

UNIVERSIDADE PRESBITERIANA MACKENZIE

GABRIEL GAUDENCIO DO RÊGO

ESTUDO COMPORTAMENTAL E ELETROFISIOLÓGICO DA
NEUROMODULAÇÃO DA ATENÇÃO

São Paulo

2019

GABRIEL GAUDENCIO DO RÊGO

ESTUDO COMPORTAMENTAL E ELETROFISIOLÓGICO DA
NEUROMODULAÇÃO DA ATENÇÃO

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Distúrbios do Desenvolvimento da Universidade Presbiteriana Mackenzie como requisito para obtenção do título de Doutor.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Sérgio Boggio

São Paulo

2019

R343e Rego, Gabriel Gaudencio do.

Estudo comportamental e eletrofisiológico da neuromodulação da atenção / Gabriel Gaudencio do Rego.

114 f. : il. ; 30 cm

Tese (Doutorado em Distúrbios do Desenvolvimento) – Universidade Presbiteriana Mackenzie, São Paulo, 2018.

Orientador: Paulo Sérgio Boggio.

Referências bibliográficas: f. 92-102.

1. Neurofeedback. 2. ETCC. 3. Eletroencefalografia. 4. Neuroaprimoramento. 5. Atenção. I. Boggio, Paulo Sérgio, *orientador*. II. Título.

CDD 612.8

GABRIEL GAUDENCIO DO RÊGO

**ESTUDO COMPORTAMENTAL E ELETROFISIOLÓGICO DA
NEUROMODULAÇÃO DA ATENÇÃO**

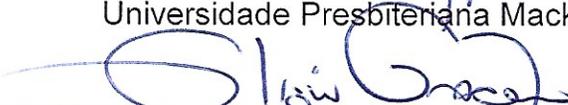
Tese apresentada ao Programa de
Pós-Graduação em Distúrbios do
Desenvolvimento da Universidade
Presbiteriana Mackenzie para
obtenção do título de Doutor.

Aprovada em 14 de fevereiro de 2019.

BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Paulo Sérgio Boggio – Orientador
Universidade Presbiteriana Mackenzie



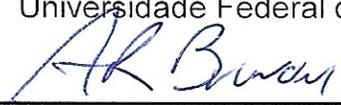
Prof. Dr. Elizeu Macedo Coutinho
Universidade Presbiteriana Mackenzie



Prof. Dr. Óscar Filipe Coelho Neves Gonçalves
Universidade do Minho



Prof. Dr. André Mascioli Cravo
Universidade Federal do ABC



Prof. Dr. André Russowsky Brunoni
Universidade de São Paulo

AGRADECIMENTOS

Ao meu filho Felipe, por ser minha inspiração a fazer ciência na busca de tornar esse mundo um pouco melhor e mais divertido.

À minha família, Rogéria, Rômulo, Thaís e Matheus. Vocês foram os principais responsáveis por eu estar onde estou, por me ensinarem valores humanos de solidariedade, respeito e carinho, e por me ensinarem a acreditar no poder da ciência e da educação para transformar a humanidade.

À minha parceira, Lidianne Seabra, por me nutrir e confortar, criando o ambiente perfeito para trabalhar, pensar e escrever.

Ao meu orientador, Paulo Sérgio Boggio, por viabilizar e conduzir este projeto, assim como por me ensinar a fazer ciência divertida e inteligente. Sua determinação, criatividade e versatilidade me ensinaram bastante e são características que hoje procuro cultivar em minha prática de pesquisa.

Ao professor Óscar Gonçalves, por idealizar o projeto maior do CNPq que deu origem a esta tese e a outros trabalhos publicados no tema durante o doutorado. Além disso, por me mostrar como fazer pesquisa com grande entusiasmo e energia.

Ao professor Elizeu Macedo, pelos bons conselhos sobre escrita e pesquisa e, principalmente, por sua sabedoria e seu bom humor.

Aos amigos do laboratório e da vida. Acredito que ciência criativa e agradável se faz por meio de acolhimento e colaboração. Gostaria de agradecer aos amigos do SCN Lab, Lucas Marques, Manish Ashtana, Tati Magro, Ruth Lyra, Marília Lira, Claudia Valasek, Olivia Lapenta, Matheus Santtana, Paulo Laurence, Rafael Bohne, João Ariel, Julia Horta e William Comfort. Aos amigos da vida, David Marinho, Aron de Miranda, Francisco Barreto, Thiago Costa, Felipe Spencer, Carlos Eduardo, Pedro Brito, Gustavo Pozzobon, Ticiano Maciel e Nayê Nobre. Todos vocês sempre colaboraram com conversas inteligentes e críticas. Com cada um aprendi coisas valiosas sobre ciência e sobre amizade, que levarei para a vida.

APOIO:

Fundação de Amparo à Pesquisa de São Paulo - FAPESP



Whether You Think You Can, or Think
You Can't ...You're Right (Henry Ford).

RESUMO

O neuroaprimoramento tem como objetivo alterar a atividade cerebral com fins de melhorar o funcionamento comportamental ou cognitivo de sujeitos saudáveis por meio da utilização de técnicas neuromodulatórias. Uma destas funções cognitivas é a atenção, a qual pode ser modulada por meio do neurofeedback ou da Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC). Vários estudos detectaram melhora em processos atencionais decorrentes da aplicação destas duas técnicas, contudo os resultados na literatura ainda são controversos. Tendo em vista o crescente debate sobre o neuroaprimoramento da atenção e a falta de dados comportamentais e eletrofisiológicos sobre o uso contínuo de tais técnicas, realizamos esta pesquisa com o objetivo de investigar um protocolo de aplicação de neurofeedback e ETCC durante duas semanas no desempenho comportamental e eletrofisiológico de participantes saudáveis durante tarefa atencional. 76 universitários participaram do estudo e foram randomicamente distribuídos para quatro grupos: neurofeedback com modulação do SMR ativo e placebo; e ETCC anódica em córtex pré-frontal dorsolateral direito ativo e placebo. Eles foram submetidos a duas semanas de neuromodulação, com avaliação comportamental e eletrofisiológica pré e pós-tratamento por meio de Tarefa de Rede Atencional (TRA). Ao final do tratamento eles responderam uma escala *likert* percepção de mudança da atenção. Os participantes dos quatro grupos acreditaram que sua atenção melhorou por meio da escala subjetiva. Contudo, não foram observadas alterações comportamentais ou eletrofisiológicas entre as duas sessões de TRA em função do tratamento aplicado. É provável que a mudança percebida pelos participantes da melhora atencional tenha se dado por efeito placebo. Contudo, existe a possibilidade que esta melhora tenha se dado em um âmbito não avaliado pela TRA. A partir destes dados, discutimos as implicações clínicas e sociais do neuroaprimoramento e do efeito placebo.

Palavras-chave: Neurofeedback, ETCC, Eletroencefalografia, Neuroaprimoramento, Atenção.

ABSTRACT

Neuroenhancement is a procedure that aims to alter brain activity of healthy subjects in order to improve their behavioral or cognitive functioning through neuromodulatory techniques. One common cognitive function focused to modify is attention, which can be modulated by means of neurofeedback or transcranial Direct Current Stimulation (tDCS). Several studies have found improvement in attentional processes resulting from the application of these two techniques, nevertheless the results in the literature are still controversial. In view of the growing debate on neuroenhancement of attention as well as the lack of studies investigating behavioral and electrophysiological changes derived from the continuous use of such techniques, we conducted this research aiming to investigate the effect of daily application of neurofeedback and tDCS during two weeks on behavioral and electrophysiological performance of healthy participants in an attentional task. 76 college students were randomly assigned to four groups: active and placebo neurofeedback, focusing on SMR modulation; and active and placebo tDCS with anodal current applied over right dorsolateral prefrontal cortex. They underwent two weeks of neuromodulation, with behavioral and electrophysiological evaluation before and after treatment through the Attention Network Task (ANT). At the end of treatment, they responded to a self-report likert-scale of perceived changes of attention. Participants of the four groups believed that their attention improved due to the treatment. However, no behavioral or electrophysiological changes were observed between the two ANT sessions due to the treatment applied. It is likely that the attentional improvement perceived by participants has been due to a placebo effect. However, there is still a possibility that this improvement has occurred within a scope not evaluated by the ANT. From these data, we discuss the clinical and social implications of neuroenhancement and the placebo effect.

Palavras-chave: Neurofeedback, tDCS, Electroencefalografia, Neuroenhancement, Attention.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Gráfico exemplificando diferentes condições de consciência, as quais são associadas com as variadas bandas de frequência (delta, teta, alfa e beta) derivadas de uma onda não tratada do EEG (Raw EEG).	35
Figura 2 - Sequência de telas em um trial. A sequência está exposta na linha superior. As telas abaixo mostram as outras condições possíveis de pista e alvo.....	49
Figura 3 - Tela do Biotrace+ exposta ao pesquisador.	51
Figura 4 - Tela do Biotrace+ exposta ao pesquisador.	52
Figura 5 - Mapa dos eletrodos utilizados para obter média dos ERPs P1, N1, P3pt (em amarelo) e P3 para alvos em área occipital (em azul) e parietal (em vermelho).	59
Figura 6 - Gráfico de barras das médias da acurácia (%) para cada condição de pista de acordo com o tipo de alvo.....	63
Figura 7 – Gráfico da interação alvo*pista para acurácia no TRA.	65
Figura 8 - Gráfico de barras das médias da do tempo de reação (ms) para cada condição de pista de acordo com o tipo de alvo.....	67
Figura 9 - Gráfico da interação alvo*pista para TR no TRA.....	69
Figura 10 - Gráfico da interação Sessão*Pista para componente P3pt.....	73

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Estudos que investigaram ETCC na TRA.....	40
Tabela 2 - Número (Nº) de sujeitos e média de idade com desvio padrão (DP) para cada um dos quatro grupos de tratamento.....	61
Tabela 3 – Média da porcentagem (%) de acerto por condição de pista e alvo, para períodos pré e pós a cada um dos quatro tratamentos.	62
Tabela 4 - Valores da ANOVA para acurácia, para cada um dos fatores.	64
Tabela 5 - Média da porcentagem (%) de acerto por condição de pista e alvo, para períodos pré e pós a cada um dos quatro tratamentos.	65
Tabela 6 - Valores da ANOVA para tempo de reação, para cada um dos fatores analisados.	68
Tabela 7 - Média da amplitude (em microvolts, μV) do componente P1 para cada uma das condições de pista em função do tratamento.	70
Tabela 8 – Valores da ANOVA para o P1, para cada um dos fatores analisados.	70
Tabela 9 - Média da amplitude (μV) do componente N1 para cada uma das condições de pista em função do tratamento.	71
Tabela 10 - Valores da ANOVA para o N1, para cada um dos fatores analisados.	71
Tabela 11 - Média da amplitude (μV) do componente P3pt para cada uma das condições de pista em função do tratamento.	72
Tabela 12 - Valores da ANOVA para o P3pt, para cada um dos fatores analisados.	72
Tabela 13 - Média da amplitude (μV) do componente P3 para cada uma das condições de pista em função do tratamento.	74
Tabela 14 - Valores da ANOVA para o P3, para cada um dos fatores analisados.	74
Tabela 15 – Testes T de Student comparando as notas da escala de mudança atencional (nota) para cada um dos grupos de tratamento com a média 5.....	75
Tabela 16 - Correlação entre P3 e TR de TRA pré (S1) e pós (S2).....	76

LISTA DE ABREVIATURAS

ANOVA	Análise de Variância (análise estatística).
AU	Condição de pista ausente.
CNV	Varição negativa de contingência (componente eletrofisiológico).
CPFDL	Córtex Pré-frontal Dorsolateral.
DP	Desvio padrão.
DU	Condição de Pista dupla
EEG	Eletroencefalografia.
ERP	Potenciais Relacionados a Eventos.
ES	Condição de pista Espacial
ETCC	Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua.
NF	Neurofeedback.
RMf	Ressonância Magnética funcional.
TDAH	Transtorno do Déficit de Atenção e Hiperatividade.
TR	Tempo de Reação.
TRA	Tarefa de Redes Atencionais.
SD	Sem dado.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	13
1 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	16
1.1 Definição e taxonomia da atenção	16
1.2 História dos estudos em atenção seletiva	18
1.3 Modelos cognitivos da atenção seletiva	21
1.4 Modelo neurobiológico da atenção	26
1.5 Tarefa de rede atencional	28
1.5.1 Dados comportamentais da Tarefa de Rede Atencional	31
1.5.2 Dados eletrofisiológicos da Tarefa de Rede Atencional	32
1.6 Neurofeedback	34
1.7 Estimulação transcraniana por corrente contínua	37
1.8 Neuroaprimoramento	41
2 OBJETIVOS	44
2.1 Objetivo Geral	44
2.2 Objetivos específicos	44
3 HIPÓTESES	46
4 MÉTODO	47
4.1 Participantes	47
4.2 Instrumentos	47
4.2.1 Inventário de Lateralidade de Edimburgo	48
4.2.2 Tarefa de Rede Atencional	48
4.2.3 Avaliação Subjetiva de Mudança da Atenção	50
4.3 Equipamentos	50
4.3.1 Neurofeedback	50
4.3.2 Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC)	53

4.3.3	Eletroencefalografia (EEG)	54
4.4	Procedimento	54
4.5	Aspectos éticos	57
4.6	Processamento dos dados e análise estatística	57
5	RESULTADOS	61
5.1	Dados comportamentais da TRA	62
5.1.1	Acurácia	62
5.1.2	Tempo de reação	65
5.2	Dados eletrofisiológicos do TRA	69
5.2.1	Componente P1	69
5.2.2	Componente N1	71
5.2.3	Componente P3pt	72
5.2.4	Componente P3	73
5.3	Escala likert de mudança da atenção	75
5.4	Correlações	76
6	DISCUSSÃO	78
7	CONCLUSÃO	87
8	LIMITAÇÕES E ESTUDOS FUTUROS	89
	REFERÊNCIAS	90
	APÊNDICES	101
	ANEXOS	111

INTRODUÇÃO

Uma reportagem da BBC News do ano de 2014 teve como título *Warning over electrical brain stimulation*, que, em português, significa “alerta sobre a estimulação elétrica cerebral” (HOGENBOOM, 2014). A reportagem discorria sobre a comercialização de técnicas de neuromodulação sem regulação ou fiscalização adequadas com o objetivo de aumentar a eficiência cognitiva de seus usuários por meio de estimulação cerebral. Isso poderia, de acordo com as empresas citadas no texto, melhorar o desempenho de jogadores de computador ou de pessoas saudáveis tentando melhorar a atenção, a memória ou a eficiência na aprendizagem.

Tem-se adotado o termo *neuroenhancement* (em português, neuroaprimoramento) para designar esse processo que visa melhorar o desempenho cognitivo em sujeitos saudáveis (CLARK; PARASURAMAN, 2014; COFFMAN; CLARK; PARASURAMAN, 2014). A reportagem apresentou, ainda, a opinião de cientistas e profissionais da saúde sobre os riscos do uso irregular dessas técnicas, apontando a necessidade de se criarem leis de regulação para venda e uso de aparelhos de neuromodulação. A produção desse tipo de tecnologia, contudo, não é difícil, sendo possível localizar fóruns na internet ensinando métodos caseiros para produzir, por exemplo, um aparelho de estimulação transcraniana por corrente contínua (HOGENBOOM, 2014).

A premissa que embasa o neuroaprimoramento é a de que as técnicas de neuromodulação não-invasivas, ou seja, aquelas que permitem modular a atividade cerebral sem intervenção cirúrgica, permitem também modular a eficiência de funções cognitivas de forma rápida e segura com poucos riscos ou efeitos adversos (COFFMAN; CLARK; PARASURAMAN, 2014). Duas dessas técnicas não-invasivas têm sido propostas: o treinamento por autorregulação modulatória e a Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC).

A autorregulação neuromodulatória, ou simplesmente *neurofeedback*, é uma técnica em que o indivíduo recebe um *feedback* imediato de variações eletrofisiológicas do cérebro, usualmente do poder de variadas bandas de frequência da atividade elétrica registrada por meio de eletroencefalografia. Por

meio dessa técnica, o usuário pode aprender como autorregular aspectos de sua atividade cerebral através de condicionamento operante (COBEN; EVANS, 2010).

Classicamente, o *neurofeedback* para melhoria de recursos atencionais tem focado no treino do aumento do poder de ondas beta, SMR e da razão beta/teta em eletrodos frontoparietais. Em muitos casos, a modulação dessas ondas tem demonstrado o melhor desempenho de sujeitos saudáveis e com Transtorno do Déficit da Atenção e Hiperatividade (TDAH) em tarefas atencionais (LUBAR; LUBAR, 1984; LUBAR, 1991; ROSSITER; LA VAQUE, 1995; LUTSYUK;ÉISMONT;PAVLENKO, 2006; DE ZAMBOTI *et al.*, 2012; HEINRICH *et al.*, 2014).

Alguns estudos têm falhado, contudo, em demonstrar eficácia do *neurofeedback* em TDAH (VOLLEBREGT *et al.*, 2014; CORTESE *et al.*, 2016), enquanto outros demonstram efeito similar ao do placebo (ARNOLD *et al.*, 2012; SCHÖNENBERG *et al.*, 2017). De acordo com Thibault e Raz (2017), é possível que muitos dados positivos sobre o *neurofeedback* possam decorrer de estudos com pouco controle metodológico ou mesmo por questões de interesse. De acordo como os autores (*ibidem*), mais de 90% dos estudos por eles avaliados têm ao menos um dos autores atuando em clínicas de *neurofeedback*, o que pode representar um viés por conflito de interesse. Para esses autores é também notável o crescente número de clínicas nos Estados Unidos e em países da Europa ofertando o tratamento, o que cria uma urgência por estudos metodologicamente adequados para averiguar a real eficácia desse tratamento.

Quanto à ETCC, ela é considerada um modo seguro e de baixo custo de interferir na atividade cerebral. Sua ação ocorre por meio da passagem de corrente elétrica de baixa intensidade no cérebro através do posicionamento de dois eletrodos no escalpe, um anódico e outro catódico. Vários estudos detectaram melhora na atenção decorrente de ETCC aplicada em regiões do córtex pré-frontal, usualmente córtex pré-frontal lateral de sujeitos saudáveis e com lesão cerebral decorrente de trauma (COFFMAN;TRUMBO;CLARK, 2012; GLADWIN *et al.*, 2012; KANG;KIM;PAIK, 2012; NELSON *et al.*, 2014; ULAM *et al.*, 2015). Alguns estudos não obtiveram, entretanto, sucesso em identificar

melhora atencional, demonstrando uma alta variabilidade no efeito para os participantes decorrentes desta técnica (TALSMA *et al.*, 2018).

Apesar de estudos indicando uma possível eficiência da ETCC e do *neurofeedback* em melhorar o desempenho de sujeitos saudáveis durante tarefas de atenção, ainda não se sabe muito bem de que maneira essas técnicas alteram o desempenho atencional e seu respectivo padrão eletrofisiológico, uma vez que a avaliação da influência da ETCC no espectro de frequências de EEG teve início em um período recente (p. ex., ZAEHLE *et al.*, 2011; LAPENTA *et al.*, 2013; PUANHUVUAN *et al.*, 2013; MILLER; BERGER; SAUSENG, 2015; ULAM *et al.*, 2015). Além disso, diante da crescente sugestão de que o *neurofeedback* e a ETCC possam ser utilizados para o neuroaprimoramento, são poucas as pesquisas que testam protocolos de aplicação dessas técnicas em sujeitos saudáveis e que comprovem sua eficácia.

Tendo em vista o breve panorama apresentado, adiantamos que este estudo teve como objetivo avaliar o efeito comportamental, eletrofisiológico e subjetivo da aplicação diária dessas duas técnicas, por um período de duas semanas, na atenção de universitários saudáveis de ambos os sexos. Os objetivos específicos da investigação estão detalhados adiante, no segundo Capítulo deste texto, assim como a estratégia de coleta e análise dos dados.

Na fundamentação teórica, apresentamos, ainda, alguns tópicos de relevância para o trabalho e abordamos alguns conceitos gerais sobre a atenção, como sua definição, taxonomia, o seu estudo científico e alguns dos principais modelos cognitivos e neurobiológicos. Explicamos como é composta a TRA e os achados comportamentais e eletrofisiológicos típicos nessa tarefa e explanamos em maiores detalhes, também, as duas técnicas de neuromodulação não-invasiva, o *neurofeedback* e a ETCC, ambas adotadas na metodologia da presente pesquisa. Por fim, discutimos alguns temas relevantes sobre o neuroaprimoramento.

1 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

1.1 Definição e taxonomia da atenção

A atenção é uma função cognitiva amplamente conhecida e comumente presente no discurso do senso comum, de tal forma que o próprio William James, ao definir essa habilidade em seu livro *Princípios da Psicologia*, destaca que “todos sabem o que atenção é” (JAMES, 1890, p. 405). Uma abordagem mais sistemática ao tema logo revela, contudo, a sua complexidade, tendo em vista a variedade de sentidos e processos designados sob um mesmo termo. Como apontado por Nobre e Kastner (2014a), não é incomum ver o termo atenção sendo utilizado para denominar processos distintos como consciência, seleção de algum alvo ou estímulo, esforço mental ou, até mesmo, pensamento. De acordo com as mesmas autoras, um dos desafios atuais no estudo da atenção é o desenvolvimento de uma terminologia e taxonomia adequadas para uma comunicação eficiente entre pesquisadores.

Tal problema de definição e taxonomia parece ser algo comum a muitas das funções cognitivas inicialmente apresentadas por James em seu livro *Princípios da Psicologia* (JAMES, 1890), uma vez que muitas dessas se tratam de construtos, ou seja, não são objetiváveis ou diretamente mensuráveis. O advento da psicologia experimental, entretanto, ainda na época do próprio James e, principalmente, o advento das neurociências, permitiu uma nova conceitualização dessas funções com base em uma coleção de vários dados sobre aspectos estruturais e funcionais do cérebro, o que pode no futuro estabelecer medidas padronizadas para algumas dessas funções (BUZSAKI, 2006).

Uma das primeiras definições científicas da atenção vem do próprio William James, considerado um dos pais da Psicologia e colaborador na elaboração de vários conceitos ainda hoje utilizados nesta ciência. Para esse autor, a atenção podia ser definida como função de “tomada de posse, pela mente, de forma clara e vívida, de um entre diversos objetos ou sequências de pensamento simultaneamente possíveis” (JAMES, 1890 [2014], p.403). As

definições que foram posteriormente apresentadas não se distanciaram muito do conteúdo original apresentado por James, mesmo após claros avanços teóricos durante o século subsequente.

O sentido mais comumente encontrado em textos científicos sobre a atenção é da habilidade de selecionar um estímulo ou canal sensorial entre vários, sendo tal processo orientado por necessidades ou objetivos específicos para o organismo. Esse sentido, similar ao apresentado por James, tem sido por vezes denominado especificamente de atenção seletiva, para distinguir de outras classificações presentes na literatura (NOBRE; KASTNER, 2014a). Tomando uma definição simples e clara de Nobre e Kastner, esboçada a partir da síntese de acepções apresentadas por vários autores no tema, a atenção é como a “priorização no processamento de informações relevantes para as metas de tarefas atuais” (NOBRE; KASTNER, 2014a, p. 1206).

Como dito, é possível encontrar outras definições para o que podem ser considerados tipos distintos de atenção. Existem, ainda, nesse campo de pesquisa, questões que concernem à taxonomia adequada dos tipos ou classes de atenção existentes e à relação entre essas (NOBRE; KASTNER, 2014a). Mesmo o manual Oxford carece de uma discussão pelo menos sucinta do tema, o que reflete a diversidade de classificações defendidas por diferentes autores.

Tal problema de taxonomia foi apresentado por William James, o qual designou subcategorias para a habilidade da atenção seletiva de acordo com algumas de suas características. O autor classificava a atenção quanto à: **(i)** orientação: se para objetos externos, isto é, objetos do sentido, denominada atenção sensorial, ou para objetos internos, ou seja, representações/ideias, sendo denominada atenção intelectual; **(ii)** diretividade: se era atenção imediata, ou seja, direcionada para estímulos de interesse, ou derivada, isto é, para estímulos associados com os de interesse; e **(iii)** motivação: se é atenção passiva e involuntária ou ativa e voluntária (JAMES, 1890).

Outro exemplo de taxonomia possível para a atenção é a do Manual de Psicologia Cognitiva, de Robert Sternberg (STERNBERG, 2000), onde a atenção é dividida nas seguintes funções especializadas: **(i)** atenção seletiva, em que atentamos a alguns estímulos e negligenciamos outros; **(ii)** vigilância,

com a capacidade de esperar o surgimento de um estímulo; **(iii)** sondagem, em que procuramos estímulos específicos entre vários; e **(iv)** atenção dividida, com a capacidade de distribuir o recurso atencional entre tarefas diferentes.

