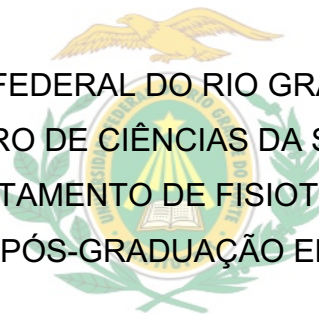


UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

ANÁLISE DE COERÊNCIA DE ATIVAÇÃO CORTICAL DE INDIVÍDUOS JOVENS E  
IDOSOS SUBMETIDOS A UMA EXPOSIÇÃO À REALIDADE VIRTUAL

Kim Mansur Yano

NATAL / RN  
2017



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

ANÁLISE DE COERÊNCIA DE ATIVAÇÃO CORTICAL DE INDIVÍDUOS JOVENS E  
IDOSOS SUBMETIDOS A UMA EXPOSIÇÃO À REALIDADE VIRTUAL

Trabalho de Dissertação de mestrado apresentado ao  
Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da  
Universidade Federal do Rio Grande do Norte como  
requisito para obtenção de Título de Mestre em  
Fisioterapia.

Orientadora: Professora Dr<sup>a</sup>. Fabrícia Azevedo da  
Costa Cavalcanti

NATAL / RN

2017

Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN  
Sistema de Bibliotecas - SISBI

Catálogo de Publicação na Fonte. UFRN - Biblioteca Setorial do Centro Ciências da Saúde - CCS

Yano, Kim Mansur.

Análise de coerência de ativação cortical de indivíduos jovens e idosos submetidos a uma exposição à realidade virtual / Kim Mansur Yano. - Natal, 2017.

60f.: il.

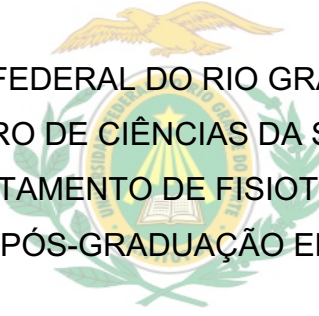
Dissertação (Mestrado)-Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Rio Grande do Norte.

Orientadora: Profa. Dra. Fabricia Azevedo da Costa.

1. Terapia de exposição à realidade virtual - Dissertação. 2. EEG - Dissertação. 3. Fisioterapia - Dissertação. I. Costa, Fabricia Azevedo da. II. Título.

RN/UF/BSCCS

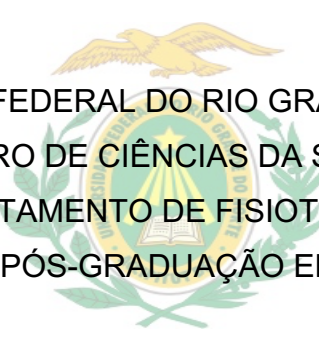
CDU 796.015.52



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

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia:

Prof. Dr. Álvaro Campos Cavalcanti Maciel



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

ANÁLISE DO PADRÃO DE ATIVAÇÃO CORTICAL E DE COERÊNCIA EM INDIVÍDUOS JOVENS E IDOSOS SUBMETIDOS A UMA EXPOSIÇÃO À REALIDADE VIRTUAL

BANCA EXAMINADORA

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Fabrícia Azevedo da Costa Cavalcanti – Presidente – UFRN

Prof. Dr. Julio Cesar Paulino de Melo – Externo ao Programa – UFRN

Prof<sup>a</sup>. Dr. Klinger Kissinger Fernandes Rocha – Externo ao Programa – ESTÁCIO

## SUMÁRIO

<b>RESUMO</b> .....	<b>10</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>11</b>
<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>12</b>
<b>JUSTIFICATIVA</b> .....	<b>19</b>
<b>OBJETIVO GERAL</b> .....	<b>20</b>
<b>OBJETIVOS ESPECÍFICOS</b> .....	<b>20</b>
<b>HIPÓTESE</b> .....	<b>20</b>
<b>METODOLOGIA</b> .....	<b>21</b>
<b>DELINEAMENTO E LOCAL DO ESTUDO</b> .....	<b>21</b>
<b>ASPECTOS ÉTICOS</b> .....	<b>21</b>
<b>SELEÇÃO DA AMOSTRA</b> .....	<b>21</b>
<b>CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE</b> .....	<b>21</b>
<i>Critérios de inclusão</i> .....	<b>21</b>
<i>Critérios de Exclusão</i> .....	<b>22</b>
<b>INSTRUMENTOS DE ELEGIBILIDADE</b> .....	<b>22</b>
<i>Avaliação da Função Cognitiva</i> .....	<b>22</b>
<i>Avaliação do suporte necessário para a marcha</i> .....	<b>22</b>
<b>INSTRUMENTOS DE AVALIAÇÃO</b> .....	<b>23</b>
<i>Avaliação Fisioterapêutica:</i> .....	<b>23</b>
<i>Avaliação da atividade eletroencefalográfica</i> .....	<b>23</b>
<b>PROCEDIMENTOS DA COLETA</b> .....	<b>25</b>
<b>ANÁLISE DOS RESULTADOS</b> .....	<b>29</b>
<b>RESULTADOS</b> .....	<b>34</b>
<b>DISCUSSÃO</b> .....	<b>40</b>
<b>CONCLUSÃO</b> .....	<b>46</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>47</b>
<b>ANEXOS</b> .....	<b>54</b>
<b>ANEXO 1 – MINI-EXAME DO ESTADO MENTAL</b> .....	<b>54</b>

ANEXO 2 – FUNCTIONAL AMBULATORY CATEGORY (FAC).....	56
<b>APÊNDICES.....</b>	<b>57</b>
APÊNDICE 1- TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	57
APÊNDICE 2 – FICHA DE AVALIAÇÃO .....	60

## Lista de figuras

Figura 1. Dispositivo de eletroencefalografia da Emotiv Epoc. Fonte: emotiv.com/ .....	24
Figura 2. Pontos monitorados pelo sistema Emotiv-Epoc conforme determinação de posicionamento 10-20. Fonte: EmotivEpoc User Manual. ....	24
Figura 3. Tela do Test Bench com o registro do EEG bruto. Fonte: EmotivEpoc User Manual. ....	25
Figura 4. Orientação de posicionamento dos eletrodos sobre escalpo. Fonte: EmotivEpoc User Manual. ....	26
Figura 5. “Headset” do Emotiv EPOC posicionado na cabeça do participante. ....	26
Figura 6. Cores de eletrodos conforme seu status de funcionamento: Preto (ausência de sinal ou equipamento desligado); Vermelho (sinal fraco); Amarelo, (sinal regular ou viável) e verde (sinal ótimo ao funcionamento). Fonte: EmotivEpoc User Manual. ....	27
Figura 7. Controle (o Wiimote) à esquerda. Console do Nintendo Wii ao centro e Wii Balance Board à direita. Fonte: <a href="http://www.nintendo.pt/wii/">www.nintendo.pt/wii/</a> .....	27
Figura 8. Jogo Penguin Slide. Fonte: <a href="http://lazyreviewzzz.com/2010/02/22/wii-fit/">http://lazyreviewzzz.com/2010/02/22/wii-fit/</a> .....	28
Figura 9. Sinal pós-filtragem, a área vermelha representa o sinal com ruído cancelado. Fonte: Autoria própria .....	30
Figura 10. Sub-amostras a cada 10 segundos, cada um representado por uma cor. Fonte: Autoria própria.....	30
Figura 11. Intervalos em comum. Fonte: Autoria própria .....	31
Figura 12. Gráfico de Coerência entre os canais AF3-AF4. Fonte: Autoria própria.....	31
Figura 13. Gráfico de coerência de fases entre os canais AF3-AF4. Fonte: Autoria própria .....	32
Figura 14. <i>Análise de coerência na banda de frequência alfa nos pares de lobos frontais (AF3-AF4, F7-F8, F3-F4 e FC5-FC6). A – Gráficos de coerência dos pares AF3-AF4 para o GI e GJ na banda alfa; B – Gráficos de coerência dos pares F7-F8 para o GI e</i>	



*GJ na banda; C – Gráficos de coerência dos pares F3-F4 para o GI e GJ na banda alfa; D – Gráficos de coerência dos pares FC5-FC6 para o GI e GJ na banda alfa. ... 35*

Figura 15. Análise de coerência na banda de frequência alfa nos pares de lobos frontais (AF3-AF4, F7-F8, F3-F4 e FC5-FC6). A – Gráficos de coerência dos pares AF3-AF4 para o GI e GJ na banda beta; B – Gráficos de coerência dos pares F7-F8 para o GI e GJ na banda. C – Gráficos de coerência dos pares F3-F4 para o GI e GJ na banda beta; D – Gráficos de coerência dos pares FC5-FC6 para o GI e GJ na banda beta. 36

Figura 16. Análise de coerência de fase na banda de frequência alfa nos pares de lobos frontais (AF3-AF4, F7-F8, F3-F4 e FC5-FC6). A – Gráficos de coerência de fase dos pares AF3-AF4 para o GI e GJ na banda alfa; B – Gráficos de coerência de fase dos pares F7-F8. C – Gráficos de coerência de fase dos pares F3-F4 para o GI e GJ na banda beta; D – Gráficos de coerência de fase dos pares FC5-FC6 para o GI e GJ na banda beta. .... 37

Figura 17. Análise de coerência de fase na banda de frequência beta nos pares de lobos frontais (AF3-AF4, F7-F8, F3-F4 e FC5-FC6). A – Gráficos de coerência de fase dos pares AF3-AF4 para o GI e GJ na banda beta; B – Gráficos de coerência de fase dos pares F7-F8. C – Gráficos de coerência de fase nos pares F3-F4 para o GJ e GI na banda beta; D – Gráficos de coerência de fase nos pares FC5-FC6 para o GJ e GI na banda beta. .... 39

## RESUMO

**Introdução** – Durante o processo de envelhecimento, ocorrem alterações fisiológicas que levam a uma diminuição na velocidade de processamento cerebral. Nos últimos anos a realidade virtual (RV), vem se ampliando cada vez mais aplicada nos centros de reabilitação, portanto conhecer a influência da RV sob a atividade cerebral, nessas populações se faz necessário. Dentro desse contexto, a Eletroencefalografia é considerada como um dos principais meios de captação da atividade cerebral. Através da obtenção da atividade cerebral, podemos estudá-la de diversas formas, uma delas é o estudo de coerência entre pares de eletrodos, permitindo analisar as relações de diferentes áreas cerebrais e como estas trocam informações. **Objetivo:** Este estudo teve por objetivo, investigar a influência imediata da exposição a uma sessão de treino de equilíbrio em ambiente virtual sobre a coerência entre os lobos frontais de adultos jovens e idosos, mensurada através do *Emotiv EPOC*. **Metodologia:** Estudo comparativo, envolvendo 20 indivíduos divididos nos grupos: jovem (GJ) e idoso (GI). Após passarem por uma avaliação do estado geral, do suporte necessário para a marcha (FAC) e do estado cognitivo (MEEM), os participantes realizaram durante 4 minutos, o jogo *penguin slide* da categoria de equilíbrio do Nintendo Wii, cujos efeitos sobre a atividade cortical foram observados por meio da coleta realizada pelo EPOC. **Resultados:** O GJ apresentou valores de coerência inter-hemisférica semelhantes na banda alfa e na banda beta em comparação ao GI. Quanto a coerência de fase o GI apresentou uma antecipação do hemisfério direito enquanto, o GJ apresentou do hemisfério esquerdo. **Conclusão:** A realidade virtual parece estimular igualmente o GJ e o GI. Entretanto o GJ, apresentou padrões de ativação e de coerência de fase, que sugerem compatibilidade com aprendizado prévio à RV, justificando as diferenças encontradas na coerência de fase entre os grupos.

**Palavras chaves:** Terapia de exposição à realidade virtual, EEG, Fisioterapia.

## ABSTRACT

**Introduction:** During the aging process, physiological changes occur that lead to a decrease in brain processing speed. In recent years virtual reality (VR) has been increasingly applied in rehabilitation centers, so knowing the influence of VR under brain activity, in these populations is necessary. Within this context, Electroencephalography is considered as one of the main means of capturing brain activity. By obtaining the brain activity, we can study it in several ways, one of them is the study of coherence between pairs of electrodes, allowing to analyze the relations of different brain areas and how they exchange information.

**Objective:** This study aims to investigate the immediate influence of exposure to a balance session in a virtual environment on the coherence between the frontal lobes of young and old adults, measured using Emotiv EPOC. **Methodology:** A comparative study involving 20 individuals divided into the groups: young (GJ) and elderly (GI). After undergoing an evaluation of the general condition, the necessary support for the gait (FAC) and the cognitive state (MEEM), the participants performed during 4 minutes, the penguin slide game of the balancing category of Nintendo Wii, whose effects on the activity were collected through COPD. **Results:** The GJ presented similar inter-hemispheric coherence values in the alpha band and in the beta band in comparison to the GI. Regarding phase coherence, the GI presented an anticipation of the right hemisphere while, the GJ presented of the left hemisphere. **Conclusion:** Virtual reality seems to stimulate both GJ and GI. However, the GJ presented patterns of activation and phase coherence, which suggest compatibility with prior learning to VR, justifying the differences found in phase coherence between the groups.

**Keywords:** Virtual reality exposure therapy, EEG, physiotherapy.

## INTRODUÇÃO

O envelhecimento populacional é um fenômeno mundial, sendo amplamente estudado devido a grandes implicações sociais e de saúde pública. A Organização mundial de saúde ou *World Health Organization* (OMS - WHO), estima que em 2025, a população mundial de pessoas com mais de 60 anos será de aproximadamente, 1,2 bilhões de pessoas, sendo o grupo etário acima de 80 anos o grupo com maior crescimento.

O Brasil não foge a este padrão, vivenciando um rápido aumento na sua população de idosos. Segundo dados do IBGE<sup>[1]</sup> a população com idade acima de 60 anos representava um contingente de quase 15 milhões de pessoas, correspondendo a 8,6% da população. No último CENSO<sup>[1]</sup>, a população de idosos passou a marca dos 20 milhões de pessoas, o que corresponde a mais de 11% da população total. Estima-se ainda que em 2025, os idosos representarão mais de 14% da população, se equiparando a países desenvolvidos.

O envelhecimento representa o conjunto de consequências ou efeitos da passagem do tempo. Pode ser considerado biologicamente como a involução morfofuncional que afeta todos os sistemas fisiológicos principais, de maneira variável. O envelhecimento biológico é implacável, ativo e irreversível, causando mais vulnerabilidade ao organismo às agressões externas e internas<sup>[2]</sup>. O sistema nervoso central (SNC) é formado pelos neurônios, unidades que possuem estabilidade estrutural, a qual permite a cognição. Esta propriedade básica permite o acúmulo de informações do presente, a recordação do passado e a aprendizagem de novos conceitos<sup>[2]</sup>. Entretanto, este sistema não consegue realizar reparos nas alterações morfológicas adquiridas com o envelhecimento<sup>[2]</sup>.

O envelhecimento cerebral normal é evidenciado a partir da segunda década de vida, com declínio discreto, mesmo em indivíduos ativos, inseridos em ambientes altamente ricos em estímulos. Esse declínio não afeta as diferentes áreas do cérebro de maneira uniforme, visto que mesmo em áreas comuns, os neurônios possuem organizações moleculares únicas, sendo assim, a vulnerabilidade é variada. O declínio do SNC não necessita, necessariamente, estar associado a alterações morfológicas nem a perda neuronal, podendo haver perdas nos processos cognitivos devido a disfunções fisiológicas, relacionadas ao sistema dos neurotransmissores. Apesar das prováveis perdas e a falta de

capacidade de reparação morfológica, o SNC possui alguns sistemas que podem diminuir os déficits relacionados ao envelhecimento, tais como a redundância (existência de mais neurônios que o necessário para o funcionamento), plasticidade (mecanismo de neurônios maduros, que desenvolvem e formam novos circuitos sinápticos) e mecanismos compensadores (que surgem em situações de lesão cerebral e são mais hábeis conforme o centro atingido) <sup>[2,3]</sup>.

