-frontal direito (AF4), motor primário direito (FC6) e córtex somatossensorial e de associação direito (P8) houve associação entre a menor potência de ativação de beta e maior número de erro. Ou seja, menor ativação de áreas sensoriomotoras sugere que a dinâmica cortical está satisfatória, mas a resposta de saída, no que tange ao controle motor periférico está deficitária.

No córtex temporal direito (T8), a maior potência de beta relacionou-se com menor número de erro. Sabendo-se que esse córtex atua na atenção e processamento de estímulos auditivos é possível relacionar o maior esforço neural nessa área com melhora da resposta frente ao estímulo, melhorando o desempenho.

Em relação aos pacientes com lesão no hemisfério direito é possível concluir que os melhores desempenhos estão relacionados com eficiência neural das áreas sensoriomotoras e acionamento de áreas envolvidas com atenção e processamento auditivo, enquanto que os piores desempenhos estão associados ao planejamento, execução motora e processamento dos estímulos sensoriais.

Quanto ao erro constante, que mede a tendência direcional do erro, no córtex pré-frontal E (AF3) do grupo PE, a diminuição da potência de alfa se relacionou com menor média de erro. Isso indica que, apesar da baixa eficiência neural da área, o esforço cognitivo para planejamento e correção de aspectos de movimento estão sendo efetivos na reparação da direção do movimento.

Nos pacientes com lesão do hemisfério direito, no córtex pré-frontal direito (AF4), uma menor potência de ativação de alfa correlacionou-se com maior média de erro constante. Uma maior potência de alfa nessa área indica esforço neural para planejamento, porém uma maior média no erro constante poderia indicar falha no

planejamento da ação, entretanto sabe-se que o EC está veiculado a uma dificuldade na adequação do padrão motor, que decerto ocorre em consequência do déficit no acoplamento percepção-ação, o qual ocasiona alterações no controle final do movimento.

O aumento da potência de alfa se correlacionou a uma menor média de erro constante no córtex motor primário (FC6) e no córtex somatossensorial e de associação (P8), no grupo PD. O que implica dizer que uma melhor eficiência neural na área motora e sensorial implica numa melhor adequação do plano motor do movimento.

Em relação a beta, a diminuição da potência de beta se correlacionou a uma maior média de erro constante no córtex pré-frontal direito (AF4), motor primário direito (FC6) e somatossensorial e de associação (P8), assim como ocorreu no erro absoluto. O que novamente indica que uma maior eficiência neural nas áreas sensoriomotoras está relacionada a um erro que se repete na mesma direção, sugerindo mais uma vez que o déficit não estaria na ativação das áreas corticais e sim no controle motor.

Quanto a ocorrência do erro constante, através da análise de correlação é possível observar que nos pacientes com lesão no hemisfério esquerdo um bom desempenho está relacionado a um planejamento motor satisfatório. Nos pacientes com lesão no hemisfério direito um bom desempenho teve relação com um maior esforço cognitivo de áreas sensorio motoras. Por outro lado, um desempenho ruim está relacionado a problemas no planejamento e ativação de áreas sensoriomotoras.

O erro variável mede a inconsistência do desempenho, ou seja, a dispersão de cada execução em relação à meta da tarefa. No grupo PE, uma diminuição da potência de beta foi acompanhada de aumento da média de EV, no córtex motor primário (FC5). A supressão de beta acompanhada de variabilidade não aponta para estabilização do desempenho.

No córtex temporal esquerdo (T7) e no somatossensorial e de associação E (P7) do grupo PE, o aumento de beta relacionou-se com menor número de erros. Essa correlação demonstra a importância de um bom processamento dos estímulos multissensoriais para o processo perceptivo e correção da ação.

É possível perceber que em pacientes com lesão à esquerda, um melhor desempenho em relação a um comportamento motor mais estável está relacionado a ativação das áreas de integração sensorial. Um pior desempenho, em termos de

estabilidade, estaria relacionado a uma menor ativação do córtex motor primário (FC5).

No grupo PD, a diminuição da potência de alfa teve correlação com maior EV no córtex temporal direito. Essa relação sugere que um maior esforço neural relacionado a atenção e processamento de estímulos auditivos não é o suficiente para alterar a dispersão das tentativas em relação à meta.

No córtex pré-frontal direito (AF4) e motor primário direito (FC6), a diminuição da potência de ativação de beta foi acompanhada de menor EV. Essa associação é sugestiva de maior consolidação do comportamento motor.

Pode-se concluir que em pacientes com lesão à direita, um desempenho mais estável está relacionado à eficiência neural de áreas motoras. Um desempenho menos estável está relacionado a um maior esforço neural de áreas relacionadas a atenção e processamento auditivo.

Analisando as correlações é possível considerar que o grupo de PD apresentou correlações em mais áreas quando comparados ao grupo de PE, o que permite a suposição de que os pacientes com lesão à direita apresentaram maior interação entre o sistema nervoso central e periférico.

## 7. CONCLUSÕES

No presente estudo foi possível constatar diferenças no funcionamento da atividade cortical e quanto ao desempenho motor, durante a execução de um jogo com realidade virtual, de acordo com o hemisfério afetado pelo AVC nas faixas de frequência de alfa e beta.

Os pacientes com lesão no hemisfério cerebral esquerdo apresentaram alterações na ativação da frequência alfa em áreas relacionadas com o planejamento motor (AF3) e com a integração das informações visuo-perceptuais (P7). Na frequência de beta, esses pacientes apresentaram problemas na ativação do córtex motor primário esquerdo (FC5) e do córtex somatossensorial e de associação esquerdo (P7), sugerindo dificuldades no controle motor e na correção de erros visuomotores durante a execução do jogo virtual.

Por outro lado, os pacientes com lesão cerebral direita tiveram menor potência de ativação de alfa no córtex temporal direito (T8), indicando que eles tiveram que evocar mais a memória e ensaiar mentalmente a tarefa para cumprir as demandas do jogo. No entanto, esses pacientes não apresentaram nenhuma alteração na ativação da frequência beta.

Quanto à análise do desempenho motor através das medidas de erros, constatou-se que os pacientes com lesão cerebral direita apresentaram pior desempenho, porém, a correlação apontou uma maior associação entre a atividade elétrica cerebral e o desempenho motor, sugerindo uma maior interação entre o sistema central e periférico e indicando que os erros de precisão e acurácia nesses pacientes podem ser devidos à déficits de controle motor no acoplamento percepção-ação.

Em conclusão, o comportamento da ativação cortical correlacionado com o desempenho motor nos pacientes com AVC indicam a necessidade de se observar a lateralidade da lesão ao executar um jogo de realidade virtual dentro da neuroreabilitação.