Além dessas perspectivas apresentadas, outras têm surgido com base em achados neurocientíficos a partir de técnicas de neuroimagem e da eletrofisiologia (POSNER, 2011). Tais técnicas permitiram o desenvolvimento de modelos neurobiológicos mais detalhados sobre a atenção, considerando aspectos anatômicos e funcionais do processamento da informação no cérebro (NOBRE; KASTNER, 2014b).

Por exemplo, o trabalho de Petersen e Posner (2012), com base em achados eletrofisiológicos e de neuroimagem sobre atenção seletiva visual, divide essa função nos subtipos de alerta, orientação e controle executivo. Para os autores, essas habilidades atuam simultaneamente, mas com base em sistemas neurais relativamente distintos (PARASURAMAN, 1998; PETERSEN; POSNER, 2012). Essa perspectiva neurocientífica é a base da teoria para o presente trabalho. A classificação de Petersen e Posner será apresentada em maiores detalhes no tópico sobre modelos neurobiológicos.

1.2 História dos estudos em atenção seletiva

O termo atenção tem como origem o particípio passado do termo latino *attendere*, que significava guardar ou cuidar (TSOTSOS; ITTI; REES, 2005). Apesar dos cognatos do termo atenção existirem apenas a partir do séc. I a.C. –*attentio*, *intentio* e *anima adversi* –, é possível identificar referências a essa habilidade cognitiva ainda em Aristóteles, quando ele aborda a limitação do número de objetos possíveis de serem apreendidos pela percepção. A partir do séc. I a.C., torna-se comum identificar tais cognatos nos escritos da época, como, por exemplo, nos textos do filósofo romano Marco Túlio Cícero. O uso do termo de modo mais técnico, ou seja, associado a uma função mental, surge mais claramente, contudo, nos escritos de Augustine de Hippo, durante o séc. IV (HATFIELD, 1998).

Uma abordagem mais sistemática da atenção tem início no século XVII, principalmente com os escritos dos filósofos Descartes e Malebranche, a partir de questionamentos epistemológicos desses pensadores sobre como o indivíduo compreende os objetos da realidade. Descartes (séc. XVIII), conhecido por ser um dos pensadores mais influentes do Racionalismo, pregava a dúvida como método de aproximação às verdades da natureza e investigava as qualidades da mente envolvidas com a razão e o julgamento – entre essas qualidades, a atenção (BARLAS; CARPENTER, 1990).

Ele abordou principalmente o problema da fixação voluntária da atenção e as mudanças atencionais involuntárias para os objetos da realidade ou da mente. O pensador descreveu a possibilidade de fixar a atenção para manter e prolongar a impressão sensorial de objetos na mente. Tal habilidade, todavia, seria limitada e a atenção poderia ser orientada involuntariamente para outros objetos em resposta à sua novidade ou saliência (HATFIELD, 1998).

Malebranche, de forma similar a Descartes, aborda o problema da fixação atencional voluntária e involuntária. Para Malebranche, a atenção era um ato de vontade ou desejo para que um objeto estivesse presente à mente com maior clareza e vivacidade. Tal ato seria caracterizado como um ato de livre arbítrio, em que o indivíduo teria a liberdade de desejar ou suspender esse foco de clareza a um objeto específico, para permitir ao sujeito buscar um objeto mais apropriado ao desejo (NADLER, 2000). Para Malebranche, a atenção poderia se desviar involuntariamente, mas isso era um aspecto funcional do organismo diante da necessidade do indivíduo em processar estímulos imediatos para julgar e reagir adequadamente (WATZL, 2011; BROWN, 2012).

No século XVIII, o estudo da atenção recebe um foco maior pelo filósofo alemão Christian Wolff, o qual passou a considerar a psicologia um campo de estudo independente da filosofia. Wolff investigou aspectos da memória e da atenção em seus livros *Psychologia empirica* e *Psychologia rationalis* (BAKER, 2012). O desenvolvimento da física teve forte influência no trabalho de Wolff, principalmente em consequência da publicação do *Philosophiæ Naturalis Principia Mathematica*, de Newton, demonstrando a existência de princípios matemáticos regendo fenômenos naturais.

Seguindo o mesmo raciocínio, Wolff acreditava na possibilidade de leis que regeriam também os processos mentais. Dessa forma, esse pensador propôs algumas leis que regeriam a atenção, como, por exemplo, a existência de uma relação inversa entre a intensidade da atenção e a quantidade de informação possível de atentar; a atenção serviria, pois, para organizar logicamente representações espaciais e temporais em totalidades dotadas de sentido (HATFIELD, 1998).

Apesar das abordagens esporádicas em escritos da filosofia, é apenas na segunda metade do século XIX que são realizados os primeiros estudos psicológicos experimentais e, além desses, os introspectivos da atenção. É possível citar os trabalhos de Hamilton ou Jevons, considerados pioneiros no estudo da amplitude (ou *span*) atencional (TSOTSOS; ITTI; REES, 2005), assim como os trabalhos de Wundt e, obviamente, William James (JAMES, 1890).

William James é considerado por muitos como o pai da psicologia, sendo responsável por compilar um tratado denominado de *Princípios da Psicologia*. Ele era um filósofo e sua abordagem às funções da mente tem forte influência desse campo de conhecimento filosófico. Muitos dos temas caros à psicologia, como mente, consciência ou percepção, foram criados e desenvolvidos por filósofos em períodos anteriores aos estudos de James (BUZSAKI, 2006).

Para ele, a atenção seletiva era uma função da mente responsável por isolar um objeto ou estímulo dentre uma imensidão de informações que nos chegam aos sentidos ou às ideias. Dessa forma, uma função essencial à consciência era a seleção apropriada de informações pela mente. Para James, o contrário de tal estado focado era perceptível no que comumente era denominado pelos franceses como *distraction*, ou pelos alemães como *Zerstreuung*, quando a mente se encontra confusa ou aturdida (JAMES, 1890).

Uma das principais contribuições de William James foi a compilação e organização dos estudos experimentais e introspectivos da época sobre a atenção e tantos outros temas na psicologia, apresentando e discutindo estudos empíricos indicando a existência de um limite atencional, além de uma abordagem tipológica da atenção de acordo com tipos diferentes dessa habilidade. Por exemplo, à época de James existiam vários estudiosos a

abordar o problema de limite atencional, como Stuart, Jevons, Hamilton, Bonnet, Paulhan, Exner e Wundt (JAMES, 1890).

James compilou esses variados estudos e concluiu que o problema do limite atencional depende inicialmente de alguns fatores, como o poder intelectual de um indivíduo, a forma de apreensão da informação (p. ex., atenção sensorial) e o tipo de objeto apreendido (JAMES, 1890). Por exemplo, quanto à atenção sensorial, James aborda o trabalho de Hamilton sobre o tema, demonstrando que o limite de apreensão desse tipo de atenção variava entre quatro e sete objetos por vez, algo facilmente observável por experimentação direta, e que mesmo tal limite poderia variar com técnicas de agrupamento desses objetos (JAMES, 1890).

O advento da psicologia experimental e o desenvolvimento da computação levou, a partir da segunda metade do século XX, ao surgimento de modelos cognitivos abordando a atenção seletiva. Muitos desses primeiros modelos buscaram explicar de que maneira a informação é processada no cérebro, tendo em vista sua capacidade limitada (DRIVER, 2001). A partir disso, algumas perspectivas teóricas foram desenvolvidas buscando explicar a alocação de recursos para o foco atencional, sendo possível destacar três teorias principais: a do filtro atencional, também chamadas teorias estruturais; a teoria do centro de recursos, ou modelo de capacidade; e a teoria de recursos múltiplos. No próximo tópico, elas serão explicadas em maiores detalhes.

1.3 Modelos cognitivos da atenção seletiva

Uma abordagem mais atual da atenção, sob a perspectiva cognitiva – ou seja, de como ocorre o processamento da informação –, surge no século XX, principalmente com estudos sobre a atenção dividida. Tal perspectiva do ser humano como um processador de informações, considerado o fundamento teórico da psicologia cognitiva, e com carga limitada para o desempenho de algumas funções, ganha expressão maior a partir dos escritos de Broadbent nos anos 1950 (FERNANDEZ-DUQUE; JOHNSON, 1999).

Os estudos experimentais desse período tiveram como foco desenvolver modelos explicando de que forma nosso cérebro (o processador de informações) conseguiria eliminar informações não essenciais para liberar recursos para processar estímulos essenciais. A proposta para tal seria a existência de um filtro que eliminaria ou atenuaria parte da grande quantidade de informações que nos chega pelos sentidos.

O primeiro teórico a propor um modelo desse tipo foi Broadbent, sendo seguido por vários outros teóricos, como, por exemplo, os pesquisadores Deutsch e Deutsch, Norman, Treisman e Lavie (NOBRE; KASTNER, 2014a; EYSENCK; KEANE, 2017). Apesar da semelhança com o modelo de filtro, esses autores diferiam sobre como esse filtro agiria – se eliminaria conteúdo não-essencial ou apenas os atenuaria – e em que momento ele atuaria – em uma etapa inicial com o *input* sensorial ou em um estágio mais avançado, após a interpretação semântica do estímulo.

O primeiro desses teóricos, Broadbent, ficou conhecido por seu trabalho de 1957, no qual elabora um modelo teórico explicitando o processamento da informação sensorial e perceptual por meio da atenção e da memória imediata. Tal modelo por ele sugerido, com base em experimentos sobre atenção auditiva, apresenta o processamento da informação em estágios ou etapas, em que a atenção agiria como um filtro permitindo a interpretação de certos estímulos enquanto ignora outros (BROADBENT, 1957).

Um dos principais experimentos realizados na época sobre atenção foi a escuta dicótica. Nesse experimento, dois estímulos auditivos distintos são simultaneamente apresentados a um voluntário e este é requisitado a repetir uma das mensagens. O modelo de Broadbent teve como base achados desse experimento, principalmente das pesquisas de Cherry Collins nesse tópico (CHERRY, 1953).

O que foi observado nesse experimento é que, uma vez que os sujeitos atentavam para uma das mensagens, eles não conseguiam armazenar a informação citada na outra mensagem. Dessa forma, Broadbent propôs que a interpretação do conteúdo da mensagem, ou seja, sua interpretação semântica, dada a sua complexidade, exigiria uma maior quantidade dos recursos limitados da atenção e, por isso, a necessidade de um filtro para descartar

estímulos ou canais que não fossem de interesse do indivíduo (BROADBENT, 1957).

A questão que Broadbent buscava solucionar era em qual ponto do processamento de informações o filtro atencional passa a agir. O seu modelo propõe que o filtro agiria em um momento inicial do processamento de informações, sendo a sua teoria por isso denominada de *modelo atencional de seleção inicial* (BROADBENT, 1957). Nessa etapa inicial de processamento, características físicas básicas das informações do ambiente seriam todas processadas, mas o reconhecimento mais complexo de padrões e a interpretação semântica só ocorreriam para os estímulos selecionados pelo filtro atencional em função de suas características, como relevância ou saliência (DRIVER, 2001).

Em resposta ao modelo de Broadbent, outros teóricos no tema desenvolveram modelos similares com base em dados experimentais que contradiziam o modelo do filtro inicial. Outros experimentos, também com escuta dicótica, demonstraram que parte do conteúdo não atentado era processado de forma semântica. Por exemplo, quando a mensagem ignorada falava o nome do participante, essa mensagem passava a ser atendida (efeito chamado *fenômeno do coquetel*, amplamente investigado também por Colin Cherry) ou quando os participantes eram comandados a parar de falar na mensagem não atendida, alguns deles realmente paravam (MORAY, 1959).

Tais experimentos, por mais que confirmassem a ideia de um filtro atencional, demonstravam que ele agia em momento posterior no processamento da informação, ou seja, após interpretação semântica do estímulo. Esse modelo ficou conhecido como *modelo atencional de seleção tardia*, em que o filtro impediria apenas o acesso da informação à memória de trabalho (DEUTSCH; DEUTSCH, 1963; NORMAN, 1969).

O modelo de seleção tardia apresentava, contudo, um problema quanto ao uso de recursos cognitivos, ao presumir que toda a informação era processada semanticamente. Respondendo a isso, um outro modelo cognitivo foi proposto por Anne Treisman, chamado de *teoria da atenuação da atenção* (TREISMAN, 1960; TREISMAN, 1969). A teoria é similar à proposta por Broadbent, mas, ao invés de o filtro eliminar o acesso das mensagens não

atendidas para um processamento semântico mais elaborado, ele apenas as atenuaria.

Cada estímulo seria analisado dentro de uma lógica hierárquica em que, a cada passo do processamento de um estímulo, este poderia ser atenuado em razão de suas características – primeiro, suas características físicas, depois suas características semânticas. Cada estímulo seria dotado de uma “carga de importância”, ou seja, seria categorizado física e semanticamente ao longo das etapas de processamento, o que seria determinante para passar para a próxima etapa ou ser atenuado. Apesar de atenuado, ainda assim um estímulo poderia ser atendido, dada sua categoria semântica, e esta poderia mudar de acordo com o contexto – por exemplo, o nome da pessoa ou palavras de maior relevância para o sujeito acabariam recebendo prioridade no processamento (TREISMAN, 1964).

Além das teorias do filtro atencional, outros modelos teóricos foram propostos para explicar os achados dos estudos sobre atenção dividida. Enquanto a teoria do filtro estabelece um momento no tempo em que o processamento de informação deixa de ser paralelo e passa para um processo em série, alguns teóricos discutem que os processos atencionais usualmente ocorrem em processamento paralelo. O limite atencional existiria apenas em função de uma limitação nos recursos cognitivos disponíveis, a qual poderia exaurir de acordo com uma maior demanda de funções atencionais concorrentes (KAHNEMAN, 1973).

Um desses modelos, que ficou amplamente conhecido, foi proposto por Kahneman (1973). Nesse modelo, o autor prevê uma fonte ou um capacitador central com uma reserva cognitiva limitada de foco atencional e de memória de trabalho. Nesse caso, a atenção e a memória podem ser alocadas para mais de uma função ou estímulo, respeitando o seu limite de reserva. Por exemplo, alguém que está aprendendo a dirigir tem dificuldade em conversar com o passageiro enquanto conduz o veículo. Nesse caso, são duas funções complexas que exigem uma maior demanda atencional, competindo por uma reserva cognitiva limitada. Uma vez que alguém aprende a dirigir, passa a automatizar vários dos processos envolvidos nessa função e, assim, libera parte da reserva para realizar outras funções como, por exemplo, conversar

com o passageiro ou fazer uma lista mental de itens que precisa comprar numa feira (KAHNEMAN, 1973).

De acordo com o modelo de Kahneman (*ibidem*), um módulo de avaliação de alocação dessa reserva estima a demanda de algumas funções e aloca recursos necessários para realizá-las. De acordo com o modelo, a capacidade da reserva é diretamente dependente do nível de excitabilidade do organismo e o número de tarefas possíveis de serem realizadas depende da natureza dessas tarefas, assim como da situação ou do contexto. Além disso, a alocação dessa reserva entre as tarefas segue algumas regras básicas: (i) garantir a realização completa de ao menos uma dessas tarefas; (ii) ter características que chamem a atenção de forma involuntária (novidade, relevância, dentre outras); (iii) ou seguir motivações intencionais (ou seja, atenção voluntária) tendo em vista objetivos ou instruções (KAHNEMAN, 1973).

Por fim, outro modelo similar ao de Kahneman é a teoria de recursos múltiplos. Ela prevê a existência de fontes de recursos limitadas, cada fonte sendo responsável por funções ou habilidades específicas. Por exemplo, no modelo proposto por Wickens (2008), este prevê a existência de fontes distintas para habilidades visuais e auditivas, as quais podem ser ainda divididas em modalidade espacial ou verbal. Além disso, ainda é possível selecionar recursos distintos para diferentes estágios no processamento da informação, como codificação, processamento e resposta. O modelo agiria exatamente como no modelo proposto por Kahneman, mas com regras de distribuição diferentes entre os tipos de estímulos, em razão da existência de múltiplas fontes de recurso.

Além desses modelos cognitivos apresentados, na última década novos modelos surgiram com base em achados neurocientíficos. Tais modelos, denominados aqui de neurobiológicos, têm como base dados estruturais e funcionais do cérebro, os quais têm indicado a existência de subtipos relativamente distintos de atenção, com base em redes neurais e áreas do cérebro relativamente distintas, apesar de interdependentes. Um dos modelos mais conhecidos nessa área foi proposto por Petersen e Posner, o qual aborda a atenção como dotada de três subfunções principais: rede de alerta, de

orientação e executiva (PETERSEN; POSNER, 2012). A seguir, abordaremos em maior profundidade esse modelo.

1.4 Modelo neurobiológico da atenção

Um dos grandes problemas de muitos processos cognitivos investigados na atualidade (p. ex., consciência, memória, atenção) é o fato de que vários deles se tratam de construtos, ou seja, modelos teóricos de fenômenos não diretamente quantificáveis ou observáveis, muitos dos quais compilados por William James ainda no começo do século XX, tendo como base uma abordagem filosófica. A perspectiva neurocientífica desses processos cognitivos têm permitido compreender que, por vezes, um fenômeno que parecia pertencer a uma categoria específica poderia ser melhor explicado por uma conjuntura de subprocessos, alguns dos quais envolvendo bases neurofisiológicas distintas (BUZSAKI, 2006).

Esse parece ser o caso da atenção, em que os achados neurocientíficos revelaram a existência de vários subprocessos envolvidos nessa função (PETERSEN; POSNER, 2012). De acordo com estudos eletrofisiológicos e de neuroimagem com indivíduos saudáveis ou lesionados, os pesquisadores Petersen e Posner propuseram a existência de três subfunções principais da atenção: alerta; orientação e controle executivo (PETERSEN; POSNER, 2012). Tais funções seriam subsidiadas por redes neurais envolvendo áreas relativamente distintas do cérebro, apesar de tais áreas atuarem de forma conjunta para melhor adaptar o indivíduo ao seu ambiente.

Para esses autores (*ibidem*), a função de alerta pode ser associada ao processo de vigilância, com a preparação mental do indivíduo para atentar ao surgimento de estímulos-alvos e reagir o mais prontamente possível. O alerta pode ser de tipo fásico, com a preparação e reação ocorrendo em um curto espaço de tempo, ou tônico, representando variações no nível de alerta ao longo do dia. O sistema de alerta está associado ao neurotransmissor norepinefrina (ou noradrenalina) e uma larga parcela de estudos tem abordado esse processo com a ativação de um sistema frontoparietal dorsal no

hemisfério direito. Petersen e Posner discutem, entretanto, a possibilidade de haver uma diferença na lateralidade desse sistema, de acordo com o tipo de alerta – predominância no hemisfério direito para alerta tônico e predominância na ativação do hemisfério esquerdo para alterações fásicas (PETERSEN; POSNER, 2012).

Já a orientação faz referência à habilidade de focar a atenção em uma modalidade sensorial ou em um estímulo específico no ambiente. Por exemplo, dentro de um campo visual o sujeito pode ser levado a alterar a área de foco visual para atender a um estímulo específico. Estudos indicam que a orientação atencional tem como base o sistema neural acetilcolinérgico e parece envolver dois sistemas distintos envolvendo áreas frontoparietais: um sistema com áreas mais dorsais, envolvido com orientação *top-down* da atenção, com ativação das regiões campo visual frontal e sulco parietal inferior; e um sistema com regiões corticais mais ventrais, associadas com um processamento *bottom-up* da atenção, com ativação da junção temporoparietal e dos giros frontais medial e inferior (PETERSEN; POSNER, 2012).

Por fim, outro subsistema da atenção é o controle executivo, também denominado controle cognitivo ou componente executivo, diretamente associado com um sistema de controle *top-down* da atenção. Essa habilidade é usualmente definida na literatura como atenção focal, essencial para a entrada de informações do ambiente para uma “área de trabalho global” cognitiva, a qual envolve a atenção seletiva e a memória de trabalho e que também está envolvida com funções executivas de ordem superior, como planejamento ou consciência.

Existe a hipótese, ainda, de dois subsistemas executivos distintos: um focado em detectar, atualizar e adaptar o organismo para alterações do ambiente ou do estímulo atentado, associado com ativação de sistema frontoparietal dorsal; e outro subsistema associado à manutenção da configuração do ambiente, do *self* e de metas/objetivos, associado com ativação de sistema cíngulo-opercular e regiões cerebrais mediais frontais e parietais (PETERSEN; POSNER, 2012).

O que se intitula unicamente por atenção seletiva parece, assim, envolver ao menos três aspectos que podem, ainda, ser classificados em cinco

subsistemas, sendo um de alerta, dois de orientação e dois de execução. Essa perspectiva neurobiológica da atenção tem servido como base para estudos neurocientíficos nesse tema e novas tarefas têm sido propostas para investigar cada um desses subsistemas especificamente. Entre as novas tarefas, uma tem sido amplamente adotada, a Tarefa de Rede Atencional, a qual tem características que permitem distinguir e investigar a eficiência das três redes propostas por Petersen e Posner (FAN *et al.*, 2002). Trataremos dessa tarefa a seguir.

1.5 Tarefa de rede atencional

A Tarefa de Rede Atencional (TRA) foi desenvolvida por Fan, Posner e colaboradores (FAN *et al.*, 2002) para ser um teste de computador, simples e rápido, com fins de avaliar a eficiência dos três componentes atencionais supracitados, alerta, orientação e controle executivo. Nessa tarefa, o participante deve identificar corretamente a direção (esquerda ou direita) de uma seta flanqueada por outras setas, as quais podem apontar na mesma direção (condição congruente) ou em direção oposta (condição incongruente) à da seta central.

Esse grupo de setas aparece periodicamente em um curto espaço de tempo acima ou abaixo de uma cruz de fixação. Por vezes, pistas aparecem indicando quando e onde surgirão as setas. As pistas, usualmente asteriscos, podem ser centrais ou duplas (aparecem acima e abaixo da cruz de fixação), indicando que o alvo surgirá em breve; ou podem aparecer deslocadas na tela, acima ou abaixo do centro (pista espacial), indicando, além de quando, onde as setas aparecerão.

As pistas centrais e duplas são utilizadas para averiguar a eficiência da rede de alerta, enquanto as pistas espaciais são para a rede de orientação. Por fim, a condição de flanqueio das setas (condição congruente e incongruente) serve para avaliar o funcionamento da rede de controle executivo da atenção. A eficiência das três redes é avaliada por meio de cálculo com os tempos de reação (TR) das respostas dos indivíduos frente às diferentes condições de

pistas e flanqueio. Por exemplo, Fan *et al.* (2002), em seu trabalho seminal sobre a TRA, calcularam o efeito da rede de alerta por meio de subtração das médias do TR para as condições de pista ausente e dupla ($TR_{dupla} - TR_{ausente}$); para a rede de orientação por meio de subtração das médias do TR entre pista espacial e pista central ($TR_{espacial} - TR_{central}$); e, para controle executivo, também por subtração entre condição incongruente e congruente ($TR_{incongruente} - TR_{congruente}$).

Em razão de alguns estudos na literatura apontarem para a interdependência entre os três componentes atencionais (FAN *et al.*, 2009; ISHIGAMI; KLEIN, 2010; MACLEOD *et al.*, 2010; WANG *et al.*, 2014), Wang *et al.* (2014) desenvolveram outro método para avaliar a eficiência das redes de atenção. Para as redes de alerta e de orientação, eles realizam cálculo similar ao de Fan *et al.* (2002), mas apenas utilizando o TR das condições de pistas (ausente, central, espacial) para os estímulos com alvos congruentes.

Outra diferença é que ele dispensa o uso da pista dupla, por apresentar processamento similar à pista central. Nesse caso, o cálculo de alerta seria $(TR_{central} - TR_{ausente})/TR_{ausente}$, enquanto que, para a rede de orientação, o cálculo proposto é $(TR_{espacial} - TR_{central})/TR_{central}$. Já para a rede de controle executivo, também denominada pelos autores de rede de conflito, o cálculo é $(TR_{incongruentes} - TR_{ausente})/TR_{congruentes}$ (WANG *et al.*, 2014).

Por fim, existem ainda autores que não consideram os cálculos de subtração como um método adequado. Um estudo eletroencefalográfico sobre a TRA conduzido na Espanha por Galvão-Carmona *et al.* (2014) sugeriu que processos cognitivos relativamente distintos subsidiam cada uma das múltiplas condições de interação entre pista e alvo. Nesse caso, os autores recomendam cautela ao utilizar tais métodos de subtração para calcular a eficiência das redes de interesse.

Além das variações nos métodos de cálculo, atualmente existem adaptações ligeiramente diferentes da TRA, as quais podem apresentar diferenças nos tipos de pistas, no número de estímulos e nos tempos de exposição (p. ex., GALVÃO-CARMONA *et al.*, 2014; WANG *et al.*, 2014). Além das adaptações, existem ainda outras versões com alterações mais substanciais, como a versão revisada da TRA, desenvolvida em 2009 pelos

próprios criadores do teste (FAN *et al.*, 2009), ou a versão curta da TRA, desenvolvida em 2013 e que leva metade do tempo para ser aplicada (WEAVER; BEDARD; MCAULIFFE, 2013). Uma questão de grande relevância para a TRA é sobre suas propriedades psicométricas. Dois artigos que investigaram esse problema (ISHIGAMI; KLEIN, 2010; MACLEOD *et al.*, 2010) apontam que o teste é eficiente para indicar alterações nos três componentes atencionais. Ambos indicaram, contudo, o mesmo problema quanto à interdependência entre as redes.

