



**MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO**  
**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PIAUÍ-UFPI**  
**CAMPUS MINISTRO REIS VELLOSO**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS BIOMÉDICAS**

**ALZIRA MARIA DE ANDRADE ARAÚJO**

**INFLUÊNCIA DA CONVERGÊNCIA PROXIMAL BINOCULAR NA POTÊNCIA  
ABSOLUTA DA BANDA ALFA DO ELETROENCEFALOGRAMA EM ADULTOS  
JOVENS**

Parnaíba – PI  
Março – 2019

ALZIRA MARIA DE ANDRADE ARAÚJO

**INFLUÊNCIA DA CONVERGÊNCIA PROXIMAL BINOCULAR NA POTÊNCIA  
ABSOLUTA DA BANDA ALFA DO ELETROENCEFALOGRAMA EM ADULTOS  
JOVENS**

Dissertação de mestrado apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Biomédicas da Universidade Federal do Piauí, *Campus* Ministro Reis Velloso, como requisito final para a obtenção do título de Mestre em Ciências Biomédicas.

Área de concentração: Desempenho Humano: Diagnóstico e Funcionalidade

Orientador: Prof. Dr. Victor Hugo do Vale Bastos

Parnaíba – PI  
Março – 2019

ALZIRA MARIA DE ANDRADE ARAÚJO

**INFLUÊNCIA DA CONVERGÊNCIA PROXIMAL BINOCULAR NA POTÊNCIA  
ABSOLUTA DA BANDA ALFA DO ELETROENCEFALOGRAMA EM ADULTOS  
JOVENS**

APROVADA EM \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

BANCA EXAMINADORA:



Victor Hugo do Vale Bastos  
Fisioterapia UFPI

Professor Adjunto  
CREFITO 6-26538/SIAPE-1261994

---

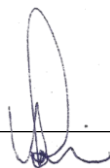
Orientador: Prof. Dr. Victor Hugo do Vale Bastos

Universidade Federal do Piauí – UFPI

---

Coorientador: Prof. Dr. Silmar Silva Teixeira

Universidade Federal do Piauí – UFPI



---

Profa. Dra. Viviam Kazue Andó Vianna Secin

Centro Universitário Celso Lisboa - RJ

FICHA CATALOGRÁFICA  
Universidade Federal do Piauí  
Biblioteca Setorial Prof. Cândido Athayde – Campus Parnaíba  
Serviço de Processamento Técnico

A663i Araújo, Alzira Maria de Andrade  
Influência da convergência proximal binocular na potência absoluta da  
banda alfa do eletroencefalograma em adultos jovens [manuscrito] / Alzira  
Maria de Andrade Araújo. – 2019.  
66 f. : il. color.

Impresso por computador (printout).  
Dissertação (Mestrado em Ciências Biomédicas) – Universidade  
Federal do Piauí, 2019.  
Orientação: Prof. Dr. Victor Hugo do Vale Bastos  
Coorientador: Prof. Dr. Silmar Silva Teixeira

1. Convergência Ocular. 2. Eletroencefalografia. 3. Banda Alfa. I. Título.

CDD: 611.81

Coragem é o que é preciso para se levantar e falar, a coragem é também o que é preciso para sentar e ouvir.

Winston Churchill

Aos meus pais.

## AGRADECIMENTOS

Concluída a minha dissertação de mestrado, quero aqui deixar o meu agradecimento a todos que me ajudaram na sua realização.

Aos meus orientadores, o Prof. Dr. Victor Hugo do Vale Bastos e Prof. Dr. Silmar Silva Teixeira, que me acompanharam em todo o processo e se mostraram sempre disponíveis.

A todos os meus colegas de mestrado, em especial Kyvia, Kaline, Xavier e Vítinho, com quem partilhei ideias e momentos.

Ao Luan por dividir os desafios dessa fase comigo.

Aos meus Pais, pelos valores que me transmitiram.

Às minhas irmãs pelo amor e atenção incondicionais não só durante este árduo percurso como também ao longo de toda a minha vida.

A todos os meus amigos pela compreensão em todos os momentos especiais quando eu estive mais ausente.

E por fim a todos os voluntários que abdicaram de parte do seu tempo. Sem eles não seria possível.

A todos muito obrigada.

## RESUMO

**Introdução:** As vergências são movimentos binoculares que ocorrem a partir de uma mudança no ângulo dos eixos visuais, com eles é possível mover o olhar atingindo a fusão das duas imagens monoculares e a percepção com grande precisão e exatidão dos objetos. Nesse contexto, o objetivo foi investigar a convergência proximal binocular em indivíduos jovens de 18 a 24 anos de idade tendo como medida a régua de ponto próximo de convergência e sua relação com atividade cortical por meio da Eletroencefalografia Quantitativa (EEGq). Foram recrutados 20 indivíduos de ambos os gêneros, saudáveis, estudantes da Universidade Federal do Piauí (UFPI) com média de idade  $\pm$  desvio padrão [DP]=  $20,6 \pm 2,3$  anos (faixa etária de 18 a 24 anos), composto de acordo com o cálculo amostral para população infinita, com erro menor ou igual a 0,05. Os resultados deste estudo demonstraram que os exercícios oculomotores realizados com a régua de PPC favorecem a melhora da IC. No tocante ao questionário CISS-vp, houve melhora dos sintomas relatados pelos voluntários, reafirmando sua aplicação como um recurso útil ao monitoramento evolutivo dos pacientes. Em relação ao EEG, houve uma predominância da potência absoluta da banda alfa no córtex occipital, desta forma, este resultado mostra maior demanda das oscilações da banda alfa para o planejamento e atenção, reforçando a utilização da terapia da IC baseada na estimulação da CP utilizando a régua de medida de PPC para benefício dos indivíduos.

**Palavras-chave:** Convergência Ocular; Eletroencefalografia; Banda alfa.



## ABSTRACT

**Introduction:** The vergences are binocular movements that occur from a change in the angle of the visual axes, with them it is possible to move the eye reaching the fusion of the two monocular images and the perception with great precision and accuracy of the objects. In this context, the objective was to investigate the proximal binocular convergence in young individuals from 18 to 24 years of age, using as a measure the near-convergence point ruler and its relation with cortical activity through Quantitative Electroencephalography (EEGq). Twenty individuals from both genders, healthy, students from the Federal University of Piauí (UFPI) were recruited with mean age  $\pm$  standard deviation [SD] =  $20.6 \pm 2.3$  years (age range from 18 to 24 years), composed according to the sample calculation for infinite population, with error less than or equal to 0.05. The results of this study demonstrated that the oculomotor exercises performed with the PPC rule favor the improvement of HF. Regarding the CISS-vp questionnaire, there was improvement of the symptoms reported by the volunteers, reaffirming their application as a useful resource to the evolutionary monitoring of the patients. Regarding the EEG, there was a predominance of absolute alpha band power in the occipital cortex, thus, this result shows a greater demand of the alpha band oscillations for planning and attention, reinforcing the use of HF therapy based on the stimulation of CP using the PPC measurement ruler for the benefit of individuals.

**Keywords:** Ocular Convergence; Electroencephalography; Alpha band.

## **LISTA DE FIGURAS**

Figura.1 Representação anatômica do globo ocular humano

Figura 2. Régua de Ponto Próximo de Convergência produzida segundo o modelo Accomodation Convergence Rule (GR 50 - Bernell Corporation, USA)

Figura 3. Representação esquemática dos dias de experiment

## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1. Variações na atividade cortical durante os dias de tratamento: potência absoluta da banda alfa

## **LISTA DE GRÁFICOS**

Gráfico 1. Resultado do PPC antes e depois do tratamento.

Gráfico 2. Comportamento da potência absoluta da banda alfa durante os dias de intervenção.

## LISTA DE SIGLAS

**ANOVA** –Análise de Variância

**AV** – Acuidade Visual

**BR** – Beta *Rebound*

**CO** – Convergência Ocular

**CGRs** – células ganglionares

**CISS** – *Convergence Insufficiency Symptom Survey*

**DP** – Desvio Padrão

**DSM** – Manual Diagnóstico e Estatístico de Transtornos Mentais

**EEG** – Eletroencefalograma

**EEGq** – Eletroencefalografia Quantitativa

**FRs** – Fotorreceptores

**IC** – Insuficiência de Convergência

**ICO** – Insuficiência de Convergência Ocular

**LAMCEF** – Laboratório de Mapeamento Cerebral e Funcionalidade

**NGL** – Núcleo Geniculado Lateral

**PMS** – Percepção Macular Simultânea

**PPC** – Ponto Próximo de Convergência

**RAF** – *Royal Air Force*

**RPPC** – Régua de Ponto Próximo de Convergência

**SRAA** – Sistema Reticular Ativador Ascendente

**TCLE** – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

**TDAH** – Transtorno do Déficit de Atenção e Hiperatividade

**UFPI** – Universidade Federal do Piauí

**VBN** – Visão Binocular Normal

**vp** – versão português

**VWFA** – *visual word form area*

**μV** – Microvolts

## SUMÁRIO

RESUMO	
ABSTRACT	
<b>CAPÍTULO I.....</b>	<b>15</b>
<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>15</b>
<b>1.2 Justificativa.....</b>	<b>18</b>
<b>1.3 Objetivos.....</b>	<b>18</b>
1.3.1 Geral.....	18
1.3.2 Específicos.....	18
<b>1.4 Hipóteses.....</b>	<b>19</b>
<b>CAPÍTULO II.....</b>	<b>20</b>
<b>2 REFERENCIAL TEÓRICO.....</b>	<b>20</b>
<b>2.1 Aspectos da anatomia e fisiologia do Sistema Visual.....</b>	<b>20</b>
<b>2.2 Insuficiência de Convergência.....</b>	<b>25</b>
<b>2.3 Eletroencefalografia quantitativa (EEGq).....</b>	<b>28</b>
<b>2.4 O Córtex Temporal, Occipital e a Banda Alfa.....</b>	<b>31</b>
<b>CAPÍTULO III.....</b>	<b>35</b>
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>35</b>
<b>3.1 Amostra.....</b>	<b>35</b>
<b>3.2 Critérios de avaliação.....</b>	<b>35</b>
<b>3.3 Procedimento experimental.....</b>	<b>36</b>
<b>3.4 Gravação EEG.....</b>	<b>38</b>
<b>3.5 Processamento de dados do EEG.....</b>	<b>39</b>
<b>3.6 Parâmetros de potência absoluta.....</b>	<b>39</b>
<b>3.7 Eletrodos selecionados na análise eletroencefalográfica.....</b>	<b>39</b>
<b>3.8 Análise estatística.....</b>	<b>40</b>
<b>CAPÍTULO IV.....</b>	<b>42</b>
<b>4 RESULTADOS.....</b>	<b>42</b>
<b>4.1 Resultados comportamentais.....</b>	<b>42</b>
<b>4.2 Questionário CISS.....</b>	<b>42</b>
<b>4.3 Resultados da avaliação do PPC.....</b>	<b>42</b>
<b>4.4 Variáveis neurofisiológicas.....</b>	<b>43</b>
<b>CAPÍTULO V.....</b>	<b>47</b>

<b>5 DISCUSSÃO.....</b>	<b>47</b>
<b>5.1 Variáveis Comportamentais.....</b>	<b>47</b>
<b>5.2 Variáveis neurofisiológicas.....</b>	<b>46</b>
<b>5.3 Limitações do estudo.....</b>	<b>48</b>
<b>CAPÍTULO VI.....</b>	<b>50</b>
<b>6 CONCLUSÃO.....</b>	<b>51</b>
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>52</b>
<b>ANEXOS</b>	
<b>APÊNDICES</b>	

---

## 1 INTRODUÇÃO

A competência de realizar movimentos e adaptações posicionais oculares para as diferentes demandas visuais requer uma organização e coordenação precisa, com performances asseguradas pelas respostas de músculos extraoculares (ALONSO *et al.*, 2010; HUH *et al.*, 2014; GRIGORIADIS, VAN PESCH, 2015). De acordo com a resposta aos comandos corticais, sejam eles voluntários ou automáticos dois tipos fundamentais de movimentos binoculares podem acontecer, conjugados e os disjuntivos, também denominados como movimentos vergênciais (VON NOORDEN e CAMPOS, 2002).

A palavra vergência deriva da expressão em latim *vergentia*, que corresponde a virar, voltar, vergar ou inclinar. Na Física, a vergência (V) determina a capacidade das lentes esféricas de convergir ou divergir a luz. Assim, quanto maior for o desvio sofrido pelos raios de luz ao atravessar uma lente, maior será sua vergência (HERAVIAN *et al.*, 2015). As vergências, na ortóptica, são movimentos binoculares provocados por uma resposta motora à disparidade sensorial, tem-se como consequência a mudança no ângulo dos eixos visuais, com eles é possível mover o olhar atingindo a fusão das duas imagens monoculares e a percepção com grande precisão e exatidão dos objetos (HERAVIAN *et al.*, 2015).

A mudança no ângulo dos eixos visuais se dá a partir da observação de um alvo que se move em profundidade no espaço (aproximando-se: convergência; afastando-se: divergência) e que provoca a estimulação díspare de pontos retinianos não correspondentes nas duas retinas. O objetivo das vergências é realizar os ajustes fusionais necessários para a retomada da fusão bifoveal. Existem três tipos de vergências, a convergência, que pode ser descrita como perda do paralelismo dos eixos visuais com um aumento no ângulo métrico; a



divergência, que pode ser horizontal ou vertical, caracterizada pela perda do paralelismo dos eixos visuais com diminuição do ângulo métrico; e as Ciclovergências (inciclo e exciclovergências), que são compensadas pelas rotações e inclinações da cabeça (HUSSAINDEENA *et al.*, 2018).

Na região do mesencéfalo estão situados os centros dos reflexos visuais. Os circuitos neurais provenientes da retina levam as informações para os colículos superiores e destes para o nervo óculo motor. O movimento ocular de interesse neste estudo é a convergência, esta pode ser caracterizada como o direcionamento de ambos os olhos para a raiz do nariz o que sugere que a insuficiência de convergência (IC). A IC está inserida no contexto das dificuldades de controle vergenciais, nesse caso, do olhar proximal. Existem outros tipos de dificuldades no controle vergencial, relacionado à visão proximal, além da IC, há o EC (Excesso de Convergência) e, relacionados à visão distal pode-se descrever a ID (insuficiência de divergência) e o ED (Excesso de Divergência). (ALONSO *et al.*, 2010).