Segundo Morais<sup>[2]</sup>, o termo cognição corresponde à faixa de funcionamento intelectual humano, incluindo a percepção, atenção, memória, raciocínio, tomada de decisões, solução de problemas e formação de estruturas complexas do conhecimento. As habilidades cognitivas que sofrem com o envelhecimento são memória de trabalho, velocidade de pensamento e habilidades visuoespaciais, enquanto as que se mantêm inalteradas são inteligência verbal, atenção básica, habilidade de cálculo e a maioria das habilidades de linguagem.

Neste contexto, durante o processo de envelhecimento fisiológico os idosos não apresentam déficits cognitivos e sim uma lentificação no processamento cognitivo, redução da atenção (déficit atencivo), mais dificuldade no resgate de informações aprendidas (memória de trabalho), redução da memória prospectiva (*“Lembrar de se lembrar”*) e da memória contextual (dificuldades com detalhes). Dessa forma, a velocidade de processamento de informações é a alteração mais evidente no idoso. A lentidão cognitiva influencia todas as outras funções e pode ser responsável pelo déficit cognitivo em idosos, sendo observada uma maior dificuldade de retenção, maior necessidade de explicações mais ricas e extensas e maior tempo para a realização de cálculos <sup>[2]</sup>.

O lobo frontal mostra-se suscetível às alterações decorrentes do envelhecimento, já que esta relaciona-se com o declínio das funções cognitivas relacionadas a idade, tais como memória de trabalho, controle cognitivo e velocidade de processamento<sup>[4]</sup>. Além disto, a neuroplasticidade para esses indivíduos torna-se então reduzida com o aumento da idade<sup>[5]</sup>.

A senilidade vem acompanhada outros comprometimentos, tais como: doenças neurológicas, cardiovasculares e musculoesqueléticas<sup>[6]</sup>. Este somatório de alterações funcionais e estruturais, resultam em restrições na independência funcional da população idosa devido, dentre outros fatores, a dificuldade em manter o controle postural e adaptar-se às demandas que lhes são impostas<sup>[7]</sup>.

O envelhecimento populacional está fortemente associado a melhoria na qualidade de vida da população e ao constante avanço das áreas médicas e do avanço tecnológico associado, de maneira que, ambas áreas estão se tornando cada vez mais associadas, isto é, o avanço das áreas médicas está sendo possível devido ao desenvolvimento de novas tecnologias que permitem um melhor tratamento ou um diagnóstico mais apurado.

Sabe-se que para reabilitar, é necessário que os pacientes atinjam o processo de neuroplasticidade, para que dessa forma sejam capazes de criar novas redes sinápticas favorecendo o aprendizado. Atualmente, a fisioterapia, acompanhando o avanço tecnológico, na incessante busca por novos métodos e recursos mais eficazes, surgindo então a terapia baseada em realidade virtual (RV) <sup>[9]</sup>.

Nos últimos anos, a utilização da RV aplicada à prática clínica, tem sido amplamente utilizada<sup>[9,10]</sup> na reabilitação neurológica<sup>[11]</sup> e, recentemente essa prática também tem se voltado para a reabilitação do equilíbrio e prevenção de quedas. Portanto, a RV torna-se uma ferramenta de atenção à saúde, principalmente na fase senil, a qual, alterações fisiológicas levam a problemas como redução na velocidade de processamento cerebral e planejamento motor, comprometendo a elaboração de respostas <sup>[6,12]</sup>.

Ao se falar em RV, deve-se levar em consideração dois conceitos importantes interação e imersão. A interação é definida pela possibilidade de manipulação em tempo real do ambiente virtual, já a imersão é definida pela a percepção do indivíduo em estar fisicamente em um ambiente virtual, interagindo com objetos como se fossem reais <sup>[10,13]</sup>. Para auxiliar na interação e imersão dos usuários em ambientes virtuais, a RV ainda conta com o “Avatar”, um personagem digital de forma e complexidade variáveis que representa o usuário e transporta-o para dentro do espaço virtual <sup>[13]</sup>.

A realidade virtual permite ainda a aplicabilidade de três elementos chaves para a reabilitação que são repetição, *feedback* e motivação <sup>[10]</sup>. Diante disto, a RV vem aparecendo como um forte componente terapêutico, pois estimula o treino, aperfeiçoamento e execução de planos motores.

Diante de um ambiente enriquecido por vários estímulos sensoriais, a RV leva a uma integração multissensorial, uma vez que dois ou mais estímulos sensoriais coincidentes quanto ao tempo e espaço são detectados mais rapidamente do que um estímulo isolado, visto que são acoplados em uma única percepção. Essa integração facilita processos adaptativos neurais, promovendo o retorno da função e a recuperação da capacidade

motora, pela reorganização cortical da área lesada ou pela compensação realizada por áreas competentes<sup>[14]</sup>.

Diferentes jogos são utilizados dentro da terapia baseada em RV. Estes, mesmo de um mesmo *console*, apresentam diferentes exigências motoras e cognitivas através de diferentes ambientes, elementos lúdicos e desafiantes<sup>[15]</sup>, podendo levar a diferentes ativações corticais. Fatores como a relação de cores e imagens, ambientes, estímulo motor, estímulo sonoro, recompensa, nível de dificuldade, histórico educacional, projeção psicológica por *avatar*, atenção, planejamento, tomada de decisões, inibição da resposta, atenção dividida e memória de trabalho podem influenciar diretamente na resposta dos pacientes<sup>[16, 14]</sup>.

Uma questão ainda não muito bem esclarecida, acerca da terapia baseada em RV é como a atividade cortical se comporta frente às diferentes demandas cognitivas e motoras proporcionados por este tipo de terapia. Alguns estudos sugerem que a terapia com RV poderia levar a uma reorganização cerebral, a qual desempenha um papel fundamental na recuperação da capacidade motora<sup>[9,17]</sup>.

Mecanismos alternativos são, portanto, necessários a fim de que tais dados sejam investigados em processos refinados, com maior precisão e alta sensibilidade, possivelmente alcançados através do uso de novas tecnologias em pesquisa<sup>[18]</sup>.

Em busca desta confiabilidade sugere-se a avaliação da atividade cerebral durante a exposição a RV. Para tanto, utiliza-se instrumentos cada vez mais acessíveis e avançados. Um exemplo é a eletroencefalografia (EEG), que se refere à captação e ao registro da atividade elétrica do cérebro. Esta pode ser invasiva, isto é, a colocação dos eletrodos diretamente no tecido encefálico, garantindo a obtenção de um ótimo sinal, porém com riscos a saúde, ou de maneira não invasiva, na qual o sinal é obtido de maneira externa, sendo os eletrodos colocados no escalpo do paciente<sup>[5]</sup>. Independentemente da forma de obtenção, o sinal registrado é chamado eletroencefalograma que representa os disparos no potencial de membrana dos grupos de neurônios resultando em atividade elétrica em áreas específicas<sup>[19,20]</sup>.

A amplitude captada por um EEG de um indivíduo normal em vigília pode variar até 100mv<sup>[21]</sup>, e sua intensidade dependerá do estado do paciente avaliado e de fatores como a localização do eletrodo no couro cabeludo do indivíduo<sup>[22]</sup>.

Na análise por EEG, os sinais obtidos são comumente categorizados segundo a sua faixa de frequência: Delta (0,1-3,5 Hz), Teta (4-7,5 Hz), Alfa (8-13 Hz), Beta (14-30 Hz). Estes ritmos ou bandas foram definidos para refletir a interação da atividade cortical com o

meio ambiente <sup>[23]</sup>. Entretanto, para determinadas características e o momento em que o indivíduo recebe tal estímulo, ocorre a predominância de um determinado ritmo cerebral. Quando se consideram novas atividades motoras as ondas alfa e beta se destacam, bem como para atividades de alta intensidade e que requerem um maior nível de concentração<sup>[24]</sup>. Fatores estes, que estão presentes na atividade com RV.

O ritmo alfa está associado à vigília, principalmente com olhos fechados e estado de relaxamento e pode ser minimizado pela atenção ou esforço mental. Dessa forma, atividade desta onda pode ser observada em situações de performance cognitiva satisfatória de forma que seja possível verificar sua atividade aumentada em indivíduos com bom desempenho cognitivo em uma determinada tarefa<sup>[25]</sup>.

Já o ritmo beta é evidenciado em situações de alerta ou atenção focalizada<sup>[26]</sup>, processamento de informação externa, execução de tarefas mais intensas que demandam maior esforço cognitivo ou até mesmo a própria percepção consciente do corpo<sup>[27]</sup>. É possível verificar a atividade de beta em diferentes regiões do córtex, no entanto ela se torna mais evidente em áreas relacionadas com a função motora (área motora suplementar, córtex pré-motor, córtex motor primário) <sup>[28]</sup>.

Alguns estudos investigaram as bandas de frequência em alfa e beta com relação ao processamento de ação, sugerindo uma relação destas com o comando neural de ação e percepção, estando ainda intimamente ligados à alocação de atenção visuo-espacial, e à ativação do córtex sensorial e motor <sup>[29]</sup>.

Os dispositivos de EEG podem variar quanto ao número de eletrodos, isto relaciona-se com a praticabilidade e o modo de comunicação do dispositivo com a unidade de processamento <sup>[18]</sup>.

Atualmente existe uma grande variedade de equipamentos destinados à captação de sinais neurais, os equipamentos tradicionais apresentam elevados custos, hardwares específicos e necessidade de profissionais especializados no manuseio. Uma adequada escolha do mesmo constitui um dos parâmetros mais importantes na obtenção de registros mais fiéis ao fenômeno fisiológico.

Com a análise da atividade cerebral por uso de eletroencefalografia funcional (fEEG), é possível observar e até mensurar dados antes simplesmente descritos de forma empírica<sup>[20]</sup>. O uso de EEG portátil assume, portanto, um papel importante na observação da dinâmica cerebral. Esta expressão funcional pode ser associada a regiões cerebrais já descritas como responsáveis pelo desempenho de funções específicas, como planejamento



motor e memória. Dessa forma, existe uma melhoria na compreensão acerca do funcionamento das áreas cerebrais frente a tarefas distintas, sejam elas cognitivas ou motoras, possibilitando assim uma observação mais objetiva de processos corticais, auxiliando o seu entendimento isolado e suas relações mútuas <sup>[30,31]</sup>.

Visando a comercialização e acessibilidade a estes dispositivos, empresas vem desenvolvendo *headsets*, que apresentam maior portabilidade, menores custos e designs mais confortáveis para o usuário. Em 2009, a *Emotiv*<sup>®</sup> lançou o EPOC, um *headset* que mantém comunicação via wireless e é constituído por 16 eletrodos, sendo 2 de referência, dispostos segundo o sistema internacional 10-20. Apresenta também um giroscópio capaz de detectar os movimentos da cabeça <sup>[32,33]</sup>. Este dispositivo oferece ainda duas grandes vantagens, não requer grandes conhecimentos técnicos para manuseá-lo<sup>[34]</sup> e, possui um baixo custo de aquisição quando comparado a dispositivos normalmente utilizados na pesquisa clínica.

Os dispositivos de EEG de baixo custo comerciais, como o Emotiv EPOC apresentam menos eletrodos que os *headsets* de EEG voltados ao uso médico, pois tem apenas 14 eletrodos quando comparados a EEG profissional (*BrainAmp*) que apresenta 128 eletrodos e, mesmo assim foi capaz de apresentar uma precisão de apenas 5% menor do que o EEG profissional <sup>[32,18]</sup>.

Tal fato pode contribuir para indicação do instrumento do EPOC no âmbito da pesquisa, uma vez que a menor quantidade de eletrodos diminui o tempo de preparo do paciente para a realização do estudo e, além disso os eletrodos já estão pré-posicionados dentro do sistema de posicionamento 10-20, diminuindo o tempo de preparo.

Somado a isso o EPOC, além de permitir a obtenção do sinal bruto de EEG, isto é, o sinal obtido diretamente do escalpo do indivíduo, sem passar por nenhum tipo de processamento ou modificação no sinal, permite também que alguns programas utilizem este sinal como comando para funções ou programações de computadores, através de suas *suites*.

Um vez que o sinal é captado, este será processado por uma das três suites de detecção da *Emotiv*<sup>®</sup>, que são a *Expressiv*, *Affectiv* e a *Cognitiv*, interfaces que utilizam o sinal obtido e realizam algum processamento. Na *suite Expressiv* são detectadas as expressões faciais do indivíduo; Na *suite Affectiv* detecta-se os estados emocionais,

baseados em cálculos e programações; e na *suite Cognitiv* são percebidos as intenções conscientes de movimento [35,34].

Dentro da análise de fEEG, existem diversos tipos de procedimentos que permitem a visualização de determinados dados ou relações, presentes nas diversas ondas e faixas de frequência analisadas. Dessa forma, podemos destacar a análise de coerência de ondas, sendo definida como a medida de estabilidade ou instabilidade de fase entre duas diferentes séries temporais [36,37]. Uma série temporal é uma coleção de observações feitas sequencialmente ao longo do tempo, isto é, são as amostras ou observações durante um período de tempo [36]. Então pode-se dizer que coerência mede a correlação entre um par de séries temporais, inerentemente é uma estimativa estatística de acoplamento entre o par que pode, também, ser visto como uma análise de correlação entre os sinais [37,61,68].

A coerência entre os pares de sinais de eletroencefalograma (EEG) gravadas simultaneamente a partir de diferentes áreas do couro cabeludo fornece uma medida de alta resolução temporal do grau de ligação dinâmica entre as regiões do cérebro [36,37]. Deste modo, a coerência proporciona um meio para identificar e isolar as bandas de frequência em que o EEG exhibe sincronização entre canais.

As amplitudes das funções de coerência variam de um mínimo de zero para um máximo de 1,0. Em termos formais, a função de coerência é definida como a magnitude quadrada da densidade espectral cruzada de um par de sinais, divididos pelo produto dos espectros de energia dos dois sinais. Isto é expresso, na Equação (1), em que a coerência na frequência  $f$  entre os sinais 1 e 2 é designado por  $C_{12}(f)$ , o espectral cruzada dos sinais 1 e 2 é designado por  $W_{12}(f)$ , e o respectivo espectro de potência dos dois sinais são denotados por  $W_{11}(f)$  e  $W_{22}(f)$  [37,38].

Equação 1:

$$C_{12}(f) = \frac{|W_{12}(f)|^2}{W_{11}(f) \cdot W_{22}(f)}$$

A partir dos dados resultantes da análise de coerência é possível caracterizar o comportamento cerebral em suas diversas áreas e como estas se relacionam durante as atividades, fornecendo informações importantes sobre o comportamento cerebral de jovens e idosos saudáveis durante a exposição a RV.

## JUSTIFICATIVA

Diante do exposto, com o envelhecimento da população mundial bem como com as alterações que este acarreta, ressalta-se o imprescindível papel da fisioterapia, visando promover uma melhor qualidade de vida a estes indivíduos. Desta maneira, a Fisioterapia vem buscando novas estratégias cada vez mais eficazes, a fim de minimizar os efeitos deletérios do processo de envelhecimento bem como estimular os aspectos cognitivos e motores desta população.

Dentro deste contexto, a RV aparece como uma destas estratégias, que podem auxiliar o processo de reabilitação por fornecer um ambiente desafiador e motivante. Entretanto, sua utilização carece de comprovações científicas fortes, apesar da sua ampla utilização em centros de reabilitação com os mais variados enfoques. Dessa forma, é necessário averiguar os seus efeitos, a nível cortical em indivíduos saudáveis, favorecendo um aprofundamento detalhado de sua utilização no ambiente de reabilitação.