## REFERÊNCIAS

1. Feigin VL, Norrving B, Mensah GA. Global burden of stroke. *Circulation research* 2017;120(3): 439-448.
2. Organização Mundial da Saúde. International classification of functioning, disability and health. Geneva: World Health Organization, 2001.
3. Sacco RL, Kasner SE, Broderick JP, et al. An updated definition of stroke for the 21st century: a statement for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke* 2013; 44: 2064-89.
4. Schweizer TA, Macdonald RL. The behavioral consequences of stroke. New York, NY. New York: Springer; 2014.
5. Derex L, Ostrowsky K, Nighoghossian N, Trouillas P. Severe pathological crying after left anterior choroidal artery infarct. Reversibility with paroxetine treatment. *Stroke* 1997;28:1464-6.
6. Lee KB, Lim SH, Kim KH, Kim KJ, Kim YR, Chang WN and others. Six-month functional recovery of stroke patients: a multi-time-point study. *Int J Rehabil Res* 2015;38(2):173-80.
7. Hankey GJ, Jamrozik K, Broadhurst RJ, Forbes S, Anderson CS. Long-term disability after first-ever stroke and related prognostic factors in the Perth Community Stroke Study, 1989–1990. *Stroke* 2002;33(4):1034-40.
8. Barreca S, Wolf SL, Fasoli S, Bohannon R. Treatment interventions for the paretic upper limb of stroke survivors: a critical review. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2003;17(4):220-6.
9. Kwakkel G, Kollen BJ, van der Grond J, Prevo AJH: Probability of regaining dexterity in the flaccid upper limb: impact of severity of paresis and time since onset in acute stroke. *Stroke* 2003;34:2181-6.
10. Kusch M, Gillessen S, Saliger J, et al. Reduced awareness for apraxic deficits in left hemisphere stroke. *Neuropsychology* 2018;32(4):509.
11. Vossel S, Weiss P H, Eschenbeck P, Fink G R. Anosognosia, neglect, extinction and lesion site predict impairment of daily living after right-hemispheric stroke. *Cortex* 2013;49(7):1782-9
12. Warraich Z, Kleim JA. Neural plasticity: the biological substrate for neurorehabilitation. *PM&R* 2010;2(12):208-19.

13. Cramer SC, Sur M, Dobkin BH et al. Harnessing neuroplasticity for clinical applications. *Brain* 2011;134:1591–09.
14. Kleim JA, Barbay S, Nudo RJ. Functional reorganization of the rat motor cortex following motor skill learning. *J Neurophysiol* 1998;80(6):3321-5.
15. Nudo RJ. Plasticity. *NeuroRx* 2006;3(4):420-7.
16. Jette DU, Latham NK, Smout RJ, Gassaway J, Slavin MD, Horn SD. Physical therapy interventions for patients with stroke in inpatient rehabilitation facilities. *Phys Ther* 2005;85(3):238-48.
17. Schmidt RA, Lee TD, Winstein C, Wulf G, Zelaznik HN. Motor control and learning: A behavioral emphasis. 6. Ed. Champaign, Illinois: Human Kinetics;2018.
18. Muratori LM, Lamberg EM, Quinn L, Duff SV. Applying principles of motor learning and control to upper extremity rehabilitation. *Journal of Hand Therapy* 2013;26(2):94-103.
19. Fitts PM, Posner MI. Human performance. Belmont:Brooks/Colemann; 1967.
20. Latash ML. Fundamentals of Motor Control. Amsterdam, the Netherlands: Elsevier;2012.
21. Bernstein NA. The Co-ordination and Regulation of Movements. Oxford, United Kingdom: Pergamon Press;1967.
22. Feldman AG, Levin MF. The origin and use of positional frames of reference in motor control. *Behav Brain Sci* 1995;18:723- 44.
23. Levin MF, Michaelsen SM, Cirstea CM, Roby-Brami A. Use of the trunk for reaching targets placed within and beyond the reach in adult hemiparesis. *Exp Brain Res* 2002;143:171-80.
24. Alaverdashvili M, Foroud A, Lim DH, Whishaw IQ. “Learned baduse” limits recovery of skilled reaching for food after forelimb motor cortex stroke in rats: a new analysis of the effect of gestures on success. *Exp Brain Res*. 2008;188:281-90.
25. Mazuryk T, Gervautz M. Virtual reality-history, applications, technology and future. 1996.
26. Khizhnikova AE, Klochkov AS, Kotov-Smolenskiy AM, Suponeva NA, Chernikova LA. Virtual reality as an upper limb rehabilitation approach. *Human Physiology* 2017;43(8):855-62.

27. Weiss PL, Kizony R, Feintuch U, Katz N. Virtual reality in neurorehabilitation. *Textbook of neural repair and rehabilitation* 2006;51(8):182-97.
28. Henderson A, Korner-Bitensky N, Levin M. Virtual reality in stroke rehabilitation: a systematic review of its effectiveness for upper limb motor recovery. *Topics in stroke rehabilitation* 2007;14(2):52-61.
29. Mouawad MR, Doust CG, Max MD, McNulty PA. Wii-based movement therapy to promote improved upper extremity function post-stroke: a pilot study. *Journal of Rehabilitation Medicine* 2011;43:527-33.
30. Rizzo A, Koenig ST. Is clinical virtual reality ready for primetime? *Neuropsychology* 2017;31(8):877.
31. Afsar SI, Mirzayev I, Yemisci OU, Saracgil SNC. Virtual Reality in Upper Extremity Rehabilitation of Stroke Patients: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* 2018;27(12):3473-8.
32. Saposnik G, Levin M. Virtual reality in stroke rehabilitation: a meta-analysis and implications for clinicians. *Stroke* 2011;42(5):1380-6.
33. Levin MF, Weiss PL, Keshner EA. Emergence of virtual reality as a tool for upper limb rehabilitation: incorporation of motor control and motor learning principles. *Physical therapy* 2015;95(3):415-25.
34. Teo WP, Muthalib M, Yamin S, Hendy AM, Bramstedt K, Kotsopoulos E, et al. Does a combination of virtual reality, neuromodulation and neuroimaging provide a comprehensive platform for neurorehabilitation? –A narrative review of the literature. *Frontiers in human neuroscience* 2016;10:284.
35. Eng K, Siekierka E, Pyk P, Chevrier E, Hauser Y, Cameirao M, et al. Interactive visuo-motor therapy system for stroke rehabilitation. *Medical & biological engineering & computing* 2007;45(9):901-7.
36. Laver KE, Lange B, George S, Deutsch JE, Saposnik G, Crotty M. Virtual reality for stroke rehabilitation. *Cochrane database of systematic reviews* 2017;11.
37. Afsar SI, Mirzayev I, Yemisci OU, Saracgil SNC. Virtual Reality in Upper Extremity Rehabilitation of Stroke Patients: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* 2018;27(12):3473-8.
38. Tani G, Júnior CDMM, Ugrinowitsch H, Benda RN, Chiviacowsky S, Corrêa UC. Pesquisa na área de comportamento motor: modelos teóricos, métodos de