Uma outra questão apresentada por Ishigami e Klein (2010) foi a de possível efeito de aprendizado com a aplicação repetida do teste. Os autores observaram efeito de aprendizado para escores da rede executiva, em decorrência de menores tempos de reação para estímulos incongruentes ao longo das aplicações. O mesmo não foi observado para as redes de alerta e orientação, as quais mantiveram constância nos escores.

Outra pesquisa realizada por MacLeod (*et al.*, 2010) indicou, contudo, uma baixa fidedignidade para os índices de alerta e orientação, com variações entre aplicações por meio de teste *split-half*. Tal efeito não foi observado, porém, para a rede executiva. Uma sugestão dos autores é que os componentes de alerta e orientação podem ser estado-dependentes, ou seja, variam mais ao longo do dia (p. ex., conceito de alerta tônico de Petersen e Posner (2012)) e de acordo com fatores individuais como fadiga, alimentação, variações hormonais, entre outros. Enquanto isso, o componente executivo seria mais próximo a uma característica ou traço, ou seja, mais estável ao longo do tempo.

Em geral, a TRA tem sido utilizada para avaliar eficiência de redes atencionais em variados grupos clínicos como TDAH (ADOLFSÖTTIR; SORENSEN; LUNDERVOLD, 2008; JOHNSON *et al.*, 2008; KRATZ *et al.*, 2011), autismo (KEEHN *et al.*, 2010) ou esquizofrenia (GOODING; BRAUN; STUDER, 2006). A TRA também tem sido utilizada em sujeitos saudáveis, para investigar o efeito do envelhecimento na atenção (JENNINGS *et al.*, 2007; GAMBOZ; ZAMARIAN; CAVALLERO, 2010). Além dos resultados comportamentais da TRA, alguns estudos têm investigado os padrões eletrofisiológicos de voluntários respondendo à tarefa, principalmente com a

investigação de componentes (ERP) ou do espectro de frequência associados às três redes atencionais. A seguir serão explanados em maiores detalhes os resultados comportamentais tipicamente identificados nessa tarefa.

1.5.1 Dados comportamentais da Tarefa de Rede Atencional

Diversos estudos com voluntários saudáveis submetidos à TRA têm apresentado um padrão nos resultados quanto à acurácia dos participantes em identificar corretamente os alvos e também no tempo de reação (TR) para dar estas respostas. Quanto ao TR, tem sido registrado maior tempo na identificação do alvo quando este não é precedido por pistas, com diminuição do TR para a condição de pista central e dupla e com o menor TR para pistas espaciais. Esse padrão no TR entre pistas é similar para ambas as condições de alvo, congruente e incongruente, mas com maior TR para as pistas dos alvos incongruentes.

Os tempos de reação para os variados alvos e pistas sempre caem numa janela entre 400 e 600 milissegundos (ms), com exceção do estudo de Fan *et al.*(2005) com base em dados de ressonância magnética funcional (RMf), com tempos ligeiramente maiores. Os estudos que testaram estatisticamente efeitos principais de pista ou alvo sempre encontram valores significativos (FAN *et al.*, 2002; FAN *et al.*, 2005; ISHIGAMI; KLEIN, 2010; WANG *et al.*, 2014; GALVÃO-CARMONA, *et al.*, 2014; GONÇALVES *et al.*, 2018).

Quanto à acurácia, os estudos também apresentaram um padrão. A taxa de acertos para alvos congruentes era usualmente maior que 98%, enquanto os alvos incongruentes tinham média da taxa de acerto entre 94% e 97% (FAN *et al.*, 2002; WANG *et al.*, 2014; GALVÃO-CARMONA *et al.*, 2014; GONÇALVES *et al.*, 2018). A única exceção foi o estudo de Fan *et al.* (2005), que manteve a mesma distribuição, mas com valores menores, com taxa de acerto médio dos congruentes de aproximadamente 95%, enquanto a taxa para incongruentes estava entre 92% e 94% de acordo com o tipo de pista. Os estudos apresentaram diferença significativa entre as condições de alvo

(congruente e incongruente), mas raramente para pista. Um dos estudos que identificou diferença estatística para o tipo de pista foi o de Gonçalves *et al.* (2018), com diferença significativa entre pistas central e ausente.

1.5.2 Dados eletrofisiológicos da Tarefa de Rede Atencional

Alguns estudos eletrofisiológicos foram conduzidos com a TRA. Neles foram avaliados os componentes derivados de ERP (FAN *et al.*, 2007; NEUHAUS *et al.*, 2010; ABUNDIS-GUTIERREZ *et al.*, 2014; CHANG *et al.*, 2015; KAUFMAN *et al.*, 2016; GONÇALVES *et al.*, 2018), assim como foi realizada análise espectral (FAN *et al.*, 2008) das variadas bandas de frequência do EEG.

A análise por ERP permite identificar, com grande definição temporal, resposta eletrofisiológica a estímulos como imagens ou sons (HANDY, 2005). O dado obtido é um potencial elétrico em forma de onda, o qual pode ser entendido como constituído por componentes subjacentes. Cada componente representa uma deflexão na onda e ele é sempre caracterizado por possuir uma direção (positiva ou negativa), por ocorrer em um momento específico no tempo (latência e duração), em um local no escalpe onde é detectado, e que tem como pressuposta origem a atividade de uma ou mais regiões do cérebro (HANDY, 2005).

Os estudos com ERP na TRA têm usualmente focado em alguns componentes típicos, como componentes clássicos N1, P1 e P3 (FAN *et al.*, 2007; NEUHAUS *et al.*, 2010; GALVAO-CARMONA *et al.*, 2014; WILLIAMS *et al.*, 2016; KAUFMAN *et al.*, 2016; GONÇALVES *et al.*, 2018).

O P1 detectado em região posterior da cabeça é considerado um marcador de atenção precoce e tem como provável origem a ativação de neurônios da região visual extraestriada (HILLYARD *et al.*, 2004), em janela de tempo aproximada entre 100 e 150ms, em eletrodos parietais e occipitais (GALVÃO-CARMONA *et al.*, 2014; WILLIAMS *et al.*, 2016; GONÇALVES *et al.*, 2018). Quanto à sua amplitude, Galvão-Carmona *et al.* (2014) identificaram um

aumento significativo para pista espacial, em comparação às pistas ausente ou central.

Dois estudos identificaram, porém, resultados distintos: em um deles não houve diferença estatística entre pista espacial e central (GONÇALVES *et al.*, 2018) e em outro houve diferença entre pista central e espacial, mas com maior amplitude para o primeiro (WILLIAMS *et al.*, 2016). Além disso, ambos obtiveram diferença significativa entre condições de pista ausente e dupla, com maior amplitude para a primeira (WILLIAMS *et al.*, 2016; GONÇALVES *et al.*, 2018).

O componente N1, similar ao P1, é detectado em região encefálica posterior e representa um marcador de atenção visual precoce. Ele é um componente com deflexão negativa detectado em janela de tempo entre 150 e 200ms em eletrodos na área posterior do escalpe. Acredita-se que o N1 represente recrutamento de demanda atencional para detecção de um alvo, sendo beneficiado pela presença de pistas. Dessa forma, os estudos têm comumente detectado maior amplitude de N1 para condições de pistas válidas, (pista espacial), em comparação à pista ausente (NEUHAUS *et al.*, 2010; GALVÃO-CARMONA *et al.*, 2014; KAUFMAN *et al.*, 2016).

Outro componente comumente identificado na TRA é o P3, detectado em eletrodos centroparietais em uma janela de tempo superior a 250ms. Ele está envolvido com processos atencionais controlados, usualmente com maior amplitude para estímulos congruentes. A menor ativação do P3 para estímulos incongruentes parece estar associada a processos corticais envolvidos com inibição de resposta, apesar de existirem hipóteses de que a amplitude desse componente esteja associada a outros fatores, como a dificuldade da tarefa (NEUHAUS *et al.*, 2010; GALVAO-CARMONA *et al.*, 2014; WILLIAMS *et al.*, 2016; KAUFMAN *et al.*, 2016).

Além dos estudos com ERP, há na literatura um estudo investigando padrão oscilatório de bandas de frequências no EEG relacionado aos eventos durante tarefa de rede atencional (FAN *et al.*, 2007), em que foram identificadas variações nas bandas teta, alfa, beta e gama. Rede de alerta mostrou a diminuição no poder das bandas teta, alfa e beta de frequência após o surgimento de sinal (entre 200 e 450ms). Já para rede de orientação ocorreu

aumento de poder da banda gama após surgimento de pista (~200ms). Para a rede executiva, foram identificadas alterações no poder da banda gama após momento inicial (antes dos 400ms) e diminuição em beta e gama em momento tardio (acima de 400ms) após surgimento do alvo. Além disso, houve diminuição de todas as bandas de frequência em momento anterior à resposta motora, com posterior aumento de todas as bandas.

Em suma, esse estudo demonstrou que existe um padrão oscilatório complexo (envolvendo várias bandas) e distinto entre as redes, o que leva a uma questão sobre a real eficiência das técnicas de *neurofeedback* com a modulação de uma banda específica na melhoria da atenção. Agora discutiremos em maiores detalhes essa técnica.

1.6 Neurofeedback

O *neurofeedback*, também conhecido como neuroterapia, *neurobiofeedback* ou neuromodulação autorregulatória, é uma técnica por meio da qual uma pessoa aprende a regular a atividade do cérebro a partir de *feedback* sensoriais (auditivos, visuais ou mesmo sensório-motores) por meio de condicionamento operante (EVANS; ABARBANEL, 1999; GONÇALVES; BOGGIO, 2016). Tal técnica pode ser utilizada com diferentes equipamentos da neurociência (RMf, FNIRs ou EEG). Neste trabalho, discutimos o *neurofeedback* por meio do EEG.

Usualmente se tem utilizado a análise do espectro de frequências no EEG como sinal de *feedback*, ou seja, o indivíduo submetido ao *neurofeedback* é usualmente informado sobre variações de poder em bandas de frequência derivadas de sua própria atividade cerebral. A análise do espectro de frequências consiste na quantificação de diferentes bandas de frequências derivadas das ondas registradas em cada eletrodo do EEG posicionado no escalpe, que resulta em valores de poder absoluto ou relativo dessas diferentes bandas (BUDZYNSKI *et al.*, 2009; KROPOTOV *et al.*, 2010).

As principais bandas de frequência investigadas no EEG são a delta (0,5 a 3,5 Hz), teta (4 a 7,5 Hz), alfa (8 a 12 Hz), beta (13 a 35 Hz) e gama (36 a 50

Hz). Por vezes é possível encontrar, contudo, entre os autores, uma pequena variação nas faixas de frequência para cada banda (não mais que 0,5 Hz usualmente), além da existência de sub-bandas específicas dentro dessas bandas descritas, como no caso das ondas Mu ou do Ritmo Sensório-Motor, ambas pertencentes à banda beta (BUDZYNSKI *et al.*, 2009). Um exemplo das principais bandas de frequência investigadas no EEG pode ser visto na figura 1.

Figura 1 - Gráfico exemplificando diferentes condições de consciência, as quais são associadas com as variadas bandas de frequência (delta, teta, alfa e beta) derivadas de uma onda não tratada do EEG (*Raw EEG*).

Frequency Band Name	Frequency Bandwidth	State Associated with Bandwidth	Example of Filtered Bandwidth
Raw EEG	0–45 Hz	Awake	
Delta	0.5–3.5 Hz	Deep Sleep	
Theta	4–7.5 Hz	Drowsy	
Alpha	8–12 Hz	Relaxed	
Beta	13–35 Hz	Engaged	

Fonte: BUDZYNSKI *et al.*, 2009, p. 87.

Alguns estudos na literatura têm demonstrado que a atenção está relacionada principalmente a variações no poder das bandas alfa, com maior poder da banda alfa detectado nos eletrodos do hemisfério direito para tarefas de atenção visual (VALENTINO; DUFRESNE, 1991). O mesmo se observa em ondas beta, principalmente o ritmo sensório-motor (SMR) e teta, principalmente na razão entre estas duas ondas, beta/teta (JANZEN *et al.*, 1995; LUTSYUK; ÉISMONT; PAVLENKO, 2006).

Apesar das alterações em beta, teta e na razão entre essas ondas terem sido detectadas principalmente em sujeitos com TDAH, como indicado por Heinrich et al.(2014), a aplicação de técnicas de modulação dessas bandas de frequências (p. ex., o *neurofeedback*) levaram à melhoria de sujeitos saudáveis em testes de atenção (LUTSYUK; ÉISMONT; PAVLENKO, 2006). Várias pesquisas têm mostrado a eficácia do treinamento na capacidade de modular variadas frequências no EEG, com o subsequente impacto desse treino em diversos processos psicológicos (GRUZELIER, 2014a, 2014b, 2014c). Um fato de grande relevância para o presente estudo é aquele apontado por pesquisas que mostram os efeitos do aumento de SMR em situação de atenção voltada para estímulos externos (EGNER; GRUZELIER, 2004).

Alguns estudos têm questionado, contudo, a eficácia dessa técnica para a atenção. Apesar de um estudo de revisão sugerir provável eficácia (LOFTHOUSE *et al.*, 2012) e outro de meta-análise indicar melhoria na atenção de pacientes com TDAH (MICOULAUD-FRANCHI *et al.*, 2014), dois estudos de revisão que incluíram apenas pesquisas com controle metodológico adequado falharam em demonstrar a eficácia do *neurofeedback* para o TDAH (VOLLEBREGT *et al.*, 2014; CORTESE *et al.*, 2016).

Outros dois estudos, um duplo-cego (ARNOLD *et al.*, 2012) e outro triplo-cego (SCHÖNENBERG *et al.*, 2017), demonstraram efeito similar entre *neurofeedback* ativo e placebo. Além da atenção, o efeito placebo foi detectado em estudo que investigou a eficácia do *neurofeedback* para a insônia (SCHABUS *et al.*, 2017). Nesse mesmo estudo, Schabus *et al.* (2017) buscaram avaliar o efeito dessa técnica por meio de alterações em dados de EEG, mas não houve mudanças significativas em resposta ao *neurofeedback*. Também não pareceu haver alteração do poder obtido para a banda alvo de modulação (SMR, entre 12 e 15 Hz) minutos após o *neurofeedback*, ou seja, não parecendo ter havido qualquer tipo de aprendizado substancial na capacidade de modular essa banda.

Ao que tudo indica, os estudos que adotaram maior controle metodológico como duplo-cego, randomização e amostras com número maior de voluntários têm falhado em identificar efeitos reais do *neurofeedback* em comparação ao placebo. Além disso, é de extrema importância que os estudos

possam adotar medidas neurais, em adição as medidas subjetivas normalmente utilizadas para avaliar o efeito desta técnica (SCHABUS, 2018).

Quanto aos estudos avaliando o efeito do *neurofeedback* na TRA, foram identificados três artigos na literatura. Um deles, um resumo submetido a um evento, demonstrou efeito positivo dessa técnica no componente de controle executivo (GALLAGHER; MAHER; KEANE, 2014). Nesse resumo, contudo, há indicação de que a técnica usada foi o *neurofeedback* por LORETA e o grupo controle não foi submetido a placebo.

Outro estudo avaliou o tratamento de *neurofeedback* durante quatro semanas, três vezes por semana, com modulação de onda teta em região frontal medial (Fz). Esse estudo cego contou com *neurofeedback* placebo e demonstrou melhora apenas nos grupos ativos tanto na orientação para participantes idosos, como no componente de controle executivo para adultos e idosos (WANG; HSIEH, 2013). É importante enfatizar, entretanto, que os grupos experimentais eram de oito pessoas apenas. Por fim, um estudo com dez crianças do sexo feminino demonstrou melhora dos três componentes em resposta ao tratamento de sessões de meia hora cada, cinco vezes por semana, por um período de um mês (total de 20 sessões). Esse estudo não utilizou, porém, grupo controle (BARNEA *et al.*, 2004).

1.7 Estimulação transcraniana por corrente contínua

A ETCC é um método de modular a excitabilidade cortical por meio de aplicação de corrente elétrica contínua de baixa intensidade. Nessa técnica, uma corrente elétrica de no máximo de 2 miliamperes (mA) é aplicada por meio de no mínimo dois eletrodos (um anódico e outro catódico) posicionados sobre o escalpe. A aplicação de corrente leva à alteração no nível de excitabilidade cortical em região proximal à posição dos eletrodos, usualmente com aumento de excitabilidade sob eletrodo anódico e inibição sob catódico, de acordo com estudos de estimulação por ETCC em córtex motor (NITSCHKE; PAULUS, 2000; LIEBETANZ *et al.*, 2002; LANG *et al.*, 2004).

Por vezes, o efeito da ETCC pode ocorrer em regiões não-diretamente abaixo do eletrodo, mas em outras regiões no caminho da corrente, de acordo com características de dispersão elétrica dos tecidos (osso, pele, cérebro, etc.) e da presença de líquido, como o cefalorraquidiano (DATTA *et al.*, 2009). Existem variações no eletrodo, por exemplo, em seu tamanho, formato e estrutura, que têm como objetivo alterar o foco da estimulação ou carga elétrica aplicada (DATTA *et al.*, 2009; VILLAMAR *et al.*, 2013).

A ação da ETCC é devida à modulação do potencial de repouso da membrana dos neurônios corticais durante e por um período após a estimulação (STAGG; NITSCHKE, 2011). A modulação da excitabilidade cortical tem efeitos comportamentais, cognitivos e de aprendizagem, uma vez que achados apontam aumento na potenciação de longo prazo após estimulação anódica e redução após estimulação catódica, possivelmente por meio de mediação de fatores neurotróficos no cérebro (COCCO; PODDA; GRASSI, 2018).

Além dos aspectos motores inicialmente investigados com a ETCC, vários processos cognitivos como atenção, memória e cognição social foram avaliados com o uso dessa técnica, demonstrando que ela pode interferir no desempenho de sujeitos com algum transtorno, ou mesmo saudáveis, muitas vezes levando à maior eficiência dessas funções (COFFMAN; CLARK; PARASURAMAN, 2014).

Dois estudos de revisão buscaram investigar pesquisas na literatura avaliando o efeito da ETCC na atenção em voluntários saudáveis (COFFMAN; CLARK; PARASURAMAN, 2014; YADOLLAHPOUR; ASL; RASHIDI, 2017). Juntos, os dois resumos identificaram um total de dezesseis artigos publicados em periódicos científicos até o ano de 2017, todos com resultados indicando melhoria de funções atencionais em resposta à ETCC.

Complementar aos estudos apresentados nessas duas revisões, outros dois ainda identificaram efeitos positivos da ETCC na orientação (ROY *et al.*, 2015) e no controle executivo (MILER *et al.*, 2018) de participantes saudáveis. Tais achados levaram os autores das revisões a sugerirem a possibilidade de se utilizar essa técnica para o neuroaprimoramento, dadas suas vantagens em relação a outros métodos, a exemplo dos psicofármacos. Diferente destes

últimos, a ETCC é considerada segura, barata e sem grandes efeitos adversos, sendo usualmente relatado apenas incômodo na pele (COFFMAN; CLARK; PARASURAMAN, 2014; YADOLLAHPOUR; ASL; RASHIDI, 2017).

Existem, porém, resultados contraditórios ou nulos nessa área, além de comumente se encontrar grande variabilidade nos efeitos obtidos entre os participantes (TALSMA *et al.*, 2018). Um trabalho de mestrado apresentado por Calvo (2017) avaliou aplicação de ETCC anódica sobre córtex pré-frontal dorsolateral (CPFDL) esquerdo em participantes saudáveis respondendo à TRA, não obtendo efeitos significativos em função da estimulação. Um outro estudo de 2018 também não conseguiu identificar qualquer efeito significativo em sujeitos saudáveis quando na aplicação de ETCC anódica bilateralmente sobre CPDFL em uma tarefa de atenção sustentada (JACOBY; LAVIDOR, 2018).

É relevante ainda destacar três estudos que tiveram achados apontando para um efeito não linear da ETCC na atenção de sujeitos saudáveis. Em um estudo avaliando o efeito da ETCC em córtex parietal na atenção lateralizada por meio de tarefa de bissecção de linhas, foi identificado um pequeno efeito da estimulação, de acordo com o que já havia sido detectado anteriormente na literatura, mas esse efeito foi dependente tanto do desempenho de linha de base dos participantes na tarefa como da intensidade da estimulação aplicada (BENWELL *et al.*, 2015). Algo similar ocorreu em um estudo avaliando efeito da ETCC em córtex parietal de adultos e idosos durante tarefa de detecção visual lateralizada, onde o efeito da estimulação foi dependente do desempenho prévio dos participantes durante aquisição de linha de base na tarefa (LEARMONTH *et al.*, 2015).

Outro estudo investigou o efeito da ETCC aplicada em córtex parietal em tarefa de rastreamento visual, a qual envolvia três diferentes níveis de complexidade, do fácil ao difícil. Observou-se nesse estudo que a ETCC não teve efeito nos níveis fácil e médio da tarefa, mas apresentou efeito deletério na condição difícil, ou seja, tendo seu efeito dependente da carga cognitiva dos participantes (ROE *et al.*, 2016). Um quarto estudo avaliando memória visual, mas que também integra questões atencionais, avaliou o efeito da ETCC em córtex parietal durante tarefa de mudança de estímulos em campo visual. O

resultado demonstrou efeito positivo da ETCC, mas apenas para o grupo de participantes com baixo desempenho na tarefa (TSENG *et al.*, 2012).

Esses achados sugerem que o efeito da ETCC não é linear, ou seja, não ocorre necessariamente o aumento da eficiência de uma função comportamental ou cognitiva em resposta proporcional à maior excitabilidade cortical, ou mesmo o contrário. É possível que os efeitos da ETCC sejam dependentes de fatores individuais, como variações anatômicas (OPITZ *et al.*, 2015) ou dinâmicas do cérebro, como o nível base de excitabilidade de regiões-alvo onde será aplicada a estimulação (KRAUSE; MARQUEZ-RUIZ; COHEN KADOSH, 2013; LI; UEHARA; HANAKAWA, 2015; HSU; JUAN; TSENG, 2016).

Ainda não existem modelos apropriados que expliquem as variabilidades nos achados para ETCC (BESTMANN; BERKER; BONAIUTO, 2015), o que poderia informar melhor o efeito esperado de acordo com características da estimulação (tamanho do eletrodo, área, polaridade e intensidade) e com características individuais, como desempenho base, características anatômicas, idade, sexo e histórico de transtornos (LI; UEHARA; HANAKAWA, 2015).

Quanto ao efeito específico da ETCC em sujeitos saudáveis respondendo à TRA, foram identificados cinco estudos ainda na literatura, dos quais um resumo, uma dissertação e três artigos (COFFMAN; TRUMBO; CLARK, 2012; TRUMBO; COFFMAN; CLARK, 2014; ROY *et al.*, 2015; CALVO, 2017; MILER *et al.*, 2018). A síntese desses trabalhos está exposta na tabela 1, a qual apresenta os autores, ano, áreas de estimulação, intensidade, duração e reações nos diferentes componentes atencionais.

Tabela 1 - Estudos que investigaram ETCC na TRA.

AUTOR	ANO	ANÓDICO	CATÓDICO	INT.	DUR.	ALERT	ORIEN.	EXEC.
Coffman; Trumbo; Clark	2012	F10	Ombro esquerdo	2 mA	30m	+	=	=
Trumbo; Coffman; Clark	2014	F10	Ombro Esquerdo	2 mA	30m	=	=	=
Roy	2015	F3	Fp2	1,5 mA	20m	=	=	=

<i>et al.</i>		P3	Cz			=	=	=
		P4	Cz			=	+	=
Calvo	2017	F3	Sd*	Sd*	Sd*	=	=	=
Miler <i>et al.</i>	2018	F3	F4	2 mA	20 m	=	=	+

Legenda: intensidade (inten.) e a duração (dur.) da estimulação, assim como efeitos (melhora: +; sem efeito: =) nas redes atencionais de alerta, orientação (orient.) e controle executivo (exec.). *sd = sem dados.

Fonte: COFFMAN; TRUMBO; CLARK, 2012; TRUMBO; COFFMAN; CLARK, 2014; ROY *et al.*, 2015; CALVO, 2017; MILER *et al.*, 2018

É possível concluir, com base nos dados da tabela 1, que das sete montagens propostas envolvendo eletrodos anódicos em quatro áreas (F10, F3, P3 e P4), apenas três surtiram efeito (F10, P4 e F3). O efeito identificado por Coffman *et al.* (2012) em F10, porém, foi absente em outro estudo com a mesma montagem (TRUMBO; COFFMAN; CLARK, 2014). Isso também pode ser afirmado no efeito identificado por Miler *et al.* (2018) para estimulação do F3, quando outros dois estudos focando a mesma área não obtiveram qualquer efeito (ROY *et al.*, 2015; CALVO, 2017). A variação nos achados pode, entretanto, dever-se a variações no posicionamento do eletrodo catódico (um estudo Fp2 e o outro F4) e da intensidade (um estudo 1,5 e o outro 2 mA).