Tendo em vista que os estudos que demonstram o padrão de ativação cerebral em condições funcionais por meio da exposição à realidade virtual são ainda escassos, principalmente quando relaciona-se o cérebro de jovens e idosos, pretendeu-se com este estudo aprofundar o conhecimento intelectual e científico no que diz respeito a influência da realidade virtual sob a ativação cortical desses indivíduos, permitindo conhecer um pouco mais sobre como o cérebro desses sujeitos responde aos estímulos da terapia baseada em realidade virtual.

A análise de coerência permite conhecer melhor as conexões entre as diferentes áreas cerebrais, permitindo uma maior compreensão dos efeitos que a imersão em RV podem causar, no que se diz respeito a troca de informações e a organização geral do córtex cerebral durante a atividade. Com isso, espera-se poder explicar melhor quais são as diferenças no comportamento cerebral de jovens e idosos saudáveis durante a exposição à RV.

Espera-se, ainda, poder apontar um recurso terapêutico complementar com alta efetividade e baixo custo para o processo de reabilitação, permitindo maior acessibilidade a novas tecnologias cujos efeitos sejam cientificamente respaldados e estimulem o desenvolvimento de novas pesquisas.

## **OBJETIVO GERAL**

Este trabalho pretendeu investigar a coerência de ativação cortical de indivíduos jovens e idosos submetidos a uma sessão de treino de equilíbrio realizado em ambiente virtual de contexto variado.

## **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Analisar o comportamento da coerência inter-hemisférica nas frequências de onda alfa e beta, entre os oito canais frontais.
- Analisar o comportamento da coerência de fase nas frequências de onda alfa e beta, entre os oito canais frontais.
- Comparar o comportamento da coerência inter-hemisférica nas frequências de onda alfa e beta entre jovens e idosos.
- Comparar o comportamento da coerência de fase nas frequências de onda alfa e beta entre jovens e idosos.
- Analisar a relação entre possíveis padrões de comportamento de coerência inter-hemisférica com a idade dos indivíduos.
- Analisar a relação entre possíveis padrões de comportamento de coerência de fase com a idade dos indivíduos.

## **HIPÓTESE**

A hipótese desse estudo foi que os indivíduos idosos apresentem alta coerência entre as áreas cerebrais frontais devido ao envelhecimento.

## **METODOLOGIA**

### **DELINEAMENTO E LOCAL DO ESTUDO**

O presente trabalho caracterizou-se como um estudo comparativo. O estudo foi realizado no Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN), na cidade de Natal/RN.

### **ASPECTOS ÉTICOS**

O projeto foi submetido à avaliação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP), do Hospital Universitário Onofre Lopes (HUOL) da Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN), estando aprovado sob o parecer 387.749 em 30 de agosto de 2013.

Todos os voluntários foram esclarecidos a respeito do objetivo, procedimentos, benefícios e riscos da pesquisa, e instruídos a assinar um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), conforme Resolução nº 466/12 do Conselho Nacional de Saúde. (Apêndice 1)

### **SELEÇÃO DA AMOSTRA**

A amostra foi selecionada por conveniência, sendo composta por 20 indivíduos saudáveis de ambos os sexos, sendo divididos em dois grupos de 10 indivíduos, os quais foram nomeados de Grupo jovem (GJ) e Grupo idoso (GI). Para a seleção dos jovens foi adotado que os mesmos deveriam ser alunos de graduação e pós-graduação do município de Natal. Os idosos, por sua vez, foram recrutados em projetos de extensão da UFRN.

### **CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE**

#### **Critérios de inclusão**

- Indivíduos com idade entre 18 e 29 anos para os jovens e entre 60 e 80 anos para os idosos;
- Aceitar fazer parte deste estudo voluntariamente;
- Apresentar nível 5 para escala FAC;
- Apresentar bom estado cognitivo de acordo com o mini-exame do estado mental - escore maior que 24 para escolarizados e acima de 19 para os não-escolarizados;
- Não possuírem marca-passo;

- Não fazer uso de medicamentos psicotrópicos;
- Não apresentar histórico de lesões cerebrovasculares, epilepsia fótica ou outras desordens de ordem neurológica, vestibulares ou músculo-esquelética que comprometa a execução da atividade;
- Ser hemodinamicamente estável, com regular condicionamento cardiorrespiratório;
- Não estiver sendo submetidos a qualquer tratamento com realidade virtual.

### **Crítérios de Exclusão**

Foram excluídos da pesquisa aqueles que apresentaram instabilidade de marcadores vitais, aqueles que se recusaram ou não completaram algum procedimento do estudo, ou aqueles que requisitaram voluntariamente a sua exclusão.

## **INSTRUMENTOS DE ELEGIBILIDADE**

### **Avaliação da Função Cognitiva**

Para a inclusão do paciente na pesquisa, sua função cognitiva foi avaliada através do Mini Exame do Estado Mental - MEEM (Anexo I). Trata-se de uma avaliação rápida da orientação espacial e temporal, memória imediata, atenção e cálculo, evocação tardia, linguagem e capacidade construtivo visual. A mesma fornece um escore que varia de 0 a 30 onde quanto maior o escore, melhor a função cognitiva do indivíduo avaliado. No Brasil, o ponto de corte sugerido para o rastreamento cognitivo de populações com ao menos um ano de estudo é de 24/25 pontos e 18/19 para a população sem instrução escolar <sup>[39]</sup>.

### **Avaliação do suporte necessário para a marcha**

Functional Ambulation Category (FAC): Este instrumento, primeiramente descrito por Holden e colaboradores (1984), permite uma avaliação rápida da marcha, ao categorizar esta habilidade em 06 níveis baseado na quantidade de auxílio que o indivíduo necessita (Anexo VI). Assim, zero representa a dependência completa para habilidades de marcha e 05 representa um indivíduo totalmente independente para marcha e subir e descer degraus <sup>[40]</sup>.

## **INSTRUMENTOS DE AVALIAÇÃO**

### **Avaliação Fisioterapêutica:**

Os dados gerais dos participantes foram colhidos através da Ficha de Avaliação do Setor de Fisioterapia do Hospital Universitário Onofre Lopes (Apêndice 2) que abrangerá dados pessoais do paciente (nome completo, idade, sexo, religião, escolaridade, naturalidade, telefone e endereço), dados clínicos (hábitos de vida, uso de medicamentos, antecedentes pessoais e familiares), conforme modelo básico aplicado por serviços de atenção fisioterapêutica.

### **Avaliação da atividade eletroencefalográfica**

A fim de se avaliar a atividade eletroencefálica foi utilizado o *Emotiv EPOC® research edition* (figura 1), dispositivo de eletroencefalografia sem fio, já validado para uso em pesquisa científica<sup>[41]</sup>, que consiste em 14 sensores posicionados na cabeça do usuário de acordo com a disposição internacional de análise eletroencefalográfica do sistema 10-20, ilustrado na figura 2. A nomenclatura utilizada na figura 2, refere-se à localização do eletrodo, sendo, AF: Antero-Frontal, F: Frontais, FC: Fronto-centrais e, os numerais que os seguem representam sobre qual hemisfério cerebral o mesmo se localiza, sendo, os numerais pares representam o hemisfério direito e os ímpares representam o hemisfério esquerdo. Para este trabalho foi utilizado os eletrodos AF3, AF4, F7, F8, F3, F4, FC5, FC6.

O sinal captado pelo *headset* foi transferido para um computador por um sistema *wireless*<sup>[42]</sup> e processado, pelo *software Emotiv TestBench*, sob forma de ondas cerebrais a partir do registro do EEG bruto, semelhante a eletroencefalografia tradicional (figura 3).



Figura 1. Dispositivo de eletroencefalografia da Emotiv Epoc. Fonte: emotiv.com/

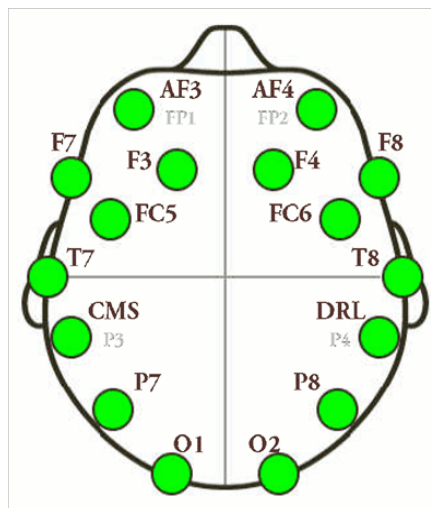


Figura 2. Pontos monitorados pelo sistema Emotiv-Epoc conforme determinação de posicionamento 10-20. Fonte: EmotivEpoc User Manual.

As ondas cerebrais são verificadas em termos de amplitude (10-100 microvolts) e frequência de 1 a 80Hz<sup>[5]</sup>. Compreendendo assim, ondas cerebrais nas 5 principais bandas de frequência: Delta (0.5-4Hz), indicando sonolência e relaxamento; Teta (4-8Hz), indicando estado de meditação profunda, sono diurno e tarefas automáticas; Alfa (8-15), indicando estado de alerta relaxado, descanso e meditação; Beta (15-30Hz), que está relacionado com estado de vigília, alerta, engajamento mental e processamento consciente da informação<sup>[41]</sup> e Gama (acima de 30Hz) relacionado ao foco e acuidade intelectual.



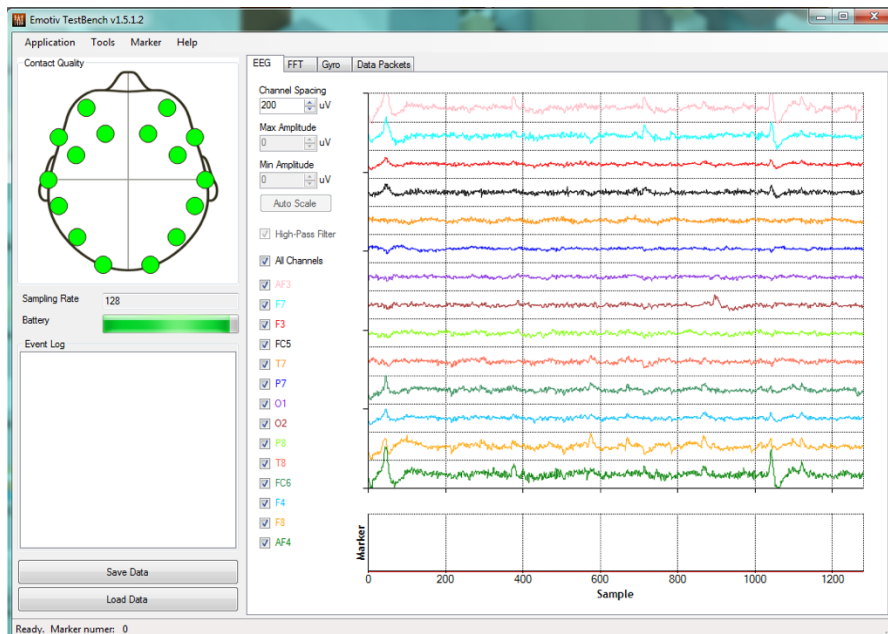


Figura 3. Tela do Test Bench com o registro do EEG bruto. Fonte: EmotivEpoC User Manual.

## PROCEDIMENTOS DA COLETA

Após concordância voluntária para participação na pesquisa, os indivíduos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. Em seguida, passaram pela avaliação fisioterapêutica e aplicação dos instrumentos supracitados. Só então, foi realizada a preparação para o início da tarefa com realidade virtual.

Inicialmente o equipamento foi posicionado nos pacientes conforme orientação fornecida pelo fabricante (figura 4). Todos os 14 eletrodos foram devidamente hidratados com solução salina, a fim de favorecer a condução e registro do sinal elétrico através do escalpo. Após a hidratação, o dispositivo foi posicionado na cabeça dos participantes de modo que cada eletrodo ficasse em maior contato possível com a região analisada sob o couro cabeludo (figura 5).

Participantes com muito cabelo, especialmente do sexo feminino, precisaram de maior atenção quanto a sua manipulação, tendo os cabelos afastados, de modo que fosse possível o maior contato possível com o escalpo para obtenção de um sinal confiável (figura 4), marcado pela cor verde no painel de controle do equipamento exibido na tela do computador. Quatro eletrodos receberam atenção especial: dois de referência, posicionados bilateralmente na região temporal imediatamente acima das orelhas, e os eletrodos AF3 e

AF4, requeridos a uma distância de três dedos, aproximadamente 4cm, acima da sobrancelha [42].

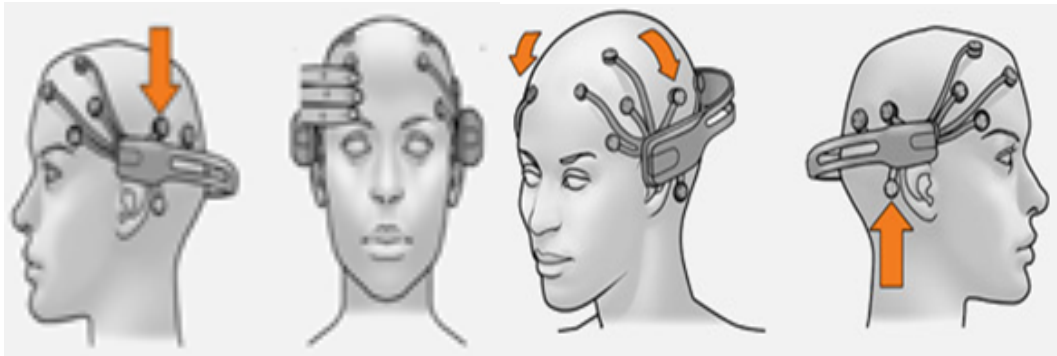


Figura 4. Orientação de posicionamento dos eletrodos sobre o escalpo. Fonte: EmotivEpoC User Manual.



Figura 5. "Headset" do Emotiv EPOC posicionado na cabeça do participante.

Após a adequação do posicionamento do equipamento, seu acionamento indicou a qualidade do sinal através da cor referente a cada eletrodo representado na plataforma "affectiv". Quatro cores compõem a possível legenda, com relação a qualidade do sinal que está sendo captado: Preto (ausência de sinal ou equipamento desligado); Vermelho (sinal fraco); Amarelo, (sinal regular ou viável) e verde (sinal ótimo ao funcionamento), demonstrado na figura 6. Sendo adotado a cor verde para início das coletas.

Buscando minimizar ruídos e interferências no sinal, o participante não deveria fazer uso de produtos cosméticos nos cabelos e não poderia portar aparelhos eletrônicos durante a realização da coleta, informações previamente fornecidas aos participantes.

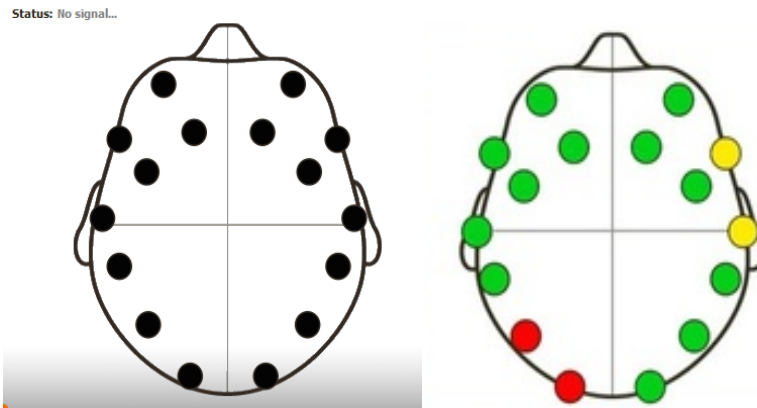


Figura 6. Cores de eletrodos conforme seu status de funcionamento: Preto (ausência de sinal ou equipamento desligado); Vermelho (sinal fraco); Amarelo, (sinal regular ou viável) e verde (sinal ótimo ao funcionamento).  
Fonte: EmotivEpoC User Manual.