- investigação, instrumentos de análise, desafios, tendências e perspectivas. *Journal of Physical Education* 2010;21(3):329-80.
39. Bonanni L, Thomas A, Tiraboschi P, Perfetti B, Varanese S, and Onofri M. EEG comparisons in early Alzheimer's disease, dementia with Lewy bodies and Parkinson's disease with dementia patients with a 2-year follow-up. *Brain* 2008;131:690-705.
  40. Gosselin N, Bottari C, Chen JK, Petrides M, Tinawi S, De Guise E, et al. Electrophysiology and functional MRI in post-acute mild traumatic brain injury. *J. Neurotrauma* 2011;28:329-41.
  41. Mingyu L, Jue W, NanY, QinY. "Development of EEG biofeedback system based on virtual reality environment," in *Proceedings of the 27th Annual Conference on IEEE Engineering in Medicine and Biology*; 2005; Shanghai. Rome: IEEE; 2005.
  42. Oishi N, Mima T, Ishii K, Bushara KO, Hiraoka T, Ueki Y, et al. Neural correlates of regional EEG power change. *NeuroImage* 2007;36(4):1301-12.
  43. Blinowska K, Durka P. *Electroencephalography (EEG)*. Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering; 2006.
  44. Niedermeyer E, Silva FL. *Electroencephalography. Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. 3a ed. Maryland: Williams & Wilkins; 1993.
  45. Jia X, Kohn A. Gamma rhythms in the brain. *PLoS biology* 2011;9(4):1001045.
  46. Pfurtscheller, G., & Da Silva, F. L. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clinical neurophysiology* 1999;110(11):1842-57.
  47. Pavlova M, Lutzenberger W, Sokolov A, Birbaumer N. Dissociable cortical processing of recognizable and non-recognizable biological movement: analyzing gamma MEG activity. *Cereb Cortex*. 2004;14:181–8. 20.
  48. Modroño C, Navarrete G, Rodríguez-Hernández AF, González-Mora JL. Activation of the human mirror neuron system during the observation of the manipulation of virtual tools in the absence of a visible effector limb. *Neurosci Lett*. 2013;555:220-4.
  49. Oberman LM, Pineda JA, Ramachandran VS. The human mirror neuron system: a link between action observation and social skills. *Soc Cogn Affect Neurosci*. 2007;2(1):62-6.



50. Brucki SM, Nitrini R, Caramelli P, Bertolucci PH, Okamoto IH. Sugestões para o uso do mini-exame do estado mental no Brasil. *Arq neuropsiquiatr* 2003;61(3B):777-81.
51. Kasner SE. Clinical interpretation and use of stroke scales. *Lancet Neurol* 2006;5:603-12.
52. Folstein MF, Folstein SE, McHugh PR. Mini-Mental State: a practical method for grading the cognitive state of patients for clinician. *J Psychiatr Res* 1975;12:189-98.
53. Fugl-Meyer AR, Jaasko L, Leyman I, Olsson S, Steglind S. The post-stroke hemiplegic patient: 1. A method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med.* 1975;7:13-31.
54. Lyle RC. A performance test for assessment of upper limb function in physical rehabilitation treatment and research. *Int J Rehabil Res.* 1981;4:483-92.
55. Aspinall P, Mavros P, Coyne R, Roe J. The urban brain: analysing outdoor physical activity with mobile EEG. *Br J Sports Med* 2015;49(4):272-6.
56. Badcock NA, Mousikou P, Mahajan Y, De Lissa P, Thie J, McArthur G. Validation of the Emotion EPOC® EEG gaming system for measuring research quality auditory ERPs. In *Open Access Journal -PeerJ* 2013;1:38.
57. Koessler L, Maillard L, Benhadid A, Vignal JP, Felblinger J, Vespignani H, Braun M. Automated cortical projection of EEG sensors: anatomical correlation via the international 10–10 system. *Neuroimage* 2009;46(1):64-72.
58. Godinho M, Mendes R, Melo F, Matos R, Barreiros J. *Controle Motor e Aprendizagem: Trabalhos Práticos.* 3. ed. Cruz Quebrada: Faculdade de Motricidade Humana Serviço de Edições; 2011.
59. Givon-mayo R, Simons E, Ohry, A, Karpin, H, Israely, S, Carmeli E. Preliminary investigation of error enhancement of the velocity components in stroke patients' reaching movements. *International Journal of Therapy and Rehabilitation* 2014;21(4):160-8.
60. Ballester J, Pheatt C. Using the Xbox Kinect sensor for positional data acquisition. *American journal of Physics* 2013;81(1), 71-7.
61. Davaasambuu E, Chiang CC, Chiang JY, et al. A Microsoft Kinect based virtual rehabilitation system. In: *The 5th International Conference FITAT.* Ulaanbaatar, Mongolia: 2012;44-50.

62. Winstein CJ, Pohl PS, Lewthwaite R. Effects of physical guidance and knowledge of results on motor learning: support for the guidance hypothesis. *Research quarterly for exercise and sport* 1994;65(4):316-23.
63. Diez PF, Laciár E, Mut V, Avila E, Torres A. Classification of mental tasks using different spectral estimation methods. *Biomedical Engineering* 2009;287-306.
64. Quandt LC, Marshall PJ, Shipley TF, Beilock SL, Goldin-Meadow S. Sensitivity of alpha and beta oscillations to sensorimotor characteristics of action: an EEG study of action production and gesture observation. *Neuropsychologia* 2012;50(12):2745-51.
65. Cómez CM, Vazquez M, Vaquero E, Lopez-Mendoza D, Cardoso M. Frequency analysis of the EEG during spatial selective attention. *International Journal of Neuroscience* 1998;95(1-2):17-32.
66. Shadmehr R, Holcomb H. Neural correlates of motor memory consolidation. *Science* 1997;277:821-25.
67. Hauffer AJ, Spalding TW, Santa Maria DL, Hatfield BD. Neuro-cognitive activity during a self-paced visuospatial task: comparative EEG profiles in marksmen and novice shooters. *Biological psychology* 2000;53(2-3):131-60.
68. Wirth W, Hartmann T, Boecking S, et al. A process model of the formation of spatial presence experiences. *Media Psychol.* 2007;9:493-525.
69. Jäncke L, Cheetham M, Baumgartner T. Virtual reality and the role of the prefrontal cortex in adults and children. *Frontiers in neuroscience* 2009;3: 6.
70. Massigli M, Nunes M, Freudenheim A, Corrêa U. Estrutura de prática e validade ecológica no processo adaptativo de aprendizagem motora. *Revista Brasileira De Educação Física E Esporte* 2011;25(1):39-48.
71. Jax SA, Rosenbaum DA. Hand path priming in manual obstacle avoidance: evidence that the dorsal stream does not only control visually guided actions in real time. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance* 2007;33: 425-41.
72. Lage GM, Ugrinowitsch H, Apolinário-Souza T, Vieira MM, Albuquerque MR, Benda RN. Repetition and variation in motor practice: A review of neural correlates. *Neurosci Biobehav Rev.* 2015 Oct;57:132-41.
73. Hanslmayr S, Matuschek J, Fellner MC. Entrainment of prefrontal beta oscillations induces an endogenous echo and impairs memory formation. *Curr Biol* 2014;24:904-09.