1.8 Neuroaprimoramento

O neuroaprimoramento é um termo dado para a intervenção por meio de neuromodulação em pessoas saudáveis, para promoção de seu aprimoramento cognitivo, comportamental ou emocional (SCHÖNE-SEIFERT; TALBOT, 2010), usualmente por meio de técnicas não-invasivas de estimulação elétrica, magnética ou por meio de psicofármacos, como metilfenidato ou modafinil (DE JONGH *et al.*, 2008).

A ideia por trás do neuroaprimoramento é a melhoria do comportamento, da cognição ou do humor por meio da modulação da atividade cerebral, seja por aplicação exógena de corrente elétrica ou campo magnético, seja por uso de fármacos agonistas ou antagonistas de alguns neurotransmissores. Em

teoria, a maior ativação de alguma área ou rede responsável por uma função cognitiva poderia levar ao seu melhoramento. Isso poderia ser obtido por meio da aplicação de maior carga elétrica ou de maior biodisponibilidade de um medicamento psicoativo (DE JONGH *et al.*, 2008).

Estudos com psicofármacos, que, até o momento, existem em maior número, têm apontado, entretanto, que o tipo de resposta a um fármaco pode se dar tanto de forma linear como quadrática (curva em “U”), dependendo da habilidade cognitiva avaliada. Isso foi identificado em pesquisas que fizeram avaliações cognitivas em crianças com TDAH sob uso de doses variadas de metilfenidato, em que, por vezes, doses menores levavam a melhores resultados em algumas funções, enquanto doses maiores favoreciam outras (TANNOCK *et al.*, 1995; KONRAD *et al.*, 2004).

O modelo da curva em forma de “U” invertido aponta para a hipótese de que o funcionamento cognitivo adequado em um sujeito tem como base níveis intermediários de atividade de uma área ou de disponibilidade de um neurotransmissor. Nesse caso, doses muito baixas ou muito altas de um neuromodulador podem ter efeito nulo ou mesmo contrário ao esperado. Além disso, o efeito de um neuromodulador em um sujeito parece ser dependente de sua “linha de base”, seja no desempenho de diferentes habilidades cognitivas ou de seus níveis basais de neurotransmissores (DE JONGH *et al.*, 2008).

Alguns autores veem as técnicas de neuroaprimoramento com ressalvas, tendo em vista possíveis riscos para esses procedimentos. Uma das questões tratadas é de que a melhoria de uma habilidade parece estar diametralmente ligada a efeito deletério em outra habilidade, processo em inglês denominado *trade-off*, ou seja, troca. Em teoria, algumas dessas possíveis trocas poderiam ser: melhoria da memória de longo-prazo em detrimento da memória de curto prazo; maior estabilidade da memória de longo prazo ou de trabalho em detrimento de sua flexibilidade; ou aumento na eficiência cognitiva, mas com impactos negativos no humor (DE JONGH *et al.*, 2008).

Os riscos ainda são maiores tendo em vista o surgimento de empresas que já vendem aparelhos de neuromodulação (como ETCC) com a promessa de melhorar processos cognitivos em seus usuários. Além disso, é comum ver na internet fóruns ensinando como fazer o seu próprio aparelho em casa, o

chamado método *do it yourself*, ou apenas DIY (em português, “faça você mesmo”). O maior perigo do método DIY é que aparelhos com problema podem levar a ferimentos na pele, além de riscos envolvidos com a plasticidade cerebral e efeitos de longo prazo por uso contínuo ainda não investigados na literatura (WURZMAN et al., 2016).

O interesse crescente em tais técnicas está na divulgação constante na mídia, em que muitas vezes há um entusiasmo excessivo dos achados neurocientíficos (RANCINE et al., 2010). Esse tipo de exagero é atribuído ao relato dos próprios pesquisadores, que tendem a realizar extrapolações exacerbadas de dados preliminares de suas pesquisas. Isso ocorreu também no caso do neuroaprimoramento, com um grande impulsionamento por parte da mídia, a qual costuma inflar os efeitos benéficos, sem realizar uma discussão sobre questões de natureza ética e dos potenciais riscos de tais procedimentos. Outro relato comum apresentado nos meios de comunicação é que essa prática é comum ou tem aumentado, afirmativas que encontraram fraco suporte na literatura científica (PARTRIDGE et al., 2011).

O entusiasmo midiático não é, entretanto, diretamente correlacionável aos resultados em testes clínicos com os fármacos ou técnicas não-invasivas em sujeitos saudáveis, os quais apresentam resultados inconsistentes, por vezes não conseguindo demonstrar efeito ou com eficácia muito pequena (NORMANN; BERGER, 2008). Apesar da ênfase midiática, novas reportagens têm surgido retratando os riscos de se realizarem técnicas de neuromodulação sem supervisão adequada, como em reportagem da Forbes (BARON, 2018), Healthline (CITRONER, 2018), Chicago Tribune (GREGORY, 2017), Scientific American (LANDHUIS, 2017) entre outros sítios de notícias na internet.

2 OBJETIVOS

A partir do que foi exposto na fundamentação, no tangente à visibilidade que o neuroaprimoramento tem recebido dos meios de comunicação, com a promessa de melhorar a atenção entre outras funções cognitivas de sujeitos saudáveis por meio de ETCC e de *neurofeedback*, e aos resultados na literatura considerados inconclusivos sobre a eficácia dessas técnicas – alguns estudos apresentam resultados eficazes, outros apresentam resultados similares ao placebo e alguns ainda não conseguem identificar qualquer tipo de melhora na atenção, acreditamos que se faz necessário avaliar a aplicação periódica dessas duas técnicas para investigar o efeito de longo prazo em uma tarefa atencional. Com base na literatura, adotou-se o instrumento TRA como forma rápida de se averiguar a eficiência dos variados componentes atencionais. Além disso, utilizou-se equipamento de EEG para avaliar também possíveis mudanças funcionais no cérebro em decorrência do tratamento pelas técnicas de neuromodulação.

2.1 Objetivo Geral

Investigar o efeito das técnicas de *neurofeedback* e ETCC no desempenho comportamental, eletrofisiológico e subjetivo em tarefa atencional de universitários saudáveis de ambos os sexos.

2.2 Objetivos específicos

- Comparar acurácia e tempo de reação dos voluntários na TRA dos períodos pré e pós cada um dos tratamentos neuromodulatórios (ETCC e *neurofeedback*).
- Comparar amplitude de alguns componentes de ERP tipicamente identificados para TRA (N1, P1, P3) dos períodos pré e pós cada um dos tratamentos neuromodulatórios (*neurofeedback* e ETCC, ativos e placebos);

- Comparar avaliação em escala *likert* da percepção subjetiva de mudança da atenção entre os diferentes tratamentos neuromodulatórios (ETCC e *neurofeedback*, ativos e placebos).
- Investigar correlação entre os componentes da eletrofisiológicos e TR da TRA.
- Investigar correlação sessões pré e pós-tratamento para cada um dos ERPs (N1, P1, P3).
- Investigar correlação entre ERP e escala *likert* de percepção subjetiva de mudança da atenção.

3 HIPÓTESES

Quanto ao neurofeedback, serão dois grupos: um experimental para modular SMR e outro placebo. Com base nos estudos da literatura, os quais questionam a eficácia real desta técnica em melhorar a atenção, acreditamos que o treino de aumento de SMR não levará a melhor desempenho comportamental ou eletrofisiológico na TRA. Mas, ainda diante do observado na literatura, onde usualmente se encontra a melhoria de aspectos atencionais por meio escalas subjetivas de auto-relato dos participantes, acreditamos que tanto neurofeedback ativo como placebo poderá levar à percepção subjetiva de melhora da atenção pelos participantes.

Quanto à ETCC, estudos nos últimos anos têm demonstrado resultados variáveis quanto à eficácia desta técnica na atenção, dependentes muitas vezes do estado atual em que o usuário se encontra. Tendo em vista esta grande variabilidade no efeito da ETCC, assim como uma grande parte dos estudos conduzidos com TRA não levarem a sucesso em melhorar eficiência das redes atencionais, acreditamos que o tratamento por meio da aplicação desta técnica não levará a melhor desempenho comportamental ou eletrofisiológico. Contudo, similar ao efeito placebo detectado em estudos com neurofeedback, é possível que a aplicação de ETCC placebo pode levar a resultados similares, uma vez que os dois compreendem o envolvimento do participante em um processo onde estes recebem atenção e estão diante de aparatos tecnológicos que podem favorecer sua suscetibilidade.

4 MÉTODO

4.1 Participantes

Foram recrutados 80 (oitenta) participantes para o estudo, dispostos randomicamente em quatro grupos com 20 (vinte) participantes submetidos a um dos seguintes tratamentos: (i) *neurofeedback* ativo; (ii) *neurofeedback* placebo; (iii) ETCC anódica em CPFDL direito e catódica em supraorbital contralateral; e (iv) ETCC placebo com montagem idêntica ao terceiro grupo.

Os critérios de inclusão para a seleção da amostra eram que os participantes fossem estudantes universitários, entre 18 e 35 anos, com visão normal ou corrigida para o normal, e destros (escore no Inventário de Lateralidade de Edimburgo > 40). Foram excluídos os participantes com histórico médico de transtorno neurológico ou psiquiátrico, com implantes metálicos na cabeça ou que estivessem fazendo uso de drogas legais ou ilegais psicoativas durante o período da pesquisa.

4.2 Instrumentos

Para responder ao problema proposto, foram adotados os seguintes instrumentos: Inventário de Lateralidade de Edimburgo (ILE), que serviu para selecionar pessoas destros; para avaliar os componentes atencionais, adotou-se a Tarefa de Redes Atencionais (TRA), uma forma rápida e computadorizada para avaliar o desempenho atencional de voluntários; e foi também utilizada uma avaliação subjetiva de mudança da atenção, para investigar a autopercepção dos voluntários sobre o efeito da terapia em sua atenção.

Além dos instrumentos citados, foram utilizados os seguintes equipamentos na pesquisa: para a neuromodulação, os aparelhos de ETCC e de *neurofeedback*; para a coleta de dados, aparelho de eletroencefalografia. Nos subtópicos a seguir, serão explicados os instrumentos e equipamentos em maiores detalhes.

4.2.1 Inventário de Lateralidade de Edimburgo

Este instrumento tem como objetivo avaliar, de forma rápida e quantitativa, a lateralidade do participante, por meio da avaliação de sua destreza manual em algumas tarefas motoras do dia a dia (p. ex., cortar com a faca, varrer, segurar um fósforo ao acender, entre outras). Ao final do teste, um quociente de lateralidade é computado, o qual pode ir desde completamente destro (+ 100) a completamente canhoto (-100). O teste completo encontra-se no anexo A.

4.2.2 Tarefa de Rede Atencional

Foi utilizada uma versão adaptada da Tarefa de Rede Atencional (FAN *et al.*, 2005; FAN *et al.*, 2007; GONÇALVES *et al.*, 2018), durante coleta de EEG, para avaliar o desempenho atencional dos participantes, por esse teste ser considerado robusto, rápido e compatível com o EEG. Para a presente pesquisa, o teste foi desenvolvido no programa E-Prime, utilizando *toolbox* de comunicação entre ele e o *software* NetStation, responsável por registrar os dados de EEG.

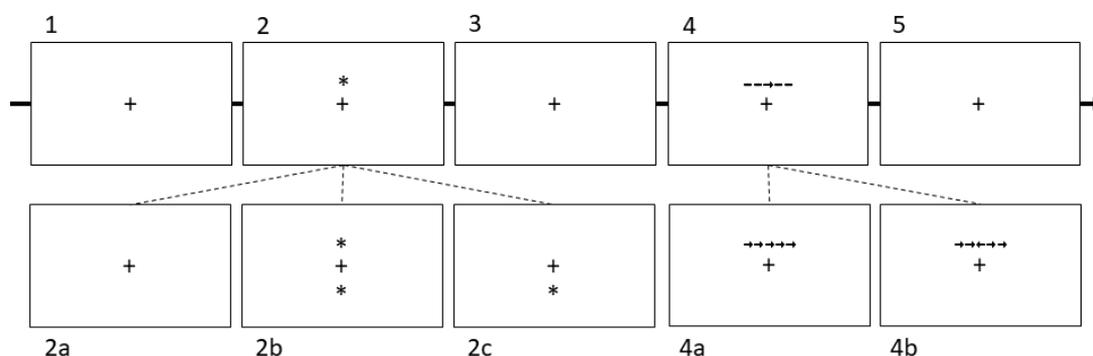
Nessa tarefa, o participante foi instruído a olhar uma cruz de fixação preta localizada no centro de uma tela branca e responder ao surgimento de um grupo de setas indicando a direção da seta central, o mais rápido possível. O participante deveria apertar o botão esquerdo (número 1), caso a seta apontasse para a esquerda, ou o botão direito (número 4) para a direção oposta, em uma caixa de respostas.

A seta central poderia estar flanqueada por traços (condição neutra) ou por outras setas, todas na mesma direção (condição congruente) ou em direção contrária (condição incongruente) à seta do meio. Por vezes, apareciam asteriscos (pistas) que indicavam onde ou quando as setas apareceriam. A pista poderia ser espacial, quando piscava apenas acima ou abaixo da cruz de fixação e indicava o surgimento e a localização das setas; poderia ser dupla, quando piscava abaixo e acima da cruz de fixação,

indicando apenas o subsequente surgimento das setas; ou condição de pista ausente, quando não aparecia o asterisco.

O teste se constituiu de vários *trials*, ou seja, uma sequência de estímulos que se repetiam ao longo do experimento, contendo variadas combinações das condições de pista (ausente, dupla ou espacial) ou de alvo (neutro, congruente e incongruente). A sequência de cada estímulo em um *trial* está representada na figura 2, e consistia na sequência das seguintes telas: tela de fixação, com fundo branco e um símbolo de mais (+) preto no centro (cruz de fixação), indicando para onde o participante deveria fixar o olhar, com duração aleatória entre 400 e 1600 milissegundos (figura 2, item 1); tela com 100 milissegundos de duração onde aparecia uma das três condições de pista, ausente (figura 2, item 2a), dupla (figura 2, item 2b) ou espacial (figura 2, itens 2 e 2c); tela com a cruz de fixação, com duração de 400 milissegundos (figura 2, item 3); tela onde surgia o grupo de setas, que poderiam ser na condição neutra (figura 2, item 4), congruente (figura 2, item 4a) ou incongruente (figura 2, item 4b), com duração igual ao tempo de resposta do participante ou, caso o participante não respondesse, com tempo máximo de 1700 milissegundos; tela final de fixação, a qual durava o tempo necessário para totalizar 3500 milissegundos no *trial* inteiro, de acordo com programação feita no E-Prime (figura 2, item 5).

Figura 2 - Sequência de telas em um *trial*. A sequência está exposta na linha superior. As telas abaixo mostram as outras condições possíveis de pista e alvo.



Fonte: próprio autor.

O teste todo consistia de 216 *trials*, divididos em seis blocos de 36 *trials*, cada bloco com quatro repetições das três condições de pista e das três condições de alvo (3 x 3 x 4). Ao todo, o teste tem 72 repetições de cada um dos tipos de pista (ausente, dupla e espacial) e de alvo (neutro, congruente e incongruente).

4.2.3 Avaliação Subjetiva de Mudança da Atenção

Foi pedido a cada participante que avaliasse o quanto mudou sua atenção ao fim do tratamento de duas semanas, em uma escala de 0 a 10. Nessa escala, a nota “5” equivalia a “neutro” (não percebeu mudança), a nota “0”, a “piorou muito”, e a nota “10”, a “melhorou muito”. Os participantes poderiam, ainda, caso achassem relevante, relatar alguma observação sobre o experimento. Eles poderiam, por exemplo, explicar em que âmbito se deu a mudança (melhorou como?), se fariam novamente o treinamento e se o recomendariam; se gostaram ou não, entre outras possibilidades. Nem todos os participantes complementaram suas respostas com comentários, mas os relatos foram avaliados de forma descritiva na discussão deste trabalho.

4.3 Equipamentos

Além dos instrumentos supracitados, foram utilizados também os equipamentos de *neurofeedback* e da ETCC para o tratamento por neuromodulação, e os aparelhos de EEG para registro eletroencefalográfico.

4.3.1 Neurofeedback

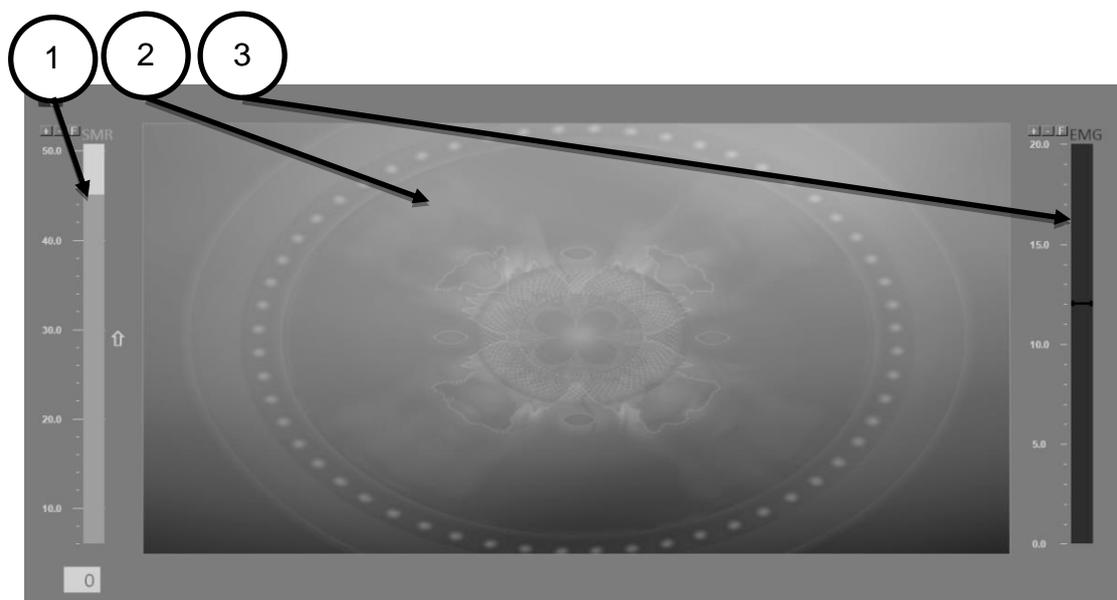
O tratamento por *neurofeedback* foi conduzido utilizando um aparelho de EEG NeXus-4 da *Mind media Neuro and Biofeedback systems* (Maasbracht, Holanda). Utilizou-se o *software* Biotrace+ da mesma empresa para processamento do sinal e para realização do protocolo de neuromodulação. O

software era aberto em um *notebook* (monitor do pesquisador), com um segundo monitor (monitor do participante) localizado diante do participante. O eletrodo ativo foi colocado sobre ponto Cz de acordo com sistema 10-20 (KLEM *et al.*, 1999).

Para todos os protocolos, foi utilizada montagem de referência monopolar, com eletrodo terra colocado no lóbulo da orelha direita (A2) e eletrodo de referência colocado no lóbulo da orelha esquerda (A1). Os dados do *neurofeedback* foram corrigidos no Biotrace+, na opção de Rejeição Automática de Artefatos, com a rejeição de todas as amplitudes acima de 100 μ v e artefatos de eletromiografia (EMG) com amplitudes acima de 10 μ v. O Biotrace+ foi ainda utilizado para realizar o tratamento por *neurofeedback*.

O monitor apresentado ao participante, tanto para aqueles do grupo ativo quanto do grupo placebo, apresentava vários recursos visuais: (1) gráfico de barra informando amplitude de SMR; (2) imagem com uma mandala que mudava de tamanho de acordo com amplitude de SMR; e (3) gráfico de barra apresentando amplitude de artefatos do EMG. Esses elementos podem ser vistos na figura 3.

Figura 3 - Tela do Biotrace+ exposta ao pesquisador.

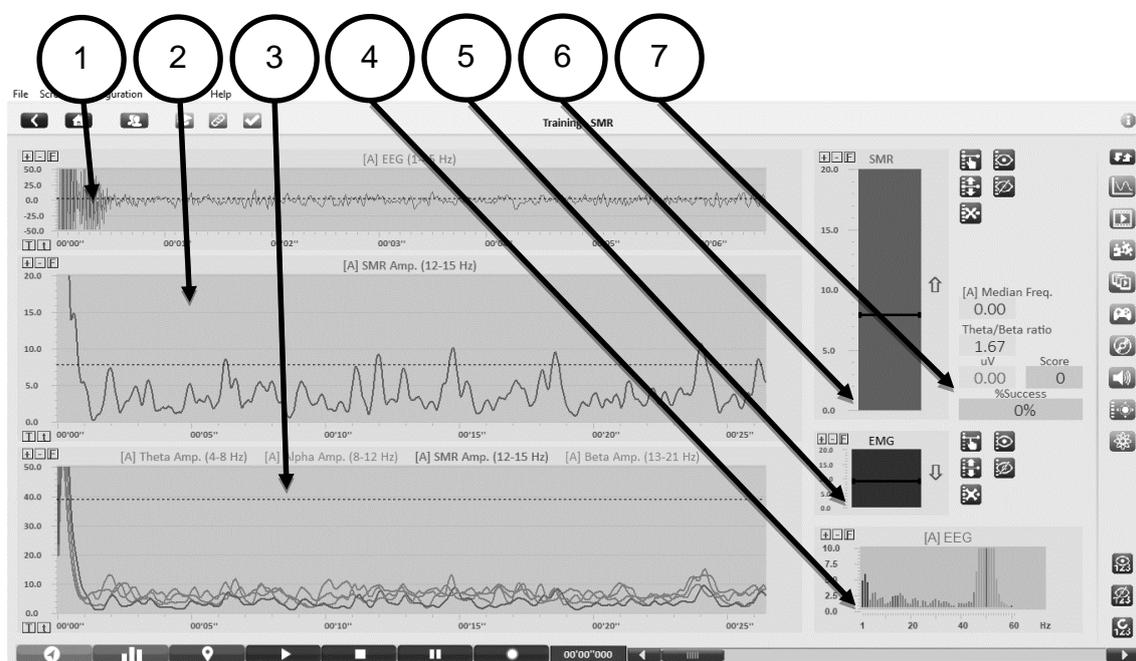


Legenda:(1) Amplitude do SMR, (2) Gráfico de mandala; Amplitude do EMG.

Fonte: Próprio autor

O monitor para o pesquisador dispunha de vários recursos visuais, como: (1) *display* numérico exibindo a amplitude média de SMR durante sessão; (2) *display* numérico exibindo a porcentagem de tempo da sessão com SMR acima do limiar; (3) gráfico em barra exibindo amplitude de SMR; (4) gráfico em barra exibindo amplitude de EMG; (5) gráfico linear exibindo amplitude de SMR; (6) gráfico linear exibindo amplitude de teta, alfa, beta, SMR e gama; (6) espectrograma do sinal de EEG. Esses elementos estão expostos na figura 4, demonstrando a tela do pesquisador.

Figura 4 - Tela do Biotrace+ exposta ao pesquisador.



Legenda:(1) Sinal de EEG bruto; (2) Amplitude do SMR no tempo; (3) Amplitude de teta, alfa, beta, SMR e gama; (4) Espectrografia do EEG; (5) Amplitude do EMG; (6) Amplitude do SMR; (7) diferentes índices indicando: a mediana da frequência; taxa de SMR e teta; μV ; escore do desempenho na sessão; e % de sucesso.

Fonte: Próprio autor

O *neurofeedback* placebo apresentava as mesmas características do ativo, com as mesmas montagem e telas. Todo o processo foi idêntico, com uma exceção: a tela que aparecia para o participante era de uma gravação. A gravação é uma demonstração que já vem no programa e é similar a uma coleta real de *neurofeedback*.

Para o *neurofeedback*, o tratamento escolhido foi a modulação do SMR, a qual consiste em banda entre 12 e 15 Hz, tendo em vista que o treino para aumento dessa faixa de frequência é usualmente utilizado para casos de déficit de atenção (LUBAR; LUBAR, 1984; TIMMERS, 2014). Apesar de estudos sugerirem utilizar proporção entre SMR e teta, alguns estudos têm obtido sucesso apenas na modulação da SMR, mas não de teta (VERNON *et al.*, 2003; DOPPELMAYR; WEBER, 2011), sendo, por isso, adotada para este projeto a modulação apenas da banda SMR.

4.3.2 Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC)

Quanto ao grupo de ETCC, os participantes foram submetidos a nove sessões de vinte minutos por dia, durante duas semanas, com intervalo de dois dias (fim de semana) no meio do tratamento. Foi aplicada estimulação anódica em F4, de acordo com sistema 10-20 de posicionamento de eletrodos. Essa estimulação visa atingir o córtex pré-frontal dorsolateral esquerdo. O eletrodo de referência foi posicionado sobre região supraorbital do hemisfério direito. Os eletrodos eram de 35 cm² (7 x 5 cm) e a estimulação teve intensidade de 1,5 mA. Os aspectos de segurança da aplicação de ETCC seguiram protocolos de segurança sugeridos na literatura (POREISZ *et al.*, 2007; BIKSON; DATTA; ELWASSIF, 2009; BIKSON *et al.*, 2016).