As informações visuais referentes ao movimento, forma e textura do ambiente são préprocessadas e codificadas pela ativação de células ganglionares da retina, as quais são projetadas para o trato óptico e deste para os núcleos visuais subcorticais. Dessa forma, ao fornecer informação sobre o movimento no ambiente, o sistema visual também contribui para a estabilização das correções posturais e planejamento de reações antecipatórias. (GAWRYSZEWSKI *et al.*, 1987). Nesse contexto, problemas de atenção visual podem interferir no desempenho e no processamento da informação visual (CUNHA *et al.*, 2013; WILLEFORD *et al.*, 2016; WAISBOURD *et al.*, 2017). O conceito de IC, segundo Scheiman & Wick (2013, p. 237), é uma condição que reúne alguns aspectos, como Exoforia para perto maior do que para longe, um PPC afastado, uma vergência fusional positiva reduzida e uma baixa relação CA/A (convergência acomodativa/acomodaçã). A IC é definida como uma condição que não há manutenção da adução simultânea dos olhos, dessa forma, pode-se

ressaltar que há condições de convergência binocular assimétrica, em que não necessariamente se exige adução simultânea dos olhos (VON NOORDEN, 2002). Segundo a literatura, os sintomas mais citados por indivíduos com IC são fadiga ocular, dificuldade de concentração e cefaleia, que podem interferir no processo de aprendizagem escolar e na qualidade de vida do indivíduo (MARTINS, 2014).

O Ponto Próximo de Convergência (PPC) é uma medida utilizada para diagnosticar a IC, que possui sintomas correlacionados com desempenho e função ocular em tarefas de leitura e atenção (CHUNG *et al.*, 2012; HUH *et al.*, 2014). A mensuração do PPC é utilizada por 93% dos ortoptistas para compor o diagnóstico da IC e por 35% dos examinadores como critério suficiente para diagnosticá-la (CUNHA *et al.*, 2013; PESCOSOLIDO *et al.*, 2015). Scheiman e Wick (2013) ressaltam ser o PPC afastado o achado mais consistente da IC, o que justificaria o seu uso neste trabalho.

Nos últimos anos, estudos foram publicados comparando a eficácia de tratamentos para a IC tanto em crianças como em adultos (ALVAREZ *et al.*, 2010; COPPOLA *et al.*, 2015; GRECESCU, 2014), no entanto, não há um consenso quanto ao melhor tratamento, além de haver uma escassez de estudos que investiguem a atividade cortical de indivíduos adultos com insuficiência de convergência proximal binocular. Compreender a conectividade e funcionamento do sistema visual é uma tarefa complexa e longe de ser concluída, pois envolve uma arquitetura complexa composta por uma gama de células diferenciadas tanto em aspectos morfológicos como fisiológicos, tornando-o um dos sistemas mais complexos presente em mamíferos.

Estudos avaliaram a influência dos estímulos visuais no córtex cerebral. Borges et al (2018), analisaram a influência das cores no sinal do EEG. A amostra foi composta por voluntários hígidos, foram analisadas as influências de 4 cores, amarelo, azul, verde e vermelho, os eletrodos que apresentaram maiores diferenças perante um estímulo visual

foram O1 e O2, localizados na região do córtex visual primário do lobo occipital, responsável pela visão, identificação, localização, orientação e diferenciação de cores. Alharbi et al (2016) também realizaram estudos de potencial evocado visual por meio de cores e identificaram os canais significativos, entre eles, O1 e O2. Atualmente não há estudos publicados, realizados em humanos, que associem o EEG ao tratamento para convergência ocular (CO).

## **1.2 Justificativa**

Este estudo traz novas evidências sobre o comportamento do córtex quando submetido às tarefas visuais, a qual poderá ser utilizada por profissionais da reabilitação, oftalmologia, da ortóptica e optometria, além da posturologia dentro da fisioterapia e avaliações neurofuncionais dentro da mesma área.

## **1.3 Objetivos**

### *1.3.1 Geral*

Investigar a convergência proximal binocular em indivíduos jovens de 18 a 24 anos de idade tendo como medida a régua de ponto próximo de convergência e sua relação com atividade cortical por meio da Eletroencefalografia Quantitativa (EEGq).

### *1.3.1 Específicos*

- Avaliar o comportamento da convergência binocular antes e depois da estimulação do movimento de adução simultâneo e conjugado dos olhos utilizando a Régua de Ponto Próximo de Convergência;

- Investigar as alterações corticais ocasionadas pelo estímulo da convergência proximal binocular, tendo como base a potência absoluta da banda alfa nas derivações O1, O2, T3, T4, T5 e T6.

#### **1.4 Hipóteses**

- A estimulação da convergência com uma régua de PPC é eficaz para melhorar a convergência proximal binocular;

- Com a redução do PPC, conseqüente à estimulação da convergência proximal, há melhora nos sintomas oculares, dos valores de PPC em indivíduos com perfil de IC, avaliados com o questionário CISS-vp;

- A estimulação da convergência proximal binocular provoca alterações na potência absoluta da banda alfa.

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

### 2.1 Aspectos da anatomia e fisiologia do Sistema Visual

Para obter o entendimento sobre a visão humana é necessário entender a anatomia e da fisiologia básica do sistema visual. O globo ocular possui formato esférico com cerca de 2,5 cm de diâmetro e 7g de peso em adultos. À frente Em sua porção anterior há estruturas que possuem a função de captação da luz e exercem atividade óptica, e na porção posterior estão presentes os elementos que convertem os impulsos luminosos em impulsos elétricos por meio de reações químicas (CHUNG *et al.*, 2012; HERAVIAN *et al.*, 2015).

A literatura informa que, proximadamente, 60% das informações que chegam ao nosso cérebro, proveniente do ambiente, é captada por meio dos olhos, isso é possível graças aos fotorreceptores denominados de cones e os bastonetes, quando a luz incide nessas células, uma cascata de reações leva-as a um estado eletricamente excitado, o que dá origem a sinapses (WILLEFORD *et al.*, 2016).

O globo ocular é constituído por três camadas/túnicas concêntricas, sendo a mais externa formada pela córnea e a esclera. A túnica média formada pela coroide, corpo ciliar e íris, e a túnica interna ou sensorial, pela retina (WILLEFORD *et al.*, 2016; WAISBOURD *et al.*, 2017). Cada uma destas possui função específica e no geral, quando associadas ao Sistema Nervoso e aos músculos oculares possibilitam a visão, que corresponde a um dos sentidos do ser humano com grande contribuição para a interação do mesmo com o meio ambiente (COPPOLA *et al.*, 2015; GRECESCU, 2014; SHARMA *et al.*, 2015).

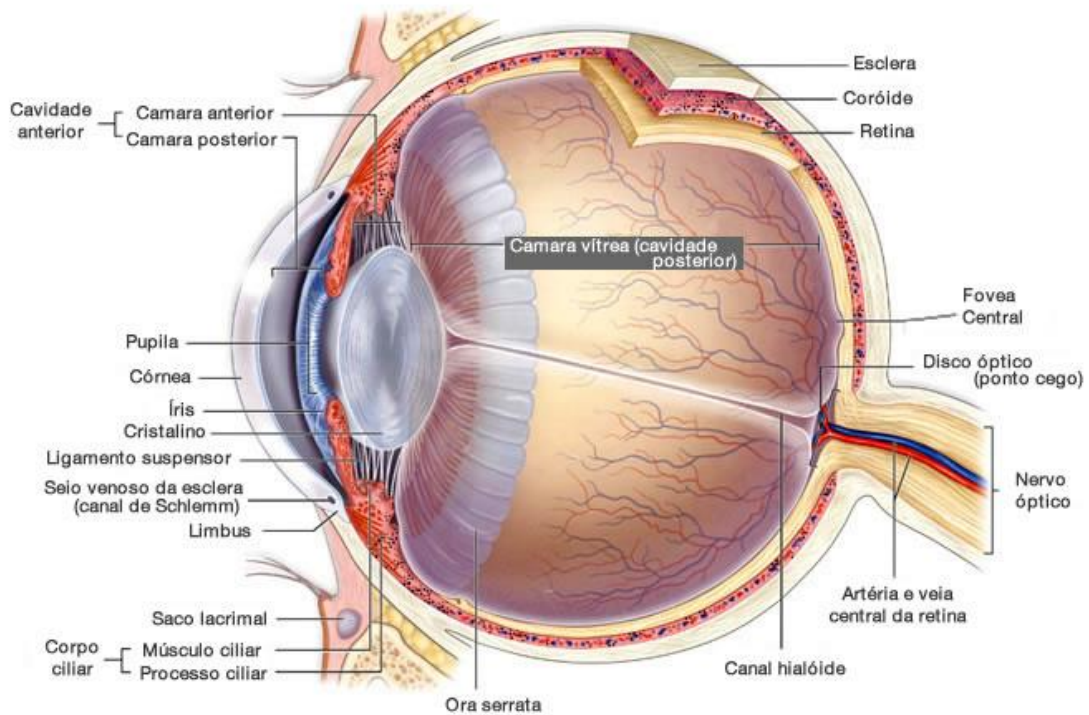


Figura.1 Representação anatômica do globo ocular humano.

Ao olhar para algum objeto, a luz refletida no objeto se direciona inicialmente a córnea, que possui a função de refração, ou seja, a luz ao passar pela córnea muda de direção (PESCOSOLIDO *et al.*, 2015; HUH *et al.*, 2014; GRIGORIADIS e VAN PESCH, 2015). Atinge, por conseguinte, à íris, que controla a quantidade de luz recebida através de um orifício chamado de pupila, quanto maior a pupila mais luz entrará no olho. Depois de ultrapassada a pupila, a imagem chega ao cristalino e é focalizada sobre a retina (DION *et al.*, 2013; WILLEFORD *et al.*, 2016; JEON *et al.*, 2012). O cristalino é a lente interna do olho, juntamente com a córnea, são as estruturas responsáveis pela convergência na retina dos raios que chegam aos olhos. O poder dióptrico do olho, ou seja, a sua capacidade de convergir os raios de luz, é distribuído da seguinte forma:  $2/3$  na córnea, aproximadamente 40 dioptrias, e  $1/3$  no cristalino, aproximadamente 20 dioptrias (LEDEZMA *et al.*, 2018). Na retina, um pouco mais de cem milhões de células fotorreceptoras convertem as ondas luminosas em

impulsos eletroquímicos, que são interpretados pelo encéfalo (PEÑALBA, 2018; SHOONER, 2017).

A retina faz parte do SNC sendo constituída de cinco classes de neurônios, os fotorreceptores, células amácrinas, células horizontais, células bipolares e células ganglionares, dentre eles pode-se destacar os Fotorreceptores (FRs) e as células ganglionares (CGRs) (WILLEFORD *et al.*, 2016). Os fotorreceptores da retina convergem em um montante aproximado de 1 milhão de células ganglionares, interligadas através das células bipolares. Dessa forma, uma área da retina composta por um grupo de fotorreceptores é responsável pela estimulação de uma célula ganglionar, denominando-se de campo receptivo da célula ganglionar (LEDEZMA *et al.*, 2018).

A retina acomoda os receptores em um mesmo local, abrigados por uma câmara com entrada de luz controlada e intermediada por uma lente, um arranjo que permite a projeção de uma imagem invertida sobre a retina, nesse local existem dois tipos de receptores, cones e bastonetes (COKAL *et al.*, 2016). Os cones estão concentrados na porção central da retina, denominada de fóvea, uma depressão formada pelo afastamento das camadas celulares superiores. A fóvea é o ponto de maior acuidade visual, sendo processado por quase 50% do córtex visual primário, ainda que responda por menos de 1% do campo visual. Essa divergência de valores é decorrente da extrema fidelidade com a qual as imagens desse ponto do campo visual são tratadas (JEON *et al.*, 2012; SHOONER, 2017). Quanto mais afastado do centro da retina em direção à periferia, menos cones e mais bastonetes são encontrados, com potencialmente nenhum cone nas regiões mais periféricas, o inverso do encontrado no centro da fóvea (WILLEFORD *et al.*, 2016; WAISBOURD *et al.*, 2017).

Os bastonetes são mais sensíveis à luz do que os cones, podendo responder ao equivalente a um fóton, que pode ser comparado com a luminosidade da luz de uma vela a 1 km de distância, mas são de apenas um tipo, absorvendo preferencialmente comprimentos de

onda próximos a 496 nm. Nessas condições, como em um quarto escuro, cones não respondem e percebe-se o ambiente como imagens acinzentadas, ou simplesmente sem cor. Os bastonetes são extremamente necessários para a detecção de bordas e movimento. Os neurônios com axônios longos, as células ganglionares, formam o nervo óptico que transmite a alteração da atividade eletrofisiológica resultante da estimulação dos fotorreceptores em direção ao córtex primário, esta é considerada a via principal de transmissão das informações visuais (DANNON *et al.*, 2010; DIAMOND *et al.*, 2013).

Os axônios longos das células ganglionares retiniais formam o nervo óptico, que contém aproximadamente um milhão de fibras, das quais 100 mil servem a fóvea. Este feixe de fibras sai do globo ocular em aproximadamente 17 graus ao lado nasal da linha do eixo óptico (HORNSVELD *et al.*, 2011; COPPOLA *et al.*, 2015). No local da saída do nervo óptico não existem fotorreceptores, esta região é chamada de ponto cego. As células ganglionares da hemiretina temporal em ambos os lados não se cruzam e se projetam para o córtex ipsilateral. As fibras da hemiretina nasal se cruzam no quiasma óptico e se projetam para o córtex contralateral. Dessa maneira, a estimulação no hemicampo visual direito irá para o córtex esquerdo e vice-versa. (CHUNG *et al.*, 2012; HERAVIAN *et al.*, 2015; WAISBOURD *et al.*, 2017).

Depois do cruzamento no quiasma óptico, as fibras projetam-se para o Tálamo, mais especificamente, para o Núcleo Geniculado Lateral (NGL). Esse núcleo possui seis regiões citoarquitetônicas bem definidas em todos os primatas. As duas camadas mais inferiores possuem neurônios com corpos celulares grandes e trazem as informações vindas dos bastonetes é a camada chamada de magnocelular (WILLEFORD *et al.*, 2016). As outras quatro camadas, denominadas parvocelulares, possuem neurônios com corpos celulares pequenos e trazem informações vindas dos cones com pigmentos sensíveis a um comprimento de onda médio (WILLEFORD *et al.*, 2016).



A visão é construída no córtex cerebral em áreas visuais primárias somando-se às áreas visuais secundárias, ou seja, os olhos atuam como órgãos de conversão seletiva do estímulo luminoso em sinais elétricos (DIAMOND *et al.*, 2013). Ao longo de todo o trajeto através do sistema visual, os estímulos vão sendo depurados até gerarem uma impressão visual única, no córtex occipital. Como cada olho fornece uma imagem de ângulos diferentes, o encéfalo acaba recebendo duas imagens discretamente díspares. Quando as reúne em uma impressão visual única, a diferença provoca um efeito tridimensional (SHARMA *et al.*, 2015; JEON *et al.*, 2012). Esse fenômeno só é possível em virtude da mistura de informações das duas retinas, promovidas pelas fibras dos nervos ópticos.