74. Coghill RC, Gilron I, Iadarola MJ. Hemispheric lateralization of somatosensory processing. *Journal of neurophysiology* 2001;85(6):2602-12.
75. Bowen A, McKenna K, Tallis RC. Reasons for variability in the reported rate of occurrence of unilateral spatial neglect after stroke. *Stroke* 1999;30(6):1196-202.
76. Robert Teasell MD, Hussein N. Clinical consequences of stroke. Evidence-Based Review of Stroke Rehabilitation. Ontario: Heart and Stroke Foundation and Canadian Stroke Network 2016:1-30.
77. Wessel JR, Conner CR, Aron AR, Tandon N. Chronometric electrical stimulation of right inferior frontal cortex increases motor braking. *J Neurosci* 2013;33:19611-19.
78. Lundqvist M, Rose J, Herman P, Brincat SL, Buschman TJ, Miller EK. Gamma and beta bursts underlie working memory. *Neuron* 2016;90:152-64.
79. Hanslmayr S, Staudigl T, Fellner MC. Oscillatory power decreases and long-term memory: the information via desynchronization hypothesis. *Frontiers in human neuroscience* 2012;6:74.
80. Pavone EF, Tieri G, Rizza G, Tidoni E, Grisoni L, Aglioti SM. Embodying others in immersive virtual reality: electro-cortical signatures of monitoring the errors in the actions of an avatar seen from a first-person perspective. *J Neurosci.* 2016;36:268-79.
81. Dassonville P, Zhu XH, Uurbil K, Kim SG, Ashe J. Functional activation in motor cortex reflects the direction and the degree of handedness. *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.* 1997;94:14015-18.
82. Schaefer SY, Haalande KY, Sainburg RL. Hemispheric specialization and functional impact of ipsilesional deficits in movement coordination and accuracy. *Neuropsychologia* 2009; 47:2953-66.
83. Costa H, Fernandes A, Oliveira D, Brasileiro J, Ribeiro T, Vieira E, Campos T. Intergame Analysis of Upper Limb Biomechanics of Stroke Patients in Real and Virtual Environment. In *Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing*. Springer, Cham. 2019:610-17.
84. Schaefer SY, Mutha PK, Haaland KY, Sainburg RL. Hemispheric specialization for movement control produces dissociable differences in online corrections after stroke. *Cerebral cortex* 2012;22(6):1407-19.

85. Todorovic A, Schoffelen JM, van Ede F, Maris E, de Lange FP. Temporal expectation and attention jointly modulate auditory oscillatory activity in the beta band. *PLoS One* 2015;10(3).
86. Arnal LH. Predicting “when” using the motor system’s beta-band oscillations. *Frontiers in human neuroscience* 2012;6:225.
87. Desmurget M, Epstein CM, Turner RS, Prablanc C, Alexander GE, Grafton ST. Role of the posterior parietal cortex in updating reaching movements to a visual target. *Nat Neurosci* 1999;2:563-7.
88. Mutha PK, Sainburg RL, Haaland KY. Coordination deficits in ideomotor apraxia during visually targeted reaching reflect impaired visuomotor transformations. *Neuropsychologia* 2010;48:3855-67.
89. Houdayer E, Labyt E, Cassim F, Bourriez JL, Derambure P. Relationship between event-related beta synchronization and afferent inputs: analysis of finger movement and peripheral nerve stimulations. *Clinical neurophysiology* 2006;117(3): 628-36.
90. Nithianantharajah J, Hannan AJ. Enriched environments, experiencedependent plasticity and disorders of the nervous system. *Nat Rev Neurosci.* 2006;7:697-709.
91. Mani S, Mutha PK, Przybyla A, Haaland KY, Good DC, Sainburg RL. Contralesional motor deficits after unilateral stroke reflect hemisphere-specific control mechanisms. *Brain* 2013;136(4):1288-303.
92. Sainburg RL. Lateralization of goal directed movements. In *Vision and goal-directed movement*. Human Kinetics Publishers Inc.; 2010.
93. Gibson JJ. *The Ecological Approach to Visual Perception*. Boston, MA: Houghton Mifflin. 1979;11:227-35.
94. Meyer S, Karttunen AH, Thijs V, Feys H, Verheyden G. How do somatosensory deficits in the arm and hand relate to upper limb impairment, activity, and participation problems after stroke? A systematic review. *Phys Ther.* 2014;94(9):1220-31.
95. Smania N, Montagnana B, Faccioli S, Fiaschi A, Aglioti SM. Rehabilitation of somatic sensation and related deficit of motor control in patients with pure sensory stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2003;84(11):1692-702.

96. Tyson SF, Hanley M, Chillala J, Selley AB, Tallis RC. Sensory loss in hospital-admitted people with stroke: Characteristics, associated factors, and relationship with function. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 2008;22:166C.
97. Findlater SE, Dukelow SP. Upper extremity proprioception after stroke: bridging the gap between neuroscience and rehabilitation. *Journal of motor behavior* 2017;49(1):27-34.
98. Schmidt, RA, Wrisberg, CA. *Aprendizagem e Performance Motora: Uma abordagem de aprendizagem baseada na situação*. 4. ed. Porto Alegre: Artmed; 2010.
99. Hatfield BD, Haufler AJ, Hung TM, Spalding TW. Electroencephalographic Studies of Skilled Psychomotor Performance. *Journal of Clinical Neurophysiology* 2004;21(3):144-56.
100. Etnier JL, Whitever SS, Landers DM, Petruzzello SJ, Salazar W. Changes in electroencephalographic activity associated with learning a novel motor task. *Res Q Exerc Sport* 1996;67:272-79.
101. Kerick SE, Douglass L, Hatfield BD. Cerebral cortical adaptations associated with visuomotor practice. *Med Sci Sport Exerc* 2004;36:118-29.
102. Landers DM, Han M, Salazar W, Petruzzello SJ. Effects of learning on electroencephalographic and electrocardiographic patterns in novice archers. *International Journal of Sport Psychology*;1994.
103. Pollok B, Latz D, Krause V, Butz M, Schnitzler A. Changes of motor-cortical oscillations associated with motor learning. *Neuroscience* 2014;275:47-53.

## APÊNDICES

### APÊNDICE 1

#### TCLE - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE

##### Esclarecimentos:

Este é um convite para você participar da pesquisa “Aprendizagem motora de pacientes com Acidente Vascular Cerebral em ambientes virtuais: ensaio clínico controlado e randomizado”, coordenada pela prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Tania Fernandes Campos e sua orientanda Aline Braga Galvão Silveira Fernandes.