A ETCC placebo foi feita seguindo a mesma aplicação da ETCC ativa, com a diferença de que a carga elétrica era aplicada durante 45 segundos, dos quais 15 segundos até chegar a 1,5 mA (chamado de rampa de subida), o qual era aplicado por 15 segundos, e, por fim, mais 15 segundos para retirar a carga (rampa de descida). O aparelho de ETCC tem um modo placebo, o qual mostra o *display* com a intensidade de aplicação idêntica à aplicação ativa, para tornar mais verídico.

O CPFDL direito foi escolhido tendo em vista estudos apontando sua importância para aspectos físicos da atenção (MANNARELLI *et al.*, 2015), para o foco atencional (DEEPESHWAR *et al.*, 2015; BROSNAN *et al.*, 2018), atenção sustentada (VENDRELL *et al.*, 1995; WOOD; GRAFMAN, 2003), e em

tarefa de detecção de alvo (HAMPSHIRE *et al.*, 2009). Além disso, modelos recentes têm retratado disfunção nessa área para o TDAH (SULLIVAN; BRAKE, 2003). Tem-se observado aumento de atividade nessa região em resposta a treino de meditação (DEEPESHWAR *et al.*, 2015; TOMASINO; FABBRO, 2016), o que usualmente tem levado a maior eficiência atencional.

4.3.3 Eletroencefalografia (EEG)

Para coletar os dados eletrofisiológicos, foi utilizado aparelho de eletroencefalografia da Electrical Geodesics Inc. (Amsterdã, Holanda), constituídos por um computador Macintosh para registro do sinal, amplificador modelo EEG system 300, braço articulado para acoplar a touca, e toucas Hydrocel de 128 canais de três tamanhos distintos.

4.4 Procedimento

Os participantes foram recrutados no *campus* da Universidade Presbiteriana Mackenzie, localizado na cidade de São Paulo. Eles foram informados sobre o projeto e, caso atendessem aos critérios de inclusão e exclusão e demonstrassem interesse em participar, poderiam marcar um horário para um primeiro encontro no Laboratório de Neurociência Cognitiva e Social, localizado na mesma instituição.

O primeiro encontro com os participantes era sempre às segundas-feiras, para o tratamento dispor de um intervalo similar entre os participantes com as pausas no fim de semana. Algumas exceções ocorreram, quando os participantes poderiam começar o tratamento na terça, mas deveriam repor a falta aos sábados.

Os participantes foram orientados a não faltarem durante o processo e, caso perdessem algum dia da semana por motivo de saúde ou feriado, esse seria substituído no sábado da mesma semana. Caso faltasse mais de uma vez, o voluntário seria desligado do processo. Os participantes eram orientados a irem no primeiro dia com o cabelo e couro cabeludo bem lavados, para

diminuir a oleosidade e otimizar o sinal do EEG. Apesar de lavado, o cabelo deveria estar seco para a aplicação da touca de EEG.

Ao chegarem no primeiro dia, os participantes eram informados de que seriam submetidos à técnica de EEG, na qual responderiam a uma tarefa de atenção (TRA) e seriam, depois, aleatoriamente designados para um dos dois tratamentos possíveis – ETCC ou *neurofeedback* – por um período de nove dias. Ao fim do tratamento, no décimo dia, passariam por outra avaliação de EEG, idêntica à primeira. Os voluntários também ficavam a par do tempo de duração médio de etapa, sendo o primeiro dia com duração média de duas horas, suficientes para aplicação de EEG e de neuromodulação, mais oito dias de neuromodulação com duração média de 40 minutos, e, por fim, o último dia com EEG com duração média de uma hora e trinta minutos. Após a explicação, os participantes assinavam o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (apêndices A e B) e eram conduzidos à sala de EEG, onde respondiam à Escala de Lateralização de Edimburgo.

Na sala de EEG, os participantes sentavam em uma poltrona confortável, com um monitor ajustado na altura de seus olhos e a uma distância de um metro. A touca era submersa em preparo com cloreto de potássio e xampu neutro, para umedecer as esponjas de cada eletrodo antes de aplicar a touca. Após ser umedecida, a touca era colocada e ajustada na cabeça do participante e o sinal corrigido até obter impedância menor que 50 k Ω em cada um dos eletrodos. A correção do sinal dava-se garantindo o contato direto entre a esponja do eletrodo e o escalpe, afastando o cabelo abaixo do eletrodo. Em alguns casos, era necessário molhar o eletrodo até diminuir a impedância ao nível adequado.

Após a correção do sinal, a gravação do EEG tinha início, com a luz da sala ligada, para evitar indução de sonolência nos participantes. Na primeira parte do EEG, o participante ficava em repouso por quatro minutos, dos quais dois minutos com olhos abertos e dois minutos com olhos fechados, seguida por realização de Tarefa de Rede Atencional. Cada uma dessas etapas era precedida por telas de explicação, as quais eram acompanhadas de explanação em detalhes por parte do pesquisador. Esse procedimento no EEG foi idêntico para o primeiro e para o último dia. Ao fim da tarefa, a touca era

retirada e o participante conduzido a uma outra sala para a aplicação de técnica de neuromodulação, ETCC ou *neurofeedback*. A neuromodulação ocorria já no primeiro dia e se estendia por um período de duas semanas, com intervalo no fim de semana.

A sala para a aplicação do *neurofeedback* era silenciosa. Para o procedimento, o participante sentava em uma cadeira em frente a um monitor localizado a 50cm de distância. Os eletrodos de terra e referência foram colocados nos lóbulos da orelha, de acordo com a montagem prescrita no tópico *Neurofeedback*, na seção de Equipamentos. No primeiro dia de *neurofeedback*, o participante era instruído a tentar fazer a barra verde subir (equivalente ao poder da onda SMR) ou a mandala no centro da tela crescer, apenas com o padrão de pensamentos. Além disso, ele era alertado para não deixar a barra de EMG subir, o que indicava presença de artefatos e poderia indiretamente levar ao aumento da barra de SMR. O participante era orientado a desligar o celular e focar na tarefa, e a medida de linha de base era registrada sem seu monitor, sendo este ligado apenas para a aplicação de 20 minutos, durante os quais o participante ficava sozinho na sala.

Para a ETCC, o participante ia para uma sala silenciosa e a montagem de eletrodos era feita de acordo com o tópico “ETCC” na seção Equipamentos. Ele era instruído a repousar durante a aplicação de 20 minutos, ficando sozinho na sala. Esse tipo de aplicação da ETCC pode ser considerado passivo, ou seja, não é feito mediante aplicação de treinamento cognitivo ou concomitante à tarefa.

No último dia, ocorria a aplicação de EEG e da TRA novamente, com o procedimento idêntico ao EEG do primeiro dia. Ao fim do EEG, a touca era retirada e o participante deveria responder à Avaliação Subjetiva de Melhora Atencional, explicada em tópico próprio na seção de Instrumentos. No fim do experimento, os participantes recebiam declaração de participação equivalente a 30 (trinta) horas de pesquisa (apêndice C).

4.5 Aspectos éticos

O estudo foi conduzido de acordo com os requerimentos do Comitê de Ética da Universidade Presbiteriana Mackenzie e também baseado nas recomendações estabelecidas na Declaração de Helsinki (1964), conforme emenda firmada em Tóquio (1975), Veneza (1983) e Hong-Kong (1989). Todos os responsáveis tiveram pleno conhecimento dos objetivos e métodos do experimento, assim como forneceram consentimento por escrito (Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – Apêndices A e B). Todos os participantes foram devidamente avisados de que poderiam deixar o estudo a qualquer momento que desejassem, sem necessidade de justificativa. Além disso, todas as informações fornecidas foram estritamente sigilosas.

4.6 Processamento dos dados e análise estatística

Foram analisados os dados comportamentais e eletrofisiológicos da TRA. Quanto aos dados comportamentais, foram analisados o tempo de reação e acurácia para as diferentes condições de pista (ausente, dupla e espacial) e alvo (neutro, congruente, incongruente). A acurácia foi apresentada em forma de porcentagem de acertos. O tempo de reação foi calculado apenas para as respostas corretas na TRA. Para testar efeitos comportamentais, foram feitas ANOVAs mistas com os fatores dentro grupos *pista* (ausente, dupla e espacial), *alvo* (neutro, congruente e incongruente) e entre grupos o fator *tratamento* (ETCC ativa e placebo, *neurofeedback* ativo e placebo).

Em relação aos dados de EEG, foi feito um pré-processamento com os seguintes passos para análise do ERP:

- (i) Filtro: Aplicação de filtro passa-baixa de 40 Hz.
- (ii) Segmentação: segmentação do traçado tendo como base o começo da tela de proposta, com seleção do trecho entre -100 a 500ms relativos a essa referência. Além disso, foram selecionados critérios de agrupamento para os segmentos de acordo com o tipo de pista (ausente, dupla e espacial) e alvo

(neutro, incongruente e congruente), totalizando 9 categorias (3 pistas x 3 alvos).

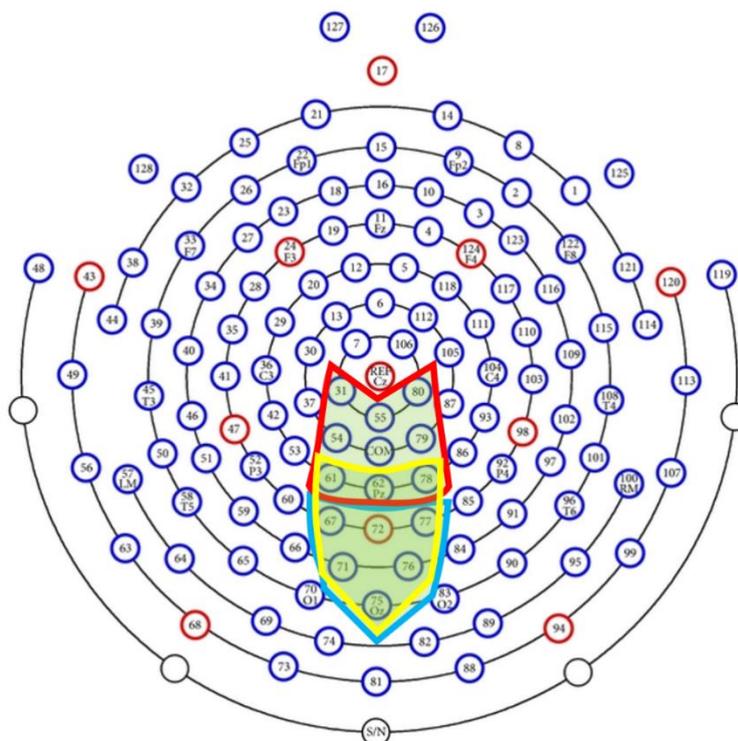
- (iii) Detecção de artefatos e ruído: definiram-se como ruído partes do canal que tinham amplitude maior ou menor que 200 μV , ou que continham artefatos como piscadas de olho com amplitude maior ou menor que 140 μV e movimentos oculares com amplitude maior ou menor que 80 μV .
- (iv) Exclusão de canais e segmentos ruins: exclusão de canais com mais de 20% de ruído ou de segmentos completos com mais de 10 canais ruins, piscada ou movimento ocular.

Os dados de EEG dos participantes foram inspecionados para averiguar o número de segmentos bons em cada uma das nove categorias. Aqueles com perda maior que 30% em mais de três categorias foram excluídos, ou seja, menos de 50 segmentos bons. Após o pré-processamento, foi feita inspeção visual do mapa topográfico para decidir a janela de tempo e os eletrodos para cada um dos ERP (N1, P1 e P3). Cada ERP apresentou as seguintes características de tempo e região:

- (i) P1 em resposta aos diferentes tipos de pistas, ocorrendo em janela de tempo entre 90 e 160ms após o surgimento do alvo, em eletrodos parieto-occipitais (eletrodos 61,62,78,77,67,71,76,75,72).
- (ii) N1 em resposta aos diferentes tipos de pista, ocorrendo em janela de tempo entre 160 e 220ms após surgimento do alvo, em eletrodos idênticos ao P1 (eletrodos 61,62,78,77,67,71,76,75,72).
- (iii) P3 em resposta aos diferentes tipos de pista (doravante, P3pt), ocorrendo em janela de tempo entre 250 e 400ms após o surgimento do alvo, em eletrodos parieto-occipitais (eletrodos 61,62,78,77,67,71,76,75,72).
- (iv) P3 em resposta aos diferentes tipos de alvo, ocorrendo em janela de tempo entre 300 e 450ms após o surgimento do alvo, nos eletrodos parietais (61,62,78,79,54,55,31,80) e occipitais (71,75,76,72,67,77).

A área dos eletrodos para cada um dos ERP supracitados pode ser vista na figura 5.

Figura 5 - Mapa dos eletrodos utilizados para obter média dos ERPs P1, N1, P3pt (em amarelo) e P3 para alvos em área occipital (em azul) e parietal (em vermelho).



Fonte: próprio autor.

Para testar a diferença entre grupos no ERP durante a execução de tarefas, foram realizadas ANOVAs mistas usando como fatores dentre sujeitos a condição de *pista* (ausente, dupla e espacial) para N1, P1 e P3 e de *alvo* (congruente, incongruente e neutra) para P3. Além disso, foram levados em conta os fatores entre sujeitos *tratamento* (NF ativo, NF placebo, ETCC ativa, ETCC placebo). As análises foram corrigidas em caso de não-esfericidade por método de Greenhouse-Geiser.

Por fim, foi avaliada a nota dos participantes na escala subjetiva de mudança atencional. Foram comparadas as notas de cada um dos tratamentos (ETCC ativa e placebo, *neurofeedback* ativo e placebo) com a média 5 (neutro), assim como foram comparadas as médias entre os tratamentos.

Para todos os testes estatísticos foram adotados níveis de significância de $\alpha = 0,05$. Em casos de ANOVA unifatorial com mais de dois níveis ou com mais de dois fatores, foram realizados testes *post hoc* com correção de

Bonferroni para comparar os diferentes níveis. As medidas de correlação foram feitas com teste de Pearson.

5 RESULTADOS

Foram convidados 80 universitários, estudantes da Universidade Presbiteriana Mackenzie, para a pesquisa. Desses, quatro desistiram durante a aplicação do tratamento por falta de tempo disponível. Ao fim da pesquisa, 76 participantes completaram os experimentos. Destes, duas participantes foram excluídas por perderem muitos segmentos no EEG e apresentarem um sinal com muito ruído. Outra participante foi excluída por obter tempos de reação no TRA três desvios-padrões acima da média.

A análise estatística foi feita, então, com 73 participantes entre 18 e 32 anos (Média [M] = 22,96 anos; Desvio-Padrão [DP] = 2,18 anos), dos quais 35 mulheres (M = 22,49 anos; DP = 1,92 anos) e 38 homens (M = 23,39 anos; DP = 2,22 anos). Os participantes foram randomicamente distribuídos entre os quatro tipos de tratamentos, a saber: ETCC ativa, ETCC placebo, *neurofeedback* ativo e *neurofeedback* placebo. O número de participantes e a idade média (com DP) estão expostos na tabela 2.

Tabela 2 - Número (Nº) de sujeitos e média de idade com desvio padrão (DP) para cada um dos quatro grupos de tratamento.

Tratamento		Nº de sujeitos	Idade média (DP)
ETCC	Ativa	18	23,44 (2,57)
	Placebo	19	23,26 (1,79)
Neurofeedback	Ativo	19	23,11 (2,18)
	Placebo	17	21,94 (2,18)

Fonte: próprio autor

Além disso, os participantes não relataram sentir alterações de humor, sono ou qualquer tipo de incômodo, dor ou efeito adverso em resposta aos tratamentos realizados.

5.1 Dados comportamentais da TRA

Foram feitas análises estatísticas para acurácia e tempo de reação, para cada uma das sessões (pré e pós) da TRA. Serão apresentados os dados descritivos e os resultados dos testes estatísticos.

5.1.1 Acurácia

Quanto à acurácia na TRA, foram avaliados o tipo de acerto em função da pista (ausente [AU], dupla [DU] e espacial [ES]) e do alvo (neutro, congruente e incongruente), para as avaliações pré e pós-período de tratamento. As descrições para cada uma das condições em função do tratamento estão expostas na tabela 3.

Tabela 3—Média da porcentagem (%) de acerto por condição de pista e alvo, para períodos pré e pós a cada um dos quatro tratamentos.

Tratamento		Neutro (Pré)			Neutro (Pós)		
		AU	DU	ES	AU	DU	ES
ETCC	Ativo	98,61 (3,50)	99,54 (1,96)	99,07 (2,28)	98,15 (3,27)	99,07 (1,78)	99,31 (1,60)
	Plac.	99,56 (1,31)	99,56 (1,31)	99,34 (1,56)	99,12 (2,23)	98,68 (3,12)	99,56 (1,31)
NF	Ativo	99,56 (1,91)	99,34 (1,56)	98,46 (2,49)	99,12 (2,23)	98,9 (2,34)	99,56 (1,31)
	Plac.	99,51 (1,38)	98,53 (2,53)	98,77 (3,54)	99,26 (1,63)	98,53 (3,27)	99,26 (1,64)

Tratamento		Congruente (Pré)			Congruente (Pós)		
		AU	DU	ES	AU	DU	ES
ETCC	Ativo	99,54 (1,35)	100 (0)	99,54 (1,35)	99,07 (2,28)	99,54 (1,35)	100 (0)
	Plac.	99,56 (1,31)	99,12 (1,75)	100 (0)	99,56 (1,31)	99,34 (1,56)	99,78 (0,96)
NF	Ativo	99,34 (2,09)	98,9 (2,34)	99,56 (1,31)	99,78 (0,96)	98,9 (2,34)	99,56 (1,31)
	Plac.	99,75 (1,01)	99,75 (1,01)	99,75 (1,01)	99,02 (1,82)	99,51 (1,38)	99,02 (2,34)

Tratamento		Incongruente (Pré)			Incongruente (Pós)		
		AU	DU	ES	AU	DU	ES
ETCC	Ativo	94,21 (7,71)	93,75 (6,43)	96,06 (3,34)	91,44 (9,31)	92,36 (7,18)	96,06 (3,64)
	Plac.	90,57 (12,72)	93,64 (6,71)	96,05 (5,10)	95,83 (6,36)	91,44 (9,87)	96,27 (5,54)
NF	Ativo	95,61	89,25	94,3	94,52	92,32	93,86

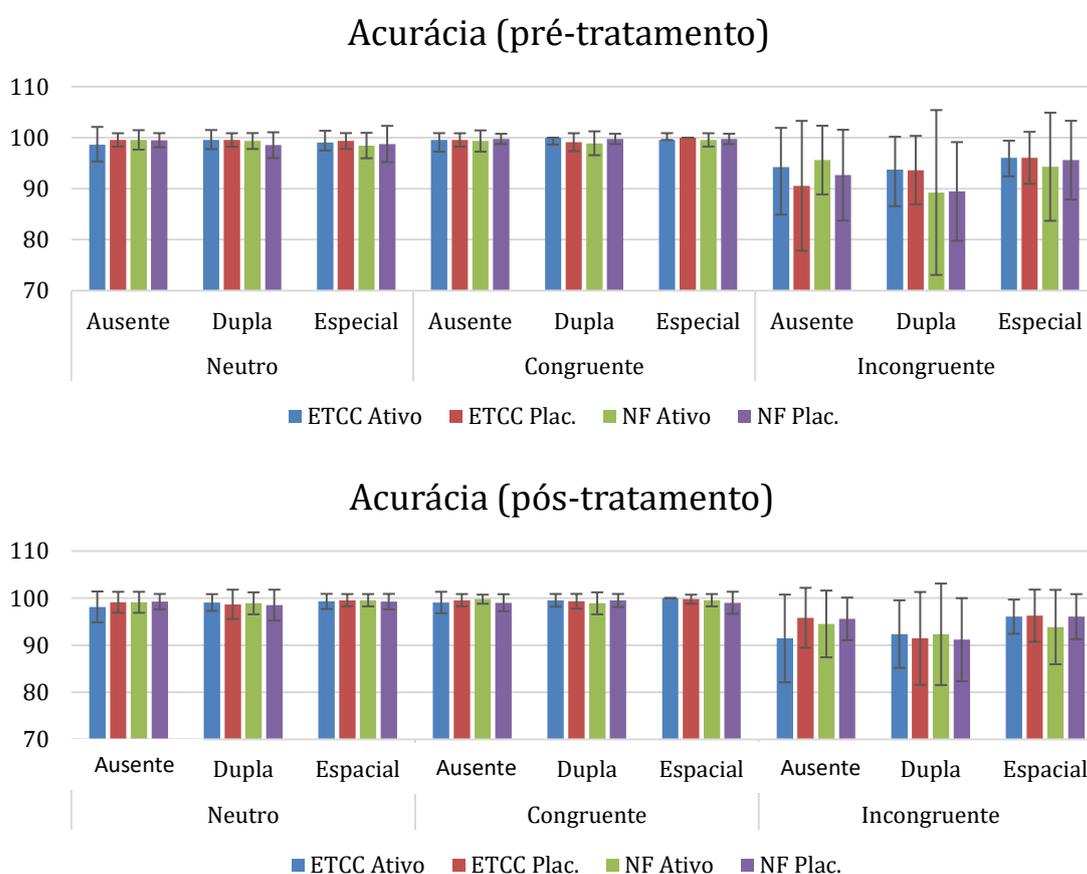
	(6,73)	(16,16)	(10,6)	(7,09)	(10,78)	(7,9)
Plac.	92,65	89,46	95,59	95,59	91,18	96,08
	(8,90)	(9,67)	(7,72)	(4,53)	(8,82)	(4,77)

Legenda: Desvios-padrões estão entre parênteses. Legenda: AU – Ausente; DU – pista dupla; ES – pista espacial; Plac. – Placebo.

Fonte: próprio autor.

Os mesmos dados expostos na tabela 3 podem ser visualizados na figura 6.

Figura 6 - Gráfico de barras das médias da acurácia (%) para cada condição de pista de acordo com o tipo de alvo. As barras indicam o desvio padrão.



Nota: A barra do gráfico mostra 110% como valor máximo, contudo o máximo possível para acurácia é 100%. O valor de 110% foi escolhido para melhor representar o desvio padrão no gráfico.

Fonte: Próprio autor.

Teste ANOVA para acurácia demonstrou efeito significativo para fatores *alvo*, *pista*, assim como interação entre *alvo* * *pista*, e entre

*sessão*alvo*pista*tratamento*. Os valores de grau de liberdade, F de Fisher e o valor de significância (p) estão expostos na tabela 4.

Tabela 4 - Valores da ANOVA para acurácia, para cada um dos fatores.