Em seguida, o participante construiu um *Avatar* para representá-lo no ambiente virtual. Este deveria ser o mais parecido possível fisicamente com o criador, a fim de promover uma projeção do indivíduo para o ambiente em questão. Por fim, foi reproduzido um vídeo demonstrativo do jogo que seria realizado a posteriori, sendo fornecida as devidas orientações para a execução do mesmo, a fim de evitar interrupções durante a imersão virtual.

Para o protocolo com realidade virtual, foi utilizado um vídeo game Nintendo Wii®, por meio do jogo *Wii fitplus*®. Este jogo possui um acessório chamado *Wii Balance Board*® (WBB), responsável pela interface háptica entre máquina e o participante, ilustrado na figura 7.



Figura 7. Controle (o Wiimote) à esquerda. Console do Nintendo Wii ao centro e *Wii Balance Board* à direita.  
Fonte: [www.nintendo.pt/wii/](http://www.nintendo.pt/wii/)

O controle capta oscilações de aceleração e orientação, já a *WBB*, é composta por quatro células, que captam parâmetros de carga e ficam distribuídas em cada um dos quatro quadrantes da balança, de forma semelhante às plataformas de força, que avaliam e medem quantitativamente o equilíbrio<sup>[11]</sup>. Dessa forma, o *software* do Nintendo® Wii mensura e

modula os movimentos do indivíduo a partir das informações enviadas pelas interfaces, e são imediatamente transferidas ao *avatar* representado na tela do televisor, caracterizando os *feedbacks* gerados pelo sistema<sup>[12]</sup>.

Para esta pesquisa, foi escolhido o jogo *Penguin Slide*, integrante da categoria “equilíbrio” do Wii fit plus® (figura 8). Neste jogo o participante representado pelo avatar, aparece vestido de pinguim sobre um bloco de gelo que se move seguindo os seus movimentos latero-laterais. O objetivo é coletar o maior número de peixes, que permanecem saltando de ambos os lados do bloco de gelo obedecendo a um ritmo fixo. O movimento deve ser constante sendo gerado através de transferências de peso para direita e para esquerda, e independente do desempenho do jogador no decorrer do tempo, todos os indivíduos recebem os mesmos estímulos.



Figura 8. Jogo Penguin Slide. Fonte: <http://lazyreviewzzz.com/2010/02/22/wii-fit/>

O jogo possui duração de 90 segundos, ao término de cada partida o terapeuta reiniciava o jogo para que o participante permanecesse jogando até completar 4 minutos de interação com a RV. Durante toda a execução da atividade com realidade virtual os indivíduos tiveram sua atividade eletroencefálica mensurada através do EPOC®, tais informações foram armazenadas por meio do software *test bench*, para posterior análise.

Recursos de segurança foram empregados durante toda a conduta. Além de um andador posicionado anteriormente e uma cadeira posteriormente, durante a execução da atividade na balança do Wii, todos contaram com um terapeuta próximo, sendo este o responsável pelo monitoramento do sujeito durante o andamento da intervenção.

## ANÁLISE DOS RESULTADOS

Os instrumentos de avaliação propostos foram analisados segundo suas próprias normas de avaliação e os dados armazenados em planilhas eletrônicas do pacote Microsoft Office Excel versão 2013<sup>[43]</sup>. As variáveis quantitativas foram descritas por meio de médias e desvios padrões.

Os dados fornecidos pelo *Emotiv* EPOC foram capturados pelo software componente do SDK (Software Developer Kit) fornecido pela *Emotiv*, provedora do equipamento *Emotiv EPOC Research Edition* Windows v.2.0.0.20<sup>[44]</sup>. Em seguida, esses dados foram importados para o software The MathWorks Inc., MATLAB<sup>[45]</sup> para serem interpretados conforme análise gráfica descritiva e quantitativa da ativação das ondas cerebrais.

Para a análise do EEG, foi considerado o intervalo entre o segundo e terceiro minuto (60 segundos) de execução do jogo, por se tratar de um período de maior imersão. Considerando que no minuto inicial houve um período de adaptação ao jogo, assim todos os indivíduos realizaram uma partida completa antes do período de análise. Já no período final, devido ao tempo de jogo e a duração da coleta, houve uma interrupção brusca antes do término da partida, o que poderia comprometer o padrão de ativação nos diferentes indivíduos.

Inicialmente com o intuito de retirar os ruídos provenientes da coleta, foi criada uma rotina no MATLAB<sup>[45]</sup> denominada “Scanoise”. Na qual o sinal capturado passou por um filtro passa-banda, adotando-se as frequências de 6Hz a 40Hz. Sendo assim, este filtro permite a passagem de frequências onde estão compreendidas as ondas da banda alfa (8-12Hz) e beta (13 a 30Hz), rejeitando as demais frequências que não são de interesse para o estudo. Após foi realizado uma normalização do sinal, seguindo as recomendações fornecidas no manual do EPOC. Foi aplicado um filtro DC, no qual calcula-se a média de cada canal e a subtrai dos seus respectivos canais. Partindo do princípio que o sinal cerebral de indivíduos em vigília, atinge até 100mV, foi determinado para este estudo que sinais acima deste valor seriam considerado ruído, sendo atribuído o valor de zero para os momentos com este comportamento, conforme a figura 9.

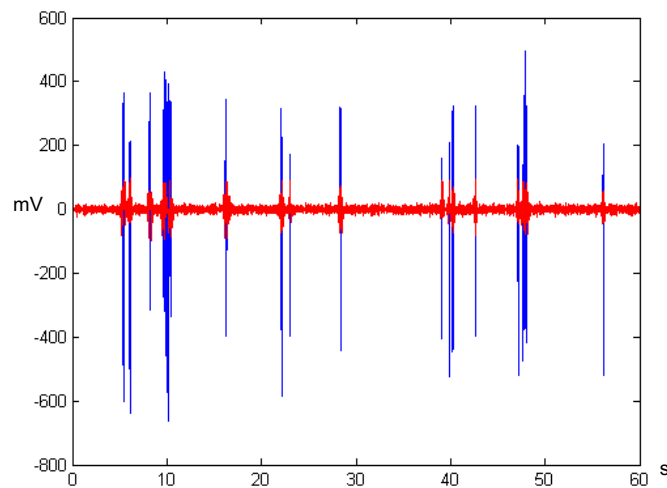


Figura 9. Sinal pós-filtragem, a área vermelha representa o sinal com ruído cancelado. Fonte: Autoria própria

Para que o sinal possua uma característica estacionária<sup>[36]</sup>, a coleta a ser analisada foi dividida em 6 sub-amostras de 10 segundos. Feito isto, se evidenciou os índices com valores diferentes de zero, ou seja, o sinal sem ruído, sendo estes índices armazenados em um vetor para cada sub-amostra. Em posse desses vetores, foi determinado o maior intervalo na ausência de ruídos, utilizando como referência o canal 12 (F4), por se tratar do canal mais ruidoso segundo análise empírica dos pesquisadores, obedecendo a divisão das sub-amostras, como ilustra a figura 10.

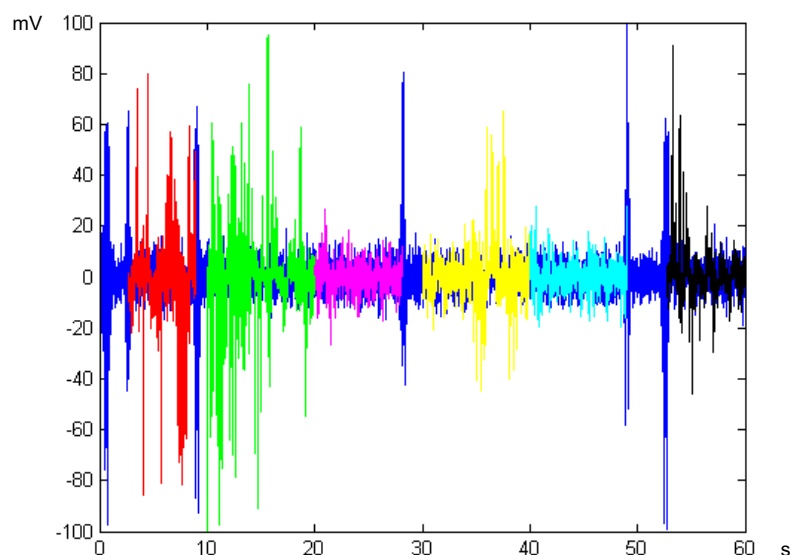


Figura 10. Sub-amostras a cada 10 segundos, cada um representado por uma cor. Fonte: Autoria própria

O procedimento descrito a cima foi repetido para todos os indivíduos, permitindo assim a obtenção dos melhores intervalos em cada sub-amostra. Em domínio desta informação, foi encontrado o intervalo comum a todos os indivíduos, possibilitando a comparação entre os participantes no mesmo intervalo de tempo, conforme a figura 11.

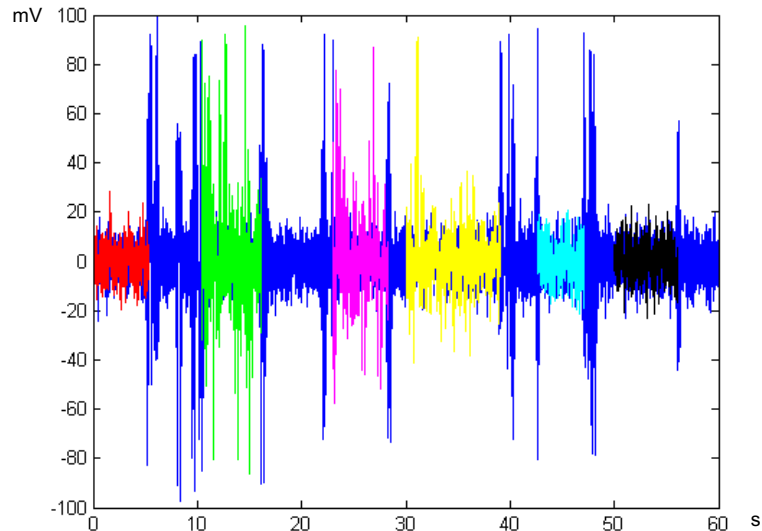


Figura 11. Intervalos em comum. Fonte: Autoria própria

Para possibilitar a análise de coerência das ondas é necessário realizar a transformação do sinal no domínio do tempo em sinal de potência no domínio da frequência, para isto foi aplicado o periodograma de *Welch*<sup>[46]</sup>, este fornece variáveis que indicam a frequência e o poder do sinal, conforme a figura 12. Utilizando a frequência na faixa de alfa e beta, foram fornecidos os valores de poder destas ondas. Simultaneamente, foi realizado a análise de coerência, chamada de *Magnitude-squared coherence*<sup>[41,42,46,47,54,55]</sup>, entre os

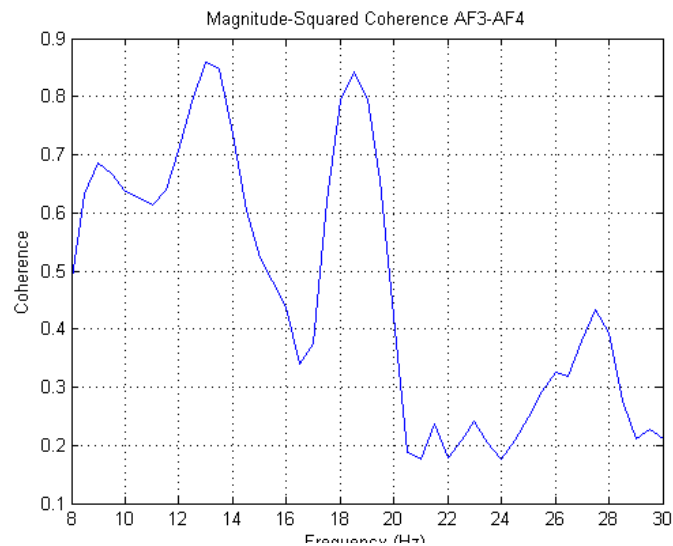


Figura 12. Gráfico de Coerência entre os canais AF3-AF4. Fonte: Autoria própria

pares contra-laterais, isto é, análise entre eletrodos posicionados sobre as mesmas áreas em ambos hemisférios cerebrais.

Como já dito, a análise de coerência entre eletrodos também fornece informações acerca da relação de fase entre as ondas, também chamada de *Cross power spectral density* (CSPD) [46,47,48,49,50]. Através do CSPD, é possível visualizar o comportamento de fases entre ondas, isto é, se há um atraso (*delay*), um adiantamento (*shift*) ou acoplamento (*coupling*), quando as ondas estão em fase, entre os pares de canais, indicando se o primeiro canal está sendo ativado antes (*shift*), depois (*delay*) ou em fase com segundo canal, ilustrado pela figura 13. O CSPD, informa este *delay* ou *shift* em forma angular. Quando o valor for superior a zero, indica que o primeiro canal está “atrasado” em relação ao segundo, isto é, o impulso foi gerado inicialmente no segundo canal. Caso o valor seja negativo, isso indica o “adiantamento” do primeiro canal em relação ao segundo. E caso seja igual a zero os canais estão em fase, isto é, apresentam o mesmo comportamento.

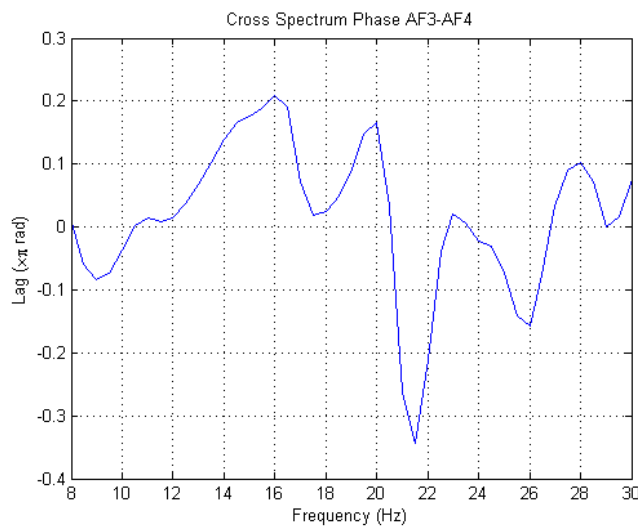


Figura 13. Gráfico de coerência de fases entre os canais AF3-AF4. Fonte: Autoria própria

Com a determinação dos potenciais de ativação, do comportamento de coerência e das fases, em cada sub-amostra foi realizado um cálculo da mediana por indivíduo, gerando assim o potencial de ativação representativo do jogo, em cada um dos canais frontais analisados.

Em posse dos valores da mediana por indivíduo, foi realizado a mediana e quartis por grupo. Desta forma, foi determinado o potencial de ativação para o GJ e GI, nos 8 canais frontais.



Os dados numéricos extraídos do processamento dos dados foram organizados em um banco de dados e analisados, também através do MATLAB, contemplando a análise descritiva e comparativa da amostra, atribuindo a significância de 5% e o intervalo de confiança de 95% para todos os testes estatísticos.

Com o intuito de caracterizar a amostra foi aplicada a estatística descritiva (frequências, médias e desvio padrão). Em seguida, foi realizada a estatística inferencial, sendo aplicado o teste de *Kolmogorov-Smirnov* com correção de *Shapiro-Wilk* para identificar se os dados apresentam uma distribuição normal. Para a comparação entre o poder de ativação cerebral dos grupos GJ e GI, foi realizado o teste de *Mann-Whitney* pois, a distribuição não foi normal. Para esta análise foi definido as médias das frequências representativas de para as bandas alfa, beta *low* (13-16Hz) e beta *high* (20-30Hz), respectivamente.