A pesquisa tem como objetivos avaliar a aprendizagem motora de pacientes com AVC crônico utilizando jogos em ambientes virtuais. Caso decida aceitar o convite, se for um indivíduo saudável será realizada apenas uma avaliação dos movimentos do seu corpo, na qual o (a) sr. (a) permanecerá sentado (a), serão colocados adesivos em seu braço e, através de câmeras, serão registrados os movimentos do braço; e uma avaliação da sua atividade cerebral, por meio de um “capacete” que será colocado na sua cabeça. Essas duas avaliações serão feitas no movimento de beber água e ao realizar jogos em ambientes virtuais e reais (dardos e boliche). Se for paciente, serão aplicados também questionários que irão avaliar o seu estado cognitivo (orientação, memória, cálculo, atenção e linguagem), seu comprometimento neurológico, o grau de independência funcional (necessidade de ajuda em tarefas cotidianas), o seu sono e a função motora do seu braço comprometido. Além disso, será colocado um aparelho parecido com um relógio no seu braço durante todo o período do estudo, que avaliará como está o seu comportamento de atividade e repouso. Após essa avaliação o sr. (a) será submetido (a) a uma terapia de fisioterapia convencional associada a um treino usando um jogo de videogame ou a outra atividade no computador, ambas com duração de 50 minutos, por 12 dias, num

período de 4 semanas. Após o treino, será realizada novamente uma avaliação igual à que foi feita antes do treino.

O treino realizado trará risco mínimo para sua saúde, podendo causar desconforto ou cansaço durante a avaliação ou na terapia, de modo a interromper o tratamento, respeitando os seus limites. Os procedimentos da pesquisa serão feitos com toda a segurança necessária para minimizar as possibilidades de riscos. Os participantes que vierem a sofrer qualquer tipo de dano não previsto aqui e resultante de sua participação, terão direito à assistência integral e à indenização. Se tiver algum gasto que seja devido à sua participação na pesquisa, será ressarcido, caso solicite.

O (a) sr. (a) poderá se beneficiar deste tratamento pelo estímulo das suas atividades motoras. Além disso, passará por uma avaliação que lhe trará informações importantes sobre a sua função motora, funcional e cognitiva. Os resultados dessa pesquisa poderão orientar a inclusão dos jogos baseados em realidade virtual na reabilitação de pacientes com AVC.

Solicitamos a sua colaboração para participar dessa pesquisa, como também sua licença para apresentar os resultados deste estudo em eventos da área de saúde e publicar em revista científica. Por ocasião da publicação dos resultados, seu nome será mantido em sigilo.

A participação no estudo é voluntária e, portanto, o (a) sr. (a) não é obrigado(a) a fornecer as informações e colaborar com as atividades solicitadas pela pesquisadora. Caso decida não participar do estudo, ou resolver a qualquer momento desistir do mesmo, não sofrerá nenhum prejuízo ou penalidade.

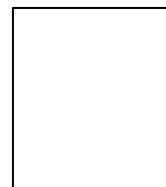
Toda a dúvida que tiver a respeito desta pesquisa, poderá perguntar diretamente para as pesquisadoras Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Tania Campos e Aline Braga, no endereço: Departamento de Fisioterapia, Av. Senador Salgado Filho, 3000, Campus Universitário, Natal/RN; ou pelo telefone: 9986-2403 (Aline).

Dúvidas a respeito da ética dessa pesquisa poderão ser questionadas ao CEP HUOL, na Av. Nilo Peçanha, 620 - 3º subsolo do HUOL ou pelo telefone (84) 3342-5003.

Consentimento Livre e Esclarecido

Declaro que compreendi os objetivos desta pesquisa, como ela será realizada, os riscos e benefícios envolvidos e concordo em participar voluntariamente da pesquisa “Aprendizagem motora de pacientes com Acidente Vascular Cerebral em ambientes virtuais: ensaio clínico controlado e randomizado”. Autorizo a divulgação dos resultados e imagens do estudo. Estou ciente que receberei uma cópia desse documento.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Participante da pesquisa



\_\_\_\_\_  
Assinatura do Pesquisador



APÊNDICE 2  
FICHA DE AVALIAÇÃO CLÍNICA

## 1. Identificação do paciente

Nome \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_ Data de nascimento: \_\_\_\_\_ Sexo : F ( ) M (.)

Endereço: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Tel.: \_\_\_\_\_ Anos de estudo: \_\_\_\_\_ Estado Civil: \_\_\_\_\_

Ocupação antes do AVC: \_\_\_\_\_

Ocupação após AVC: \_\_\_\_\_

Peso: \_\_\_\_\_ Altura: \_\_\_\_\_

Data de Avaliação: \_\_\_\_\_ Avaliador: \_\_\_\_\_

## 2. Dados clínicos referentes à patologia:

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Tomografia Computadorizada: \_\_\_\_\_

Localização da lesão: \_\_\_\_\_

Tipo patológico: Isquêmico ( ) Hemorrágico ( ) Inespecífico ( )

AVC: D ( ) E ( ) Hemiparesia: D ( ) E ( )

Fatores de risco presentes: Hipertensão ( ) Tabagismo ( ) Diabetes Mellitus ( )

Obesidade ( ) Doença cardíaca ( ) Sedentarismo ( )

Outros ( ) \_\_\_\_\_

Medicação controlada: Sim ( ) Não ( ) Qual (is)  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_Data do AVC: \_\_\_\_\_ Realiza Fisioterapia? ( ) sim ( ) não. Frequência:  
\_\_\_\_\_

## ANEXOS

## ANEXO 1

## Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa do HUOL

HOSPITAL UNIVERSITÁRIO  
ONOFRE LOPES-HUOL/UFRN



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** Aprendizagem motora de pacientes com AVC em ambientes virtuais

**Pesquisador:** Tania Fernandes Campos

**Área Temática:**

**Versão:**

**CAAE:** 40436514.0.0000.5292

**Instituição Proponente:** Centro de Ciências da Saúde - CCS

**Patrocinador Principal:** CNPQ

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 978.349

**Data da Relatoria:** 27/02/2015

**Apresentação do Projeto:**

O AVC é a principal causa de incapacidade a longo prazo entre os adultos e a (re)aprendizagem motora é primordial na recuperação das sequelas motoras. Por isso, diversas técnicas têm sido propostas para alcançar este fim, dentre elas a Realidade Virtual, que simula o ambiente do mundo real e que baseia-se no pressuposto de que a habilidade adquirida em um mundo virtual será transferida para o mundo real. O objetivo do estudo será avaliar a aprendizagem motora de pacientes com AVC crônico em ambientes virtuais. Participarão do estudo 80 pacientes com lesão cerebral unilateral, tempo de lesão a partir de 6 meses, idade até 70 anos e destros, sendo 40 com lesão cerebral esquerda e 40 com lesão à direita. Serão divididos aleatoriamente em um grupo controle (GC), que fará terapia convencional e um grupo experimental (GE), que realizará a terapia

convencional e o treino com o XBOX 360 Kinect®. Participarão do estudo também 40 indivíduos saudáveis, pareados quanto à idade, sexo, escolaridade e lateralidade manual. Os participantes farão avaliação da cinemática e do padrão de ativação cerebral da atividade de beber água e dos jogos de bolche (virtual) e de dardos (virtual e real). Os pacientes também serão avaliados, quanto à função motora pelo sub-item de membro

superior da escala de Fugl-Meyer, quanto ao tônus muscular pela escala de Ashworth modificada, quanto a destreza manual por meio do teste de caixa e blocos, e quanto ao padrão de sono-vigília por meio da actimetria. Após essa avaliação inicial os pacientes serão aleatorizados nos grupos

**Endereço:** Avenida Nilo Peçanha, 620 - 3º subsolo

**Bairro:** Petrópolis

**CEP:** 59.012-300

**UF:** RN

**Município:** NATAL

**Telefone:** (84)3342-5003

**Fax:** (84)3202-3941

**E-mail:** cep\_huol@yahoo.com.br

HOSPITAL UNIVERSITÁRIO  
ONOFRE LOPES-HUOL/UFRN



Continuação do Parecer: 978.349

correspondentes, sendo submetidos à intervenção proposta para cada grupo, onde cada sessão terá duração de 50 minutos e serão realizadas 12

sessões em 4 semanas. Após o treino, os pacientes farão outra avaliação nos mesmos padrões e protocolos da avaliação inicial, seguida de um follow-up após 1 mês. Para a análise estatística será utilizado o programa SPSS 20.0, atribuindo-se o nível de significância de 5%.