A visão binocular é normal quando ambos os olhos projetam sua imagem a partir do ponto mais fino da retina chamado fóvea, chamada de visão bifoveal, mas também pode ser anormal quando um olho projeta sua imagem a partir da fóvea e o outro de um ponto próximo, denominado parafoveal, produzido por um desvio manifesto como estrabismo (LEDEZMA *et al.*, 2018). A visão binocular nos humanos procede da superposição quase total dos campos visuais de cada globo ocular, o que provoca diferenciação perceptual de localizações espaciais de objetos relativamente ao observador, ou seja, a localização egocêntrica, bem mais complexa chamada de estereopsia, o efeito de profundidade é denominado de estereopsia, ou seja, é a percepção de profundidade pela paralaxe. Isto é, a localização relativa no espaço de profundidade formada da fusão das imagens retinianas díspares na linha da área de Panum (ZHANG *et al.*, 2017). A estereopsia é fisiológica, desse modo, a visão binocular normal (VBN) é classificada classicamente em três graus: o primeiro é a percepção macular simultânea (PMS), de dois não fundíveis objetos. O segundo grau da VBN é caracterizado pela habilidade do sistema motor alinhar os olhos, conhecida como Fusão. O terceiro grau é a estereopsia (EDLIN e LYLE, 2013; DION *et al.*, 2013). Também

estão presentes a diplopia e confusão, sendo imprescindível a supressão fisiológica, em nível cortical, para evitá-las.

O campo visual é projetado na região da retina de cada olho, tornando essa região a primeira estrutura de processamento de informações visuais. Em seguida, ocorre a convergência dessas informações até as células ganglionares da retina, as quais os transmitem até o tálamo, antes de chegar ao córtex visual primário (PESCOSOLIDO *et al.*, 2015). No córtex os dados são processados entre as camadas celulares em uma organização colunar, antes de avançar para as demais estruturas corticais. No córtex, aproximadamente 80% das células são excitatórias e 20% inibitórias, apesar da menor quantidade, as células inibitórias têm um papel no balanço entre excitação e inibição cortical e vem sendo estudadas com maior intensidade nos últimos anos. Sua importância tem sido associada com diversas patologias do sistema nervoso central (COPPOLA *et al.*, 2015), convém ressaltar que desde a retina já existem neurônios com papel na modulação do sinal visual, excitatórias e inibitórias), as células horizontais (modulando o sinal dos FR's para as CB's) e amácrinas (modulando os sinais entre CB e CG's) (ZHANG *et al.*, 2017).

## **2.2 Insuficiência de Convergência**

De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS) estima-se que em termos globais, 253 milhões de pessoas vivem com deficiência visual, dos quais 36 milhões são cegos e 217 milhões apresentam deficiência visual moderada a grave. Em todo o mundo, existem cerca de 19 milhões de crianças com problemas visuais, sendo que em 12 milhões estas alterações se devem a erros refrativos. A OMS considera ainda que 80% das deficiências visuais são passíveis de ser prevenidas ou tratadas (DIMOND *et al.*, 2019).

Os movimentos oculares constituem um dos processos básicos de interação com o meio ambiente, permitindo a localização e a observação dos objetos que rodeiam o indivíduo. Os problemas de atenção visual podem afetar o desempenho e o processamento de informação visual, podendo interferir com a aprendizagem (DUSEK *et al.*, 2011; WAISBOURD *et al.*, 2017). Manter uma boa visão binocular é necessário para muitas tarefas, especialmente aquelas relacionadas à aprendizagem, sua disfunção pode levar a problemas no cotidiano das crianças pré-escolares e escolares que produzem grandes desvantagens na escola, trabalho e social (LEDEZMA *et al.*, 2018).

A visão binocular permite observar uma única imagem no campo visual a partir de das imagens de cada retina. Para obter uma visão binocular normal, é necessário um sistema sensorial que determine a direção, obtenha uma única imagem dos dois olhos e forneça informações para calcular a distância dos objetos. Este, por sua vez, é coordenado com o sistema motor que permite a orientação dos olhos e com o sistema acomodativo para manter as imagens claras (GRIGORIADIS e VAN PESCH, 2015). A fusão é o processo pelo qual as imagens de cada olho se unem e são processados ao nível do córtex visual para obter visão binocular, sendo possível a fusão graças ao mecanismo reflexo sensoriomotor fusional, que ocorre na existência de correspondência retiniana normal (VON NOORDEN, 2002). A fusão é difícil nas situações em que há imagens muito diferentes em ambos os olhos. Este fenômeno ocorre quando há presença de anisometropia, diferença considerável de defeito refrativo entre um olho e outro, e aniseiconia, diferença no tamanho das imagens, pela correção óptica resultante da anisometropia. Como o córtex visual só aceita imagens semelhantes para mesclá-las e formar uma percepção única, se houver duas imagens de qualidade e tamanho diferentes, dessa forma, o sistema visual adquire mecanismos para lidar com essa situação, um deles é a supressão (HUSSAINDEENA *et al.*, 2018; PEÑALBA, 2018).

Para a percepção dos objetos localizados em frente e próximo aos olhos é necessário que haja um movimento de adução conjugado e simultâneo de ambos os olhos, denominado de convergência. Este é um movimento de vergência que determina um aumento do ângulo formado pelos eixos visuais. O ponto mais próximo a que os olhos alcançam a convergência máxima com fusão binocular denomina-se ponto próximo de convergência (PPC) e, na maioria das vezes, não se altera com a idade (GRANET *et al.*, 2005; CHUNG *et al.*, 2012; HERAVIAN *et al.*, 2015).

Há divergências quanto à prevalência de IC, entretanto, estudos com pequenas populações sugerem taxas de prevalência entre 1,75% e 33%, sendo adotada uma prevalência média de 5%. Essa taxa varia de acordo com o critério diagnóstico empregado e o tipo de amostra avaliada. Em crianças em idade escolar, estudos sugerem uma frequência de 5,3% (COOPER e JAMAL, 2011; GRECESCU, 2014), e na população geral gira em torno de 5 a 6% (POLTAVSKI *et al.*, 2012).

A dificuldade de leitura é um sintoma comum na IC, a velocidade de leitura pode ser diretamente proporcional à amplitude da vergência e que indivíduos com dificuldade de leitura possuam deficiência de vergência, porém nem todas as dificuldades de leitura estão relacionadas à deficiência de vergência (QUAID e SIMPSON, 2013). Para medir o ponto próximo de convergência binocular dos voluntários foi utilizada uma régua de ponto próximo de convergência (PPC), produzida pelos autores da pesquisa de acordo com os parâmetros técnicos, com 53 cm de comprimento, escala em centímetros e uma peça vazada.



Figura 2. Régua de Ponto Próximo de Convergência produzida segundo o modelo Accomodation Convergence Rule (GR 50 - Bernell Corporation, USA). Fonte: Próprio autor.

### 2.3 Eletroencefalografia quantitativa (EEGq)

O sistema nervoso dos mamíferos integra praticamente todo organismo, pois recebe, processa e influencia a atividade do corpo humano que mantêm as funções vitais do organismo. Devido à alta complexidade de suas estruturas e funções, o conhecimento sobre o sistema nervoso ainda é limitado. O potencial elétrico produzido no córtex em resposta a um estímulo é designado como potencial evocado. Os estímulos podem ser de natureza visual, auditivo ou somato-sensorial. Estas modalidades têm sido objeto de investigação com finalidade de desenvolver mecanismos de comunicação baseados na atividade cortical, como nas interfaces cérebro-máquina (COBEN e MYERS, 2010). A atividade elétrica do córtex cerebral foi registrada pela primeira vez em 1929 por Hans Berger, o mesmo espalhou eletrodos sob o crânio na direção fronto-occipital e capturou registros que tiveram duração de 1 a 3 minutos (NIEDERMEYER e SILVA, 2005; SANEI e CHAMBERS, 2007). No entanto, a atividade registrada pela EEG não se origina da calota craniana ou sob os eletrodos de captação, a atividade elétrica é originada pela somação espaço-temporal de potenciais pós-

sinápticos excitatórios e inibitórios dos neurônios piramidais do córtex cerebral (BABILONI *et al.*, 2009).

O ritmo de atividade cortical é medido por intermédio da frequência e amplitude da onda (STECKLOW *et al.*, 2007). A frequência é quantidade de flutuações de uma onda dentro de um ciclo de 1 segundo, medida em Hz. A amplitude quantifica a magnitude de um episódio durante um ciclo de onda e é medida em microvolts ( $\mu\text{V}$ ) (NIEDERMEYER e SILVA, 2005). As frequências presentes na captação da atividade elétrica cerebral são informações necessárias para a utilização desta medida tanto em aplicações clínicas como na pesquisa científica. As bandas de frequência estão diretamente relacionadas com o funcionamento específico do córtex cerebral segundo os estados de comportamento, como, por exemplo, os níveis de atenção, de sono ou vigília, e mais recentemente na avaliação de atividades motoras e do exercício (BASTOS *et al.*, 2004; FTAITI *et al.*, 2010).

O maior benefício do EEG é a sua resolução temporal, complexos padrões de atividade neural podem ser armazenados em frações de segundos. Para se realizar um EEG de superfície, colocam-se eletrodos de metal ou outros meios condutores na superfície da cabeça. Tendo como objetivo uma padronização no procedimento, permitindo reprodutibilidade dos dados e estudos comparativos entre diversos exames, o sistema internacional de posicionamento 10-20 é usualmente utilizado no mapeamento da localização dos eletrodos na cabeça de um paciente a fim de registrar os sinais do eletroencefalograma (DANNON *et al.*, 2010). O EEG é também usado para avaliar traumas, intoxicação por drogas ou a extensão da lesão cerebral em pacientes comatosos, para a monitorização do cérebro e controle do fluxo sanguíneo cerebral durante a cirurgia, inclusive na decisão de morte cerebral (BROUWER *et al.*, 2012).

A transição entre processos controlados e automáticos é uma das características fundamentais durante a aquisição de uma habilidade motora. Esse processo é observado tanto

nas fases de aprendizagem básicas, como, por exemplo, na infância, quanto em períodos posteriores, quando já existe uma base desenvolvida na aprendizagem. Durante as etapas controladas, o sistema nervoso é menos eficiente e uma lentidão generalizada é percebida no gesto motor (ERBIL e UNGAN, 2007). Ao contrário, no automatismo o sistema nervoso mostra-se bem mais eficiente e ágil na execução do gesto. Ações automatizadas reduzem a alocação de foco ou atenção durante a execução da tarefa (KOSKENKORVA *et al.*, 2012). Sendo assim, o executante pode dedicar parte da memória de trabalho a outra atividade concorrente durante o gesto motor. Neste contexto, a eletroencefalografia pode prover informações relevantes dentro desses períodos de transição entre estágios controlados e automáticos (COBEN e MYERS, 2010).

Os sinais captados do escalpo correspondem à soma dos potenciais pós-sinápticos, inibitórios e excitatórios (OKAMOTO *et al.*, 2014). Os sinais elétricos captados pela EEG podem ser originados em diversas áreas do córtex, esses potenciais elétricos são alterados em função de parâmetros variados, fato denominado volume de condução que, neste contexto, estaria relacionado à transmissão da corrente elétrica entre componentes e estruturas do córtex até atingir a superfície do escalpo (THUT *et al.*, 2006). As modificações nas frequências da EEG também estão interligadas a outras condições como, por exemplo, o estado de esforço mental, estado de alerta, atenção e concentração, que é associado com a banda beta na faixa de frequência de 13-40 Hz (SCHEIMAN, WICK, 2013). A banda gama que apresenta frequências maiores que 40Hz tem sido relacionada com atividade mental em situações como percepção, medo e consciência (JANN *et al.*, 2010). As bandas delta e teta estão no espectro abaixo de 8 Hz e estão mais relacionadas com alterações no estado do sono. As bandas delta e teta são denominadas atividades ou ritmos lentos. As bandas alfa e beta são denominadas atividades ou ritmos rápidos (STECKLOW *et al.*, 2007).

A banda Delta (< 3,5 Hz) está relacionada com o sono profundo; a banda de frequência Teta (4 - 7,5 Hz) está associada com vigília, estado de atenção forçada, resolução de problemas lógicos, cálculos matemáticos e processamento de memórias; a banda Alfa (8 - 13 Hz) está associada com vigília e relaxamento; algumas evidências científicas evidenciam que o ritmo alfa está relacionado com a performance de memória e que as oscilações na banda alfa representam a estrutura temporal de um dos processos cognitivos mais básicos, que pode ser caracterizado como a “consciência baseada no conhecimento” e que permite a “orientação semântica”, via de acesso controlado à informação contida num sistema de conhecimento complexo; a banda Beta (14 - 40 Hz) está relacionada com vigília, com estado de atenção; e a banda Gama (40 - 100 Hz) está relacionada com fenômeno de sincronização, relacionado ao processo de aprendizagem, e estado de programação motora, ou seja, a transmissão de informações corticais antes do evento motor acontecer (KOSKENKORVA *et al.*, 2012; BROUWER *et al.*, 2012).

A banda alfa (8-13 Hz), originalmente dominante na região occipital do cérebro é geralmente considerada um indicativo do estado de vigília (KLIMESCH *et al.*, 2011). A banda alfa apresenta-se dominante em estados de repouso, com olhos fechados, sendo um relevante preditor da eficácia do processamento da informação cortical durante demandas sensorio-motoras e cognitivas (BABILONI *et al.*, 2009).

#### **2.4 O Córtex Temporal, Occipital e a Banda Alfa**

O cérebro de mamíferos é um órgão que faz parte do SNC, que por sua vez faz parte do Sistema Sensorial, que é responsável pela capacidade de perceber o ambiente. O Sistema Sensorial fornece uma representação do ambiente interno e externo do organismo, possuindo um órgão para cada sentido. Em mamíferos, os sentidos tradicionalmente encontrados são:



visão, audição, olfato, paladar e tato. O sistema nervoso é formado basicamente por uma rede de células excitáveis, denominadas neurônios, que processam e transmitem sinais na forma química (DION *et al.*, 2013; WILLEFORD *et al.*, 2016). O córtex cerebral é uma camada fina de substância cinzenta que recobre o centro branco medular de todo o encéfalo, trata-se de um dos componentes mais significativos do sistema nervoso, pois é nessa região que chegam e saem diversos impulsos originários de vias sensitivas e motoras que por meio dele tornam-se conscientes e são interpretadas (WELNIARZ *et al.*, 2015; JEON *et al.*, 2012). Do córtex se originam os impulsos nervosos que comandam os movimentos voluntários e com ele estão associados os fenômenos psíquicos. Geralmente, a função de cada região do córtex está relacionada com a modalidade das fibras de entrada nessa região. Por exemplo, a região que recebe as projeções de células envolvidas na visão é denominada de Córtex Visual, já para as entradas auditivas, tem-se o Córtex Auditivo. Ambos os córtices possuem dois hemisférios: direito e esquerdo. Ainda, cada modalidade de córtex possui diversas subáreas (KOSKENKORVA *et al.*, 2012; BROUWER *et al.*, 2012).