## RESULTADOS

Após a aplicação do protocolo e análise proposta, foram analisados os dados de 20 indivíduos, sendo 10 destes do GJ e 10 do GI, de ambos os sexos, que preencheram todos os critérios de inclusão descritos. Feita a avaliação inicial os dados foram analisados e estão apresentados na tabela, a seguir:

<b>VARIÁVEIS</b>	<b>JOVENS</b>	<b>IDOSOS</b>
Média de idade	22,40 ± 2,33	65,10 ± 4,82
Estado civil	100% solteiros	60% casados 40% outros
Escolaridade	80% superior incompleto 20% superior completo	40% superior completo 40% 2º grau completo 20% ensino fundamental
Horas de sono	6,75 ± 1,66	7,45 ± 1,52
Contato prévio com Wii	80%	0%
MEEM	27,40 ± 2,10	27 ± 2,36

Tabela 1. Caracterização da amostra.

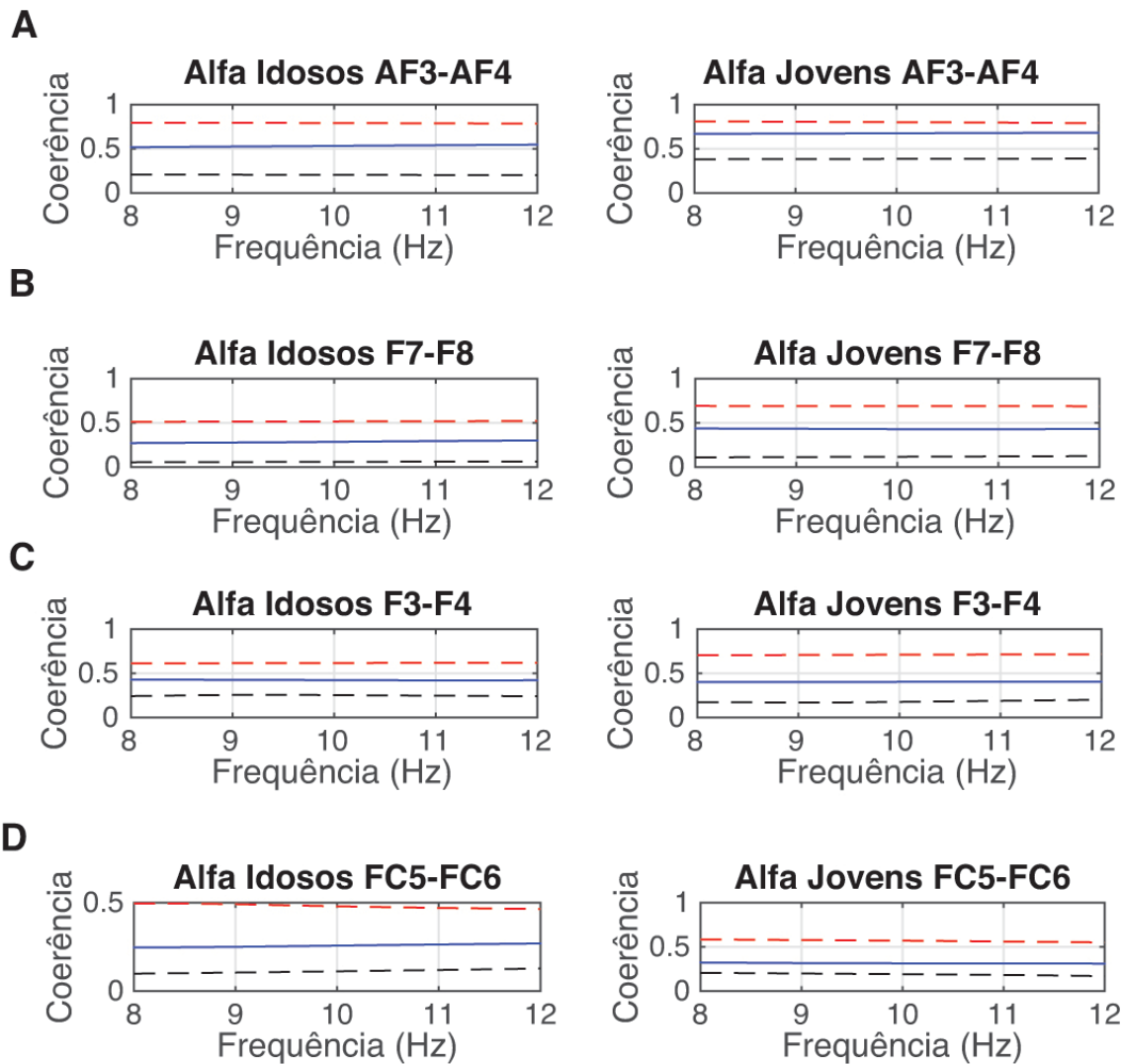


Figura 14. Análise de coerência na banda de frequência alfa nos pares de lobos frontais (AF3-AF4, F7-F8, F3-F4 e FC5-FC6). A – Gráficos de coerência dos pares AF3-AF4 para o GI e GJ na banda alfa; B – Gráficos de coerência dos pares F7-F8 para o GI e GJ na banda; C – Gráficos de coerência dos pares F3-F4 para o GI e GJ na banda alfa; D – Gráficos de coerência dos pares FC5-FC6 para o GI e GJ na banda alfa.

A figura 14 expressa os valores de coerência nos participantes jovens e idosos na banda de frequência alfa gerado a partir da captação da atividade cerebral feita pelos pares canais frontais. A partir destes valores podemos inferir que, de maneira geral, os jovens obtiveram valores maiores em todos os pares, exceto no par F3-F4, onde há uma semelhança, entretanto, os idosos obtiveram valores ligeiramente maiores.

A figura 15 expressa os valores de coerência nos participantes jovens e idosos na banda beta. Através desses dados pode-se perceber que nos pares AF3-AF4 e F7-F8 os valores foram maiores nos jovens em todas as frequências da banda beta. Entretanto, nos pares F3-F4 os idosos obtiveram valores maiores até a frequência 19 Hz, ocorrendo uma troca no predomínio, isto é, os jovens obtiveram maiores valores de coerência acima de 19Hz. Já no par FC5-FC6 os jovens tiveram maiores valores até a frequência de 20 Hz.

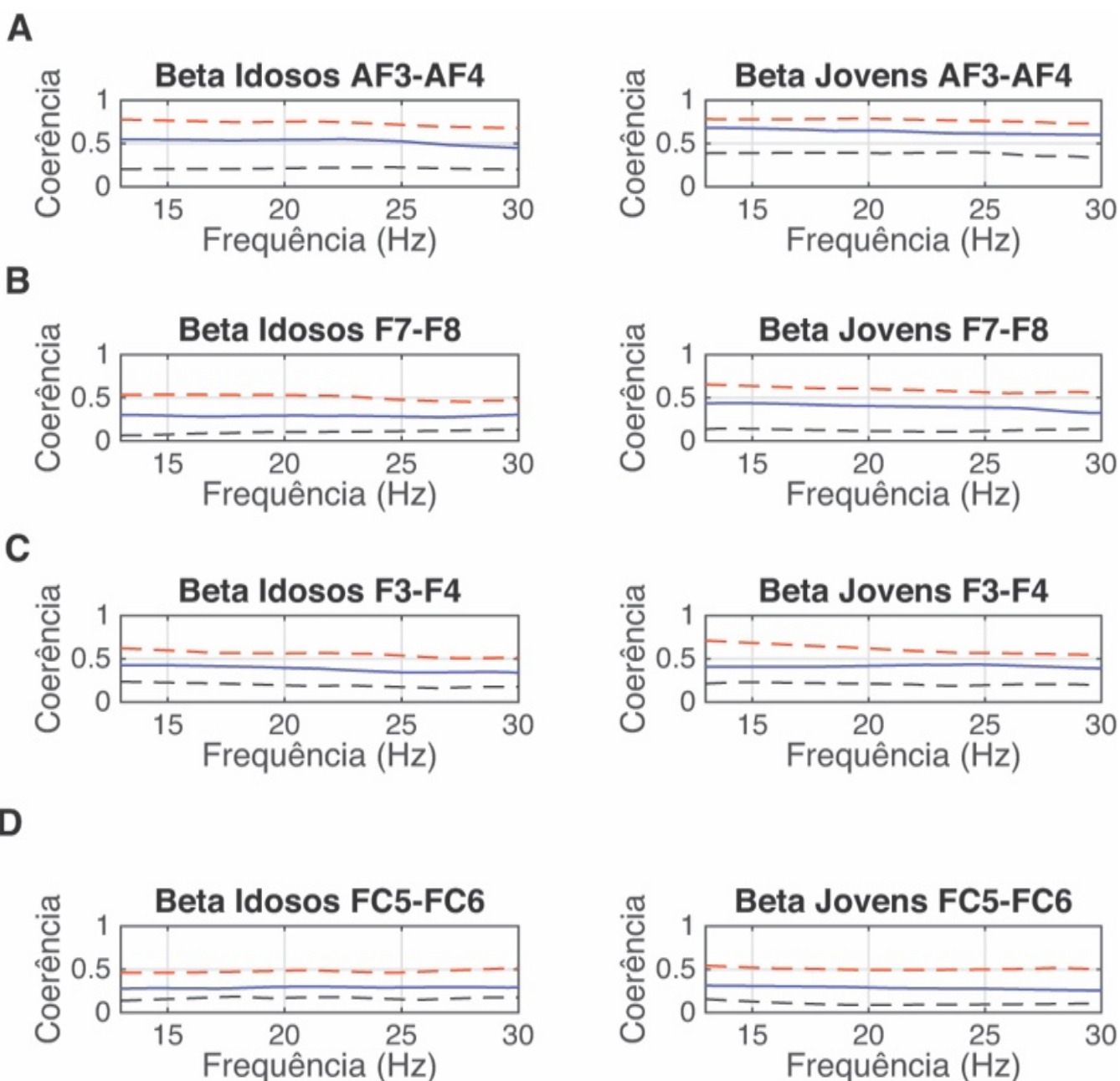


Figura 15. Análise de coerência na banda de frequência alfa nos pares de lobos frontais (AF3-AF4, F7-F8, F3-F4 e FC5-FC6). A – Gráficos de coerência dos pares AF3-AF4 para o GI e GJ na banda beta; B – Gráficos de coerência dos pares F7-F8 para o GI e GJ na banda. C – Gráficos de coerência dos pares F3-F4 para o GI e GJ na banda beta; D – Gráficos de coerência dos pares FC5-FC6 para o GI e GJ na banda beta.

A figura 16 expressa a coerência de fase na banda alfa entre os pares de canais. Podemos perceber que nos pares F7-F8, F3-F4 e FC5-FC6 o GI obteve um predomínio valores positivos, mostrando um adiantamento do lado direito em relação ao esquerdo, entretanto em AF3-AF4, este adiantamento manteve-se nas frequências iniciais da banda alfa, alternando para o lado esquerdo nas frequências finais. Já no GJ podemos perceber que nos pares AF3-AF4, F7-F8 e F3-F4 houve um adiantamento do primeiro canal, isto é, os estímulos estavam sendo gerados primeiro no lado esquerdo, exceto em FC5-FC6, onde ocorreu o inverso, havendo os estímulos iniciaram no lado direito.

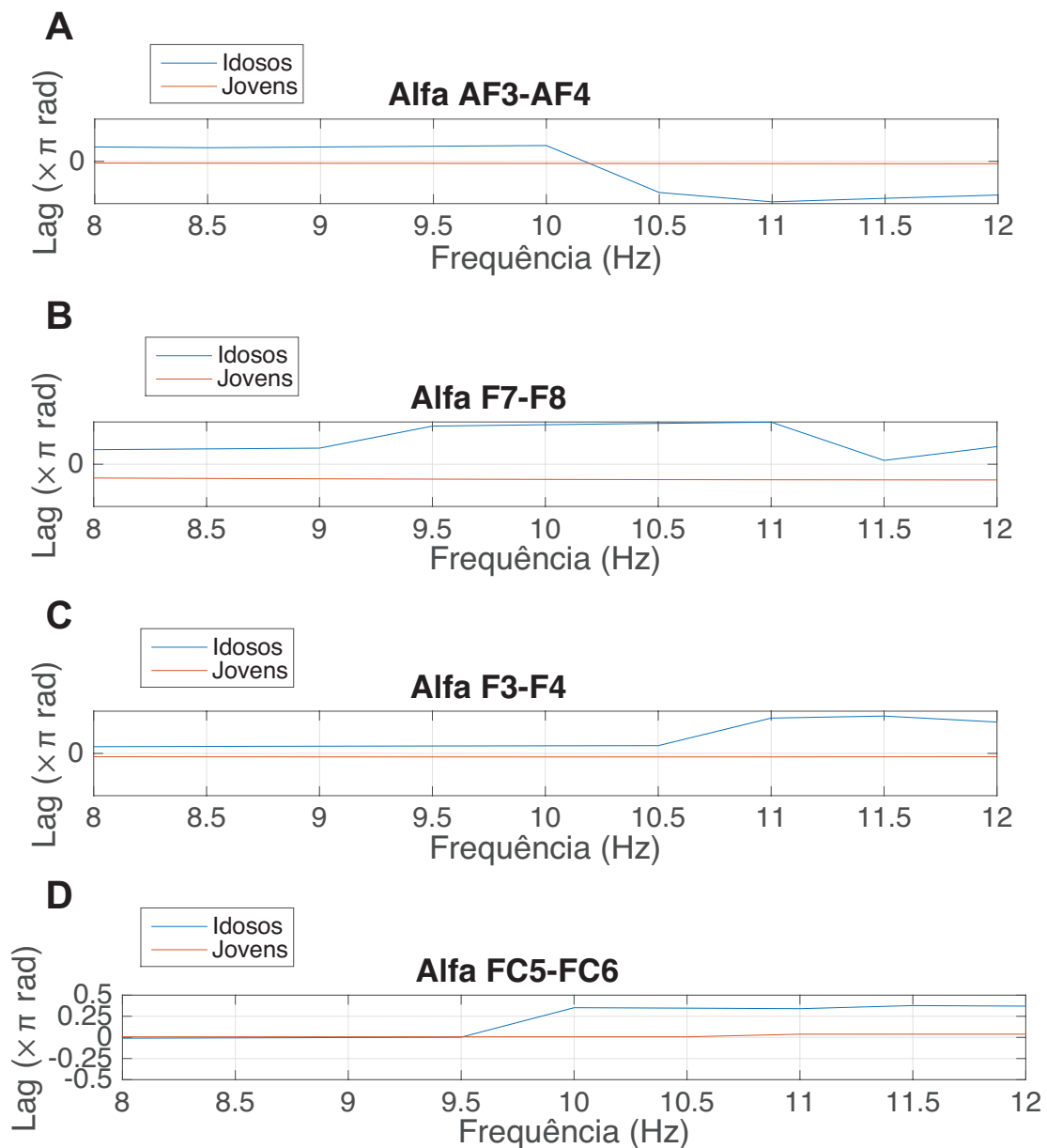


Figura 16. Análise de coerência de fase na banda de frequência alfa nos pares de lobos frontais (AF3-AF4, F7-F8, F3-F4 e FC5-FC6). A – Gráficos de coerência de fase dos pares AF3-AF4 para o GI e GJ na banda alfa; B – Gráficos de coerência de fase dos pares F7-F8. C – Gráficos de coerência de fase dos pares F3-F4 para o GI e GJ na banda beta; D – Gráficos de coerência de fase dos pares FC5-FC6 para o GI e GJ na banda beta.