#### Objetivo da Pesquisa:

##### Objetivo geral

Avallar a aprendizagem motora de pacientes com AVC crônico em ambientes virtuais. Objetivos específicos

- Comparar o padrão cinemático e de ativação cerebral do jogo de dardos em ambiente virtual e ambiente real, verificando a representatividade da tarefa;
- Comparar o desempenho, padrão de ativação cerebral e padrão cinemático do jogo de dardos e de bolche virtuais para avallar a interferência contextual;
- Comparar o padrão cinemático do movimento de beber água dos pacientes antes e após o treino do grupo experimental e controle a fim de avallar a transferência;
- Comparar o ciclo atividade-reposo dos pacientes antes, durante e após os treinos dos grupos experimentais e controle;
- Analisar o desempenho, padrão de ativação cerebral e padrão cinemático dos jogos de bolche e dardos dos pacientes de acordo com o lado da lesão cerebral em cada grupo.

#### Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Bem descritos e de acordo com a resolução 466 do CNS

#### Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trabalho com excelente embasamento científico,

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

Estão todos presentes e em conformidade com a resolução 466 do CNS.

#### Recomendações:

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

Projeto bem fundamentado, de acordo com os preceitos éticos da resolução 466 do CNS. Encontra-se aprovado

Endereço: Avenida Nilo Peçanha, 620 - 3º subsolo

Bairro: Petrópolis

CEP: 59.012-300

UF: RN

Município: NATAL

Telefone: (84)3342-5003

Fax: (84)3202-3941

E-mail: cep\_huol@yahoo.com.br

HOSPITAL UNIVERSITÁRIO  
ONOFRE LOPES-HUOL/UFRN



Continuação do Parecer: 978.349

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

NATAL, 09 de Março de 2015

---

Assinado por:  
João Carlos Aichleri  
(Coordenador)

Endereço: Avenida Nilo Peçanha, 620 - 3º subsolo  
Bairro: Petrópolis CEP: 59.012-300  
UF: RN Município: NATAL  
Telefone: (84)3342-5003 Fax: (84)3202-3941 E-mail: cep\_huol@yahoo.com.br

## ANEXO 2

## NIHSS – NATIONAL INSTITUTE HEALTH STROKE SCALE

Nome: \_\_\_\_\_ Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Examinador: \_\_\_\_\_

Instruções	Definição de pontuação	Pontos
1a. Nível de consciência	0 = alerta, responde com vivacidade 1 = não está alerta, mas desperta com estímulo menor, obedecendo e respondendo 2 = torporoso, requer estimulação repetida ou dolorosa para responder aos comandos 3 = responde apenas com reflexos motores ou autonômicos, ou totalmente irresponsivo, flácido e arreflexo	
b. Nível de consciência – Perguntas: Qual o mês do ano e qual a sua idade?	0 = responde ambas questões corretamente 1 = responde uma questão corretamente 2 = nenhuma questão é respondida corretamente	
c. Nível de consciência – Solicitar para o paciente fechar e abrir os olhos e fechar e abrir a mão não- parética	0 = executa ambas as tarefas corretamente 1 = executa somente uma tarefa corretamente 2 = nenhuma tarefa é executada corretamente	
2. Olhar – Solicitar movimentos dos olhos para a direita e para a esquerda	0 = normal 1 = paralisia ocular parcial. O movimento ocular é anormal em um ou ambos os olhos, mas não estão presentes desvio forçado do olhar ou paresia total do movimento ocular 2 = desvio forçado ou paresia ocular total não sobrepujada pela manobra oculocefálica	
3. Visual – Solicitar a contagem dos dedos nos quadrantes superiores e inferiores (direito e esquerdo) avaliando cada olho	0 = sem perda visual 1 = hemianopsia parcial 2 = hemianopsia total 3 = hemianopsia bilateral (cegueira, incluindo a cegueira cortical)	

independentemente		
4. Paralisia facial – Solicitar para o paciente mostrar os dentes ou levantar as sobrancelhas e fechar os olhos	0 = movimento simétrico normal 1 = paralisia leve (sulco nasolabial apagado e assimetria do sorriso) 2 = paralisia parcial (total ou quase total da face inferior) 3 = paralisia completa de um ou ambos os lados (ausência de movimento facial superior e inferior)	
5. Motricidade dos MMSS – Solicitar para o paciente manter o braço em flexão a 45° na posição supina durante 10 segundos, ou 90° se sentado, iniciando com o membro não afetado  5 a. Braço esquerdo 5 b. Braço direito	0 = sem queda, o membro mantém os 90° ou 45° graus durante 10 segundos 1 = queda, o membro mantém os 90° ou 45°, cai antes dos 10 segundos, mas não atinge a cama ou outro suporte 2 = algum esforço contra a gravidade, o membro não atinge ou não consegue manter os 90° ou 45°, cai até a cama mas existe algum esforço contra a gravidade 3 = sem esforço contra a gravidade; o membro cai 4 = sem movimento 9 = amputação, fusão articular: <hr/>	
6. Motricidade dos MMII – Solicitar para o paciente manter a perna em flexão a 30° na posição supina durante 5 segundos, iniciando com o membro não afetado  6 a. Perna esquerda 6 b. Perna direita	0 = sem queda, o membro mantém os 30° graus durante 5 segundos 1 = queda, o membro cai antes dos 5 segundos, mas não atinge a cama 2 = algum esforço contra a gravidade, o membro cai na cama em 5 segundos, mas existe algum esforço contra a gravidade 3 = sem esforço contra a gravidade; o membro cai imediatamente 4 = sem movimento 9 = amputação, fusão articular: <hr/>	
7. Ataxia de membros – Realizar as provas índice-nariz e calcanhar-joelho	0 = ausente 1 = presente em um membro 2 = presente em dois membros	