FATOR	GL	F	p
TRATAMENTO (TRAT.)	3,69	0,08	,97
SESSÃO	1,69	0,08	,77
ALVO	2,138	61,15	<,001*
PISTA	2,138	13,01	<,001*
SESSÃO*TRAT.	3,69	0,72	,54
ALVO*TRAT.	6,138	0,06	,99
PISTA*TRAT.	6,138	2,11	,06
SESSÃO*ALVO	2,138	1,13	,33
SESSÃO*PISTA	2,138	0,21	,81
ALVO*PISTA	4,276	10,79	<,001*
SESSÃO*ALVO*TRAT.	6,138	1,47	,19
SESSÃO*PISTA*TRAT.	6,138	2,26	,04
ALVO*PISTA*TRAT.	12,276	1,13	,33
SESSÃO*ALVO*PISTA	4,276	1,08	,37
SESSÃO*ALVO*PISTA*TRAT.	12,276	2,67	,002*

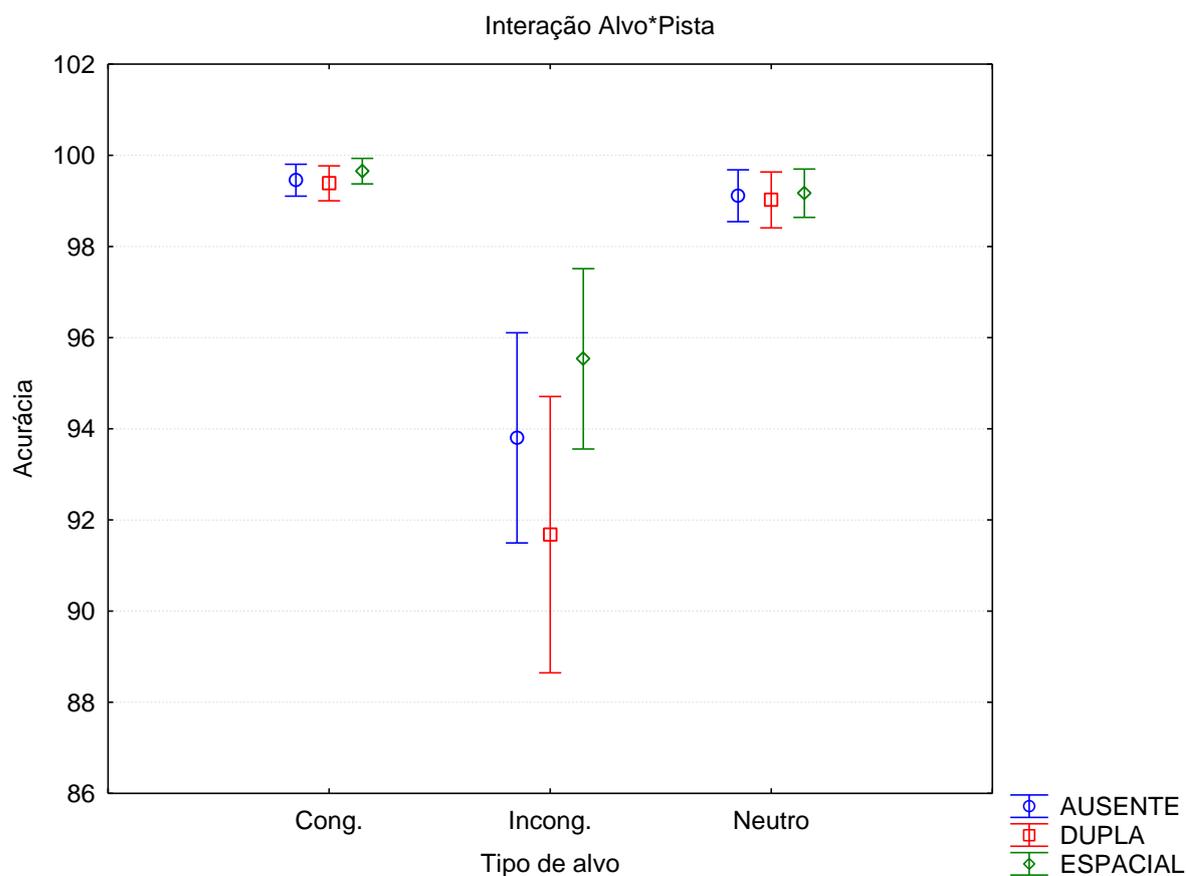
Legenda: Nas colunas estão indicados os graus de liberdade (GL), o F de Fisher (F) e o valor de significância (p).

Fonte: próprio autor

Post hoc para interação entre *alvo*pista* indicou menor acurácia para os alvos incongruentes e comparação aos outros dois e, dentre os alvos incongruentes, diferença significativa entre as três condições de pistas ($p < 0,01$), com menor acurácia para pista dupla ($M = 91,7$), seguida por pistas ausente ($M = 93,81$) e espacial ($M = 95,52$), como disposto na figura 7. Além disso, houve diferença significativa entre as pistas incongruentes com todas as outras interações entre pistas e alvos ($p < 0,001$).

Não houve diferença entre nem dentre as pistas para alvos neutros ou congruentes. Teste *post hoc* indicou, ainda, interação *sessão*alvo*pista*tratamento*, com diferença significativa na acurácia entre pistas ausentes de alvos incongruentes das sessões pré ($M = 90,57$) e pós ($M = 95,83$), apenas para o grupo de ETCC placebo.

Figura 7 – Gráfico da interação alvo*pista para acurácia no TRA.



Legenda: As barras correspondem a intervalo de confiança de 95%.

Fonte: Próprio autor.

5.1.2 Tempo de reação

Quanto ao tempo de reação na TRA, foram avaliados o tempo de reação em função da pista (pista ausente [AU], dupla [DU] e espacial [ES]), do alvo (neutro, congruente e incongruente), da sessão (pré e pós) e do tipo de tratamento. A estatística descritiva está exposta na tabela 5.

Tabela 5 - Média da porcentagem (%) de acerto por condição de pista e alvo, para períodos pré e pós a cada um dos quatro tratamentos.

Tratamento		Neutro (Pré)			Neutro (Pós)		
		AU	DU	ES	AU	DU	ES
ETCC	Ativo	460,9 (45,39)	418,88 (39,98)	391,56 (40,9)	470 (55,06)	417,38 (50,67)	389,11 (45,52)

NF	Plac.	480,44 (56,04)	434,08 (51,74)	403,36 (47,94)	460,92 (51,44)	407,92 (51,48)	380,85 (38,84)
	Ativo	475,09 (54,62)	423,22 (47,56)	393,07 (43,57)	446,59 (44,74)	402,59 (45,82)	379,57 (37,96)
	Plac.	490,55 (71,39)	433,95 (52,36)	402,33 (54,27)	460,5 (49,23)	413,13 (35,93)	377,15 (28,79)

Tratamento	Congruente (Pré)			Congruente (Pós)			
	AU	DU	ES	AU	DU	ES	
ETCC	Ativo	480,72 (52,97)	442,93 (55,19)	399,52 (42,41)	476,31 (59,04)	424,9 (49,99)	400,74 (49,93)
	Plac.	494,24 (70,36)	444,43 (62,27)	410,63 (49,96)	474,28 (63,10)	417,78 (50,67)	387,96 (38,99)
NF	Ativo	488,83 (69,18)	440,31 (64,14)	408,25 (54,6)	468,47 (59,46)	415,57 (54,26)	387,47 (44,72)
	Plac.	502,07 (70,87)	444,8 (62,51)	413,13 (66,82)	481,25 (48,81)	418,81 (43,11)	387,42 (34,06)

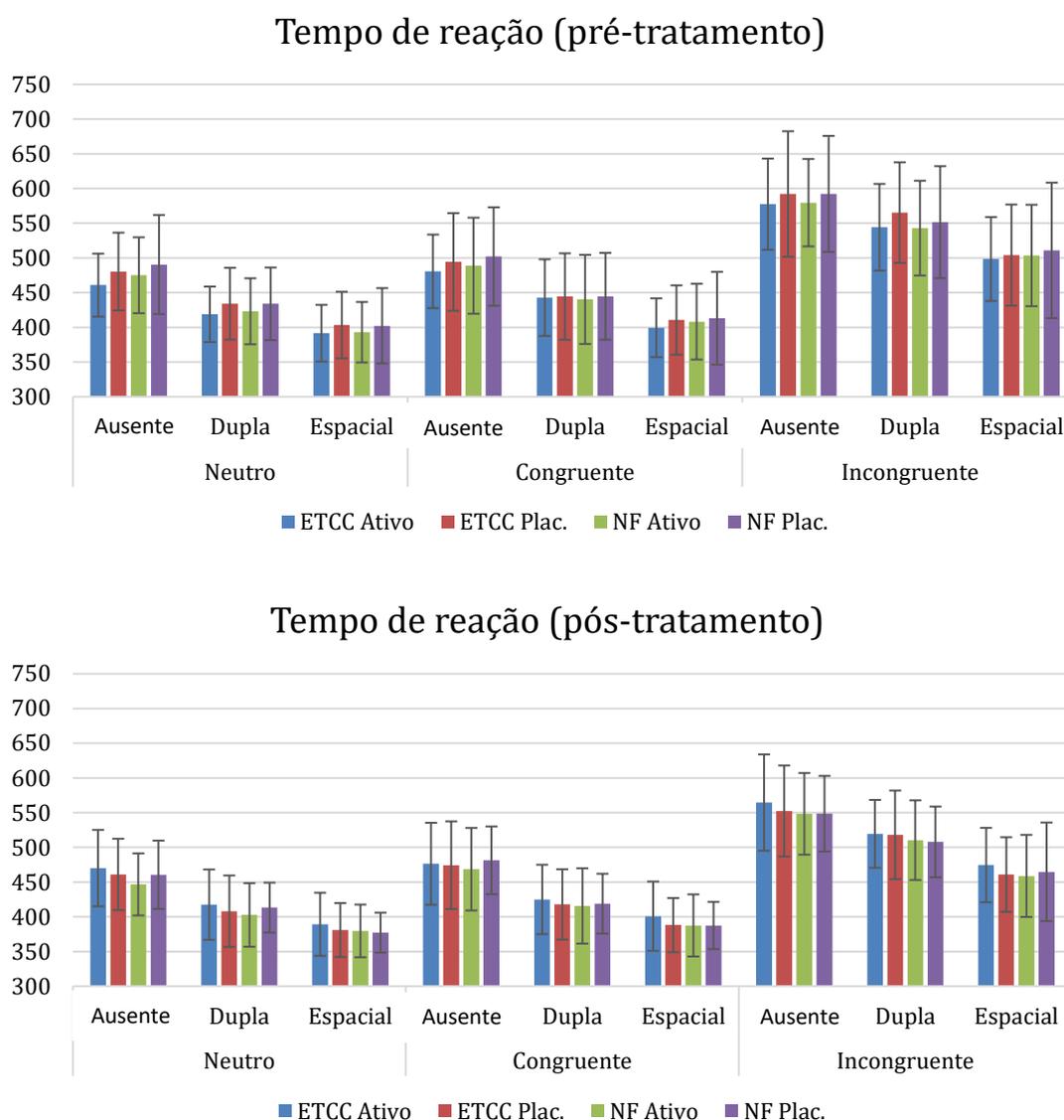
Tratamento	Incongruente (Pré)			Incongruente (Pós)			
	AU	DU	ES	AU	DU	ES	
ETCC	Ativo	577,48 (65,71)	544,24 (62,43)	498,48 (60,48)	564,47 (69,34)	519,4 (48,92)	474,46 (53,6)
	Plac.	592,13 (90,37)	565,38 (72,46)	504,16 (72,77)	552,3 (65,56)	518 (63,78)	460,86 (53,76)
NF	Ativo	579,62 (62,97)	542,98 (68,23)	503,61 (73,03)	548,22 (58,85)	510,32 (57,39)	458,8 (59,12)
	Plac.	592,28 (83,57)	551,61 (80,67)	510,89 (97,52)	548,48 (54,51)	507,76 (50,99)	464,71 (71,02)

Legenda: Desvios-padrões estão entre parênteses. Legenda: AU– pista ausente; DU – pista dupla; ES – pista espacial; Plac. – Placebo.

Fonte: Próprio autor.

Os dados acima expostos também estão representados em gráfico de barra na figura 8 a seguir.

Figura 8 - Gráfico de barras das médias dado tempo de reação(ms) para cada condição de pista de acordo com o tipo de alvo. As barras indicam o desvio padrão.



Fonte: próprio autor.

O teste de ANOVA para tempo de reação demonstrou efeito significativo para fatores *alvo*, *pista*, assim como interação entre *alvo* * *pista*, e entre *sessão***alvo*. Os valores de grau de liberdade, F de Fisher e o valor de significância (p) estão expostos na tabela 6.

Tabela 6 - Valores da ANOVA para tempo de reação, para cada um dos fatores analisados.

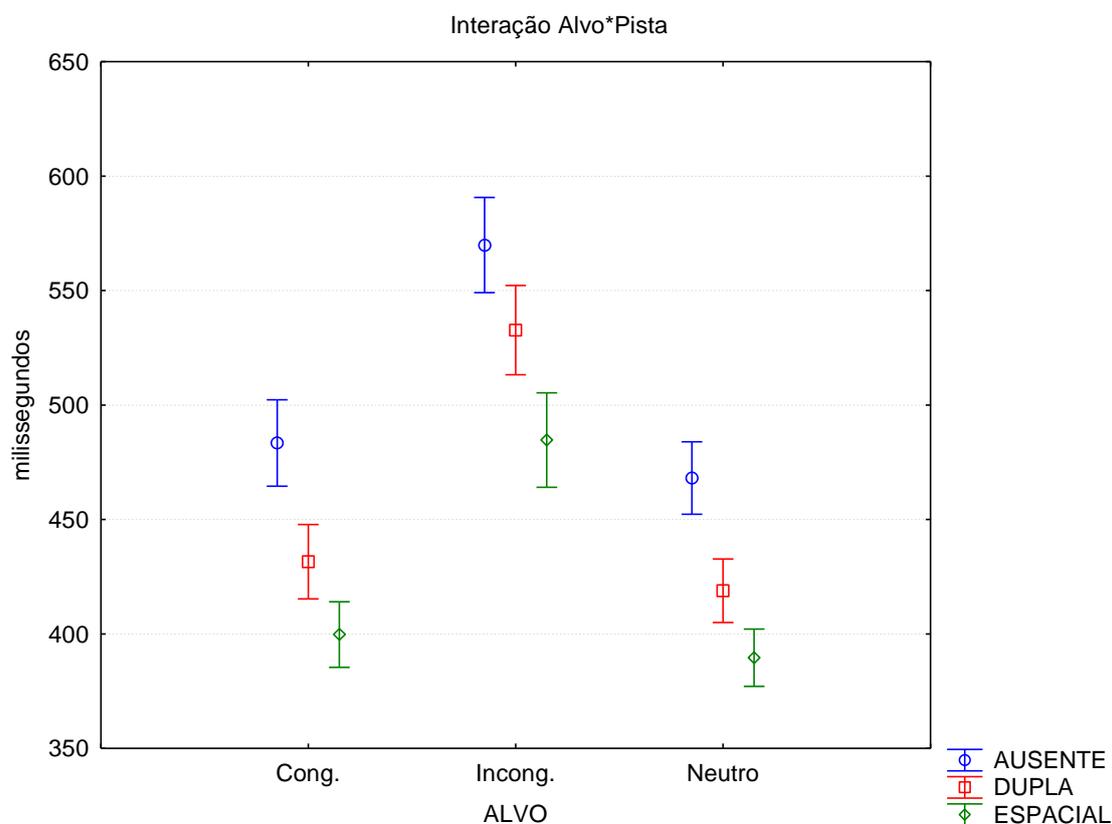
FATOR	gl	F	p
TRATAMENTO (TRAT.)	3, 69	0,08	,97
SESSÃO	1, 69	22,48	<,001*
ALVO	2,138	860,39	<,001*
PISTA	2,138	690,17	<,001*
SESSÃO*TRAT.	3, 69	1,27	,29
ALVO*TRAT.	6,138	0,22	,97
PISTA*TRAT.	6,138	0,5	,81
SESSÃO*ALVO	2,138	23,57	<,001*
SESSÃO*PISTA	2,138	1,49	,23
ALVO*PISTA	4,276	11,07	<,001*
SESSÃO*ALVO*TRAT.	6,138	0,28	,95
SESSÃO*PISTA*TRAT.	6,138	0,87	,52
ALVO*PISTA*TRAT.	12,276	0,97	,48
SESSÃO*ALVO*PISTA	4,276	1,03	,39
SESSÃO*ALVO*PISTA*TRAT.	12,276	0,62	,82

Legenda: graus de liberdade (GL), F de Fisher (F) e valor de significância (p).

Fonte: próprio autor.

A análise de *post hoc* de Bonferroni para interação *alvo*pista* demonstrou diferença significativa entre todas as condições de pista e alvo, com menor TR para pista espacial, aumento para pista dupla e maior TR para pista ausente dos alvos neutros, com aumento do TR para os alvos congruentes e o maior TR para alvos incongruentes, como pode ser observado na figura 9. *Posthoc* de Bonferroni apontou ainda diferença entre as sessões pré e pós, com TR significativamente menores para os alvos na sessão pós-tratamento.

Figura 9 -Gráfico da interação alvo*pista para TR no TRA.



Legenda: As barras correspondem a intervalo de confiança de 95%.

Fonte: Próprio autor.

5.2 Dados eletrofisiológicos do TRA

A seguir, serão analisados os componentes eletrofisiológicos obtidos dos dados de EEG dos participantes, avaliados em função do tipo de tratamento (neurofeedback ativo e placebo, ETCC ativa e placebo) e da sessão (pré e pós).

5.2.1 Componente P1

Análise para o componente P1 foi feita para os fatores *pista*, *tratamento* e *sessão*. Os valores da amplitude de P1 para cada um dos níveis nestes fatores estão descritos na tabela 7, o gráfico dos potenciais eletrofisiológicos pode ser visto no apêndice D e o mapa topográfico no apêndice F.

Tabela 7 - Média da amplitude (em microvolts, μV) do componente P1 para cada uma das condições de pista em função do tratamento. O desvio padrão aparece entre parênteses, abaixo da média.

Tratamento		Pré			Pós		
		AU	DU	ES	AU	DU	ES
ETCC	Ativo	0,60 (0,92)	-1,39 (1,90)	-0,65 (1,50)	0,75 (1,04)	-1,02 (1,26)	-0,18 (1,31)
	Plac.	0,85 (1,35)	-1,76 (1,41)	-0,77 (1,15)	1,14 (1,44)	-0,68 (1,19)	-0,31 (1,28)
NF	Ativo	1,19 (1,03)	-1,33 (1,82)	-0,65 (1,66)	1,13 (1,14)	-1,26 (2,02)	-0,42 (1,63)
	Plac.	0,95 (1,21)	-1,42 (1,43)	-0,68 (1,08)	0,96 (1,23)	-1,34 (1,44)	-0,70 (1,42)

Fonte: próprio autor.

Além da estatística descritiva, foi feito teste ANOVA para P1, demonstrando efeitos principais para fatores *sessão* e *pista*, mas sem resultados significativos para *tratamento*. O resultado deste teste está presente na tabela 8. Quanto ao fator *sessão*, identificou-se diferença significativa na amplitude entre pré e pós, com amplitude mais positiva do P1 para a sessão pós.

Tabela 8—Valores da ANOVA para o P1, para cada um dos fatores analisados.

FATOR	gl	F	p
TRATAMENTO (TRAT.)	3, 69	0,06	,98
SESSÃO	1, 69	8,54	,004*
PISTA	2,138	125,39	<,001*
SESSÃO*TRAT.	3, 69	2,34	,08
PISTA*TRAT.	6,138	0,58	,75
SESSÃO*PISTA	2,138	1,84	,16
SESSÃO*PISTA*TRAT.	6,138	0,89	,50

Legenda: graus de liberdade (GL), F de Fisher (F) e valor de significância (p).

Fonte: próprio autor.

Post hoc de Bonferroni indicou diferença entre todas as pistas ($p < ,001$), com amplitude mais positiva para a pista ausente ($M = 0,95$), seguida por pista espacial ($M = -0,54$) e, por fim, mais negativo para pista dupla ($M = -1,27$).

5.2.2 Componente N1

Análise para o componente N1 deu-se de forma similar ao P1, tendo sido analisado diferenças em função da *pista*, *tratamento* e *sessão*. Os valores da amplitude de P1 para cada uma das condições estão descritos na tabela 9, os potenciais eletrofisiológicos para cada eletrodo podem ser observados no apêndice D, e o mapa topográfico no apêndice G.

Tabela 9 - Média da amplitude (μV) do componente N1 para cada uma das condições de pista em função do tratamento. O desvio padrão aparece entre parênteses, abaixo da média.

Tratamento		Pré			Pós		
		AU	DU	ES	AU	DU	ES
ETCC	Ativo	-2,06 (1,70)	-4,61 (2,93)	-4,02 (2,35)	-1,86 (1,77)	-4,09 (1,94)	-3,77 (1,71)
	Plac.	-1,97 (1,80)	-5,34 (2,36)	-4,15 (2,21)	-2,01 (1,85)	-4,57 (2,60)	-3,95 (1,97)
NF	Ativo	-2,01 (1,48)	-4,54 (2,20)	-3,98 (1,74)	-2,25 (1,68)	-4,30 (2,40)	-3,67 (1,76)
	Plac.	-1,89 (2,29)	-4,65 (3,05)	-3,76 (2,71)	-2,06 (2,38)	-5,00 (2,36)	-4,12 (2,35)

Fonte: próprio autor.

O teste ANOVA para o componente N1 identificou efeitos principais apenas para pista, mas nenhum efeito em função da sessão ou tratamento. Os resultados do teste estatística estão presentes na tabela 10.

Tabela 10 - Valores da ANOVA para o N1, para cada um dos fatores analisados.

FATOR	gl	F	P
TRATAMENTO (TRAT.)	3, 69	0,07	,98
SESSÃO	1, 69	0,89	,35
PISTA	2,138	172,22	<,001*
SESSÃO*TRAT.	3, 69	1,44	,24
PISTA*TRAT.	6,138	0,72	,63
SESSÃO*PISTA	2,138	2,52	,08
SESSÃO*PISTA*TRAT.	6,138	1,14	,34

Legenda: graus de liberdade (GL), F de Fisher (F) e valor de significância (p).

Fonte: próprio autor.

Foi feito teste *post hoc* para o efeito principal de *pista*, demonstrando diferença significativa entre todas os tipos de pista, com amplitude mais

negativa do N1 para pista dupla (M = -4,63), diminuindo para pista espacial (M = -3,92) e menor amplitude para pista ausente (M = -2,02).

5.2.3 Componente P3pt

Quanto ao componente P3pt (P3 para pistas), investigou-se diferenças na amplitude deste em função do tipo de *pista*, *tratamento* e *sessão*. Os valores de amplitude médio deste componente para cada uma destas condições estão descritos na tabela 11, o gráfico dos potenciais eletrofisiológicos pode ser observado no apêndice D e o mapa topográfico no apêndice H.

Tabela 11 - Média da amplitude (μV) do componente P3pt para cada uma das condições de pista em função do tratamento. O desvio padrão aparece entre parênteses, abaixo da média.

Tratamento		Pré			Pós		
		AU	DU	ES	AU	DU	ES
ETCC	Ativo	3,74 (1,50)	2,82 (1,56)	2,00 (1,46)	4,24 (1,82)	3,42 (1,63)	2,01 (1,18)
	Plac.	3,54 (2,36)	2,32 (2,05)	2,09 (1,67)	3,97 (2,13)	3,90 (2,31)	2,60 (1,75)
NF	Ativo	3,55 (1,43)	2,40 (1,74)	1,68 (1,53)	3,45 (1,61)	2,78 (1,54)	2,10 (1,61)
	Plac.	3,04 (2,42)	2,33 (1,82)	1,71 (1,33)	3,35 (1,70)	2,64 (2,22)	1,57 (2,10)

Fonte: próprio autor.

Análise estatística com ANOVA revelou diferença significativa da amplitude do P3pt em função da *sessão*, da *pista* e da interação entre estes (*sessão*pista*). O resultado da ANOVA está descrito na tabela 12.

Tabela 12 - Valores da ANOVA para o P3pt, para cada um dos fatores analisados.

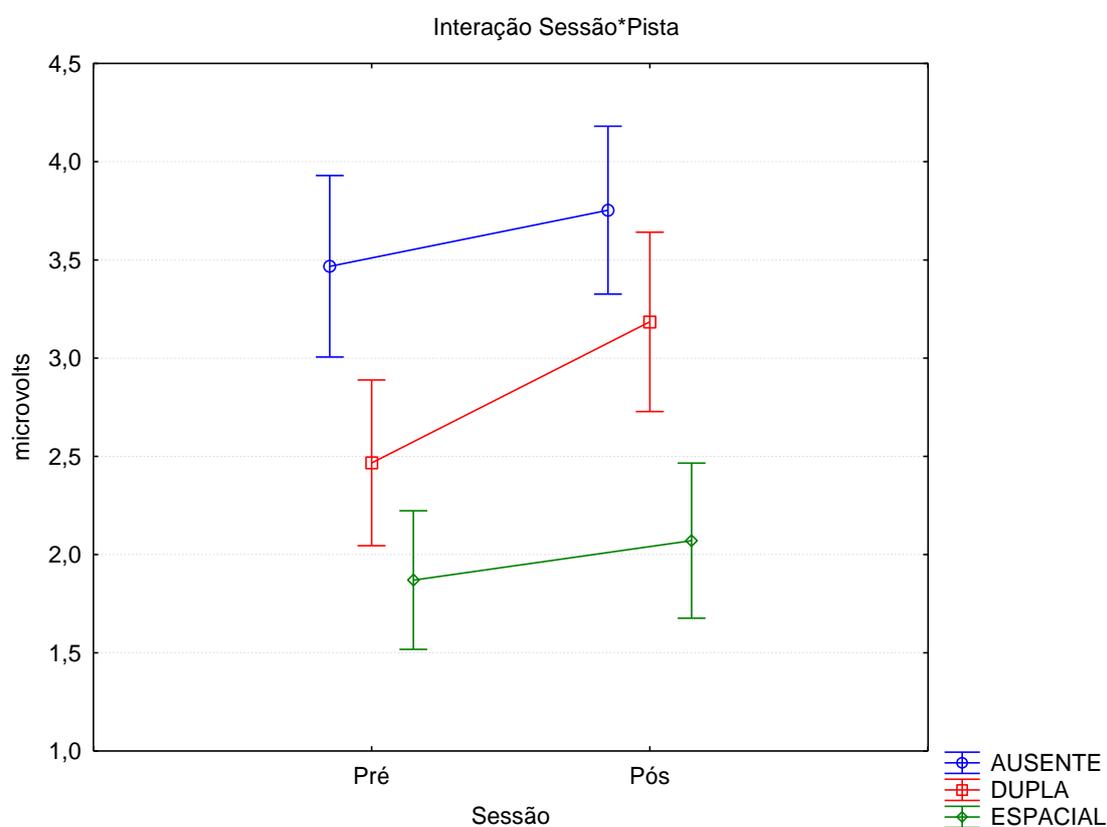
FATOR	gl	F	P
TRATAMENTO (TRAT.)	3, 69	0,78	,51
SESSÃO	1, 69	11,14	,001*
PISTA	2,138	49,57	<,001*
SESSÃO*TRAT.	3, 69	1,63	,19
PISTA*TRAT.	6,138	0,33	,92
SESSÃO*PISTA	2,138	5,45	,005*
SESSÃO*PISTA*TRAT.	6,138	2,15	,05

Legenda: graus de liberdade (GL), F de Fisher (F) e valor de significância (p).