A figura 17 expressa a coerência de fase na banda beta entre os pares de canais. Pode se observar que no GI, no par AF3-AF4, há um predomínio de adiantamento do lado esquerdo em relação ao direito, entretanto, na frequência de 17hz ocorre uma mudança nesse padrão, apresentando um atraso do hemisfério esquerdo, até por volta de 21Hz, na qual, ocorre novamente um adiantamento do lado esquerdo. No par F7-F8, ocorre um atraso do lado esquerdo em relação ao direito em todas as frequências da banda. Entre os canais F3-F4 há uma ligeira alternância entre os hemisférios, nas frequências iniciais de beta pode-se observar um atraso do lado esquerdo, entretanto por volta da frequência de 20Hz há um atraso no lado direito e, entre os canais FC5-FC6, ocorre um fenômeno parecido, em que nas frequências iniciais de beta até por volta 21-22 Hz ocorre um atraso do lado esquerdo, entretanto, apresenta um adiantamento do lado esquerdo nas frequências finais de beta. No GJ, há uma ligeira dominância pelo lado direito, demonstrando um atraso nas ativações do lado esquerdo, exceto, a partir da frequência de 20 Hz do par F7-F8, onde há um adiantamento do lado esquerdo até aproximadamente 24-25Hz, no qual há uma inversão deste adiantamento para o lado direito. No par F3-F4 é perceptível que o lado esquerdo prevalece no que se diz respeito ao adiantamento de suas fases quando comparado ao lado direito e, por ultimo, o par FC5-FC6, o hemisfério esquerdo está sempre atrasado em relação ao direito, exceto nas frequências terminais de beta, entre 29-30 Hz, onde há uma repentina mudança, prevalecendo o adiantamento do lado esquerdo.

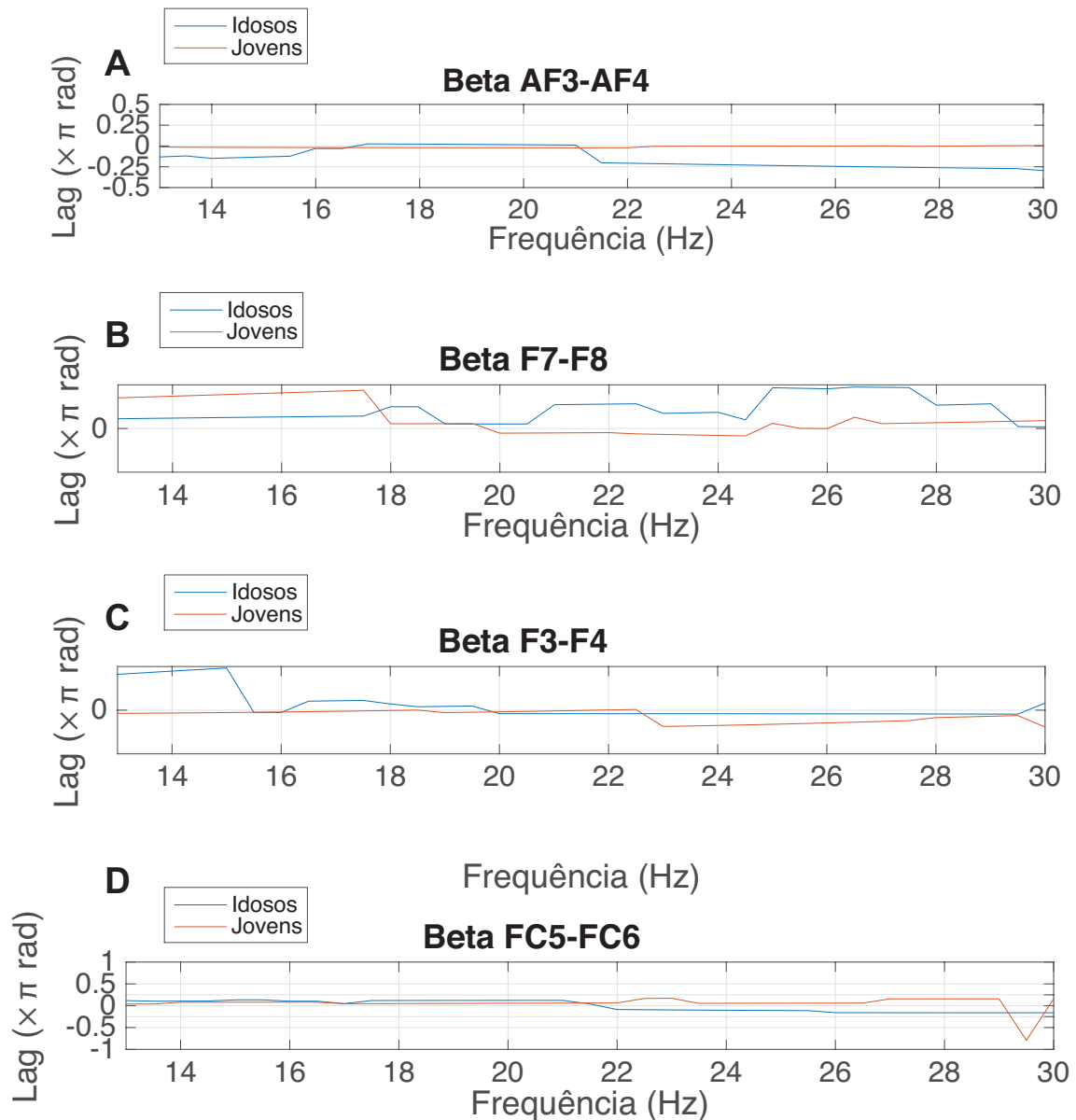


Figura 17. Análise de coerência de fase na banda de frequência beta nos pares de lobos frontais (AF3-AF4, F7-F8, F3-F4 e FC5-FC6). A – Gráficos de coerência de fase dos pares AF3-AF4 para o GI e GJ na banda beta; B – Gráficos de coerência de fase dos pares F7-F8. C – Gráficos de coerência de fase nos pares F3-F4 para o GJ e GI na banda beta; D – Gráficos de coerência de fase nos pares FC5-FC6 para o GJ e GI na banda beta.

Através da análise estatística inferencial, que analisou a comparação de coerência inter-hemisféricas entre os quatro pares de canais frontais (AF3-AF4, F7-F8, F3-F4 e FC5-FC6), foi possível verificar que o GI e o GJ nas bandas de frequência alfa e beta não apresentaram diferenças significativas, apesar de possuírem padrões de coerência diferentes ( $p$  valor  $>0.05$ ).

## DISCUSSÃO

Este estudo teve por objetivo, investigar os resultados imediatos da exposição ao ambiente virtual por meio de um jogo de equilíbrio, na coerência cerebral inter-hemisférica dos lobos frontais de adultos jovens e idosos. Desta maneira, os resultados encontrados nos permitem inferências sobre a relação da RV com a interferência que esta estimulação tem sob a ativação cerebral de jovens e idosos.

A exposição a RV, submete os indivíduos a um ambiente enriquecido, lançando mão de diversos estímulos sensoriais. Além disto, induz a uma integração multissensorial, que conseqüentemente é capaz de promover uma potencialização da ativação cerebral. Isto é explicado por diferentes estímulos coincidentes em tempo e espaço que são detectados mais rapidamente do que estímulos ofertados isoladamente <sup>[14]</sup>.

Devido a tais características da estimulação com RV, foram escolhidas as frequências de onda alfa e beta para serem analisadas <sup>[51,52,53]</sup>. O ritmo alpha está associado à vigília, estado de relaxamento e pode ser minimizado pela atenção ou esforço mental. Dessa forma, atividade desta onda pode ser observada em situações de performance cognitiva satisfatória de forma que seja possível verificar sua atividade aumentada em indivíduos com bom desempenho cognitivo em uma determinada tarefa<sup>[25]</sup>. Já o ritmo beta é evidenciado em situações de alerta ou atenção focalizada<sup>[26]</sup>, processamento de informação externa, execução de tarefas mais intensas que demandam maior esforço cognitivo ou até mesmo a própria percepção consciente do corpo<sup>[27]</sup>. É possível verificar a atividade de beta em diferentes regiões do córtex, no entanto ela se torna mais evidente em áreas relacionadas com a função motora (área motora suplementar, córtex pré-motor, córtex motor primário) <sup>[28]</sup>.

A área motora suplementar é apontada como a região que seleciona a resposta motora adequada, baseada em um repertório motor, além disto, está ligada a memória de trabalho ou operacional e pela alta concentração. O córtex pré-motor relaciona-se com o planejamento da ação pretendida e a área motora primária envia os comandos para a realização da ação. O córtex motor primário também está relacionado com as funções executivas, que permitem que os indivíduos captem os estímulos provenientes do ambiente e respondam adequadamente a eles<sup>[51,53]</sup>.



Presença de coerência significativa no EEG tem sido considerada como uma evidência funcional da ocorrência de co-ativação em duas áreas (canais) corticais, que pode indicar a presença de uma conexão direta ou indireta entre essas duas áreas corticais <sup>[61]</sup>. A informação obtida da função de coerência parece ser essencial para o entendimento de como a inter-relação funcional entre regiões pode mudar sob diferentes condições ou ao longo de um comportamento. Dentro do grande número de possibilidades de correlações entre diferentes áreas cerebrais, a análise de coerência tem sido comprovada como sendo capaz de expor as relações inter-hemisféricas <sup>[57,58,59,60]</sup>.

A lentificação na velocidade de processamento com o avanço da idade é o achado mais frequente e o principal preditor de déficit cognitivo em idosos. Estudos recentes utilizando a ressonância magnética, mostraram que a perda de integridade da substância branca intermedeia a relação entre o aumento da idade e a diminuição da velocidade de processamento. Além disso, a perda de substância branca pode se mostrar na diminuição da conectividade entre regiões corticais <sup>[72]</sup>, portanto o estudo da coerência pode fornecer a percepção da organização funcional cerebral e, melhorar o entendimento das alterações cognitivas durante o envelhecimento.

Alguns estudos <sup>[57,60,61,62,63,64,65,70]</sup> afirmam que com o aumento da idade a coerência em estados de repouso diminui, de maneira geral. Entretanto, diferenças de coerência entre adultos jovens e idosos podem variar em função da demanda da tarefa ou pelas características do processamento do estímulo <sup>[62]</sup>.

Nesse contexto, o comportamento observado por este estudo foi que, em relação a coerência entre os hemisférios cerebrais no lobo frontal na banda de frequência alfa, os jovens obtiveram valores aparentemente maiores do que os idosos, embora essa diferença não tenha sido significativa. De maneira similar na banda de frequência beta, não houve diferença entre a coerência exibida pelos os dois grupos. Estes achados são corroborados por outros estudos <sup>[60,61]</sup>, nos quais, não relataram diferenças entre os diferentes grupos de idade.

Alguns autores sugerem <sup>[72,73]</sup> que as inconsistências dos efeitos do envelhecimento podem ser influenciadas por vários fatores, tais como diferentes faixas de idade, número de participantes, diferentes tipos de estudos, condição dos participantes durante o estudo (EEG repouso ou em atividade). Além destes, fatores como genética, nível de educação, estilo de vida e condições de trabalho estão entre

as variáveis que poderiam influenciar nos resultados encontrados, permitindo a grande variabilidade encontrada.

Afim de encontrar quais foram os fatores que influenciaram na igualdade de coerência inter-hemisférica entre os grupos participantes do estudo, foram analisados os valores obtidos, na caracterização da amostra, a pontuação no MEEM em ambos os grupos. Foi encontrada uma semelhança nos escores entre os grupos, na qual ambos atingiram pontuações acima de 27 pontos. Estudos sugerem que as pontuações acima de 24 pontos são sugestivas de uma boa função cognitiva <sup>[51]</sup>.

Como ambos os grupos apresentaram pontuações similares no MEEM, o nível cognitivo dos idosos, possivelmente, se assemelha ao grupo dos jovens. Dessa forma, podemos sugerir que os níveis de coerência apresentados por este estudo podem ter sido influenciados por tal aspecto.

Tal relação pode ser fortalecida se compararmos o nível de escolaridade dos participantes. De acordo com a caracterização da amostra, podemos perceber que também há uma semelhança entre os grupos e, como o nível de escolaridade também pode influenciar positivamente o nível cognitivo <sup>[72,73]</sup>, este dado fortalece a hipótese de que os idosos deste grupo tinham um nível cognitivo satisfatório quando comparados aos jovens.

Diversos estudos sugerem que o nível de escolaridade é um forte preditor no desempenho do MEEM <sup>[51,74,75,76,77]</sup>. Entretanto, a realidade brasileira, no que se diz a respeito ao nível de escolaridade da população idosa difere muito da encontrada nesse trabalho. A precariedade, a necessidade de trabalho precoce e a dificuldade de acesso aos serviços públicos contribuem para que essa faixa etária tenha níveis de escolaridades baixos <sup>[74]</sup>.

Outro fator que pode ter influenciado os resultados encontrados no GI, é a prática de atividade física, uma vez que os participantes do GI praticavam atividades como musculação e hidroginástica. A prática de atividade física regular parece influenciar o declínio cognitivo de forma positiva pois, as regiões mais afetadas pelo envelhecimento, são as mesmas que são beneficiadas pela prática de atividade física. Sendo assim, os achados deste estudo no GI, podem ter sido influenciados pela atividade física, outra situação pouco comum à população idosa brasileira <sup>[74]</sup>.

Além dos valores de correlação inter-hemisférica fornecidas pela a coerência, esta também, fornece a relação angular entre os pares de sinal, isto é, a quantificação

da diferença de ângulos entre as fases da onda, fornecendo uma variável capaz de determinar a ordenação espaço-temporal entre as regiões corticais <sup>[71]</sup>. Sendo assim chamada de coerência de fase.

Estudos sugerem que a coerência de fase está relacionada com a inteligência ou Quociente de inteligência (QI), além destes o poder de ativação e a diminuição na coerência também foram positivamente correlacionados com a inteligência, independentemente da idade, podendo estas medidas refletirem os fatores fundamentais que embasam a eficiência do funcionamento cognitivo<sup>[80]</sup>.

Coerência de fase é uma medida estatística de consistência de fase entre duas séries temporais. Medidas independentes da amplitude do sinal de EEG, tais como a coerência estão mais fortemente correlacionadas com o QI do que as medidas de poder de ativação. Isto indica que as informações compartilhadas pelas propriedades da rede e acoplamento de fase obtido através da coerência são mais preditivos do QI <sup>[66]</sup>. Os estudos de Silbestein <sup>[66]</sup> encontraram que a diminuição da coerência é positivamente relacionada ao QI. Isto é consistente com o modelo que relaciona a diminuição da coerência para aumentar a diferenciação espacial assim como o aumento da complexidade do cérebro e a assim aumentar a velocidade e eficiência no processamento de informações <sup>[66]</sup>.

Os resultados do estudo de Hung *et al.* <sup>[80]</sup> mostram que quanto menor o “*delay*” de fase entre a região frontal maior o QI. O menor “*delay*” reflete em um comando frontal mais rápido e um controle dos recursos das regiões posteriores do córtex de maneira mais eficiente. É postulado que o maior o “*delay*” de fase em regiões posteriores do córtex reflete no aumento do tempo de processamento local e aumento das cargas de informações, que são positivamente relacionadas com o QI.

Para integrar os achados do estudo Hung *et al.* <sup>[80]</sup>, é hipotetizado que a inteligência em geral é positivamente correlacionada com um processamento mais rápido entre as conexões frontais, refletida pela diminuição do “*delay*”. Simultaneamente, a inteligência é positivamente relacionada com o aumento da diferenciação em redes locais ou em assembleias de neurônios refletindo uma diminuição na coerência e um maior “*delay*” de fase, especialmente nas relações entre os lobos temporais e regiões posteriores. Os achados são consistentes com um modelo de “ligação de rede” no qual a inteligência é função da eficiência dos lobos frontais em orquestrar os recursos neurais posteriores e temporais <sup>[80]</sup>.

No que diz respeito a coerência de fase observada por este estudo, na banda de frequência alfa o GI apresentou, de maneira geral, um adiantamento nas ativações no lado direito, isto é, o processamento de informações iniciou no hemisfério cerebral direito. No GJ, estes apresentaram um comportamento contrário, demonstrando que o processamento de informações iniciou no lado esquerdo.