O lobo temporal está relacionado à memória, à audição, ao processamento e percepção de informações sonoras, capacidade de entender a linguagem e ao processamento visual de ordem superior. Por exemplo, o giro temporal inferior está relacionado ao reconhecimento de faces (SCHEIMAN, WICK, 2013). Quando se trata da língua escrita, a região que intermedia as etapas mais precoces da leitura é a área da forma visual das palavras, designada em inglês por *visual word form area* (VWFA), situada no córtex occipitotemporal ventral. Esta região é ativada por palavras escritas, apresentando relevância na identificação visual das palavras e é aquela que adquire, no decorrer da aprendizagem da leitura, o código do sistema de escrita (BOUHALI *et al.*, 2014).

O lobo occipital compreende os circuitos referentes à visão, formado por diferentes áreas, considerado o córtex visual primário. É nessa região do córtex que são originados os

movimentos reflexos, também denominados psico-ópticos como, por exemplo, o de fixação, o de refixação, o de convergência e os de fusão binocular. O campo visual superior é projetado abaixo do sulco calcarino, enquanto que o campo visual inferior está projetado acima do sulco calcarino do lobo occipital (DION *et al.*, 2013; WILLEFORD *et al.*, 2016; WAISBOURD *et al.*, 2017). Nessa região do córtex é onde se identifica informações decorrentes da luminosidade, formas, cores, padrões e movimento dos objetos. Ainda se localiza o córtex visual secundário ou pré-estriado, responsável pelas primeiras informações associativas visuais (GLASSER *et al.*, 2016; ALVAREZ e KIM, 2013; COKAL *et al.*, 2016). Essa região processa complexas informações sobre a forma e contorno dos objetos, a camada de neurônios existentes é responsável pela memória visual e sua concretização, em longo prazo, além do reconhecimento dos objetos. Uma das ferramentas utilizadas para avaliar a atividade cortical é a EEG, discutido com mais objetividade no tópico anterior.

O circuito constituído pelo córtex visual de mamíferos é formado por conexões do tipo *feedforward* e *feedback*, ou seja, as conexões que em um único sentido e as conexões de retro-alimentação, ou de retorno, respectivamente. Dentro das conexões *feedforward*, três vias principais foram identificadas e denominadas de Magnocelular, Parvocelular e Koniocelular (KOSKENKORVA *et al.*, 2012; BROUWER *et al.*, 2012). O campo receptivo de um neurônio do Córtex Visual representa a região do campo visual capaz de produzir uma estimulação nesse neurônio. O campo visual é representado topograficamente no córtex visual primário, porém, a escala dos mapas muda conforme a localização da imagem na retina (WILLEFORD *et al.*, 2016; WAISBOURD *et al.*, 2017).

Na EEG, as faixas de frequências clássicas, da menor para a maior frequência, comumente estudados são: delta (0,1-4 Hz), teta (4-8 Hz), alfa (8-13 Hz), beta (14-30 Hz) e gama (> 30 Hz). A banda alfa situa-se aproximadamente entre 8 e 13 Hz, sendo de maior magnitude e predominante na região posterior do córtex, em particular na região occipital

(KIM *et al.*, 2014; HERAVIAN *et al.*, 2015). No adulto normal, a atividade alfa permanece aproximadamente invariante, diminuindo a frequência com o aumento da idade, estudos adicionais indicam que esta variabilidade parece estar relacionada às diferenças de performance de memória entre os indivíduos (HERRMANN *et al.*, 2016). O ritmo alfa representa as oscilações do EEG em torno de 10 Hz predominantes em adultos normais acordados, em estado de relaxamento e com os olhos fechados (BROUWER *et al.*, 2012). Diversos autores afirmam que o surgimento do ritmo alfa está associado ao córtex visual por este ser bloqueado quando os olhos são abertos. A banda de frequência alfa é reduzida ou eliminada pela ansiedade, abrindo os olhos, pela concentração mental ou atenção (MALINOWSKA *et al.*, 2013; WAISBOURD *et al.*, 2017; COKAL *et al.*, 2016).

A banda alfa é a mais dominante no EEG de humanos, uma das respostas da banda alfa à estimulação está relacionada ao processamento da informação visual, porque a potência nesta banda do EEG é comumente maior nas regiões posteriores do encéfalo onde se localiza o córtex visual. Quando o indivíduo está com os olhos fechados, a potência da banda alfa é maior do que a potência nesta banda quando abrimos os olhos (VALIPOUR *et al.*, 2014). O modelo clássico de resposta que a banda alfa assume é a ocorrência de redução na sua potência como sendo diretamente proporcional à quantidade de processamento de informação pelo córtex. Porém, Kim e Lee (2013), indicam que, em algumas situações específicas e em determinadas regiões corticais, a potência pode não reduzir e, em alguns casos, até aumentar.

---

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 Amostra

Foram recrutados 20 indivíduos de ambos os gêneros, saudáveis, estudantes da Universidade Federal do Piauí (UFPI) com média de idade  $\pm$  desvio padrão [DP]=  $20,6 \pm 2,3$  anos (faixa etária de 18 a 24 anos), composto de acordo com o cálculo amostral para população infinita, com erro menor ou igual a 0,05.

#### 3.2 Critérios de avaliação

O primeiro critério para inclusão nesse estudo foi o PPC  $\geq 10$  cm (CUNHA *et al.*, 2013), a peça móvel da régua possui um alvo de referência, esse alvo foi movido pelo pesquisador numa velocidade de 1 a 2 cm por segundo, sendo repetido por 3 vezes, sendo o valor do PPC a média das 3 medições (Hayes *et al.*, 1998).

e com acuidade visual (AV) para longe entre as frações de Snellen 20/20 a 20/25 que corresponde a uma visão em detalhes em uma distância de 6m, que é indicativo de visão normal (MESSIAS *et al.*, 2010) em ambos os olhos corrigidos opticamente quando necessário. Em um segundo momento foi avaliado a lateralidade com base no Inventário de Edimburgo e, deste modo, foram excluídos os indivíduos que não tivessem lateralidade à direita de membro superior e inferior (Oldfield 1971). Após foi avaliado a dominância ocular de acordo com os testes de Lateralidade Motora de longe e perto, realizado com 3 repetições (BRICOT, 2010).

Por fim, para avaliar os sintomas e a frequência dos desconfortos visuais dos participantes foi aplicado antes do experimento o *Convergence Insufficiency Symptom Survey* (CISS) - versão português (vp), um questionário validado no Brasil, dividido em 15 itens além de uma escala de *likert* com 5 níveis de resposta. Cada item se concentra em um sintoma, sendo que possui a sensibilidade de discriminar qual o sintoma o sujeito se refere, exibindo boas propriedades psicométricas (TAVARES, 2013).

Os critérios de exclusão foram indivíduos com doença ocular, histórico de cirurgia oftalmológica, indivíduos com estrabismo manifesto à inspeção simples, paralisias Oculomotoras Referidas pelos participantes (CUNHA *et al.*, 2013), com valores de AV iguais ou piores que 20/30 na Escala de Snellen para longe em ambos os olhos, corrigidos opticamente quando necessário e dominância ocular esquerda ou alternante.

Os participantes negaram uso de qualquer substância que pudesse influenciar atividades cerebrais (por exemplo, tabaco, café, bebidas alcoólicas, alimentos contendo cafeína ou medicamentos) 14 horas antes ou durante o período do estudo (ROCHA *et al.*, 2018; FARIAS *et al.*, 2019). Todos os indivíduos atestaram verbalmente não apresentar doenças neurológicas ou motoras que prejudicariam o desempenho da tarefa. O experimento foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (nº: 2.346.368), de acordo com os Critérios de Ética em Pesquisa com Seres Humanos, incluídos na Declaração de Helsinki.

### **3.3 Procedimento experimental**

Inicialmente foi avaliado o valor do ponto próximo de convergência com base na régua de PPC utilizando a metodologia proposta por Hayes *et al.*, (1998). Após foi determinado a dominância ocular foi utilizado o teste de Lateralidade Motora de Longe, o participante foi instruído a colocar uma folha de papel com um orifício de 2,5 cm diante do

rosto com os braços estendidos e olhar para um ponto fixo, aproximando a folha do rosto sem dispersar a visão desse ponto, dessa maneira o orifício estará sobre o olho dominante (BRICOT, 2010; FERRAZ *et al.*, 2014). Para o teste de Lateralidade Motora de Perto, o voluntário tem nas mãos um pequeno espelho de aproximadamente 2 cm de largura. O espelho permaneceu distante 30 cm do rosto do voluntário, com olhar em posição primária, ele foi então orientado a olhar a ponta de seu nariz no espelho, depois o examinador ocluiu o olho direito e, a seguir, o olho esquerdo do voluntário, quando o mesmo relatasse não ver a ponta do nariz, então a cobertura estava sobre seu olho dominante. Caso estes dois testes mostrassem resultados contraditórios, foi considerado que a lateralidade ocular é alternante (BRICOT, 2010; OLIVEIRA *et al.*, 2013).

Em relação à medida da AV, a Escala Optométrica de Snellen foi posicionada numa parede à distância de 6m dos participantes, em um ambiente com iluminação adequada para realização do teste (MOREIRA NETO *et al.*, 2014). Para tal procedimento os participantes permaneceram sentados e instruídos sobre a realização do teste, o pesquisador indicava a linha de optotipos e os mesmos deveriam informar a direção do “E”, as medidas foram registradas em valores em pés (frações de Snellen), equivalentes a menor linha de optotipos visível pelo indivíduo. A avaliação foi realizada pela oclusão não compressiva, um olho por vez, iniciando pela oclusão do olho esquerdo.

A convergência proximal binocular foi avaliada por meio de uma régua de PPC (figura 1), seguindo os parâmetros da Régua de Ponto Próximo de Convergência produzida pela Bernell Co (USA) (ALKAN *et al.*, 2011), bem como foi utilizada para treinamento. O ponto zero da régua foi posicionada na raiz do nariz e a outra extremidade segura pela mão do pesquisador. O treinamento foi realizado por 10 vezes, induzindo os voluntários a realizarem a convergência proximal máxima, com intervalos de 10 segundos, aplicado uma vez ao dia

durante 5 dias consecutivos, seguido de dois dias com intervalo de 7 dias entre eles. No 19º dia de experimento, o PPC de cada voluntário foi reavaliado.

Os participantes permaneceram sentados confortavelmente em uma cadeira com os pés apoiados ao chão com as articulações de tornozelo, joelho e quadril em uma angulação de 90°. Para a captação eletroencefalográfica os participantes tiveram uma touca de captação de EEG acoplada ao couro cabeludo.

O experimento foi realizado em dois momentos, a saber: treinamento e pós-treinamento. O momento pós-treinamento correspondeu aos períodos de captação do sinal eletroencefalográfico de 3 minutos cada, os participantes permanecendo apenas de olhos abertos e fixos em um ponto redondo de referência (2,8 cm) posicionado a 1,80m de distância na altura dos olhos dos voluntários, mantendo o olhar em posição primária.

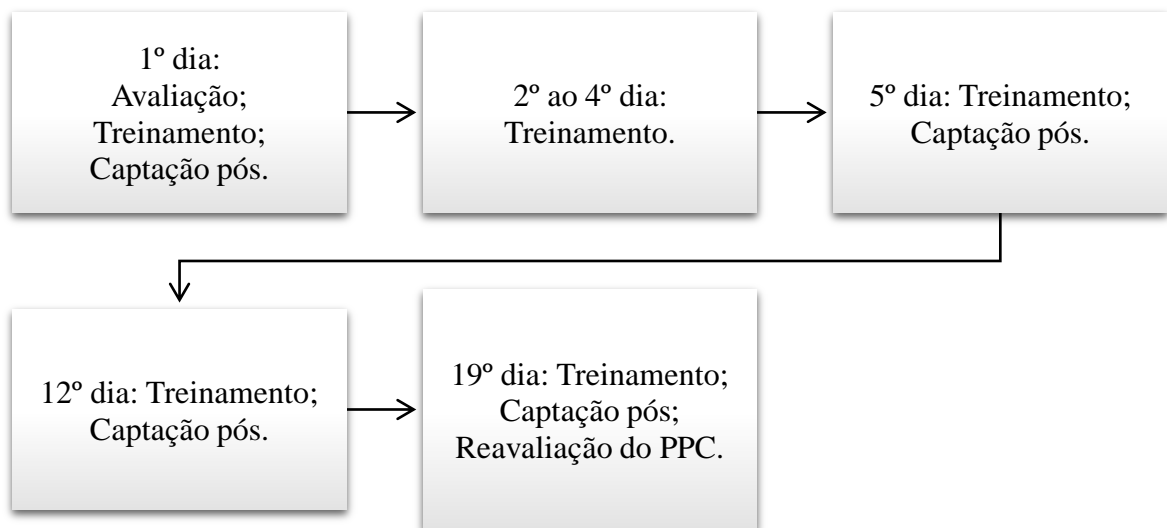


Figura 4. Representação esquemática dos dias de experimento. Fonte: Próprio autor.

### 3.4 Gravação Eletroencefalograma quantitativo

Os participantes ficaram em uma sala de isolamento sonoro e elétrico. Eles estavam sentados em uma cadeira de descanso de braço para minimizar qualquer artefato muscular

durante a aquisição do sinal do EEG. O EEG contínuo de 20 canais foi registrado pelos amplificadores Braintech 3000 (EMSA-Medical Instruments, Brasil). Os eletrodos de prata / cloreto de prata foram posicionados por meio de uma tampa de eletrodo equidistante por meio de uma capa de nylon prefixada com o sistema internacional 10-20, incluindo eletrodos de referência binaural. A impedância dos eletrodos do EEG foi mantida abaixo de 5 K $\Omega$ . Os dados adquiridos tiveram uma amplitude total de menos de 100  $\mu$ V. O sinal EEG foi amplificado com um ganho de 22.000 Hz, analogamente filtrado entre 0,01 Hz (passa-alto) e 40 Hz (passa-baixo) com 240 Hz, utilizando o software Data Acquisition (Delphi 5.0) desenvolvido na Neuro-innovation Technology & Laboratório de Mapeamento Cerebral. Posteriormente, os sinais do EEG foram processados pelo Programa Neurométrico (NxLink, Ltd., EUA) e a assimetria da banda alfa foi extraída.