Fonte: próprio autor.

Post hoc para interação entre *sessão*pista* indicou diferença entre os três tipos de pista para a sessão pré-tratamento, assim como para pós-tratamento, em ambos os casos com amplitude mais positiva para pista ausente, diminuindo para pista dupla e, por fim, menor amplitude para pista espacial. Houve também aumento da amplitude para as três pistas na sessão pós-tratamento, mas *post hoc* identificou diferença significativa apenas entre sessões pré e pós para pistas duplas, como pode ser visto na figura 10.

Figura 10 - Gráfico da interação Sessão*Pista para componente P3pt.



Legenda: As barras denotam intervalo de confiança de 95%.

Fonte: Próprio autor.

5.2.4 Componente P3

Por fim, foi avaliado a amplitude do componente P3 em resposta aos tipos de *alvo*, de *tratamento* e de *sessão* de aplicação da TRA. Além disto foi avaliada a *caudalidade*, ou seja, se este componente foi diferente entre

eletrodos parietais ou occipitais. A amplitude média do P3 para cada categoria está descrita na tabela 13, o gráfico dos potenciais eletrofisiológicos pode ser observado no apêndice E e o mapa topográfico no apêndice I.

Tabela 13 - Média da amplitude (μV) do componente P3 para cada uma das condições de pista em função do tratamento. A tabela superior diz respeito ao componente nos eletrodos parietais, enquanto que a parte inferior mostra o mesmo componente nos eletrodos occipitais. O desvio padrão aparece entre parênteses, abaixo da média.

Tratamento		Parietal (Pré)			Parietal (Pós)		
		Neutro	Cong.	Incong.	Neutro	Cong.	Incong.
ETCC	Ativo	3,25 (1,01)	2,72 (1,36)	1,81 (1,39)	3,46 (1,24)	3,02 (1,35)	1,95 (1,48)
	Plac.	2,83 (2,03)	2,68 (1,92)	1,43 (1,50)	3,61 (1,99)	3,02 (1,86)	2,42 (1,64)
NF	Ativo	3,43 (1,24)	3,05 (1,27)	1,92 (1,23)	3,48 (1,23)	3,32 (1,30)	2,53 (1,34)
	Plac.	2,58 (1,15)	2,05 (1,27)	1,59 (1,48)	2,62 (1,07)	2,38 (1,07)	1,65 (1,19)

Tratamento		Occipital (Pré)			Occipital (Pós)		
		Neutro	Cong.	Incong.	Neutro	Cong.	Incong.
ETCC	Ativo	2,97 (1,08)	2,56 (1,42)	1,83 (0,83)	3,22 (1,30)	2,48 (0,94)	1,67 (1,05)
	Plac.	3,03 (1,80)	2,86 (1,77)	1,39 (1,47)	3,47 (1,83)	2,98 (1,38)	2,07 (1,35)
NF	Ativo	2,96 (1,22)	2,52 (1,29)	1,53 (1,37)	2,91 (1,21)	2,42 (1,49)	1,91 (1,47)
	Plac.	2,35 (1,11)	2,01 (1,36)	1,32 (1,70)	2,30 (1,42)	2,50 (1,64)	1,39 (1,60)

Fonte: próprio autor.

Foi feito teste de ANOVA para o P3, que revelou diferença significativa para os fatores *sessão*, *alvo* e *caudalidade*, assim como para a interação *alvo*caudalidade*tratamento*. Os resultados para a ANOVA estão dispostos na tabela 14. Os efeitos principais indicam P3 significativamente maior para a sessão pós em comparação ao pré-tratamento. Além disso, o P3 foi maior para alvos neutros, seguido por congruente e alvo incongruente, esse último com menor amplitude. Quanto à caudalidade, o P3 apresentou maior amplitude em eletrodos occipitais.

Tabela 14 -Valores da ANOVA para o P3, para cada um dos fatores analisados.

FATOR	gl	F	p
TRATAMENTO (TRAT.)	3, 69	1,11	,35

SESSÃO	1, 69	7,87	<,006*
ALVO	2,138	118,91	<,001*
CAUDALIDADE (CAUD.)	1, 69	6,86	,01*
SESSÃO*TRAT.	3, 69	1,34	,27
ALVO*TRAT.	6,138	0,87	,52
CAUD.*TRAT.	3, 69	1,47	,23
SESSÃO*ALVO	2,138	0,68	,51
SESSÃO*CAUD.	1, 69	2,71	,10
ALVO*CAUD.	2, 138	0,09	,92
SESSÃO*ALVO*TRAT.	6,138	1,77	,11
SESSÃO*CAUD.*TRAT.	3, 69	0,44	,73
ALVO*CAUD.*TRAT.	6, 138	2,20	,05*
SESSÃO*ALVO*CAUD.	2, 138	0,25	,78
SESSÃO*ALVO*CAUD.*TRAT.	6, 138	0,88	,51

Legenda: graus de liberdade (GL), F de Fisher (F) e valor de significância (p).
Fonte: próprio autor.

Post hoc de Bonferroni com comparação planejada para *interação alvo*caudalidade*tratamento* demonstrou não haver diferença na amplitude do P3 entre os tratamentos, para nenhuma das caudalidades. A única diferença detectada foi a maior amplitude no P3 nos eletrodos occipitais em comparação aos parietais para o grupo do neurofeedback ativo, para os três tipos de alvos.

5.3 Escala likert de mudança da atenção

Outro teste realizado foi comprar a escala de percepção da mudança atencional, respondida pelos participantes ao final do estudo. As notas foram comparadas com a média 5, que representava o “nulo”, ou seja, sem mudança perceptível. Os resultados estão dispostos na tabela 15.

Tabela 15 – Testes T de Student comparando as notas da escala de mudança atencional (nota) para cada um dos grupos de tratamento com a média 5.

Tratamento	Nota	n	gl	t	p	
ETCC	Ativo	7,17 (1,14)	18	17	8,08	<,001
	Plac.	6,58 (1,29)	19	18	5,32	<,001
NF	Ativo	7,15 (1,00)	19	18	9,40	<,001
	Plac.	6,88 (1,15)	17	16	6,73	<,001

Legenda: número de participantes (n), grau de liberdade (gl), valor do t de student (t) e valor de significância (p).
Fonte: próprio autor.

De acordo com a tabela acima, foi observado que todos os grupos diferiram significativamente da média 5. Foi feito teste de ANOVA unifatorial para avaliar diferença entre as notas, mas esta não foi significativa, com valor de $F_{1,69} = 1,09$ e $p = ,36$.

5.4 Correlações

Foram feitas correlações planejadas para investigar a relação entre: ERPs e TR no TRA; ERPs pré e pós tratamento; e nota da avaliação subjetiva de mudança atencional com ERPs. Quanto a relação entre ERPs e TR, foi feita correlação de Pearson entre componentes P1, N1, P3pt e P3 das sessões pré e pós com as TRs nas sessões pré e pós.

Foram detectadas correlações significativas entre todos os P3 para pistas e alvos com RTs, para ambas as sessões. Estes resultados estão dispostos na tabela 16. Além disto, foi detectada fraca correlação ($r = ,24$, $p = ,04$) entre N1 e TR, ambos da sessão pós. Contudo, não foi identificada correlação significativa entre N1 e TR da sessão pré.

Tabela 16 - Correlação entre P3 e TR de TRA pré (S1) e pós (S2). O primeiro valor em cada célula, mais à esquerda e fora dos parênteses, corresponde ao r , enquanto que o valor de significância está entre parênteses à direita.

		TR	
		S1	S2
S1	Pista	-.46 (<,001)	-.26 (.03)
	Alvo	-.50 (<,001)	-.38 (.001)
S2	Pista	-.39 (.001)	-.40 (<,001)
	Alvo	-.44 (<,001)	-.51 (<,001)

Fonte: próprio autor.

Foram avaliadas também as correlações entre os ERPs P1, N1, P3pt e P3 das sessões pré e pós, com a intenção de investigar semelhança entre estes componentes entre os dois momentos. Foram identificadas correlações significativas e fortes entre sessão pré e pós para todos os ERPs: P1 ($r = ,76$, $p < ,001$), N1 ($r = ,87$, $p < ,001$), P3pt ($r = ,78$, $p < ,001$) e P3 ($r = ,79$, $p < ,001$).

Avaliou-se também a correlação entre componentes fisiológicos, demonstrando correlação positiva entre P1 e N1 nas sessões pré ($r = ,58$, $p < ,001$) e pós ($r = ,52$, $p < ,001$), mas não havendo correlação entre componentes automáticos (P1 e N1) e controlados (P3pt e P3).

Por fim, foi investigada correlação entre avaliação subjetiva de melhora da atenção e os ERPs P1, N1, P3pt e P3, para investigar a associação entre a crença de melhora com algum padrão eletrofisiológico. Foi identificada correlação negativa entre a nota da avaliação de melhora com os componentes P1 ($r = -,36$, $p = ,002$) e N1 ($r = -,28$, $p = ,02$) da sessão pré-tratamento e os mesmos componentes P1 ($r = -,43$, $p < ,001$) e N1 ($r = -,31$, $p = ,007$) da sessão pós-tratamento.

6 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar o efeito do tratamento de duas técnicas neuromodulatórias no desempenho atencional de participantes saudáveis. Estudantes universitários foram divididos em quatro grupos de neuromodulação: neurofeedback ativo e placebo, e ETCC ativa e placebo. Eles foram avaliados em período pré e pós tratamento por meio de Tarefa de Rede Atencional, sendo registrado os resultados comportamentais e eletrofisiológicos dessa tarefa. Além disso, foi avaliada a percepção subjetiva de mudança atencional por meio de escala *likert* ao final do tratamento. Apresentaremos um resumo dos achados a seguir.

Quanto aos achados comportamentais da TRA, foram identificados: (i) diferença significativa na acurácia para alvos incongruentes em função da pista, com menor acurácia para pista dupla, aumentando para pistas ausente e maior acurácia para pista espacial;(ii) aumento na acurácia para alvos incongruentes entre sessões pré e pós, mas apenasno grupo de ETCC placebo;(iii) diferença nos TR entre pistas, com menor TR para pistas espaciais, seguido por pistas duplas e, por fim, maior TR para condição ausente. Este padrão de TR para as pistas é semelhante entre os tipos de alvos, mas com menores TR para alvos neutros, crescendo para alvos congruentes e, por fim, com maior TR para alvos incongruentes; e (iv) TR significativamente menores para os três tipos de alvos na sessão pós-tratamento em comparação a sessão pré-tratamento.

Foram também identificados resultados significativos nos dados eletrofisiológicos da TRA, como: (i) diferença na amplitude do P1 entre pistas, com maior amplitude de P1 para a condição ausente, seguida por condição de pista espacial e, por fim, para pista dupla. (ii) amplitude mais positiva do P1 para as pistas na sessão pós-tratamento, em comparação ao pré-tratamento (ii) amplitude mais negativa do N1 para pista dupla, seguido por pista espacial e, por fim, condição ausente; (iii) amplitude mais positiva do P3pt para condição ausente, seguido por pista dupla e, por fim, menor amplitude para pista espacial; (iv) amplitudes mais positivas do P3pt para pistas duplas da sessão pós, em comparação ao pré-tratamento. (v) diferença no P3 entre tipos de alvo,

com maior amplitude para alvos neutros, seguido por congruente e, por fim, alvosincongruentes, esse último com menor amplitude; (vi) P3 significativamente maiores para a sessão pós em comparação ao pré-tratamento; (vii) P3 com maior amplitude em eletrodos occipitais; (viii) maior amplitude no P3 nos eletrodos occipitais em comparação aos parietais para o grupo do neurofeedback ativo.

Quanto às correlações, foram detectadas correlações negativas significativas entre todos os P3 para pistas e alvos com o tempo de reação médio no TRA, para ambas as sessões. Além disto, foi detectada fraca correlação positiva entre o componente N1 e TR, ambos da sessão pós. Contudo, não foi identificada correlação significativa entre N1 e TR da sessão pré. Outro achado foram as correlações positivas e fortes entre os ERPs pré e pós tratamento. Foram identificadas correlações negativas entre as notas da avaliação subjetiva de mudança da atenção com amplitude do P1 e N1.

Por fim, sobre a escala *likert* de percepção de mudança da atenção, encontramos que todos os grupos diferiram significativamente na avaliação da média 5, ou seja, todos os grupos acreditaram que houve melhora da atenção. Contudo, não houve diferença entre os grupos, ou seja, participantes de todos os grupos, ativos e placebos, relataram melhorar de forma similar.

Em relação aos dados comportamentais de acurácia, o achado de menores taxas de acerto para alvos incongruentes em nosso estudo é similar ao usualmente reportado na literatura (FAN *et al.*, 2002; WANG *et al.*, 2014; GALVÃO-CARMONA, *et al.*, 2014; GONÇALVES *et al.*, 2018). Além disto, identificamos diferença significativa na taxa de acerto dos alvos incongruentes em função do tipo de pista, com menor acerto para pistas duplas, seguido por condição ausente e, por fim, mais acertos para pista espacial.

Este tipo de interação não foi identificado na literatura investigada, sendo visto apenas um estudo com achado de efeito principal para pista, com menor acurácia para pistas central em comparação à pista ausente (GONÇALVES *et al.*, 2018). Contudo, no estudo de Ishigami e Klein (2010) onde foram feitas aplicações consecutivas do TRA, foi perceptível a variação da acurácia em função da pista (central, dupla ou ausente) entre as diferentes sessões, sendo observado apenas uma constância no resultado para a pista

espacial, sempre com maiores taxas de acertos em comparação aos outros tipos de pista, similar ao encontrado em nosso estudo. Este resultado é indicativo da dependência entre redes de orientação e de controle executivo e sugere um efeito de facilitação da primeira sobre a segunda (ISHIGAMI; KLEIN, 2010).

Nosso estudo ainda identificou efeito de aprendizado para acurácia de alvos incongruentes, mas apenas no grupo de ETCC placebo. Um estudo na literatura fez repetidas avaliações do TRA ao longo do tempo, mas não relatou efeito de aprendizado para acurácia (ISHIGAMI; KLEIN, 2010). Avaliando a acurácia dos grupos em nosso estudo, é perceptível que o grupo placebo teve resultados menores que os outros grupos na sessão pré, apesar desta diferença entre os grupos não ter sido estatisticamente significativa.

Já na reavaliação do pós-tratamento, a acurácia se mantém similar aos outros grupos. É possível que tenha havido efeito de aprendizado na acurácia para alvos incongruentes apenas para o grupo de ETCC placebo, uma vez que este grupo obteve menor desempenho quando na primeira avaliação. Contudo, o estudo de Ishigami e Klein (2010) demonstra que, apesar dos alvos incongruentes sempre obterem menor grau de acurácia, ainda assim apresentam um alto grau de variabilidade no nível de acurácia entre diferentes sessões, ou seja, é possível que o efeito aqui identificado para o grupo de ETCC placebo seja devido a um efeito espúrio dada a maior variabilidade na acurácia para alvos incongruentes, e não necessariamente seja um efeito de aprendizagem.

Em relação ao TR na TRA, os achados são idênticos aos da literatura, com diferenças significativas em função da pista e tipo de alvo, com maior TR para condição ausente, seguido por pista central ou dupla e, por fim, menor TR para pista espacial. Além disso, a literatura sempre encontra menor TR para alvos neutros e congruentes, e maior TR para alvos incongruentes.

Há semelhança também nos TR identificados, tipicamente variando entre os 400 e 600 ms (FAN *et al.*, 2002; FAN *et al.*, 2005; ISHIGAMI; KLEIN, 2010; WANG *et al.*, 2014; GALVÃO-CARMONA, *et al.*, 2014; GONÇALVES *et al.*, 2018). O nosso estudo identificou ainda efeito de aprendizagem para todos os tipos de alvo entre as sessões pré e pós-tratamento. Nosso achado vai de

acordo ao identificado na literatura, com efeito de aprendizagem para rede executiva, ou seja, em função do alvo, assim como possível efeito de facilitação da rede de orientação no controle executivo, em função de melhores resultados para pistas espaciais (ISHIGAMI; KLEIN, 2010).

Quanto aos achados eletrofisiológicos com P1, em nosso estudo identificamos maiores P1 para alvos em resposta à pista ausente, com menor amplitude para pista dupla e, por fim, sendo esta menor para pista espacial. Desta forma, o P1 parece indexar nível de demanda atencional automática para o alvo de acordo como o nível de informação da pista, onde nenhuma informação (ausente) leva a maior amplitude de P1, com diminuição da amplitude em situação de alerta (pista dupla) e, finalmente, menor amplitude quando perante alerta e informação de localização (pista espacial). Este resultado se assemelha a outros dois estudos, apontando diferença significativa entre condição ausente e pista dupla, com maior amplitude para a primeira (WILLIAMS *et al.*, 2016; GONÇALVES *et al.*, 2018), apesar desses estudos não terem feito teste estatístico de comparação entre pista espacial e ausente.

Entretanto, nosso resultado é contrário ao achado em outro estudo na literatura (GALVÃO-CARMONA *et al.*, 2014), o qual achou P1 maior para condição de pista espacial em comparação às pistas central ou ausente. A diferença na natureza do P1 entre o estudo de Galvão-Carmona *et al.* (2014) com os de Williams *et al.* (2016), Gonçalves *et al.* (2018) e o nosso pode ser devido a variações em características da tarefa, com um intervalo entre pista e alvo muito maior (1000 ms) para o primeiro estudo, enquanto os outros utilizam um intervalo menor (400 ms), que pode levar a processos de expectativa distintos que podem estar influenciando a amplitude do P1.

Uma outra hipótese que pode ser aventada para a variação do P1 nos estudos de Williams *et al.* (2016), Gonçalves *et al.* (2018) e o nosso, em comparação ao de Galvão-Carmona *et al.* (2014), é uma ligeira diferença nos gráficos deste componente. Nos três primeiros estudos é possível observar que o P1 é antecipado por uma deflexão negativa quando o alvo é precedido por pista dupla ou espacial. Desta forma, a análise do pico em resposta às

diferentes condições de pista pode ter sido influenciada por essa variação negativa que se inicia ainda antes do P1.

Em relação ao N1 em resposta ao surgimento do alvo, os achados neste estudo de maior amplitude para alvos precedidos por pista dupla em comparação aos com pista ausente vão de encontro aos da literatura (NEUHAUS *et al.*, 2010; GALVÃO-CARMONA *et al.*, 2014; KAUFMAN *et al.*, 2016; GONÇALVES *et al.*, 2018). Contudo, o achado aqui identificado de N1 maior para pista dupla em comparação à pista espacial, ou de maior N1 para pista espacial em comparação a pista ausente não foi apresentado nesta mesma literatura, uma vez que as pesquisas anteriores compararam apenas pista dupla com ausente ou pista espacial com central.

Este padrão do N1 em resposta ao alvo aqui detectado é similar ao encontrado para este componente em resposta ao surgimento da pista (NEUHAUS *et al.*, 2010; GALVÃO-CARMONA *et al.*, 2014; KAUFMAN *et al.*, 2016; GONÇALVES *et al.*, 2018), geralmente explicado por processos *bottom-up* associados à saliência do estímulo. Uma hipótese para isto é a de que o N1 para o alvo pode estar diretamente associado ao N1 para a pista, representando um processo neural de probabilidade entre surgimento do alvo em relação à pista, ou apenas reflita a mesma resposta de amplitude devido ao estado excitatório de uma mesma região fonte do cérebro para estes dois componentes. São necessários outros estudos que investiguem a correlação entre estes dois componentes, N1 para alvo e para pista, assim como avaliem a resposta deste componente a diferentes intervalos entre pista e alvo.

Já para o P3, a literatura investigada não apresentou análise na janela do alvo em resposta às pistas (P3pt). Para a amplitude do P3pt identificamos padrão idêntico ao P1, com amplitude decrescente para pistas ausentes, duplas e espaciais. A hipótese para este efeito é a de que, similar ao P1, o P3pt represente o nível de demanda cognitiva para processar o alvo em resposta ao nível de informação da pista precedente.

Os achados do P3 em resposta ao tipo do alvo neste estudo, com amplitude crescente para alvos incongruentes, congruentes e neutros está de acordo com a literatura, a qual sempre identifica menores amplitudes deste componente para alvos incongruentes (NEUHAUS *et al.*, 2010; GALVAO-

CARMONA *et al.*, 2014; WILLIAMS *et al.*, 2016; KAUFMAN *et al.*, 2016). A hipótese mais aceita para este efeito é a da menor amplitude do P3 devido a maior inibição de resposta aos alvos incongruentes (GROOM; CRAIG, 2015).

Encontramos ainda diferença no P3 quanto à caudalidade, demonstrando que este efeito se mostrou maior nos eletrodos occipitais. Contudo, a interação entre caudalidade e tratamento demonstrou que essa amplitude aumentada foi apenas para o grupo de *neurofeedback* ativo. A hipótese para os efeitos de caudalidade e da interação aqui identificados é a de que esta foi devido a características específicas do grupo de *neurofeedback* ativo, não representando nenhum efeito específico do tratamento. Ou seja, efeitos aleatórios e não controlados durante seleção da amostra.

Encontramos ainda efeitos de aprendizagem para o P1, P3pt e P3 no TRA, com maior amplitude destes para sessão pós-tratamento. Não existem descrições similares na literatura, pois até o presente momento não identificamos estudos avaliando componentes eletrofisiológicos no TRA em momentos diferentes no tempo. Uma das possíveis hipóteses é a de que este efeito de aprendizagem se dê a uma maior eficiência cognitiva em processos atencionais automáticos e controlados em resposta a TRA. Esta hipótese recebe suporte dos achados de correlação negativa e significativa entre P3pt e P3 com TR, onde maiores amplitudes deste componente se correlacionam a menores TR na tarefa atencional. Contudo, não houve correlação entre P1 e TR, demonstrando que este processo automático parece não interferir diretamente no desempenho da tarefa.

Um achado de grande relevância foi a correlação positiva e forte entre sessão pré e pós para cada um dos ERPs, demonstrando a constância entre sessões destes componentes eletrofisiológicos. Isto vai de encontro ao já apresentado na literatura investigando a confiabilidade de estudos longitudinais com ERP, a qual demonstra alto grau de fidedignidade *teste-reteste* na amplitudes de componentes automáticos (como P1 e N1) e controlados (P3) em sessões ao longo de dias, meses ou mesmo anos, em grupos saudáveis ou com transtorno (SEGALOWITZ; BARNES, 1993; SANDMAN; PATTERSON, 2000; BRUNNER *et al.*, 2013; KOMPATSIARI; CANDRIAN; MUELLER, 2016)

Por fim, um dos principais achados deste estudo foi a crença de melhora atencional em resposta ao tratamento para todos os grupos de neuromodulação, independentemente se o tratamento foi ativo ou placebo. Este resultado é ainda mais interessante uma vez que não foram identificadas quaisquer diferenças na TRA em resposta aos quatro tipos de tratamento.

A falta de qualquer efeito do neurofeedback na TRA em nosso estudo vai contra a literatura, a qual demonstrou efeitos positivos desta técnica no desempenho de participantes durante a tarefa (BARNEA *et al.*, 2004; WANG; HSIEH, 2013; GALLAGHER; MAHER; KEANE, 2014). Contudo, entre estudos, um utilizou uma técnica diferente (neurofeedback por Loreta) e todos foram feitos com grupos muito pequenos ou sem grupo controle. Já com a ETCC, os resultados encontrados na literatura são mistos, demonstrando tanto a melhora de componentes da TRA como a falta de resultados em resposta à neuromodulação (COFFMAN; TRUMBO; CLARK, 2012; TRUMBO; COFFMAN; CLARK, 2014; ROY *et al.*, 2015; CALVO, 2017; MILER *et al.*, 2018).

É importante ressaltar que em nosso estudo a ETCC foi aplicada com os participantes em repouso, e isto pode ter influenciado no achado, uma vez que estudos apontam para efeitos dependentes do estado do participante durante a aplicação desta técnica como, por exemplo, se ele está em repouso ou respondendo à tarefa (LI *et al.*, 2017). Em suma, a literatura ainda carece de estudos controlados e com amostras maiores que comprovem que ambas as técnicas, ETCC e NF, são realmente eficazes na melhoria de componentes atencionais avaliados pela TRA.