<p>Ataxia no:  MSD = sim ( ) não ( ) amputação, fusão articular, etc (9)  MSE = sim ( ) não ( ) amputação, fusão articular, etc (9)  MID = sim ( ) não ( ) amputação, fusão articular, etc (9)  MIE = sim ( ) não ( ) amputação, fusão articular, etc (9)</p>		
<p>8. Sensibilidade – Realizar estimulação dolorosa com alfinete na região proximal do braço, perna, tronco e face</p>	<p>0 = normal, sem perda de sensibilidade  1 = perda de sensibilidade, de leve a moderada, o paciente sente que é a fincada é menos aguda ou é romba no lado afetado, ou existe uma perda da dor superficial com a fincada, mas o paciente está ciente de que esta sendo tocado  2 = perda severa ou total da sensibilidade; o paciente não está ciente de ter sido tocado na face ou membros</p>	
<p>9. Linguagem – Solicitar ao paciente para identificar um grupo de figuras e ler um conjunto de sentenças (no mínimo 3)</p>	<p>0 = sem afasia, normal  1 = afasia leve a moderada, alguma perda óbvia da fluência ou da facilidade de compreensão, sem limitação significativa nas idéias expressadas ou na forma de expressão. A redução da linguagem e/ou compreensão, entretanto, torna a conversação sobre o material apresentado difícil ou impossível. O examinador pode identificar no material apresentado figuras ou nomeações a partir das respostas do paciente  2 = afasia severa; toda comunicação é através de expressão fragmentada; há grande necessidade de inferência, questionamento e adivinhação pelo examinador. A variedade de informação que pode ser trocada é limitada; o examinador carrega o fardo da comunicação. O examinador não consegue identificar os materiais apresentados a partir das respostas do paciente.  3 = mudez, afasia global; sem linguagem aproveitável ou compreensão auditiva.</p>	

<p>10. Disartria – Solicitar para o paciente ler uma lista de palavras</p>	<p>0 = normal  1 = leve a moderada, o paciente arrasta pelo menos algumas palavras e, na pior situação, pode ser entendido com alguma dificuldade.  2 = severa; a fala do paciente é tão arrastada que torna-se ininteligível, na ausência ou desproporcional à qualquer disfasia, ou o paciente é mudo/anártrico.  9 = intubado ou com outra barreira física.  Explique:</p>	
<p>11. Extinção e inatenção (prévia</p>	<p>0 = sem anormalidade</p>	
<p>negligência) – Solicitar para o paciente descrever o que está acontecendo na figura apresentada numa folha de papel, do lado direito e esquerdo (compensar com a cabeça qualquer perda visual). Se não conseguir, o paciente deverá reconhecer uma estimulação tátil simultânea e bilateral, com os olhos fechados</p>	<p>1 = inatenção ou extinção visual, tátil, auditiva, espacial ou pessoal à estimulação simultânea bilateral em uma das modalidades de sensibilidade.  2 = hemi-inatenção profunda ou hemi-inatenção à mais que uma modalidade. Não reconhece sua própria mão ou orienta-se somente a um lado do espaço.</p>	

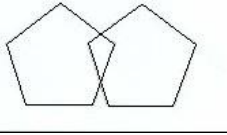


ANEXO 3  
Mini-exame do Estado Mental – MEEM

Nome: \_\_\_\_\_ Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_

Examinador: \_\_\_\_\_

Funções cognitivas	Pontos	Escore
Orientação temporal 1. Qual é o(a) Dia? Mês? Ano? Dia da semana? Hora?	1  1 1 1 1	
Orientação espacial 2. Onde estamos? Local (cômodo)? Local (prédio)? Bairro ou rua próxima? Cidade? Estado?	1  1 1 1 1	
Memória imediata 3. Mencione três objetos, levando 1 segundo para cada um. Então, pergunte ao paciente sobre os três objetos após você os ter mencionado. Estabeleça um ponto para cada resposta correta. Repita as respostas, até o paciente aprender todos os três.	3	
Atenção e cálculo 4. Série de sete. Estabeleça um ponto para cada resposta correta. Interrompa a cada cinco respostas.	5	

<p>Memória: evocação tardia 5.  Pergunte o nome dos três objetos aprendidos na questão 3.  Estabeleça um ponto para cada resposta correta.</p>	3	
<p>Linguagem 6.  Aponte para um lápis e um relógio. Faça o paciente dizer o nome desses objetos conforme você os aponta.</p> <p>7. Faça o paciente repetir “Nem aqui, nem ali, nem lá”.</p> <p>8. Faça o paciente seguir um comando de três estágios:  “Pegue o papel com a mão direita. Dobre o papel ao meio. Coloque o papel no chão”.</p> <p>9. Faça o paciente ler e obedecer ao seguinte: <b>FECHE OS OLHOS.</b></p> <p>10. Faça o paciente escrever uma frase de sua própria autoria (A frase deve conter um sujeito e um objeto e fazer sentido.  Ignore os erros de ortografia ao marcar o ponto)</p>	<p>2</p> <p>1</p> <p>3</p> <p>1</p> <p>1</p>	
<p>Capacidade construtiva visual 11.  Faça o paciente copiar o desenho impresso.  Estabeleça um ponto se todos os lados e ângulos forem preservados e se os lados de interseção formarem um quadrilátero.</p> 	1	
<p>Total</p>	30	

ANEXO 4  
FUGL-MEYER – MEMBRO SUPERIOR

Nome: \_\_\_\_\_ Data: \_\_\_\_\_

Examinador: \_\_\_\_\_

Teste	Pontuação
<p>1 – Motricidade reflexa: Bíceps ( ) Tríceps ( ) <i>Pont. máx:(4)</i></p>	<p>0 – Não é possível elicitar atividade reflexa 2 – É possível elicitar atividade reflexa</p>
<p>2 – Sinergia flexora: Elevação ( ) Retração de ombro ( ) Abdução (pelo menos 90) ( ) Rot. Externa ( ) Flexão de cotovelo ( ) Supinação ( ) <i>Pont.máx:(12)</i></p>	<p>1. – Não consegue executar de nenhuma maneira 2. – Executado parcialmente 3. – Executado impecavelmente</p>
<p>3 – Sinergia extensora: Adução / rotação interna do ombro ( ) Extensão cotovelo ( ) Pronação ( ) <i>Pont. Max:(8)</i></p>	<p>1. – Não consegue executar de nenhuma maneira 2. – Executado parcialmente 3. – Executado impecavelmente</p>
<p>4 – Movimento combinando sinergismos: a)mão a coluna lombar ( ) b)flexão de ombro a 90° com cotovelo a 0° ( ) c)prono-supinação com cotovelo a 90° e ombro a 0° ( ) <i>Pont. Max:(6)</i></p>	<p>a) 0 – Não executou nenhuma ação específica 1 – A mão deve ultrapassar a coluna ilíaca ântero-posterior 2 – Ação executada impecavelmente b) 0 – No início do movimento o braço é abduzido ou o cotovelo é fletido 1. – Na fase final do movimento, o ombro abduz e/ou ocorre flexão de cotovelo 2. – a tarefa é realizada perfeitamente c) 0 – Não ocorre posicionamento correto do cotovelo e ombro e/ou pronação e supinação não é realizada completamente 1. – prono-supinação pode ser realizada com ADM limitada, o ombro e o cotovelo estão corretamente posicionados 2. – a tarefa é realizada completamente</p>