### **3.5 Processamento de dados do EEGq**

Uma inspeção visual e análise independente de componentes (ICA) foram aplicadas para identificar e remover os artefatos remanescentes produzidos pela tarefa (JUNG *et al.*, 2000). O ICA é uma rotina contida no software EEGLAB, que foi aplicado para remover outras possíveis fontes de artefatos, como suor e tensão muscular. A taxa global de remoção após ICA foi menor que 20%. Apenas as épocas remanescentes foram parte do subsequente processamento de sinal e análise estatística. Dados de eletrodos individuais que mostraram perda de contato com o couro cabeludo ou alta impedância (> 5 K $\Omega$ ) não foram considerados. Um estimador clássico foi aplicado à densidade de potência espectral (DPS), estimada a partir da transformada de Fourier (FT), que foi realizada pelo MATLAB (Mathworks, Inc.).

### **3.6 Parâmetros de potência absoluta**



Analisou-se as oscilações da potência absoluta da banda alfa do EEG (8-12Hz). A potência é uma medida de amplitude, ou seja, quanto maior a amplitude, maior a quantidade de potência no sinal eletroencefalográfico. A potência absoluta é expressa em microvolts ( $\mu\text{V}$ ) e reflete a quantidade de energia presente em uma dada banda de frequência, em um par específico de eletrodos.

### 3.7 Eletrodos selecionados

Foram selecionadas as derivações dos eletrodos da região occipital, O1 e O2, e região temporal, T3, T4, T5 e T6, as duas regiões foram escolhidas em virtude das suas relações com o processamento das informações visuais e a potência absoluta da banda alfa por apresentar a potência real do sinal eletroencefalográfico (JEON *et al.*, 2012; WILLEFORD *et al.*, 2016).

### 3.8 Análise estatística

Foi realizada uma *two-way* ANOVA de medidas repetidas para a condição pós-treinamento em relação aos seguintes eletrodos: O1, O2, T3, T4, T5 e T6, correspondentes respectivamente às áreas: occipital e temporal, esquerda e direita. Dessa forma, a análise pode indicar as diferenças em relação à potência absoluta da banda alfa pós-intervenção.

Para a realização da *two-way* ANOVA de medidas repetidas foi analisado o teste de *Mauchley's* para avaliar a hipótese de esfericidade e o procedimento de *Greenhouse-Geisser* (G-Ge) para corrigir os graus de liberdade. A análise da normalidade e homocedasticidade dos dados foram previamente verificadas pelos testes de *Levene* e *Shapiro-Wilk* ( $p > 0,05$ ). Para

analisar os resultados do PPC antes e depois da intervenção com a régua foi utilizado o Teste *t* pareado

O tamanho do efeito também foi estimado como *Eta* parcial ao quadrado ( $\eta^2_p$ ). A potência estatística e o intervalo de confiança de 95% (IC 95%) foram calculados para as variáveis dependentes. A magnitude do efeito foi interpretada utilizando as recomendações sugeridas por Hopkins et al., (2009): 0,0=trivial; 0,2=pequeno; 0,6=moderado; 1,2=grande; 2,0=muito grande; 4,0=quase perfeita. A probabilidade de 5% para o erro tipo I foi adotada em todas as análises ( $p \leq 0,05$ ). Desse modo, para detectar se houve uma diferença real na população, o poder estatístico foi interpretado em 0,8 a 0,9= alto poder (Fayers e Machin, 1995). A magnitude do efeito foi interpretada utilizando as recomendações sugeridas por Cohen (1988): insignificante < 0.19; pequeno de 0.20 a 0.49; médio de 0.50 a 0.79; grande de 0.80 a 1.29. A probabilidade de 5% para o erro do tipo I foi adotada em todas as análises ( $p \leq 0.05$ ) As análises foram conduzidas utilizando o software SPSS para Windows versão 18.0 (SPSS Inc., Chicago, II, EUA).

## **4. RESULTADOS**

### **4.1 Resultados comportamentais**

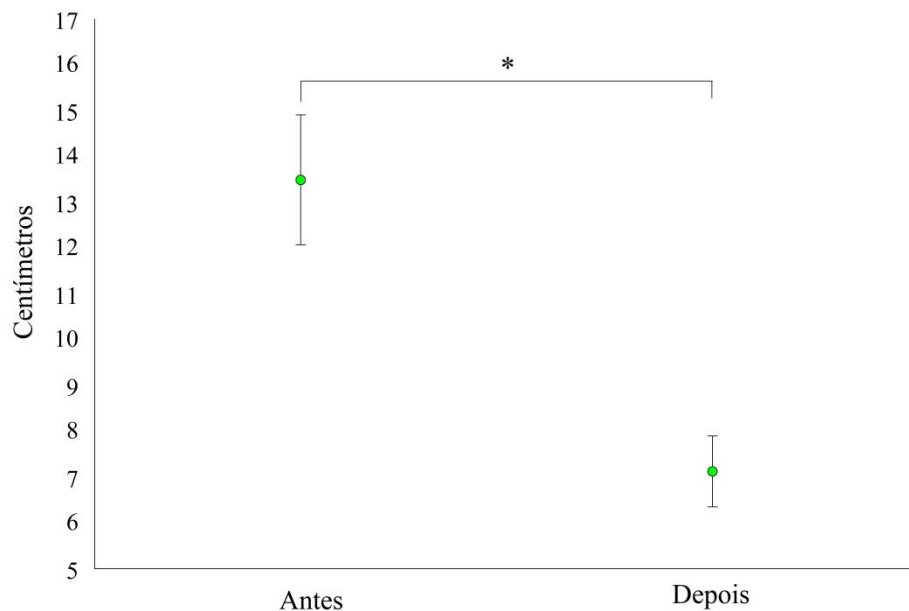
### **4.2 Questionário CISS**

De acordo com os resultados do questionário CISS-*vp*, na população em estudo, composta por 20 alunos universitários, do total 20% ( $n=4$ ) apresentaram escore entre 37-60 classificado como sugestivo de IC; 65% ( $n=13$ ) com escore entre 11-36, considerado como suspeita de IC, e 15% ( $n=3$ ) foram classificados como assintomáticos, pois alcançaram um escore entre 0-10 (não sugestivo de IC).

Quanto aos sintomas caracterizados pelos itens “com muita frequência” e “sempre” relatados pelos participantes foram a “necessidade de reler a mesma linha de um texto”, seguido por “olhos cansados ao realizar tarefa em visão próxima” e “perde-se no texto quando lê em visão próxima”, seguido por “desconforto ocular”. Após o fim do treinamento os resultados do questionário indicaram melhora dos sintomas sendo a frequência caracterizada pelos itens “com pouca frequência” e “às vezes”.

### **4.3 Resultados da avaliação do PPC**

Teste *t* simples ( $t(19)=4,57$ ;  $p=0,001$ ; 95% IC 3,51 – 9,45). O resultado do teste *t* ( $t(19)= 5,72$ ;  $p=0,001$ ,  $d=0,78$ ). (Gráfico 1).



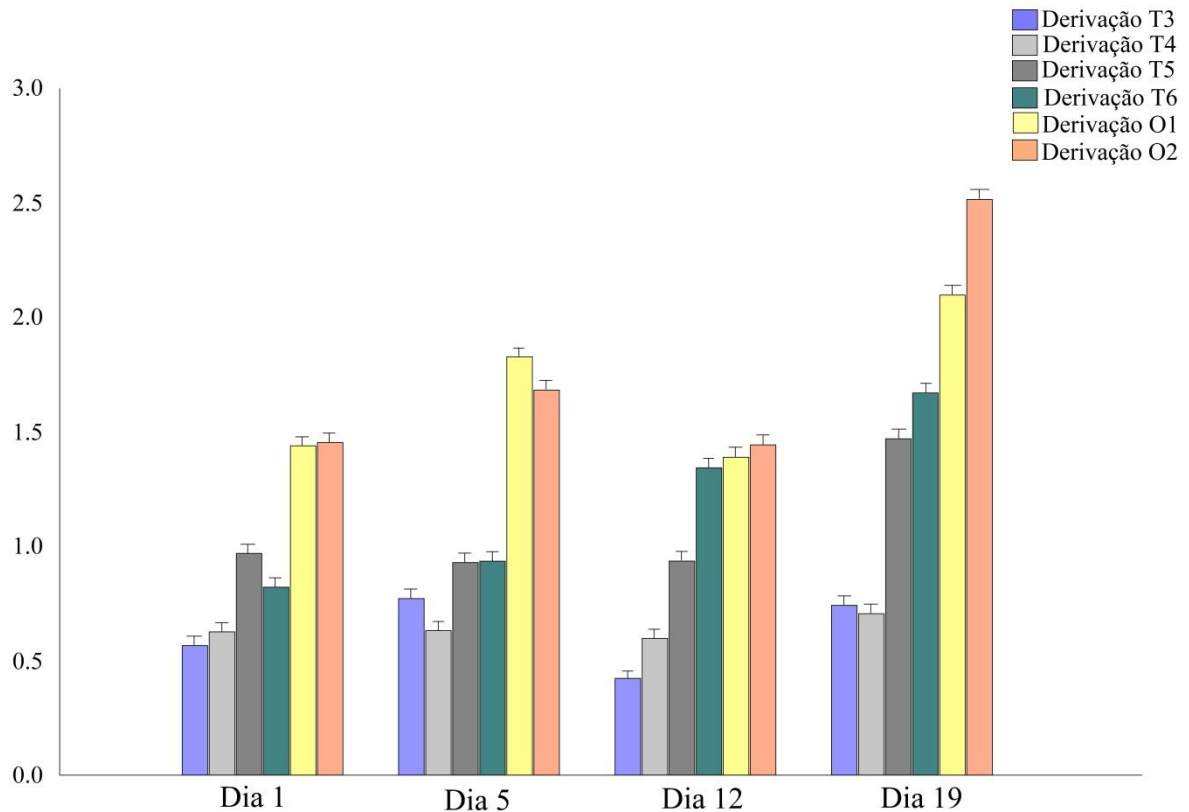
**Gráfico 1.** Resultado da variável comportamental nos momentos antes e depois da intervenção com a régua de PPC. (\*) diferença estatisticamente significante.

#### 4.4 Variáveis neurofisiológicas

A *two-way* ANOVA de medidas repetidas revelou interação entre as derivações O1, O2, T3, T4, T5 e T6 para Potência Absoluta da banda alfa nos diferentes momentos [F (15,22) = 4,13; p=0,01,  $\eta^2_p=0,02$ ; poder=80,2%]. Avaliando o fator momento houve diferenças estatisticamente significativas. Para o 1º dia [F (5,25) = 134,768; p=0,01,  $\eta^2_p=0,2$ ; poder=100%]. A análise revelou diferença significativa para o 5º dia de experimento com aumento da potência absoluta de alfa [F (5,26) = 46,46; p=0,01,  $\eta^2_p=0,12$ ; poder=100%]. A análise revelou diferença significativa para o 12º dia de experimento com redução da potência absoluta da banda alfa [F (5,26) = 70,2; p=0,01,  $\eta^2_p=0,11$ ; poder=100%]. Análise revelou diferença significativa para o último dia com aumento da potência absoluta de alfa [F (5,27) = 68,71; p=0,01,  $\eta^2_p=0,11$ ; poder=100%].

Os valores potência absoluta da banda alfa na derivação T3 foram estatisticamente significativos nos diferentes dias de intervenção [ $F(3,13) = 31,67$ ;  $p=0,01$ ,  $\eta^2p=0,06$ ; poder=100%]. Os valores na derivação T5 foram estatisticamente diferentes nos diferentes dias de intervenção [ $F(3,18) = 11,05$ ;  $p=0,01$ ,  $\eta^2p=0,01$ ; poder=99,2%]. Na derivação T6 os valores foram estatisticamente significativos nos diferentes dias de intervenção [ $F(3,17) = 20,92$ ;  $p=0,01$ ,  $\eta^2p=0,03$ ; poder=100%]. Os valores potência absoluta da banda alfa na derivação O1 foram estatisticamente significativos com aumento da potência nos diferentes dias de intervenção [ $F(3,19) = 12,8$ ;  $p=0,01$ ,  $\eta^2p=0,02$ ; poder=99,7%]. Os valores potência absoluta da banda alfa na derivação O2 foram estatisticamente significativos nos diferentes dias de intervenção com aumento da potência absoluta de alfa [ $F(3,18) = 14,85$ ;  $p=0,01$ ,  $\eta^2p=0,02$ ; poder=99,8%] (Gráfico 2).

Após estimulação da convergência proximal binocular no decorrer do experimento, as derivações T3 e T4 obtiveram menor atividade da potência absoluta de alfa quando comparado com o T5, T6, O1 e O2. Em relação às derivações O1 e O2, os achados evidenciam maior atividade de alfa quando comparados às demais derivações. E quanto à comparação entre os córtices, o esquerdo apresentou menor atividade da potência absoluta de alfa.



**Gráfico 2.** Potência absoluta da banda alfa durante os dias de intervenção. (\*) diferença estatisticamente significativa

A análise da interação permitiu identificar as variações na atividade cortical durante os dias de experimento. Os dados referentes a tais variações para a potência absoluta da banda alfa estão descritos na tabela 1.

**Tabela 1.** Variações na atividade cortical durante os dias de tratamento: potência absoluta da banda alfa

Dias	Derivações de Eletrodos
1	T5 > T3, T4 e T6; T6 > T3 e T4; O1 > T3, T4, T5 e T6; O2 > T3, T4, T5 e T6*;
5	T3 > T4; T5 > T3 e T4; T6 > T3 e T4; O1 > T3, T4, T5 e T6;

O2 > T3, T4, T5 e T6\*.

12

T4 > T3; T5 > T3 e T4; T6 > T3, T4 e T5;

O1 > T3, T4 e T5; O2 > T3, T4 e T5\*.

T5 > T3 e T4; T6 > T3 e T4;

19

O1 > T3, T4, T5 e T6; O2 > T3, T4, T5, T6 e O1\*.

---

(\* Diferença estatística:  $p < 0,025$ ; ( > ) maior atividade cortical / ( < ) menor atividade cortical. Fonte: Própria

---

## 5. DISCUSSÃO

O presente estudo investigou a convergência proximal binocular em indivíduos jovens, de ambos os gêneros, com base em uma régua de PPC e sua relação com atividade cortical por meio da EEG. Os resultados mostraram melhora nos sintomas oculares, redução do ponto próximo de convergência e alterações ao nível de córtex, confirmando as nossas hipóteses, que a intervenção com a régua é eficaz para melhorar a convergência ocular, diminui o PPC acarretando melhora nos sintomas oculares, assim como as possíveis alterações na atividade cortical demonstrada pela potência absoluta da banda alfa em quatro diferentes intervalos de tempo.