O GI na banda de frequência beta se mostrou com um comportamento variável entre os canais, apresentando um comportamento geral de atraso nas ativações do hemisfério esquerdo, isto é um adiantamento do hemisfério direito. Já o GJ, mostrou variações em seu padrão, entretanto, o padrão geral foi de adiantamento nas ativações do lado esquerdo. Desta forma, os grupos mostraram comportamentos similares aos apresentados na banda de frequência alfa, havendo uma preferência de início das ativações pelo hemisfério direito nos idosos e no hemisfério esquerdo nos jovens.

Esta diferença encontrada na coerência de fase, evidenciando uma ativação adiantada do hemisfério esquerdo para o GJ e direito para o GI, podem ter relação com a especialização hemisférica. Dentro desta teoria, o hemisfério direito relaciona-se com o processamento de novos estímulos, de novas experiências. Enquanto o hemisfério esquerdo relaciona-se principalmente com a fala, resolução mental de cálculos matemáticos e ao reconhecimento qualitativo das relações espaciais, este hemisfério é ainda o responsável pela seleção dos objetivos, estratégias motoras e pelo controle do movimento <sup>[53,78]</sup>.

Da mesma maneira, a teoria de Goldberg<sup>[53,78]</sup>, postula que o hemisfério esquerdo está mais relacionado ao processamento de informações já assimiladas, enquanto que o hemisfério direito estaria mais envolvido na aquisição e processamento das novas informações.

Sendo assim, de acordo com os resultados do nosso estudo, podemos supor que durante a exposição à RV, o GI, aparentemente, teve o comportamento similar ao processamento de novas informações pois, houve uma maior preferência a ativações do lado direito, enquanto o GJ apresentou preferência para o lado esquerdo, permite acreditar que os jovens já estavam familiarizados com o jogo.

Este comportamento pode estar relacionado com a experiência prévia relatada pelo GJ, onde cerca de 80% dos indivíduos já tinha experimentado atividades com a RV, enquanto o GI relatou 0% de experiência prévia.

Estes achados são compatíveis com alguns estudos que verificaram os efeitos da aprendizagem no comportamento das ativações cerebrais e da coerência em diferentes atividades, os quais sugerem que com a aprendizagem há uma preferência por ativações no lado esquerdo do cérebro, isto é, o hemisfério esquerdo se torna mais ativado quando comparado ao hemisfério esquerdo <sup>[53,78]</sup>.

Além disso, pesquisas sugerem que com a aprendizagem o cérebro realiza uma “poda” nas sinapses do cérebro fortalecendo as conexões corticais relevantes a atual demanda cognitiva e atenuando as irrelevantes. Também relatam que devido ao processo de aprendizagem há uma diminuição da coerência entre as áreas associativas e as áreas motoras, tornando a organização do cérebro mais organizada e eficiente, resultando na redução esforço cognitivo e na melhora na habilidade <sup>[62,66,79,80]</sup>.

Entretanto, apesar do GJ ter tido experiências anteriores com a RV, esta não foi capaz de promover um padrão de ativação cortical na coerência inter-hemisférica diferente entre os grupos. Entretanto, é importante ressaltar que os grupos apresentaram uma semelhança no nível cognitivo. Apesar disso, diferenças na conectividade podem estar presentes em outras regiões cerebrais, embora estas não foram alvo deste estudo pois, o foco centrou-se apenas na região frontal.

Devido ao nosso estudo não ter contemplado um protocolo de intervenção por meio de treinamento em RV, não podemos extrapolar os resultados encontrados afim responder questionamentos sobre a aprendizagem motora, pois mesmo que os grupos GI e GJ tenham apresentado comportamentos semelhantes, não podemos afirmar que no processo de aprendizagem se daria da mesma forma. Tais efeitos só poderão ser observados através de estudos que abordem o treinamento, para que fosse possível verificar os comportamentos cerebrais associados a um protocolo de aprendizagem em ambiente de RV.

## CONCLUSÃO

Conclui-se com esse estudo que a coerência inter-hemisférica nas bandas de frequência alfa e beta nos canais frontais, não difere entre o GI e GJ quando os mesmos são expostos a um ambiente virtual. Entretanto, quando avaliamos a coerência de fase, é possível perceber um padrão de comportamento diferente entre os grupos, no qual, o GJ apresentou uma antecipação de ativações no hemisfério esquerdo e o GI no hemisfério direito. Este comportamento pode estar associado a mecanismos de aprendizagem devido a exposições prévias a RV, por parte do GJ.

Diferentemente do esperado, o GI apresentou valores de coerência inter-hemisférica semelhante ao GJ, o que pode ser indicativo de um nível cognitivo parecido dos participantes de ambos os grupos. Novos estudos, com amostras maiores e mais representativas a população brasileira poderão encontrar diferenças relacionando o envelhecimento as alterações na coerência inter-hemisférica.

Apesar da realização da mesma tarefa em ambos os grupos e, o comportamento similar de coerência, pode ter havido diferenças no desempenho da realização da tarefa proposta, mas o desempenho durante a atividade não foi alvo deste estudo. Tal ponto poderia mostrar outras relações ou diferenças importantes durante atividades cognitivas e/ou motoras que envolvem a RV.

Dessa forma, a utilização da RV aparenta ser uma ferramenta capaz de estimular de maneira semelhante os grupos participantes desta pesquisa pois, ambos os grupos apresentaram resultados similares em diversos aspectos, entretanto, existe a necessidade de mais estudos para observar os efeitos do treinamento com o uso da RV e seus efeitos sobre a coerência da ativação cerebral.

## REFERÊNCIAS

- [1] IBGE (CENSO) – 2010 <http://www.ibge.gov.br/censo2010/>.
- [2] Moraes, EN, Moraes, FL, Lima, SPP. Características biológicas e psicológicas do envelhecimento. *Rev Med Minas Gerais*. 2010. 20(1): 67-73
- [3] Tallis RC, Fillit HM. *Broncklehurst's textbook of geriatric medicine and gerontology*. 6a ed. Oxford: Churchill Livingstone; 2003.
- [4] Rossini PM, Ferilli MAN, Rossini L, Ferreri F. Clinical Neurophysiology of Brain Plasticity in Aging Brain. *Current Pharmaceutical Design*. 2013; 19. 6426-6439
- [5] Araujo TB, Silva NA, Costa JN, Pereira MM, Safons, PM. Efeito da equoterapia no equilíbrio postural de idosos. *Rev Bras Fisioter*, São Carlos, v. 15, n. 5, p. 414-9, set./out. 2011.
- [6] Borget AJ, Van Den Pavol MJ, Grabiner MD. Response time is more important than walking speed for the ability of older adults to avoid a fall after a trip. *Journal of Biomechanics* 2002;35: 199-205.
- [7] Papegaaij S, Taube W, Baudry S, Otten E, Hortobágyi T. Aging causes a reorganization of cortical and spinal control of posture. *Frontiers in Aging Neuroscience*. March 2014 | Volume 6 | Article 28.
- [8] Maiato, AM, APRENDIZAGEM, N. E. No Title. p. 1–81, [s.d.].
- [9] Levac DE, Galving J., When is Virtual Reality “Therapy”? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2013;94:795-8
- [10] Peñasco-Martín B, De los Reyes-Guzmán A, Gil-Agudo A, Bernal-Sahún A, Pérez-Aguilar B, De la Peña-González AI. Aplicación de la realidad virtual en los aspectos motores de la neurorrehabilitación. *RevNeurol* 2010; 51: 481-8.
- [11] Toulotte C, Toursel C, Olivier N. Wii fit® training vs. Adapted Physical Activities: Which one is the most appropriate to improve the balance of independent senior subjects? A randomized controlled study. *Clinical Rehabilitation*. 2012; 26(9) 827–835
- [12] Silveira MM, Pasqualotti A, Olussi EL, Wibellinger LM. Envelhecimento Humano e as Alterações na Postura Corporal do Idoso. *Revista Brasileira de Ciências da Saúde*. 2010. 26(8) 52-58.
- [13] Wagner R., Piovesan S., Passerino L., Lima J. Desenvolvendo Ambientes de Realidade Virtual Utilizando OpenSim. 90.20 Bb
- [14] Wright WG. Using virtual reality to augment perception, enhance sensorimotor adaptation, and change our minds. *Front Syst Neurosci*. 2014;8:56.

- [15] Vagheti CAO, Botelho CS. Ambientes virtuais de aprendizagem na educação física: uma revisão sobre a utilização de Exergames. *Ciências & Cognição*. 2010; Vol 15 (1): 076-088.
- [16] Pompeu JE, Mendes FA, Silva KG, Lobo AM, Oliveira Tde P, Zomignani AP, Piemonte ME. *Physiotherapy*. Effect of Nintendo Wii™-based motor and cognitive training on activities of daily living in patients with Parkinson's disease: a randomised clinical trial. 2012 Sep; 98(3):196-204.
- [17] Anguera JA, Boccanfuso J, Rintoul JL, Al-Hashimi O, Faraji F, Janowich I, Kong E, Larraburo Y, Rolle C, Johnston E, Gazzaley A. Video game training enhances cognitive control in older adults. *Nature*. 2013. V501. 97- 103.
- [18] Alzu'bi HS, Al-Zubi NS, Al-Nuaimy W. Toward Inexpensive and practical brain computer interface Proceedings - 4th International Conference on Developments in eSystems Engineering, DeSE 2011. Anais...2011.
- [19] Ocaziones, AS. Processamento no domínio da frequência de sinais de eletroencefalografia coletados durante protocolo de estresse moderado. Monografia. 2009.
- [20] Anderson EW. Evaluating Scientific Visualization Using Cognitive Measures. Universidade de Utah, Salt Lake City, UT. 2012. Doi: 10.1145/2442576.2442581.
- [21] Machado, S., Cunha, M., Velasques B., Minc D., Bastos, V. H., Budde, H., Cagy M., Piedade R., Ribeiro P. Interface cérebro-computador: novas perspectivas para a reabilitação. *Rev Neurocienc* v.17, n.4 p.329-335, 2009
- [22] Valipour S, Shaligram D, Kulkarni GR. Detection of an Alpha Rhythm of EEG Signal Based On EEGLAB2014;4(1), 154–159.
- [23] Lang M. Investigating the Emotiv EPOC for cognitive control in limited training time. Department of Computer Science, University of Canterbury, 2012.
- [24] Azevedo PA, Jakubovic BKM, Corrê JB, Santos JB, Mourão JB, Silva ALS, Silva VF. A Influência da Imagética Motora nas Ondas Corticais Alfa e Beta em Pré-Adolescentes Praticantes de Futsal. *Movimento & Percepção*, Espírito Santo do Pinhal, SP, v. 11, n. 16, jan./abr. 2010– ISSN 1679-8678
- [25] W Klimesch. EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. *Brain Research Reviews* 1999; 29:169–195.
- [26] Malinowska et al. Electroencephalographic profiles for differentiation of disorders of consciousness. *Biomedical Engineering Online* 2013; 12:109.



- [27] Kim JH, Chung EJ, Lee BG. A study of analysis of the brain wave with respected to action observation and motor imagery: A pilot randomized controlled trial. *Journal of Physical Therapy Science* 2013; 25(7), 779–782.
- [28] Schomer DL, Silva FHL. *Niedermeyer's electroencephalography: basic principles, clinical application and related fields*. 6. Ed. Philadelphia: LWW; 2011.
- [29] 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;50:2745–2751.
- [30] Kolb B, Whishaw Q. *Neurociência do Comportamento*. 2002. Manole. SP. 1ªed. Cap 11: 432-441.
- [31] Ganesh S et al. How the Human Brain Goes Virtual: Distinct Cortical Regions of the Person Processing Network are Involved in Self-Identification With Virtual Agents. *Cerebral Cortex*. 2012; 22:1577-1585.
- [32] Ferreira, ALS et al. *Interfaces Cérebro-Computador de Sistemas Interativos : Estado da Arte e Desafios de IHC*. v. 5138, p. 239–248, 2012.
- [33]Vourvopoulos A, Liarrokapis F. Evaluation of commercial brain–computer interfaces in real and virtual world environment: A pilot study. *Computers & Electrical Engineering*, v. 40, n. 2, p. 714–729, 2014.
- [34]Taylor GS, Schmidt C. Empirical Evaluation of the Emotiv EPOC BCI Headset for the Detection of Mental Actions. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, v. 56, n. 1, p. 193–197, 2012.
- [35] Emotiv. *Emotiv software development kit user manual for release 1.0.0.3*. HongKong: Emotiv Ltd, 2011
- [36] Ehlers RS. *Análise de Series Temporais*. Departamento de Estatística, UFPR. Disponível em <http://leg.est.ufpr.br/~ehlers/notas>. Nov - 2005.
- [37] Ruchkin D. Editorial EEG, *International Journal of Psychophysiology* 57 (2005) 83–85.
- [38] Thatcher RW, Biver CJ, North DM. *EEG and Brain Connectivity: A Tutorial*, 2004.
- [39] Lourenço RA, Veras R, *Mini-Exame do Estado Mental: características psicométricas em idosos ambulatoriais*. *Rev Saúde Pública* 2006;40(4):712-9.
- [40] Mehrholz J, Wagner K., Rutte K, Meißner D, Pohl M. Predictive Validity and Responsiveness of the Functional Ambulation Category in Hemiparetic Patients After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2007; 88(10), 1314–1319.

- [41] Badcock NA, Mousikou P, Mahaja Y, Lissa P, Thie J, McArthur G. Validation of the Emotiv Epoc® EEG gaming system for measuring research quality auditory ERPs. 2013. PeerJ 1:e38; DOI 10.7717/peerj.38
- [42] Ekanayake H. P300 and Emotiv EPOC: Does Emotiv EPOC capture real EEG?. 2010
- [43] Microsoft Corporation. Microsoft Excel, Washington, 2013.
- [44] Emotiv Systems. Software Developer Kit, Emotiv EPOC Research Edition Windows v.2.0.0.20, 2012
- [45] MathWorks Inc, MATLAB, 2013
- [46] Welch PD. "The Use of Fast Fourier Transform for the Estimation of Power Spectra: A Method Based on Time Averaging Over Short, Modified Periodograms." IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics. Vol. AU-15, 1967, pp. 70–73.
- [47] Rabiner LR, and Bernard Gold. Theory and Application of Digital Signal Processing. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1975.
- [48] Oppenheim, AV, Schafer RW, Buck JR. Discrete-Time Signal Processing. 2nd Ed. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall, 1999.
- [49] Kay SM. Modern Spectral Estimation. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1988
- [50] Stoica P, Randolph M. Spectral Analysis of Signals. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall, 2005.
- [51] Aspinall P, Mavros P, Coyne R, Roe J. The urban brain: analysing outdoor physical activity with mobile EEG. 2013. British Journal of sports medicine. 0: 1-6.
- [52] Debener S, Minow F, Emkes R, et al. How about taking a low-cost, small, and wireless EEG for a walk? Psychophysiology v. 49 p.1617–1621, 2012.
- [53] Luft CB, Andrade A. A pesquisa com EEG aplicada à área de aprendizagem motora. Revista Portuguesa de Ciências do desporto, v. 6, n.1, p. 106-115, 2006.
- [54] Picton, TW. Electroencephalography (EEG). Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering, v. 5, p. 1-4, 2006
- [55] Tatum W, Husain A, Benbadis S, Kaplan P, Handbook of EEG Interpretation. Demos Medical Publishing, 2008.
- [56] Emotiv Company, EEG Specifications, 2012.
- [57] Locatelli T, Cursi M, Liberati D, Franceschi M, Comi G. EEG coherence in Alzheimer's disease. Electroencephalogr. clin. Neurophysiol. v. 106, p.229-237,1998.