<p>5- Movimento fora de sinergismo:  a)abdução ombro a 90° com cotovelo estendido e antebraço pronado ( )  b)flexão de ombro de 90° a 180° com cotovelo estendido e antebraço em posição média ( )</p>	<p>a) 0 – Ocorre flexão inicial de cotovelo ou qualquer desvio em relação ao antebraço pronado  1. – realiza parcialmente o movimento ou ocorre flexão do cotovelo ou não mantém o antebraço em pronação  2. – movimento impecável  b) 0 – Ocorre flexão inicial do cotovelo ou abdução do ombro  1 – Ocorre flexão do cotovelo ou abdução do</p>
<p>c) prono-supinação do antebraço, cotovelo estendido e flexão de ombro de 30 a 90° ( )  Pont. Max:(6)</p>	<p>ombro durante a flexão deste  2 – Movimento impecável  c) 0 – Posição não pode ser obtida pelo paciente e/ou prono-supinação não pode ser realizada  1. – Cotovelo e ombro posicionado corretamente e a prono-supinação são executadas em amplitude limitada  2. – a tarefa é realizada perfeitamente</p>
<p>6 – Atividade reflexa normal: ( )  bíceps / tríceps/ flexor dedos (avalia se o paciente atingiu nota 6 no estágio 5)  Pont. máx:(2)</p>	<p>1. – 2 ou 3 reflexos estão hiperativos  2. – 1 reflexo esta marcadamente hiperativo ou 2 estão vivos  3. – não mais que 1 reflexo esta vivo e nenhum esta hiperativo</p>
<p>7 – Controle de punho:  a)Dorsiflexão, c/ cotovelo 90°, ombro 0° e pronação, com resistência. (assistência, se necessário) ( )  b)Máxima flexo-extensão de punho, cotovelo 90°, ombro 0°, dedos fletidos e pronação (auxílio se necessário) ( )  c)Dorsiflexão com cotovelo a 0°, ombro a 30° e pronação, com resistência (auxílio) ( )  d)Máxima flexo-extensão, com cotovelo 0°, ombro a 30° e pronação (auxílio) ( )  e)Circundução ( )  Pont. máx:(10)</p>	<p>a) 0 – Não realiza dorsiflexão de punho a 15 °  1 – Consegue a dorsiflexão, não aceita resistência  2 – A posição pode ser mantida contra alguma resistência  b) 0 – não ocorre movimento voluntário  1. – o paciente não move ativamente o punho em todo grau de movimento  2. – Movimento impecável e suave  c) Idem ao a)  d) Idem ao b)  e) Idem ao b)</p>

<p>8 – Mão:</p> <p>a) flexão em massa dos dedos ( )</p> <p>b) extensão em massa dos dedos ( )</p> <p>c) Preensão 1: Art. metacarpofalangeanas (II a V) estendidas e interfalangeanas distal e proximal fletidas. Preensão contra resistência ( )</p> <p>d) Preensão 2: O paciente é instruído a aduzir o polegar e segurar um papel interposto entre o polegar e o dedo indicador ( )</p> <p>e) Preensão 3: O paciente opõe a digital do polegar contra a do dedo indicador, com um lápis interposto ( )</p> <p>f) Preensão 4: Segurar com firmeza um objeto cilíndrico, com a superfície volar do primeiro e segundo dedos contra os demais ( )</p>	<p>a) 0 – Não ocorre flexão 1 – Alguma flexão, não o movimento completo 2 – Flexão ativa completa (comparada com a mão não-afetada)</p> <p>b) 0 - nenhuma atividade ocorre 1. – ocorre relaxamento (liberação) da flexão em massa 2. – extensão completa (comparado com mão não afetada)</p> <p>c) 0 – posição requerida não pode ser realizada 1. – a preensão é fraca 2. – a preensão pode ser mantida contra considerável resistência</p> <p>d) 0 - a função não pode ser realizada 1. – o papel pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2. – O papel é segurado firmemente contra um puxão</p> <p>e) Procedimento de pontuação são os mesmos da preensão 2</p> <p>f) Procedimento de pontuação são os mesmos da preensão 2 e 3</p> <p>g) Os procedimento de pontuação são os</p>
<p>g) Preensão 5: o paciente segura com firmeza uma bola de tênis ( ) <i>Pont. máx: (14)</i></p>	<p>mesmos da preensão 2, 3 e 4</p>
<p>9 - Coordenação/ Velocidade - Index-nariz 5 vezes em sucessão rápida:</p> <p>a) Tremor ( )</p> <p>b) Dismetria ( )</p> <p>c) Velocidade: ( ) <i>Pont. máx: (6)</i></p>	<p>a) 0 – tremor marcante/ 1 – tremor leve/ 2 – sem tremor</p> <p>b) 0 – dismetria marcante/ 1 – dismetria leve/ 2 – sem dismetria</p> <p>c) 0 – 6 seg. mais lento que o lado não afetado/ 1 – 2 a 5 seg. mais lento que o lado não afetado/ 2 - menos de 2 seg. de diferença</p>

ANEXO 5  
ESCALA DE ASHWORTH MODIFICADA

Nome: \_\_\_\_\_ Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Examinador: \_\_\_\_\_

Escore de Ashworth	Grau de tônus muscular – Ombro
0	Nenhum aumento do tônus muscular
1	Leve aumento do tônus muscular, manifestado por uma tensão momentânea ou por resistência mínima, no final da ADM, quando a região é movida em flexão ou extensão
2	Leve aumento do tônus muscular, manifestado por tensão abrupta, seguida de resistência mínima em menos da metade da ADM restante
3	Aumento mais marcante do tônus muscular, durante a maior parte da ADM, mas a região é movida facilmente
4	Considerável aumento do tônus muscular, o movimento passivo é difícil
5	Parte afetada rígida em flexão ou extensão
Escore de Ashworth	Grau de tônus muscular – Cotovelo
0	Nenhum aumento do tônus muscular
1	Leve aumento do tônus muscular, manifestado por uma tensão momentânea ou por resistência mínima, no final da ADM, quando a região é movida em flexão ou extensão
2	Leve aumento do tônus muscular, manifestado por tensão abrupta, seguida de resistência mínima em menos da metade da ADM restante
3	Aumento mais marcante do tônus muscular, durante a maior parte da ADM, mas a região é movida facilmente
4	Considerável aumento do tônus muscular, o movimento passivo é difícil
5	Parte afetada rígida em flexão ou extensão

Escore de Ashworth	Grau de tônus muscular - Punho
0	Nenhum aumento do tônus muscular
1	Leve aumento do tônus muscular, manifestado por uma tensão momentânea ou por resistência mínima, no final da ADM, quando a região é movida em flexão ou extensão
2	Leve aumento do tônus muscular, manifestado por tensão abrupta, seguida de resistência mínima em menos da metade da ADM restante
3	Aumento mais marcante do tônus muscular, durante a maior parte da ADM, mas a região é movida facilmente
4	Considerável aumento do tônus muscular, o movimento passivo é difícil
5	Parte afetada rígida em flexão ou extensão

Observações gerais:

---

---

---

ANEXO 6  
Desempenho no jogo

Nome: \_\_\_\_\_ Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Examinador: \_\_\_\_\_