### 5.1 Variáveis Comportamentais

A média da convergência proximal binocular dos voluntários no primeiro dia de tratamento foi de 13,48cm, e no último dia de intervenção a média foi 7,12cm. O estudo de Secin (2016, p. 144) tomou como parâmetro qualificado como bom um PPC < 7,0cm, limítrofes: 7 a 9 cm, e insuficientes: > 9cm. O resultado do PPC neste estudo chegou próximo ao padrão de normalidade demonstrando que a intervenção promoveu melhora significativa da convergência ocular.

Os resultados demonstraram que 15% dos voluntários foram classificados como assintomáticos, 20% classificado como sugestivo de IC (sintomático), e 65% considerado como suspeita de IC, diferente dos dados encontrados em um estudo piloto feito por Tavares (2013) com voluntários entre 19 e 30 anos de idade, no qual revela uma população menor de



indivíduos com IC, cerca de 9,2% dos voluntários foram classificados com IC e 62% apresentavam visão binocular normal.

Os resultados do questionário indicaram melhora dos sintomas, sendo a frequência caracterizada pelos itens “com pouca frequência” e “às vezes”. Hussaindeena *et al.*, (2018) afirmam que a melhora dos sintomas oculares está relacionada à redução do PPC somado à melhora da coordenação muscular, pois os exercícios oculares tornam-se necessários para a saúde visual.

## 5.2 Variáveis neurofisiológicas

A análise da potência absoluta da banda alfa nas regiões temporal e occipital direita e esquerda mostraram oscilações durante os dias de tratamento. Como esperado houve aumento da potência de O1 e O2, no córtex visual esquerdo e direito em relação aos valores iniciais. O 19º dia de intervenção demonstrou os maiores valores na atividade da potência absoluta. Diferente de outros estudos (ERBIL e UNGAN, 2007; GLASSER *et al.*, 2016; CELESTINO, 2017), o presente estudo demonstrou que as regiões do córtex occipital apresentaram aumento da potência, de acordo com o decorrer dos dias. Dimond *et al.*, (2018) constataram que a potência absoluta da banda alfa é modulada de acordo com a demanda cognitiva para sincronia de percepção dos estímulos, sejam visual ou auditivo, e resultam em evidências para sua supressão no aumento da atividade cortical relacionada à execução da tarefa, ou seja, quando há menor exigência de atenção, como acontece em tarefas automáticas, ocorre o aumento da potência absoluta na banda alfa.

Após a estimulação da convergência houve aumento da potência no quinto dia de experimento nas derivações T3, O1 e O2. No décimo segundo dia houve aumento da potência na região de T4 e redução nas demais. No último dia houve aumento da potência nas

derivações O1, O2, T5 e T6. Quando comparado as duas regiões corticais, o córtex occipital mostrou predominância da atividade da banda alfa após a estimulação visual.

Também foi encontrado aumento da potência absoluta da banda alfa nas regiões temporais no decorrer do tratamento.

Quando analisado os resultados dia após dia, notou-se aumento da potência no 5º dia do experimento quando comparado com o primeiro dia, redução da potência no 12ª dia do experimento quando comparado com o 5º dia, e um aumento no 19º dia de experimento superior a todos os outros momentos. Estudos afirmam que a banda de atividade alfa sofre alterações consideráveis durante o treinamento de tarefas, aprendizagem e desempenho motor (HUSSAINDEENA *et al.*, 2018; DIMOND *et al.*, 2018). A banda de frequência reduz sua atividade durante o processamento de informações e aquisição de memória, aparecendo novamente depois da aprendizagem e consolidação de memória (SHOONER, 2017; LEDEZMA *et al.*, 2018).

Como esperado, o aumento da potência da banda alfa está de acordo com diversos estudos que relacionam seu aumento com a demanda cognitiva (BABILONI *et al.*, 2009; BROUWER *et al.*, 2012; HERRMANN *et al.*, 2016). Neste caso, enfatiza-se que o principal resultado está direcionado para o aumento da potência na região occipital direita e esquerda, esse achado pode ser justificado devido ao estímulo visual emitido durante a intervenção exigir um reforço da atenção (MALINOWSKA *et al.*, 2013; GLASSER *et al.*, 2016). Neste estudo, os achados de aumento da potência foram referentes ao momento após a realização da intervenção corroborando com estudos que relacionaram aumento da potência na banda alfa depois de atos motores (VALIPOUR *et al.*, 2014; PEÑALBA, 2018). Isso acontece devido à presença inevitável de ruído em alguns testes, sejam eles comportamentais ou eletrofisiológicos, desde atividade muscular e movimentação ocular. Essas melhorias sustentadas em relação aos valores do PPC sugerem potenciais mudanças nos substratos

neurais que estimulam as respostas de convergência, que podem em parte ser evocadas como resultado da terapia de vergência repetitiva.

Em nosso estudo foi possível observar uma ligação entre as flutuações na atividade da banda alfa em locais do córtex temporal e do córtex visual. Pode-se afirmar que uma sincronização da banda alfa seria representativa de uma rede corticocortical amplamente ativada, o que permitiria uma mudança rápida para o processamento local de informações e a consciência visual após a aplicação do estímulo da convergência ocular. Visto que, houve uma melhora na convergência proximal binocular e nos sintomas do IC, o treinamento de convergência teve relação com essa alteração. Vale ressaltar que há outros processos relacionados capazes de influenciar no aumento da potencia absoluta da banda alfa do EEG.

### **5.3 Limitações do estudo**

Há limitações relativas à construção da amostra, por não terem passado por uma avaliação oftalmológica e ortóptica prévias. Ou seja, o perfil clínico oftalmológico não foi construído com base em exames, mas na autoreferenciação dos participantes. O próprio delineamento do estudo poderia ter levado em consideração os valores de PPC em cada dia (antes e depois da estimulação) e o EEGq antes e depois também.

Embora o eletroencefalograma seja largamente empregado para avaliar o comportamento cortical em tarefas cognitivas e motoras, esta ferramenta apresenta algumas limitações, tais como uma resolução espacial e a falta de uma consonância quanto ao significado das bandas em tarefas cognitivas. Além do mais, outra observação para estudos futuros, é que o presente estudo se limitou aos lobos temporal e occipital, o que impede uma visão mais abrangente dos sistemas corticais relacionados às tarefas visuais.

## 6. CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo demonstraram que os exercícios oculomotores realizados com a régua de PPC favorecem a melhora da IC. No tocante ao questionário CISS-vp, houve melhora dos sintomas relatados pelos voluntários, reafirmando sua aplicação como um recurso útil ao monitoramento evolutivo dos pacientes. Em relação ao EEG, houve uma predominância da potência absoluta da banda alfa no córtex occipital, desta forma, este resultado mostra maior demanda das oscilações da banda alfa para o planejamento e atenção, reforçando a utilização da terapia da IC baseada na estimulação da CP utilizando a régua de medida de PPC para benefício dos indivíduos. Além disso, o hemisfério direito apresentou maior potência absoluta da banda alfa em relação ao hemisfério esquerdo, especialmente nas regiões temporais, podemos supor que isso acontece por conta da lateralidade da dominância ocular não ser tão rígida como o próprio nome pode indicar, pois esta pode variar em quantidade ou existência dependendo do teste aplicado, e das circunstâncias em que o indivíduo é submetido. A potência absoluta da banda alfa não simboliza a predominância hemisférica, desta maneira, sugere-se que outros estudos executem a análise da assimetria e coerência espectral, para que consigam contribuir na compreensão do comportamento cortical nas diferentes regiões de interesse.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABRAHAM, N. G.; SRINIVASAN, K.; THOMAS, J. Normative data for near point of convergence, accommodation and phoria. **Oman J. Ophthalmol.** 8, 14–18. 2015. doi: 10.4103/0974-620x.149856.
- ALHARBI, E.T.; RASHEED, S.; BUHARI, S.M. Feature selection algorithm for evoked EEG signal due to RGB colors. In: Image and Signal Processing, **BioMedical Engineering and Informatics (CISPBMEI)**, International Congress on. IEEE, 2016. p. 1503-1520.
- ALKAN, Y.; BISWAL, B. B.; ALVAREZ, T.L. Differentiation between vergence and saccadic functional activity within the human frontal eye fields and midbrain revealed through fMRI. **PloS One.** 2011;6(11):e25866.
- ALONSO, L. L. M.; BACOT, M. T. D.; RODRÍGUEZ, D. B. T. Insuficiencia de la convergencia asociada a estrabismo en edad adulta. Facultad de Tecnología de la Salud. **Revista Cubana de Tecnología de la Salud.** 2010.
- ALVAREZ, T. L. A pilot study of disparity vergence and near dissociated phoria in convergence insufficiency patients before vs. after vergence therapy. **Frontiers in Human Neuroscience.** V.9, 2015. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00419>.
- ALVAREZ, T. L.; JASWAL, R.; GOHEL, S.; BISWAL, B. B. Functional activity within the frontal eye fields, posterior parietal cortex, and cerebellar vermis significantly correlates to symmetrical vergence peak velocity: an ROI-based, fMRI. **Frontiers in Integrative Neuroscience.** V.8, 2014, 50p. <https://doi.org/10.3389/fnint.2014.00050>.
- ALVAREZ, T. L. *et al.* Vision therapy in adults with convergence insufficiency: clinical and functional magnetic resonance imaging measures. **Optom Vis Sci.** v.87, n.12, 2010.
- ALVAREZ, T.L.; KIM, E.H. Analysis of saccades and peak velocity to symmetrical convergence stimuli: binocularly normal controls compared to convergence insufficiency patients. **Invest Ophthalmol Vis Sci.** 2013.
- BABILONI, C.; MARZANO, N.; IACOBONI, M.; INFARINATO, F.; ASCHIERI, P.; BUFFO, P.; CIBELLI, G.; SORICELLI, A.; EUSEBI, F.; PERCIO, C. Resting state cortical rhythms in athletes: A high-resolution EEG study. **Brain Research Bulletin**, v. 81, p. 149–156, out 2009.
- BASTOS, V.; CUNHA, M.; VEIGA, H.; MCDOWELL, K.; POMPEU, F.; CAGY, M.; PIEDADE, R.; RIBEIRO, P. Análise da distribuição de potência cortical em função do aprendizado de datilografia. **Rev Bras Med Esporte**, v. 10, n. 6, nov/dez 2004.
- BAZANOVA, O.M.; VERNON, D. Interpreting EEG alpha activity. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews.** Volume 44, July 2014, Pages 94-110.
- BEKHTEREVA, V.; SANDER, C.; FORSCHACK, N.; OLBRICH, S.; HEGERL, U.; MÜLLER, M. M. Effects of EEG-vigilance regulation patterns on early perceptual processes in human visual cortex. **Clinical Neurophysiology**, Volume 125, Issue 1, January 2014, Pages 98-107.

BERTUZZO, M.M. **Modulação do ritmo alfa individual pela condição dos olhos e pela luminosidade em seres humanos**. Dissertação de mestrado. Florianópolis. 2017.

BOUHALI, F.; et al. Anatomical connections of the visual word form area. **The Journal of Neuroscience**, 34(46), p. 15402-15414, 2014.

BORGES, L. R.; ZAMBALDE, E. P.; SOARES, A. B. Influência do padrão de cor em potenciais evocados visuais. **Anais do V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesilogia e X Simpósio de Engenharia Biomédica** - ISBN: 978-85-5722-065-2 - DOI: 10.29327/cobecseb.78916.

BRICOT, B. **Posturologia Clínica**. CIES Brasil, São Paulo. 1 ed. 2010.

BROUWER, A. M. et al. Estimating workload using EEG spectral power and ERPs in the n-back task. **Journal of Neural Engineering**, v. 9, n. April 2016, p. 1 14, 2012.

CELESTINO, V. Estimativa de alcance visual humano aplicado à preservação de ambientes cênicos. **GOT**. no.11 Porto jun. 2017. <http://dx.doi.org/10.17127/got/2017.11.005>.

CHUNG, S.A.; CHANG, Y.H.; RHIU, S.; LEW, H.; LEE, J.B. Parent-Reported symptoms of Attention Deficit Hyperactivity Disorder in children with intermittent exotropia before and after strabismus surgery. **Yonsei Medical Journal**, 2012. 10(3):274-278.

COBEN, R; MYERS, T. E.. The relative efficacy of connectivity guided and symptom based EEG biofeedback for autistic disorders. **Appl. Psychophysiol. Biofeedback**. 35, 13–23. 2010.

COKAL, B. C.; GÜNES, H. N.; GÜLER, K.; YOLDAS, T. K. Visual and somatosensory evoked potentials in asymptomatic patients with vitamin B12 deficiency. **Eur Rev Med Pharmacol Sci**. 2016; 20:4525-4529.

COOPER, J.; JAMAL, N. Convergence insufficiency: a major review. **Optometry**, 2011.

COPPOLA, G.; BRACAGLIA, M.; LENOLA, D. D.; LORENZO, D. D.; SERRAO, M.; PARISI, V. et al. Visual evoked potentials in subgroups of migraine with aura patients. **J Headache Pain**. 2015; 16:92.

CUNHA, T.; PINTO, S.; SARGO, J.; MENDANHA, L.; LANÇA, C.; OLIVEIRA, M. Insuficiência de convergência e atenção visual: estudo exploratório em estudantes do ensino superior. **Saúde & Tecnologia**. Maio, 2013.

DANNON, P. N.; SHOENFELD, N.; ROSENBERG, O.; KERTZMAN, S.; KOTLER, M. Pathological Gambling: An impulse control disorder? Measurement of impulsivity using neurocognitive tests. **The Israel Medical Association Journal**, 12, 243-248. 2010.

DIAMOND, A. Executive functions. **Annu Rev Psychol**. 2013; 64:135-68.

DIMOND, D.; PERRY, R.; IARIA, G.; BRAY, S. Visuospatial short-term memory and dorsal visual gray matter volume. **Elsevier: Cortex**. Volume 113, April 2019, Pages 184-190. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.cortex.2018.12.007>.

DION, L.A.; MUCKLE, G.; BASTIEN, C.; JACOBSON, S. W.; JACOBSON, J. L.; SAINT-AMOUR, D. Sex differences in visual evoked potentials in school-age children: what is the evidence beyond the checkerboard? **Int J Psychophysiol.** 2013; 88:136-42.

DUSEK, W.A.; PIERSCIONEK, B.K.; MCCLELLAND, J.F. An evaluation of clinical treatment of convergence insufficiency for children with reading difficulties. **BMC Ophthalmology**, 2011.

EDLIN, J. M., & LYLE, K. B. The effect of repetitive saccade execution on the attention network test: Enhancing executive function with a flick of the eyes. **Brain and Cognition**, 2013, 81, 345–351.

ERBIL, N; UNGAN, P. Changes in the alpha and beta amplitudes of the central EEG during the onset, continuation, and offset of long-duration repetitive hand movements. **Brain Res**, 2007 (1169):44–56.