- [58] Harmony T, Marosi E, Fernandez T, Bernal J, Rodriguez M, Reyes A. EEG coherences in patients with brain lesions. *Intern J Neuroscience*. v.74, p. 203-226, 1994.
- [59] Leuchter AF, Spar JE, Walter DO, Weiner H. Electroencephalographic spectra and coherence in the diagnosis of Alzheimer's-type and multi- infarct dementia. *Arch Gen Psychiatry*. v. 44, p.993-998, 1987.
- [60] Anghinah R, Caramelli P, Takahashi DY, Nitrini R, Sameshima K. Estudo da coerência do eletrencefalograma na banda de frequência alfa em indivíduos adultos normais. *Arq. Neuropsiquiatr*, 63(1), p. 83-86, 2000.
- [61] Anghinah R. Análise da coerência do espectro do eletrencefalograma. *Rev. Neurociências*, 13(1), p. 050-053, 2005
- [62] Hogan M, Collins P, Keane M, Killmartin L, Kaiser J, Kenney J, Lai R, Upton N. Electroencephalographic coherence, aging, and memory: distinct responses to background context and stimulus repetition in younger, older, and older declined groups. *Experimental Brain Research*, 212, p.241-255, 2011.
- [63] Duffy FH, Mcanulty GB, Albert MS. Effects of age upon interhemispheric EEG coherence in normal adults. *Neurobiol Aging* 17(4):589–599, 1996.
- [64] Knott VJ, Harr A. Aging, smoking and EEG coherence: a preliminary study. *Clin Electroencephalogr* 28:236–244, 1997.
- [65] Kikuchi M, Wada Y, Koshino Y, Nanbu Y, Hashimoto T. Effect of normal aging upon interhemispheric EEG coherence: analysis during rest and photic stimulation. *Clin Electroencep- halogr* 4:170–174, 2000.
- [66] Silberstein RB. Dynamic sculpting of brain functional connectivity and mental rotation aptitude. In: Neuper C, Klimesch W (eds) *Event-related dynamics of brain oscillations, progress in Brain research*. Elsevier, Amsterdam, pp 63–76, 2006.
- [67] Jiang Z, Zheng L. Inter- and intra-hemispheric EEG coherence in patients with mild cognitive impairment at rest and during memory working task. *J Zhejiang Univ Sci B* 7:357–364, 2006.
- [68] Deeney SP, Haufler AJ, Saffer M, Hatfield BD. Electroencephalographic coherence during visuomotor performance: a comparison of cortico-cortical communication in experts and novices. *J Mot Behav* 41(2):106–116, 2009.

- [69] Hogan MJ, Swanwick GR, Kaiser J, Rowan M, Lawlor B. Memory-related EEG power and coherence reductions in mild Alzheimer's disease. *Int J Psychophysiol* 49:147–163, 2003.
- [70] Duffy FH, Jones KJ, Mcanulty GB, Albert MS. Effects of age upon interhemispheric EEG coherence in normal adults. *Neurobiol aging*, 17:587-589, 1996.
- [71] Vysata O, Kukal J, Valis M, Pazdera L, Hort J, Prochazka A. Lag Synchronisation in the Human Brain: Evidence from 17,722 Healthy Subjects' EEG Analyses. *NeuroQuantology*, v. 12(1), p. 40-45, 2014.
- [72] Knyazev GG, Volf NV, Belousova LV. Age-related differences in electroencephalogram connectivity and network topology. *Neurobiology of Aging*. v. 36, p.1849-1859, 2015.
- [73] Falkenstein M, Gajewski PD, Getzmann S. The Electrophysiology of Cognitive Aging. *Journal of Psychophysiology*, Vol. 28(3), p.101–104, 2014.
- [74] Dascal JB, Martins RM, Marques I, Curti J, Teixeira DC. Comparação do estado mental de idosos com diferentes níveis educacionais inseridos em práticas de atividades físicas. *Estud. interdiscipl. envelhec.*, Porto Alegre, v. 18, n. 2, p. 441-454, 2013.
- [75] Lenardt MH, Michel T, Wachholz PA, Borghi AS, Seima MD. O desempenho de idosos institucionalizados no miniexame do estado mental. *Acta Paul Enferm*, v.22(5):638-644, 2009.
- [76] Melo DM, Barbosa AJG. O uso do Mini-Exame do Estado Mental em pesquisas com idosos no Brasil: uma revisão sistemática. *Ciência & Saúde Coletiva*, 20(12):3865-3876, 2015.
- [77] Almeida OP. Mini exame do estado mental e o diagnóstico de demência no Brasil. *Arq Neuropsiquiatr*. v. 56(3-B), p.605-612, 1998.
- [78] Andrade A, Luft CB, Rolin MKFB. O desenvolvimento motor, a maturação das áreas corticais e a atenção na aprendizagem motora. *EFDportes Revista Digital*, São Paulo, (10)78. Disponível em:<http://www.efdeportes.com/efd78/motor.htm>. Acesso em 02 de junho de 2014.
- [79] Deeny SP, Hillman CH, Janelle CM, Hatfield BD. Cortico-cortical Communication and Superior Performance in Skilled Marksmen: An EEG Coherence Analysis. *Journal of sport & exercise psychology*, v.25, p. 188-204, 2003.

- [80] Hung C, Chang C, Hung T. Comparison of Best and Worst Performance on EEG Coherence in Skilled Dart Players [Internet]. Research Gate. [citado 19 January 2017]. Disponível em: [https://www.researchgate.net/publication/268420513\\_Comparison\\_of\\_Best\\_and\\_Worst\\_Performance\\_on\\_EEG\\_Coherence\\_in\\_Skilled\\_Dart\\_Players?enrichId=rgreq-16bc1c00-1675-4ba7-aa1d-6868a4fa98b1&enrichSource=Y292ZXJQYWdlOzI2ODQyMDUxMztBUzoyMjU5OTUxNzM5NjE3MjIAMTQzMDg5Mjg1Njg5NA%3D%3D&el=1\\_x\\_2](https://www.researchgate.net/publication/268420513_Comparison_of_Best_and_Worst_Performance_on_EEG_Coherence_in_Skilled_Dart_Players?enrichId=rgreq-16bc1c00-1675-4ba7-aa1d-6868a4fa98b1&enrichSource=Y292ZXJQYWdlOzI2ODQyMDUxMztBUzoyMjU5OTUxNzM5NjE3MjIAMTQzMDg5Mjg1Njg5NA%3D%3D&el=1_x_2)
- [81] R.W. Thatcher, D. North, C. Biver. EEG and intelligence: Relations between EEG coherence, EEG phase delay and power. *Clinical Neurophysiology*, v.116, p.2129-2141, 2005.

## ANEXOS

### Anexo 1 – Mini-exame do estado mental



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA  
MINI-EXAME DO ESTADO MENTAL**

Paciente: \_\_\_\_\_

Data de nascimento: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Escolaridade: \_\_\_\_\_

Data do teste: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Avaliador: \_\_\_\_\_

Diagnóstico Médico: \_\_\_\_\_

Diagnóstico Cinesio-funcional: \_\_\_\_\_

#### *ORIENTAÇÃO TEMPORAL*

Dia da semana (1ponto) ( )

.....

Dia do mês (1ponto) ( )

.....

Mês (1ponto) ( )

.....

.

Ano (1ponto) ( )

.....

.

Hora aproximada (1ponto) ( )

.....

#### *ORIENTAÇÃO ESPACIAL*

Local específico (andar ou setor) (1ponto) ( )

.....

Instituição (residência, hospital, clínica) (1ponto) ( )

.....

Bairro ou rua próxima (1ponto) ( )

.....

Cidade (1ponto) ( )

.....

Estado (1ponto) ( )

.....

## MEMÓRIA IMEDIATA

Fale 3 palavras não relacionadas. Posteriormente pergunte ao paciente pelas 3 palavras. ( )

Dê 1 ponto para cada resposta correta

.....

Depois repita as palavras e certifique-se de que o paciente as aprendeu, pois mais adiante você irá perguntá-las novamente

## ATENÇÃO E CÁLCULO

(100 – 7) sucessivos, 5 vezes sucessivamente (1 ponto para cada cálculo correto) ( )

.....

(alternadamente, soletrar MUNDO de trás para frente)

## EVOCAÇÃO

Pergunte pelas 3 palavras ditas anteriormente (1 ponto por palavra) ( )

.....

## LINGUAGEM

Nomear um relógio e uma caneta (2 pontos) ( )

.....

Repetir “nem aqui, nem ali, nem lá” (1 ponto) ( )

.....

Comando: “pegue este papel com a mão direita dobre ao meio e coloque no chão” (3 pontos) .....

Ler e obedecer: “Feche os olhos” (1 ponto) ( )

.....

Escrever uma frase (1 ponto) ( )

.....

Copiar um desenho (1 ponto) ( )

.....

**ESCORE: ( \_\_\_\_ / 30)**



---

(Foistein, Foistein & McHugh, 1975)

## Anexo 2 – Functional Ambulatory Category (FAC)

### CATEGORIAS DE DEAMBULAÇÃO FUNCIONAL:

NÍVEL		
	Incapaz de andar ou que necessita de ajuda de 2 terapeutas	
	Necessidade de suporte contínuo de uma pessoa para carregar o sujeito e manter seu equilíbrio ou coordenação	
	Dependência contínua ou intermitente de outra pessoa para ajudar no equilíbrio ou coordenação	
	Necessidade apenas de supervisão verbal. Precisam de alguém ao lado para ganhar confiança	
	Move-se de forma independente, mas necessita de ajuda para subir degraus ou em piso irregular	
	Independente na locomoção (incluindo subir degraus)	



## APÊNDICES

Apêndice 1- Termo de consentimento livre e esclarecido



### **UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE** **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

#### **Esclarecimentos**

Este é um convite para você participar da pesquisa intitulada: **EFEITOS IMEDIATOS DO EXERCÍCIO EM IMERSÃO VIRTUAL NA ATIVIDADE CEREBRAL – UM ESTUDO COMPARATIVO ENTRE ESTADOS EMOCIONAIS DE ADULTOS JOVENS E IDOSOS**, que é coordenada pelo mestrando Wagner Henrique de Souza Silva.

Sua participação é voluntária, o que significa que você poderá desistir a qualquer momento, retirando seu consentimento, sem que isso lhe traga nenhum prejuízo ou penalidade.

Essa pesquisa procura avaliar a influência de um programa de exercícios associados à realidade virtual por videogame Nintendo Wii<sup>®</sup> sobre a atividade cerebral em sessão única com duração de 20 minutos aplicada a adultos jovens e idosos. Os resultados desta pesquisa poderão contribuir para um melhor entendimento do processo de envelhecimento e dinâmica cerebral. Caso decida aceitar o convite, você será submetido(a) ao(s) seguinte(s) procedimentos: avaliação física, responder questionários, teste de cognição (perguntas sobre orientação geral), avaliação da atividade cerebral (eletroencefalograma) e exercício de equilíbrio na balança do Wii<sup>®</sup>. Os riscos envolvidos com sua participação são pequenos e inerentes à atividade física, como: mal-estar, dispneia, tontura, e desestabilização postural. Contudo, podem ainda ser reduzidos através das seguintes providências: o treinamento de equilíbrio ocorrerá dentro dos critérios de segurança previstos pela fisiologia do exercício e em laboratório devidamente adaptado no interior do departamento de fisioterapia, quanto ao esforço, além de ocorrer em área plana e com possibilidade de suporte em caso de desequilíbrio, haverá interrupção mediante intercorrência e toda

a conduta será acompanhada por dois terapeutas devidamente orientados, não apenas em relação aos protocolos aplicados em pesquisa, mas em procedimentos de urgência, caso necessários. Além disso, haverá também a supervisão do fisioterapeuta responsável pela pesquisa. Quanto à realidade virtual, não há registros de problemas relativos à sua aplicação em seres humanos, somente no que diz respeito a lesões por uso excessivo, o que não deverá ocorrer pelo tempo limite previsto pelo protocolo de tratamento.

Você terá os seguintes benefícios ao participar da pesquisa: noções sobre sua condição de saúde atual quanto ao seu equilíbrio e função cerebral, uma vez que o experimento proposto se trata da utilização de um moderno recurso com evidência demonstrada no favorecimento do desempenho cerebral e do equilíbrio humano.

Todas as informações obtidas serão sigilosas e seu nome não será identificado em nenhum momento. Os dados serão mantidos após a conclusão da pesquisa por um período de 5 anos em fichas individuais e reunidas em um arquivo central localizado no departamento de fisioterapia em local seguro, sendo a divulgação dos resultados feita de forma a não identificar os voluntários.

Se você tiver algum gasto que seja devido à sua participação na pesquisa, você será ressarcido, caso solicite.

Em qualquer momento, se você sofrer algum dano comprovadamente decorrente desta pesquisa, você terá direito a indenização.

Você ficará com uma cópia deste Termo e toda a dúvida que você tiver a respeito desta pesquisa, poderá perguntar diretamente para o coordenador da pesquisa, no endereço: Rodovia BR-101/Campus Universitário/UFRN – Lagoa Nova – Departamento de Fisioterapia, CEP: 59078970 – NATAL/RN, ou pelo telefone (84)99079294. Dúvidas a respeito da ética dessa pesquisa poderão ser questionadas ao Comitê de Ética em Pesquisa da UFRN no endereço Praça do Campus Universitário, Lagoa Nova. Caixa Postal 1666, CEP 59072-970 Natal/RN ou pelo telefone (84)215-3135.

### **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 **“EFEITOS IMEDIATOS DO EXERCÍCIO EM IMERSÃO VIRTUAL NA ATIVIDADE**

**CEREBRAL – UM ESTUDO COMPARATIVO ENTRE ESTADOS EMOCIONAIS DE ADULTOS JOVENS E IDOSOS ”.**

Participante da pesquisa:

---

Pesquisador responsável:

---

**WAGNER H DE S SILVA**

**CREFITO 164343-F**

**Endereço:** Rodovia BR-101/Campus Universitário/UFRN – Lagoa Nova – Departamento de Fisioterapia, CEP: 59078970 – NATAL/RN, ou pelo telefone (84)99079294.

---

**Comitê de ética e Pesquisa:** (CEP-UFRN), Praça do Campus, Campus Universitário, CP 1666, Natal, 59.078-970, Brasil,

E-mail: [cepufrn@reitoria.ufrn.br](mailto:cepufrn@reitoria.ufrn.br); telefone: +55-84-3215-3135.

---



## Apêndice 2 – Ficha de Avaliação



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE**  
**CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE**  
**DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA**  
**FICHA DE AVALIAÇÃO**

Data da avaliação: \_\_\_\_\_

Avaliador: \_\_\_\_\_

### 3. IDENTIFICAÇÃO DO PACIENTE

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

Idade: \_\_\_\_\_ Data de Nascimento: \_\_\_\_\_ Sexo ( ) F ( ) M

Endereço: \_\_\_\_\_ Tel.: \_\_\_\_\_

Grau de Instrução: \_\_\_\_\_ Estado Civil: \_\_\_\_\_

Profissão atual: \_\_\_\_\_

### 2. DADOS CLÍNICOS

Fatores de risco presentes:

( ) Hipertensão ( ) Tabagismo ( ) Diabetes Mellitus ( ) Convulsões

( ) Obesidade ( ) Doença cardíaca ( ) Hipersensibilidade fótica

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

Medicação controlada: Sim ( ) Não ( ) Qual (is): \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Dormiu bem na noite anterior? Sim ( ) Não ( ) Quantas horas? \_\_\_\_\_

Caso seja mulher, possui ciclo menstrual regular? Sim ( ) Não ( ) Qual a data da sua última menstruação? \_\_\_\_\_

Já teve alguma experiência anterior com o vídeo game Wii? Sim ( ) Não ( )

### 3. EXAME FÍSICO

FC: \_\_\_\_\_ bpm PA: \_\_\_\_\_ x \_\_\_\_\_