FERNANDES-SERRANO, M. J., PERALES, J. C., MORENO-LO PEZ, L., PEREZ-GARCÍA A, M., & VARDEJOGARCÍ A, A.. Neuropsychological profiling of impulsivity and compulsivity in cocaine dependent individuals. **Psychopharmacology**, 219, 673-683. 2011.

FERRAZ, F.H.; HIRA, F.; SCHELLINI, S.A. **A estimativa da magnitude e do custo da correção da baixa visão por erro refracional não corrigido no Brasil em refração ocular: uma necessidade social.** Rio de Janeiro: Cultura Médica; 2014.

FTAITI, F.; KACEM, A.; JAIDANE, N.; TABKA, Z.; DOGUI, M. Changes in EEG activity before and after exhaustive exercise in sedentary women in neutral and hot environments. **Applied Ergonomics**, v. 41, p. 806–811, jan 2010.

GAWRYSZEWSKI, L. G. *et al.* Movements of attention in the three spatial dimensions and the meaning of “neutral” cues. **Neuropsychologia.** v.25, n.1, p.19-29, 1987.

GLASSER, M. F.; COALSON, T. S.; ROBINSON, E. C.; et al. Supplementary Neuroanatomical Results For A multi-modal parcellation of human cerebral cortex. **Nature**, 2016.

GRANDY, T. H.; WERKLE-BERGNER, M.; CHICHERIO, C.; SCHMIEDEK, F.; LÖVDÉN, M.; AND LINDENBERGER, U. Alpha stability. **Psychophysiol**, 2013,50: 570-582. doi:10.1111/psyp.12043.

GRANET, D.B.; GOMI, C.F.; VENTURA, R.; MILLER-SCHOLTE, A. The relationship between Convergence Insufficiency and ADHD. **Strabismus**, 2005. 10(3):274-278.

GRECESCU, M. Optical coherence tomography versus visual evoked potentials in detecting subclinical visual impairment in multiple sclerosis. **J Med Life.** 2014;7(4):538-541.

Grigoriadis, N.; Van Pesch, V. A basic overview of multiple sclerosis immunopathology. **Eur J Neurol.** 2015; 22 (Suppl 2):3-13.

GRIGORIADIS, N.; VAN PESCH, V. A basic overview of multiple sclerosis immunopathology. **Eur J Neurol.** 2015; 22 (Suppl 2):3-13.

HAYES, G. J.; COHEN, B. E.; ROUSE, M. W.; DE LAND, P. N. Normative values for the near point of convergence of elementary schoolchildren. **Optom Vis Sci**. 1998;75(7):506-12.

HERAVIAN, J.; SOBHANI-RAD, D.; LARI, S.; KHOSHSIMA, M.; AZIMI, A.; OSTADIMOUGHADDAM et al. Pattern visual evoked potentials in dyslexic versus normal children. **J Ophthalmic Vis Res**. 2015;10(3):274-278.

HERRMANN, C. S. et al. EEG oscillations: From correlation to causality. **International Journal of Psychophysiology**, v. 103, p. 12–21, 2016. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.5935/0034-7280.20170050>.

HORNSVELD, H. K., HOUTVEEN, J. H., VROOMEN, M., KAPTEIJN, I., AALBERS, D., & VAN DEN HOUT, M. A. Evaluating the effect of eye movements on positive memories such as those used in resource development and installation. **Journal of EMDR Practice and Research**, 2011, 5(4), 146–155.  
<http://dx.doi.org/10.5935/0034-7280.20170050>.

HUH, S. Y.; KIM, S. H.; HYUN, J. W.; JOUNG, A. R.; Park, M. S.; Kim, B. J.; Kim, H. J. Mycophenolate mofetil in the treatment of neuromyelitis optica spectrum disorder. **JAMA Neurol**. 2014;71(11):1372-8.

HUSSAINDEENA, J. R.; SHAHA, P.; RAMANI, K. K.; RAMANUJAN, L. Efficacy of vision therapy in children with learning disability and associated binocular vision anomalies. **Journal of Optometry**. Volume 11, Issue 1, January–March 2018, Pages 40-48.

JANN, K.; KOENIG, T.; DIERKS, T.; BOESCH, C.; FEDERSPIEL, A. Association of individual resting state EEG alpha frequency and cerebral blood flow. **NeuroImage**, v. 51, p. 365–372, fev 2010.

JASWAL, R.; GOHEL, S.; BISWAL, B. B.; ALVAREZ, T. L. Task-modulated coactivation of vergence neural substrates. **Brain Connect**. 4, 595–607. 2014. doi: 10.1089/brain.2013.0216.

JEON, J.; OH, S.; KYUNG, S. Assessment of visual disability using visual evoked potentials. **BMC Ophthalmol**. 2012; 12:36.

KIM, J.; LEE, B.; LEE, H, S.; et al. Differences in Brain Waves of Normal Persons and Stroke Patients during Action Observation and Motor Imagery. **J. Phys. Ther. Sci**, 2014; 26(2).

KIM, S.C.; LEE, M. H. The Effect of Alpha Rhythm Sleep on EEG Activity and Individuals' Attention. **J Phys Ther Sci**, 2013; 25: 1515–1518.

KLIMESCH, W.; FELLINGER, R.; FREUNBERGER, R. Alpha oscillations and early stages of visual encoding. **Frontiers in psychology**, v. 2, n. 118, mai 2011.

KOSKENKORVA, P; NISKANEN, E; HYPPÖNEN, J; KÖNÖNEN, M; MERVAALA, E; SOININEN, H; KÄLVIÄINEN, R; VANNINEN, R. Sensorimotor, visual, and auditory



cortical atrophy in Unverricht–Lundborg disease mapped with cortical thickness analysis. **AJNR Am J Neuroradiol.** 2012. 878–883.

LAGE, G. M., MALLOY-DINIZ, L. F., FIALHO, J. V. A. P., GOMES, C. M. A., ALBUQUERQUE, M. R., & CORREIA, H.. Correlação entre as dimensões da impulsividade e o controle em uma tarefa motora de timing. **Brazilian Journal of Motor Behavior**, 6(3), 39-46. 2011.

LEDEZMA, D. N. I.; ANGEL, C. E. T.; MIQUEIRO, B. L. El sistema de acomodación detectando la insuficiencia de convergencia en niños de 6 a 11 años en la unidad educativa francisco huerta rendón babahoyo los ríos primer semestre 2018. **Babahoyo, UTB.** 2018.

MALINOWSKA, et al. Electroencephalographic profiles for differentiation of disorders of consciousness. **Biomedical Engineering Online**, 2013; 12:109.

Manual diagnóstico e estatístico de transtornos mentais [recurso eletrônico]: **DSM-5/** [American Psychiatric Association; tradução: Maria Inês Corrêa Nascimento... et al.]; revisão técnica: Aristides Volpato Cordioli [et al.].– 5. ed. – Dados eletrônicos. – Porto Alegre: Artmed, 2014.

MARRAN, L.F.; DE LAND, P.N.; NGUYEN, A.L. Accommodative insufficiency is the primary source of symptoms in children diagnosed with convergence insufficiency. **Optometry & Vision Science**, 2006.

MARTIN, H. R.; VECILLA, A. G. Manual de Optometría. Madrid. **Ed Medica Panamericana**, 2011.

MENIGITE, N. C.; TAGLIETTI, M. Sintomas visuais e insuficiência de convergência em docentes universitários. **Rev. bras. oftalmol.** vol.76 no.5 Rio de Janeiro Sept./Oct. 2017.

MESSIAS, A.; JORGE, R.; VELASCO E CRUZ, A. A. Tabelas para medir acuidade visual com escala algorítmica: porque usar e como construir. **Arquivos Brasileiros de Oftalmologia.** V. 73, n.1, p.96-100, 2010.

MOREIRA NETO, C. A.; MOREIRA, A. T. R.; MOREIRA, L. B. Relação entre acuidade visual e condições de trabalho escolar em crianças de um colégio do ensino fundamental público de Curitiba. **Rev Bras Oftalmol.** [internet]. 2014 Aug. 73(4):216-9.

NIEDERMEYER, E.; SILVA, F. Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields Kindle Edition. 5ª edição: **Lippincott Williams & Wilkins**, 2005.

OKAMOTO, Y; REA, M.; FIGUEIRO, M. Temporal dynamics of EEG activity during short- and long-wavelength light exposures in the early morning. **BMC Research Notes**, v. 7, n. 113, 2014.

OLDFIELD, R. The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh Inventory. **Neuropsychologia**, v.9, p. 97-113, set 1971.

OLIVEIRA, R.S.; PARIZOTTO, A.V.; CALEFFI, M.F.; BEAL, C.; YEH, W.S.S.; VICENSI, M.C. Avaliação da acuidade visual em escolares no município de Herval d'Oeste, Santa

Catarina, Brasil. **Rev Bras de Medicina de Família e Comunidade**. 2013; 8(28):180-186. DOI: [http://dx.doi.org/10.5712/rbmfc8\(28\)544](http://dx.doi.org/10.5712/rbmfc8(28)544).

PEÑALBA, B. A. **Procedimientos clínicos para la evaluación de la visión binocular**. Ed.2. Madrid, España: médica panamericana. 2018.

PESCOSOLIDO, N.; BARBATO, A.; STEFANUCCI, A.; BUOMPISCO, G. Role of Electrophysiology in the Early Diagnosis and Follow-Up of Diabetic Retinopathy. **J Diabetes Res**. 2015; 2015:319692.

POLTAVSKI, D.V.; BIBERDORF, D.; PETROS, T.V. Accommodative response and cortical activity during sustained attention. **Vision Research**, 2012.

QUAID, P.; SIMPSON, T. Association between reading speed, cycloplegic refractive error, and oculomotor function in reading disabled children versus controls. **Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology**, 2013.

ROUSE, M. W., BORSTING, E. J., LYNN MITCHELL, G. , SCHEIMAN, M. , COTTER, S. A., COOPER, J. , KULP, M. T., LONDON, R. , WENSVEEN, J. Validity and reliability of the revised convergence insufficiency symptom survey in adults. **Ophthalmic and Physiological Optics**, 2004, 24: 384-390. doi:10.1111/j.1475-1313.2004.00202.x.

SANEI, S.; CHAMBERS, J.A. **Egg Sinal Processing**. John Wiley & Sons, Ltd. 2007.

SECIN, V. K. A. V. **A visão binocular dos guarani mbya**. Curitiba: Appris, 2016.

SHARMA, R.; JOSHI, S.; SINGH, K. D.; KUMAR, A. Visual evoked potentials: normative values and gender differences. **J Clin Diagn Res**. 2015; 9:12-15.

SCHEIMAN, M.; WICK, B. Clinical management of binocular vision: Heterophoric, accommodative and eye movement disorders (2nd ed.), **Lippincott Williams & Wilkins**, Philadelphia, 2013.

SHOONER, C. Asymmetric Dichoptic Masking in Visual Cortex of Amblyopic Macaque Monkeys. **Journal of neuroscience**, 8734–874. 2017.

STECKLOW, M.V.; INFANTOSI, A.F.C.; CAGY, M. EEG changes during sequences of visual and kinesthetic motor imagery. **Arquivos de Neuropsiquiatria**. 2010.

TAVARES, C. *et al.* Translation and validation of convergence insufficiency symptom survey (CISS) to portuguese - psychometric results. **Arq Bras Oftalmol**, v.77, n.1, p.21-4, 2014.

THUT, G.; NIETZEL, A.; BRANDT, S.; PASCUAL-LEONE, A. Alfa-Band Electroencephalographic Activity over Occipital Cortex Indexes Visuospatial Attention Bias and Predicts Visual Target Detection. **The Journal of Neuroscience**, v. 26, n. 37, p. 9494–9502, set 2006.

VALIPOUR, S.; SHALIGRAM, D.; KULKARNI, G.R. **Detection of an Alpha Rhythm of EEG Signal Based On EEGLAB**, 2014; 4(1), 154–159.

VON NOORDEN, G. K; CAMPOS, C. **Ocular Motility and Binocular Vision: Theory and Management of Strabismus**. 6th Ed. 2002.

WAISBOURD, M.; GENSURE, R. H.; AMINLARI, A.; SHAH, S. B.; KHANNA, N.; SOOD, N.; et al. Short-duration transient visual evoked potentials and color reflectivity discretization analysis in glaucoma patients and suspects. **Int J Ophthalmol**. 2017;10(2):254-261.

WIDMER, D.; OECHSLIN, T.; LIMBACHIA, C.; KULP, M.; TOOLE, A.; KASHOU, N.; FOGT, N. Post-therapy Functional Magnetic Resonance Imaging in Adults with Symptomatic Convergence Insufficiency. **Optometry and Vision Science**. 95(6):505–514, 2018. DOI: 10.1097/OPX.0000000000001221.

WILLEFORD, K. T.; FIMREITE, V.; CIUFFREDA, K. J. The effect of spectral filters on VEP and alpha-wave responses. **Journal of Optometry**. 2016; 9:110-117.

ZHANG, et al. Establishing Wiring Specificity in Visual System Circuits: From the Retina to the Brain. **Annu. Rev. Neurosci**. 2017. 40:395–424.

ANEXOS

## ANEXO 1

## INVENTÁRIO DE EDINBURGH

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

Data: \_\_\_\_\_ Resultado: \_\_\_\_\_().

PERGUNTAS	E	D
<b>PRIMEIRA PARTE</b>		
<b>Que mão você usa:</b>		
1 - Para lançar?		
2 - Para escrever?		
3 - Para desenhar?		
4 - Para jogar tênis ou pingue-pongue?		
5 - Para usar a tesoura?		
6 - Para usar o barbeador ou passar batom?		
7 - Para se pentear?		
8 - Para escovar os dentes?		
9 - Para usar uma faca sem ser para comer (cortar um barbante, apontar um lápis)?		
10 - Para comer com uma colher?		
11 - Para martelar?		
12 - Para usar a chave de fenda?		
<b>SEGUNDA PARTE</b>		
13 - Com que mão você segura uma faca para comer, ao mesmo tempo que o garfo?		
14 - Se você tiver duas malas, com que mão segura a mais pesada?		
15 - Ao varrer, qual a mão que fica por cima, no cabo da vassoura?		
16 - E no cabo do ancinho?		
17 - Que mão você usa para desenroscar a tampa de um frasco?		
18 - Com que mão você segura o fósforo para acendê-lo?		
19 - Com que mão você distribui as cartas do baralho?		
20 - Com que mão você segura a linha para enfiar no buraco da agulha?		
<b>TERCEIRA PARTE</b>		
21 - Com qual pé você prefere chutar?		
22 - Que olho você usa quando precisa usar apenas um dos olhos?		
<b>TOTAL</b>		

## ANEXO 2

## QUESTIONÁRIO CISS-vp

## QUESTIONÁRIO RELATIVO A SINTOMAS DE INSUFICIÊNCIA DE CONVERGÊNCIA

Nome \_\_\_\_\_

Data \_\_/\_\_/\_\_

		Nunca	Com pouca frequência	Às vezes	Com muita frequência	Sempre
1.	Sente os olhos cansados quando lê ou executa tarefas em visão próxima?					
2.	Sente desconforto ocular quando lê ou executa tarefas em visão próxima?					
3.	Sente dores de cabeça quando lê ou executa tarefas em visão próxima?					
4.	Sente-se sonolento quando lê ou executa tarefas em visão próxima?					
5.	Perde a concentração quando lê ou executa tarefas em visão próxima?					
6.	Sente dificuldade em lembrar-se do que leu?					
7.	Tem visão dupla quando lê ou realiza tarefas em visão próxima?					
8.	Vê as palavras a moverem-se, saltarem, nadar ou a parecer que flutuam na página quando lê ou executa tarefas em visão próxima?					
9.	Sente que lê devagar?					
10.	Os seus olhos doem quando lê ou executa tarefas em visão próxima?					
11.	Sente os olhos inflamados quando lê ou executa tarefas em visão próxima?					
12.	Tem a sensação de tensão à volta dos olhos quando lê ou executa tarefas em visão próxima?					
13.	Repara se as palavras focam e desfocam quando lê ou executa tarefas em visão próxima?					
14.	Perde-se no texto quando lê ou executa tarefas em visão próxima?					
15.	Sente necessidade de reler a mesma linha de um texto?					
		__ x 0	__ x 1	__ x 2	__ x 3	__ x 4

## **APÊNDICES**

APÊNDICE 1  
**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**  
**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - TCLE**

Você está sendo convidado(a) a participar do projeto “**A régua de ponto próximo de convergência aplicada em realidade virtual como tratamento alternativo da insuficiência de convergência ocular e sua relação com o comportamento cortical medido pela eletroencefalografia**”, para a qual foi escolhido por apresentar o Ponto Próximo de Convergência igual ou superior a 10 cm e estar entre 18 e 24 anos; a sua participação não é obrigatória. Você também pode desistir de participar a qualquer momento e retirar seu consentimento. Sua recusa não trará nenhum prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a Universidade Federal do Piauí (UFPI). O objetivo deste estudo é: Investigar a CO em indivíduos jovens de 18 a 24 anos de idade com base na RPPC e Realidade Virtual (RV), além da sua relação com atividade cortical por meio da EEG. O horário será combinado, de modo que não prejudique nenhuma das partes envolvidas. Traremos todo o material necessário.

A sua participação neste projeto consistirá em: ser avaliado em relação ao Ponto Próximo de Convergência que será medido com auxílio da Régua de PPC. **Você necessitará de comparecer ao Laboratório de Mapeamento Cerebral e Funcionalidade do Campus de Parnaíba da UFPI, uma vez/dia durante 5 dias consecutivos, onde será realizado a medição do PPC, bem como participará do experimento.**

Os riscos relacionados com a sua participação são a presença de fadiga ocular, desconforto, lacrimejamento, vermelhidão ocular, cefaleia e vertigem durante as atividades, porém estes, não causarão danos e tendem a desaparecer em um curto espaço de tempo, já que você é uma pessoa saudável e a realização dos treinamentos será acompanhada por dois pesquisadores treinados para tal. Os benefícios relacionados com a sua participação são melhora visual (**devido melhora da Convergência Ocular**) e sociais (**convivência com pesquisadores**), já que serão realizados em um ambiente social e o contato com o terapeuta será próximo.

As informações obtidas através dessa pesquisa poderão ser divulgadas em encontros científicos como congressos, ou em revistas científicas, mas não possibilitarão sua identificação. Desta forma, garantimos o sigilo total da sua participação. Além disso, você receberá uma cópia deste termo onde constam o telefone e o endereço **dos pesquisadores principais**, podendo tirar suas dúvidas sobre o projeto e sua participação, agora ou a qualquer momento.

Comitê de Ética em Pesquisa da UFPI/CMRV (Telefone:86-3323.5251/Endereço: Av. São Sebastião, 2819 – Bloco 16 – Sala 05/ Email: cep.ufpi.cmr@gmail.com).

---

VICTOR HUGO DO VALE BASTOS  
 Professor Adjunto I – Departamento de  
 Fisioterapia UFPI – Parnaíba - PI

---

ALZIRA Mª DE ANDRADE ARAÚJO  
 R. 10 Q. 12 C.08  
 Bairro Rodoviária - Parnaíba

---

LUAN CORREIA COSTA  
 R. Afonso Pena, Nº2000  
 Bairro: Pindorama

---

Demais pesquisadores

Declaro estar ciente do inteiro teor deste TERMO DE CONSENTIMENTO e estou de acordo em participar do estudo proposto, sabendo que dele poderei desistir a qualquer momento, sem sofrer qualquer punição ou constrangimento.

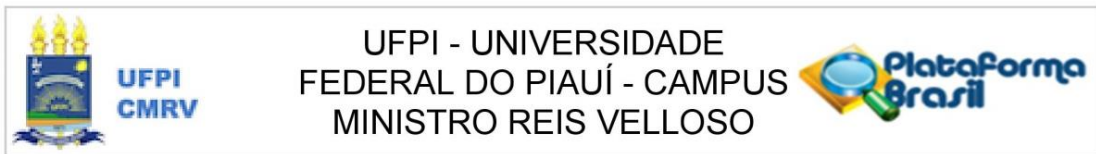
Nome do

participante: \_\_\_\_\_

Assinatura \_\_\_\_\_



## APÊNDICE 2



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** A RÉGUA DE PONTO PRÓXIMO DE CONVERGÊNCIA APLICADA EM REALIDADE VIRTUAL COMO TRATAMENTO ALTERNATIVO DA INSUFICIÊNCIA DE CONVERGÊNCIA OCULAR E SUA RELAÇÃO COM O COMPORTAMENTO CORTICAL MEDIDO PELA ELETROENCEFALOGRAFIA

**Pesquisador:** Victor Hugo do Vale Bastos

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 69205417.2.0000.5669

**Instituição Proponente:** FUNDAÇÃO UNIVERSIDADE FEDERAL DO PIAUÍ

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 2.346.368

**Apresentação do Projeto:**

Trata-se de projeto de pesquisa intitulado "A régua de ponto próximo de convergência aplicada em realidade virtual como tratamento alternativo da insuficiência de convergência ocular e sua relação com o comportamento", sob responsabilidade do Prof. Victor Hugo do Vale Bastos. O pesquisador descreve que a visão exerce relevante influência sobre processos cognitivos, como durante tarefas que exigem atenção, e a competência de realizar movimentos e adaptações posicionais oculares para as diferentes demandas visuais requer uma organização e coordenação de grande precisão, com performances asseguradas pelas respostas óculo-motoras. O globo ocular detém a capacidade de captar estímulos visuais em diferentes profundidades espaciais da retina, além de situar o indivíduo em determinado lugar no espaço, e para observar as características de determinado lugar, realiza diversos movimentos, dentre eles o denominado de convergência ocular, que corresponde à capacidade de adução dos olhos, ou seja, aduzir os olhos no sentido da raiz do nariz. A insuficiência de convergência ocular (ICO) caracteriza-se como uma disfunção da visão binocular, com prevalência de 4,2 a 7,7% na população em geral, sendo 75% dos portadores sintomáticos para a ICO.

A literatura mostra que não há consenso quanto ao melhor tratamento para a ICO, além de haver uma escassez de estudos que investiguem a atividade cortical de indivíduos com essa disfunção.

**Endereço:** Av. São Sebastião, 2819 - Bloco 16 - Sala 05  
**Bairro:** Reis Velloso **CEP:** 64.202-020  
**UF:** PI **Município:** PARNAIBA  
**Telefone:** (86)3323-5251 **E-mail:** cep.ufpi.cmrv@gmail.com



Continuação do Parecer: 2.346.368

Baseado nisto, o estudo pretende investigar a convergência ocular em indivíduos de 18 a 24 anos através da atividade cortical quando utilizada a régua de ponto próximo de convergência. Trata-se de um estudo transversal, controlado e comparativo, com amostra composta por 45 estudantes destros da Universidade Federal do Piauí, de ambos os sexos e com ponto próximo de convergência igual ou superior a 10 centímetros. Os participantes serão divididos em 03 grupos: G1 (controle: olhos abertos fixos), G2 (RPPC) e grupo G3 (realidade virtual). Os participantes dos grupos experimento serão submetidos a tarefas de convergência ocular utilizando os instrumentos específicos de cada um, captando-se o sinal eletroencefalográfico durante 3 minutos antes e após as realizações das tarefas. Responderão também o questionário Convergence Insufficiency Symptom Survey para avaliação dos sintomas e frequência dos desconfortos visuais antes e após o experimento, o teste de lateralidade motora de longe, para determinar a dominância ocular e o inventário de Edimburgo para determinar-se a lateralidade manual.

**Objetivo da Pesquisa:**

Investigar a convergência ocular em indivíduos jovens de 18 a 24 anos de idade com base na RPPC e realidade virtual, além de sua relação com atividade cortical por meio da EEG.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

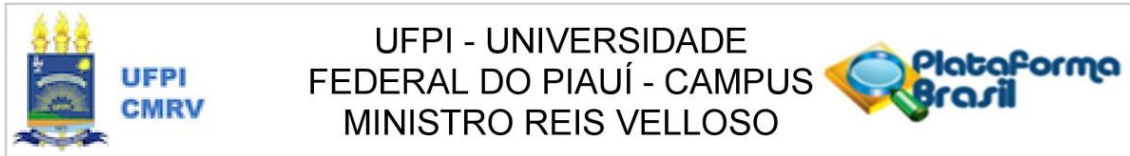
Segundo o pesquisador, os riscos relacionados com a participação dos voluntários nesta pesquisa podem ser a presença de fadiga ocular, desconforto, lacrimejamento, vermelhidão ocular, cefaléia e vertigem durante as atividades que serão realizadas nos grupos experimentais. No entanto, os voluntários poderão interromper o experimento na presença desses fatores. Será garantido o atendimento nos serviços de apoio psicológico citados, assim como será assegurada assistência integral e gratuita aos casos de danos diretos, indiretos, imediatos e tardios, pelo tempo que for necessário e não haverá ônus de qualquer natureza aos participantes e, quando necessário, haverá ressarcimento às despesas decorrentes da participação na pesquisa.

Quanto aos benefícios, de acordo com os resultados da pesquisa, poderá ser estabelecido um novo tratamento alternativo para a ICO, de baixo custo e com poucos efeitos adversos.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Trata-se de pesquisa relevante para a área de estudo e – primordialmente – para aplicação como terapêutica inovadora no tratamento da ICO. O pesquisador responsável demonstra experiência em neurociências, como pode ser comprovado pela análise de seu currículo. O método apresenta-se muito bem detalhado, com todas as etapas suficientemente descritas.

**Endereço:** Av. São Sebastião, 2819 - Bloco 16 - Sala 05  
**Bairro:** Reis Velloso **CEP:** 64.202-020  
**UF:** PI **Município:** PARNAIBA  
**Telefone:** (86)3323-5251 **E-mail:** cep.ufpi.cmrv@gmail.com



Continuação do Parecer: 2.346.368

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

Todos os termos de apresentação obrigatória foram apresentados.

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

As pendências e inadequações anteriormente relacionadas foram sanadas pelo pesquisador, estando o protocolo apto à execução.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Sr. Pesquisador,

Em cumprimento ao previsto na Resolução 466/12, o CEP-UFPI aguarda o envio dos relatórios parciais e final da pesquisa, elaborados pelo pesquisador, bem como informações sobre sua eventual interrupção e sobre ocorrência de eventos adversos.

Ainda, para assegurar o direito do participante e preservar o pesquisador, revela-se importante alertar que o TCLE deverá ser rubricado em todas as suas folhas, tanto pelo participante quanto pelo(s) pesquisador(es), devendo ser assinado na última folha.

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_913628.pdf	13/07/2017 00:47:51		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Detalhado.pdf	13/07/2017 00:46:52	ALZIRA MARIA DE ANDRADE ARAUJO	Aceito
Outros	Autorizacao_institucional.pdf	31/05/2017 14:35:52	LUAN CORREIA COSTA	Aceito
Outros	Termo_de_confidencialidade.pdf	30/05/2017 11:14:04	LUAN CORREIA COSTA	Aceito
Outros	Carta_de_encaminhamento.pdf	30/05/2017 11:12:18	LUAN CORREIA COSTA	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Declaracao_dos_pesquisadores.pdf	30/05/2017 11:11:39	LUAN CORREIA COSTA	Aceito
Outros	DISTRIBUICAO_DOS_GRUPOS.pdf	30/05/2017 10:04:42	LUAN CORREIA COSTA	Aceito
Outros	Curriculolattes_victorhugo.pdf	30/05/2017 10:03:56	LUAN CORREIA COSTA	Aceito
Outros	ANEXOS.pdf	30/05/2017 10:02:48	LUAN CORREIA COSTA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento /	TCLE.pdf	30/05/2017 10:01:45	LUAN CORREIA COSTA	Aceito

**Endereço:** Av. São Sebastião, 2819 - Bloco 16 - Sala 05

**Bairro:** Reis Velloso

**CEP:** 64.202-020

**UF:** PI

**Município:** PARNAIBA

**Telefone:** (86)3323-5251

**E-mail:** cep.ufpi.cmrv@gmail.com



Continuação do Parecer: 2.346.368

Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	30/05/2017 10:01:45	LUAN CORREIA COSTA	Aceito
Outros	Curriculoalziramaria.pdf	29/05/2017 22:16:56	LUAN CORREIA COSTA	Aceito
Outros	Curriculoluancorreia.pdf	29/05/2017 22:10:07	LUAN CORREIA COSTA	Aceito
Orçamento	Orcamento.pdf	11/05/2017 15:52:02	LUAN CORREIA COSTA	Aceito
Cronograma	CRONOGRAMA.pdf	11/05/2017 15:50:58	LUAN CORREIA COSTA	Aceito
Folha de Rosto	Folhaderosto.pdf	11/05/2017 15:06:47	LUAN CORREIA COSTA	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

PARNAIBA, 24 de Outubro de 2017

---

**Assinado por:**  
**Baldomero Antonio Kato da Silva**  
**(Coordenador)**

**Endereço:** Av. São Sebastião, 2819 - Bloco 16 - Sala 05  
**Bairro:** Reis Velloso **CEP:** 64.202-020  
**UF:** PI **Município:** PARNAIBA  
**Telefone:** (86)3323-5251 **E-mail:** cep.ufpi.cmr@gmail.com