Uma hipótese para as notas indicando percepção de melhora atencional por parte dos participantes é de que a atenção destes tenha realmente melhorado em algum domínio não avaliado pela TRA, apesar desta ferramenta ser constantemente usada na literatura para investigar aspectos da atenção. Contudo, o método aqui adotado não permitiu investigar esta hipótese, sendo necessário futuros estudos que utilizem uma bateria de instrumentos para avaliação cognitiva.

Outra hipótese para explicar as notas demonstrando melhoria da atenção é a de que os participantes tenham sofrido viés na autopercepção em razão do efeito de aprendizagem na tarefa, uma vez que eles responderam a

escala subjetiva logo após o TRA. Alguns participantes relataram ao pesquisador ao final do tratamento, entretanto, haver melhoria da atenção em outros âmbitos como trabalho ou estudos, ainda durante o período de aplicação da neuromodulação, sugerindo que a nota refletia mudanças no comportamento ainda durante o tratamento e não apenas após a sessão TRA pós-tratamento. Contudo, não houve uma avaliação quantitativa deste tipo de relato, não sendo possível assim descartar esta hipótese. Estudos futuros podem responder isto por meio da aplicação desta escala de mudança atencional em variados momentos ao longo do tratamento.

Por fim, a principal hipótese é de que os nossos achados de melhora sejam apenas efeito placebo, o que já tem sido sugerido para os achados de melhoria de sintomas do TDAH em resposta ao neurofeedback (ARNOLD *et al.*, 2012; VOLLEBREGT *et al.*, 2014; CORTESE *et al.*, 2016; SCHÖNENBERG *et al.*, 2017). O efeito placebo é o nome dado ao efeito psicológico e/ou fisiológico em humanos e outros animais, atribuível à aplicação de uma substância ou tratamento, mas que não resulta diretamente do poder desses (STEWART-WILLIAMS; PODD, 2004).

O placebo em grande parte é resultado da expectativa de quem recebe o tratamento, e pode aumentar em decorrência de características do tratamento como, por exemplo, percepção do terapeuta como competente ou caloroso (HOWE; GOYER; CRUM, 2017), ou o valor do medicamento placebo, onde geralmente medicamentos considerados mais caros pelos participantes levaram a efeitos placebos acentuados (WABER *et al.*, 2008). É possível que este efeito tenha inclusive existido neste estudo, ou seja, os equipamentos de neuromodulação e neuroaprimoramento, considerados caros ou de alta tecnologia, podem ter elevado a expectativa dos participantes sobre o tratamento, gerando uma autopercepção de melhora sem necessariamente haver mudança real na atenção.

Um outro resultado deste estudo, bastante curioso, foi a correlação negativa entre componentes automáticos (P1 e N1) e a nota na avaliação subjetiva de mudança da atenção. Caso esta correlação houvesse ocorrido apenas com componentes da sessão pós-tratamento, isso poderia ser sugestivo de alguma mudança atencional real em resposta ao tratamento,

perceptível neste caso ao nível fisiológico. Contudo, esta hipótese é improvável, uma vez que foi observada correlação desta nota também com os componentes eletrofisiológicos da primeira sessão. Esta correlação entre os componentes P1 e N1 e a nota subjetiva sugerem que aquilo que os participantes identificaram como mudança atencional está associado a algum aspecto nos processos cognitivos automáticos. É possível que possa haver algum aspecto de processo top-down de motivação ou expectativa que esteja influenciando nesse processo atencional automático. Não foram identificados efeitos similares na literatura, e estudos adicionais são necessários para investigar esta correlação mais a fundo.

7 CONCLUSÃO

Concluimos, a partir da pesquisa aqui apresentada, que não houve melhora significativa das duas técnicas neuromodulatórias em componentes da atenção em participantes saudáveis avaliados na TRA. As mudanças observadas de menor TR e de aumento de P1 e P3 pós-tratamento foi similar entre grupos ativos e placebos, sugerindo que a maior eficiência é devido a efeito de aprendizagem nos participantes em resposta a aplicação repetida do teste.

Primeiro, este estudo vai de encontro a outros na literatura demonstrando efeitos nulos do neurofeedback e do ETCC na atenção de participantes saudáveis. Contudo, outros estudos já identificaram efeitos positivos destas técnicas na atenção. É possível que características do indivíduo e dos parâmetros de aplicação influenciem diretamente no sucesso destas técnicas em modular a atenção, o que mostra ser necessário mais cautela e mais estudos investigando outras variáveis que moderem o resultado destas técnicas na atenção.

Por exemplo, uma das críticas possíveis de se fazer ao neurofeedback é a de tentar melhorar a eficiência de processos cognitivos que são associados a um padrão complexo de resposta em várias bandas de EEG por meio da modulação de apenas uma única banda, detectada em um número reduzido de eletrodos. Uma solução para isto pode ser a adoção de técnicas mais elaboradas do neurofeedback como, por exemplo, com base em análise de LORETA (PASCUAL-MARQUI, 2002), que foca na modulação de padrões de frequência em áreas específicas do cérebro e tem demonstrado resultados satisfatórios. Quanto ao ETCC, é importante investigar quais fatores individuais podem determinar uma maior eficácia na aplicação desta técnica.

Este estudo reforça ainda a literatura demonstrando a possibilidade de estudos longitudinais com potenciais eletrofisiológicos, sendo necessário, contudo, cuidados básicos na coleta do dado de EEG, principalmente quanto a qualidade do sinal durante a coleta e na utilização de medidas anatômicas adequadas para evitar a colocação da touca de EEG de forma distinta entre as sessões.

Por fim, este estudo levanta questões sobre a proliferação de métodos alternativos e caros que têm prometido melhora cognitiva e de funcionamento adaptativo, como *Theta Healing*, Barras de Acesso ou as próprias técnicas de neuromodulação. Muitos destes tratamentos são aplicados e sugeridos no cotidiano sem a existência de estudos científicos com rigor metodológico que confirmem sua eficácia.

8 LIMITAÇÕES E ESTUDOS FUTUROS

O estudo aqui adotado buscou avaliar a eficácia do NF e do ETCC em componentes atencionais por meio da avaliação de participantes saudáveis na TRA, pré e pós-tratamento. O estudo foi randomizado e cego, e não foram detectados efeitos significativos em resposta ao tratamento. Contudo, alguns limites existiram neste estudo, a saber:

- (i) o número elevado de testes estatísticos pode ter inflado a detecção de efeitos significativos, não sendo realizados controles estatísticos mais rigorosos, tendo em vista o caráter exploratório deste estudo;
- (ii) na proposição do desenho experimental não colocamos um grupo de controle puro, que seria interessante para estudos futuros. Este grupo não seria submetido a tratamento algum durante o mesmo período das neuromodulações, o que poderia ajudar a identificar se a melhoria atencional seria puramente por efeito placebo, ou resultado de viés em função de efeito de aprendizagem;
- (iii) foi adotado apenas um instrumento para avaliar a atenção, mas pode ser que este não seja sensível o suficiente para detectar as alterações relatadas pelos participantes. Próximos estudos deverão avaliar a atenção por meio de outros instrumentos, idealmente uma bateria com vários;
- (iv) a TRA aqui adotada teve apenas três tipos de pistas, buscando assim uma versão mais rápida para aplicar. Apesar da versão aqui adotada responder adequadamente o problema proposto para este estudo, a falta da pista central não permitiu realizar comparações mais extensas com outros estudos que utilizaram esta pista.

REFERÊNCIAS

ABUNDIS-GUTIÉRREZ, Alicia *et al.* Electrophysiological correlates of attention networks in childhood and early adulthood. **Neuropsychologia**, v. 57, p. 78-92, 2014.

ADÓLFSDÓTTIR, Steinunn; SØRENSEN, Lin; LUNDERVOLD, Astri J. The attention network test: a characteristic pattern of deficits in children with ADHD. **Behavioral and Brain Functions**, v. 4, n. 1, p. 9, 2008.

ARNOLD, L. Eugene *et al.* EEG neurofeedback for ADHD: double-blind sham-controlled randomized pilot feasibility trial. **Journal of attention disorders**, v. 17, n. 5, p. 410-419, 2013.

BAKER, David B. (ed.). **The Oxford handbook of the history of psychology: Global perspectives**. Oxford University Press, 2012.

BARLAS, Yaman; CARPENTER, Stanley. Philosophical roots of model validation: two paradigms. **System Dynamics Review**, v. 6, n. 2, p. 148-166, 1990.

BARNEA, A. *et al.* Effects of neurofeedback on hemispheric attention networks. **Brain and cognition**, v. 10, p. 8-13, 2004.

BARON, J. **At-Home Brain Stimulation - What Could Possibly Go Wrong?**. Disponível em: <https://www.forbes.com/sites/jessicabaron/2018/11/16/at-home-brain-stimulation/#3302d3bf4413>. Acesso em: 15 de dezembro de 2018.

BENWELL, Christopher SY *et al.* Non-linear effects of transcranial direct current stimulation as a function of individual baseline performance: evidence from biparietal tDCS influence on lateralized attention bias. **Cortex**, v. 69, p. 152-165, 2015.

BESTMANN, Sven; DE BERKER, Archy O.; BONAIUTO, James. Understanding the behavioural consequences of noninvasive brain stimulation. **Trends in cognitive sciences**, v. 19, n. 1, p. 13-20, 2015.

BIKSON, Marom; DATTA, Abhishek; ELWASSIF, Maged. Establishing safety limits for transcranial direct current stimulation. **Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology**, v. 120, n. 6, p. 1033, 2009.

BIKSON, Marom *et al.* Safety of transcranial direct current stimulation: evidence based update 2016. **Brain stimulation**, v. 9, n. 5, p. 641-661, 2016.

BROADBENT, Donald Eric. A mechanical model for human attention and immediate memory. **Psychological review**, v. 64, n. 3, p. 205, 1957.

BROSNAN, Méadhbh B. et al. Prefrontal Modulation of Visual Processing and Sustained Attention in Aging, a tDCS–EEG Coregistration Approach. **Journal of cognitive neuroscience**, v. 30, n. 11, p. 1630-1645, 2018.

BROWN, Deborah. Agency and Attention in Malebranche's Theory of Cognition. **Emotion and Cognitive Life in Medieval and Early Modern Philosophy**, p. 217, 2012.

BRUNNER, Jan Ferenc et al. Long-term test-retest reliability of the P3 NoGo wave and two independent components decomposed from the P3 NoGo wave in a visual Go/NoGo task. **International journal of psychophysiology**, v. 89, n. 1, p. 106-114, 2013.

BUDZYNSKI, Thomas H. *et al.* (Ed.). **Introduction to quantitative EEG and neurofeedback: Advanced theory and applications**. Academic Press, 2009.

BUZSAKI, Gyorgy. **Rhythms of the Brain**. Oxford University Press, 2006.

CALVO, Alberto Lema. **Transcranial Random Noise Stimulation (tRNS) on Attention Network Test (ANT): an exploratory study**. 2017. Dissertação (mestrado integrado em psicologia) – Universidade do Minho, Portugal, 2017.

CHANG, Yu-Kai *et al.* Antecedent acute cycling exercise affects attention control: an ERP study using attention network test. **Frontiers in human neuroscience**, v. 9, p. 156, 2015.

CHERRY, E. Colin. Some experiments on the recognition of speech, with one and with two ears. **The Journal of the acoustical society of America**, v. 25, n. 5, p. 975-979, 1953.

CITRONER, G. **Brain Stimulation May Help Stutterers, Students, and Athletes**. Disponível em: <https://www.healthline.com/health-news/brain-stimulation-help-stutterers-students-athletes>. Acesso em: 15 de dezembro de 2018.

CLARK, Vincent P.; PARASURAMAN, Raja. Neuroenhancement: enhancing brain and mind in health and in disease. **zNeuroimage**, v. 85, n. 3, p. 889-894, 2014.

COBEN, Robert; EVANS, James R. (Ed.). **Neurofeedback and neuromodulation techniques and applications**. Academic Press, 2010.

COCCO, Sara; PODDA, Maria Vittoria; GRASSI, Claudio. Role of BDNF signaling in memory enhancement induced by transcranial direct current stimulation. **Frontiers in neuroscience**, v. 12, p. 427, 2018.

COFFMAN, Brian A.; TRUMBO, Michael C.; CLARK, Vincent P. Enhancement of object detection with transcranial direct current stimulation is associated with increased attention. **BMC neuroscience**, v. 13, n. 1, p. 108, 2012.

COFFMAN, Brian A.; CLARK, Vincent P.; PARASURAMAN, Raja. Battery powered thought: enhancement of attention, learning, and memory in healthy adults using transcranial direct current stimulation. **Neuroimage**, v. 85, p. 895-908, 2014.

CORTESE, Samuele *et al.* Neurofeedback for attention-deficit/hyperactivity disorder: meta-analysis of clinical and neuropsychological outcomes from randomized controlled trials. **Journal of the American Academy of Child & Adolescent Psychiatry**, v. 55, n. 6, p. 444-455, 2016.

DATTA, Abhishek *et al.* Gyri-precise head model of transcranial direct current stimulation: improved spatial focality using a ring electrode versus conventional rectangular pad. **Brainstimulation**, v. 2, n. 4, p. 201-207. e1, 2009.

DEEPESHWAR, Singh *et al.* Hemodynamic responses on prefrontal cortex related to meditation and attentional task. **Frontiers in systems neuroscience**, v. 8, p. 252, 2015.

DEUTSCH, J. Anthony; DEUTSCH, Diana. Attention: Some theoretical considerations. **Psychological review**, v. 70, n. 1, p. 80, 1963.

DE ZAMBOTTI, Massimiliano *et al.* The efficacy of EEG neurofeedback aimed at enhancing sensory-motor rhythm theta ratio in healthy subjects. **Experimental brain research**, v. 221, n. 1, p. 69-74, 2012.

DRIVER, Jon. A selective review of selective attention research from the past century. **British Journal of Psychology**, v. 92, n. 1, p. 53-78, 2001.

DOPPELMAYR, Michael; WEBER, Emily. Effects of SMR and theta/beta neurofeedback on reaction times, spatial abilities, and creativity. **Journal of Neurotherapy**, v. 15, n. 2, p. 115-129, 2011.

EGNER, Tobias; GRUZELIER, John H. EEG biofeedback of low beta band components: frequency-specific effects on variables of attention and event-related brain potentials. **Clinical Neurophysiology**, v. 115, n. 1, p. 131-139, 2004.

EVANS, James R.; ABARBANEL, Andrew (Ed.). **Introduction to quantitative EEG and neurofeedback**. Elsevier, 1999.

EYSENCK, Michael W.; KEANE, Mark t. **Manual de Psicologia Cognitiva, 7ª ed.** Artmed Editora, 2017.

FAN, Jin *et al.* Testing the efficiency and independence of attentional networks. **Journal of cognitive neuroscience**, v. 14, n. 3, p. 340-347, 2002.

FAN, Jin *et al.* The activation of attentional networks. **Neuroimage**, v. 26, n. 2, p. 471-479, 2005.

FAN, Jin *et al.* The relation of brain oscillations to attentional networks. **Journal of Neuroscience**, v. 27, n. 23, p. 6197-6206, 2007.

FAN, Jin *et al.* Testing the behavioral interaction and integration of attentional networks. **Brain and cognition**, v. 70, n. 2, p. 209-220, 2009.

FERNANDEZ-DUQUE, Diego; JOHNSON, Mark L. Attention metaphors: How metaphors guide the cognitive psychology of attention. **Cognitive science**, v. 23, n. 1, p. 83-116, 1999.

FREY, Julia Natascha; RUHNAU, Philipp; WEISZ, Nathan. Not so different after all: The same oscillatory processes support different types of attention. **Brain research**, v. 1626, p. 183-197, 2015.

GALVAO-CARMONA, Alejandro *et al.* Disentangling the attention network test: behavioral, event related potentials, and neural source analyses. **Frontiers in human neuroscience**, v. 8, p. 813, 2014.

GAMBOZ, Nadia; ZAMARIAN, Stefania; CAVALLERO, Corrado. Age-related differences in the attention network test (ANT). **Experimental aging research**, v. 36, n. 3, p. 287-305, 2010.

GLADWIN, Thomas E. *et al.* Enhancement of selective attention by tDCS: interaction with interference in a Sternberg task. **Neuroscienceletters**, v. 512, n. 1, p. 33-37, 2012.

GONÇALVES, O. F.; BOGGIO, S. P. **Neuromodulação Autorregulatória: princípios e prática**. São Paulo: Pearson, 2016.

GONÇALVES, Óscar F., *et al.* Mind Wandering and Task-Focused Attention: ERP Correlates. **Scientific reports**, v.8, n.1, p. 7608, 2018.

GOODING, Diane C.; BRAUN, Jacqueline G.; STUDER, Jessica A. Attentional network task performance in patients with schizophrenia–spectrum disorders: evidence of a specific deficit. **Schizophrenia Research**, v. 88, n. 1-3, p. 169-178, 2006.

GROOM, M. J.; CRAGG, L. Differential modulation of the N2 and P3 event related potentials by response conflict and inhibition. **Brain and Cognition**, n. 97, p. 1–9, 2015.

GRUZELIER, John H. EEG-neurofeedback for optimising performance. I: a review of cognitive and affective outcome in healthy participants. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 44, p. 124-141, 2014a.

GRUZELIER, John H. EEG-neurofeedback for optimising performance. II: creativity, the performing arts and ecological validity. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 44, p. 142-158, 2014b.

GRUZELIER, John H. EEG-neurofeedback for optimizing performance. III: A review of methodological and theoretical considerations. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 44, p. 159-182, 2014c.

HAMPSHIRE, Adam et al. Selective tuning of the right inferior frontal gyrus during target detection. **Cognitive, Affective, & Behavioral Neuroscience**, v. 9, n. 1, p. 103-112, 2009.

HANDY, Todd C. Basic principles of ERP quantification. **Event-related potentials: A methods handbook**, p. 33-55, 2005.

HEINRICH, Hartmut *et al.* EEG spectral analysis of attention in ADHD: implications for neurofeedback training?. **Frontiers in human neuroscience**, v. 8, 2014.

HOGENBOOM, Melissa. **Warning over electrical brain stimulation**. 2014. Disponível em: <https://www.bbc.com/news/health-27343047>. Acesso em: 25 de novembro de 2018.

HOWE, Lauren C.; GOYER, J. Parker; CRUM, Alia J. Harnessing the placebo effect: Exploring the influence of physician characteristics on placebo response. **Health Psychology**, v. 36, n. 11, p. 1074, 2017.

HSU, Tzu-Yu; JUAN, Chi-Hung; TSENG, Philip. Individual differences and state-dependent responses in transcranial direct current stimulation. **Frontiers in human neuroscience**, v. 10, p. 643, 2016.

ISHIGAMI, Yoko; KLEIN, Raymond M. Repeated measurement of the components of attention using two versions of the Attention Network Test (ANT): stability, isolability, robustness, and reliability. **Journal of neuroscience methods**, v. 190, n. 1, p. 117-128, 2010.

JACOBY, Noa; LAVIDOR, Michal. Null tDCS Effects in a Sustained Attention Task: The Modulating Role of Learning. **Frontiers in psychology**, v. 9, p. 476, 2018.

JAMES, W. **The principles of psychology**. NY, US: Henry Holt and Company. 1890.

JANZEN, Troy *et al.* Differences in baseline EEG measures for ADD and normally achieving preadolescent males. **Biofeedback and self-regulation**, v. 20, n. 1, p. 65-82, 1995.

JENNINGS, Janine M. *et al.* Age-related changes and the attention network task: An examination of alerting, orienting, and executive function. **Ageing, Neuropsychology, and Cognition**, v. 14, n. 4, p. 353-369, 2007.

JOHNSON, Katherine A. *et al.* Impaired conflict resolution and alerting in children with ADHD: evidence from the Attention Network Task (ANT). **Journal of Child Psychology and Psychiatry**, v. 49, n. 12, p. 1339-1347, 2008.

KAHNEMAN, Daniel. **Attention and effort**. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1973.

KANG, Eun-Kyoung; KIM, Dae-Yul; PAIK, Nam-Jong. Transcranial direct current stimulation of the left prefrontal cortex improves attention in patients with traumatic brain injury: a pilot study. **Journal of rehabilitation medicine**, v. 44, n. 4, p. 346-350, 2012.

KAUFMAN, David AS, *et al.* An event-related potential investigation of the effects of age on alerting, orienting, and executive function. **Frontiers in aging neuroscience**, , n. 8, p. 99, 2016.

KEEHN, Brandon *et al.* Attentional networks in children and adolescents with autism spectrum disorder. **Journal of Child Psychology and Psychiatry**, v. 51, n. 11, p. 1251-1259, 2010.

KRAUSE, Beatrix; MÁRQUEZ-RUIZ, Javier; COHEN KADOSH, Roi. The effect of transcranial direct current stimulation: a role for cortical excitation/inhibition balance?. **Frontiers in human neuroscience**, v. 7, p. 602, 2013.

KOMPATSIARI, Kyveli; CANDRIAN, Gian; MUELLER, Andreas. Test-retest reliability of ERP components: A short-term replication of a visual Go/NoGo task in ADHD subjects. **Neuroscience letters**, v. 617, p. 166-172, 2016.

KROPOTOV, Juri. **Quantitative EEG, event-related potentials and neurotherapy**. Academic Press, 2010.

LANDHUIS, E. **Do DIY Brain-Booster Devices Work?**. 2017. Disponível em: <https://www.scientificamerican.com/article/do-diy-brain-booster-devices-work/>. Acesso em: 15 de dezembro de 2018.

LANG, N. *et al.* Effects of transcranial direct current stimulation over the human motor cortex on corticospinal and transcallosal excitability. **Experimental brain research**, v. 156, n. 4, p. 439-443, 2004.

LAPENTA, Olivia M. *et al.* Je pensedonc je fais: transcranial direct current stimulation modulates brain oscillations associated with motor imagery and movement observation. **Frontiers in human neuroscience**, v. 7, 2013.

LEARMONTH, Gemma *et al.* The implications of state-dependent tDCS effects in aging: behavioural response is determined by baseline performance. **Neuropsychologia**, v. 74, p. 108-119, 2015.

LI, Lucia M.; UEHARA, Kazumasa; HANAKAWA, Takashi. The contribution of interindividual factors to variability of response in transcranial direct current stimulation studies. **Frontiers in cellular neuroscience**, v. 9, p. 181, 2015.

LIEBETANZ, David *et al.* Pharmacological approach to the mechanisms of transcranial DC-stimulation-induced after-effects of human motor cortex excitability. **Brain**, v. 125, n. 10, p. 2238-2247, 2002.

LOFTHOUSE, Nicholas *et al.* A review of neurofeedback treatment for pediatric ADHD. **Journal of attention disorders**, v. 16, n. 5, p. 351-372, 2012.

LUBAR, Judith O.; LUBAR, Joel F. Electroencephalographic biofeedback of SMR and beta for treatment of attention deficit disorders in a clinical setting. **Biofeedback and self-regulation**, v. 9, n. 1, p. 1-23, 1984.

LUBAR, Joel F. Discourse on the development of EEG diagnostics and biofeedback for attention-deficit/hyperactivity disorders. **Biofeedback and Self-regulation**, v. 16, n. 3, p. 201-225, 1991.

LUTSYUK, N. V.; ÉISMONT, E. V.; PAVLENKO, V. B. Modulation of attention in healthy children using a course of EEG-feedback sessions. **Neurophysiology**, v. 38, n. 5-6, p. 389-395, 2006.

MANNARELLI, Daniela *et al.* The role of the right dorsolateral prefrontal cortex in phasic alertness: evidence from a contingent negative variation and repetitive transcranial magnetic stimulation study. **Neural plasticity**, v. 2015, 2015.

MILLER, Joe; BERGER, Barbara; SAUSENG, Paul. Anodal transcranial direct current stimulation (tDCS) increases frontal–midline theta activity in the human EEG: A preliminary investigation of non-invasive stimulation. **Neuroscience letters**, v. 588, p. 114-119, 2015.

MORAY, Neville. Attention in dichotic listening: Affective cues and the influence of instructions. **Quarterly journal of experimental psychology**, v. 11, n. 1, p. 56-60, 1959.

NADLER, Steven (ed.). **The Cambridge Companion to Malebranche**. Cambridge University Press, 2000.

NELSON, Jeremy T. *et al.* Enhancing vigilance in operators with prefrontal cortex transcranial direct current stimulation (tDCS). **Neuroimage**, v. 85, p. 909-917, 2014.

NEUHAUS, Andres H., *et al.* Event-related potentials associated with Attention Network Test. **International Journal of Psychophysiology**, v. 76, n. 2, p. 72-79, 2010.

NITSCHKE, Michael A.; PAULUS, Walter. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. **The Journal of physiology**, v. 527, n. 3, p. 633-639, 2000.

NOBRE, A. C. K.; KASTNER, S. Attention: Time capsule 2013. In: **The Oxford handbook of attention**. Oxford University Press: Oxford, 2014a.

NOBRE, Kia; KASTNER, Sabine (Ed.). **The Oxford handbook of attention**. Oxford University Press, 2014b.

NORMAN, Donald A. **Memory and attention: An introduction to human information processing**. Wiley, 1969.

OPITZ, Alexander *et al.* Determinants of the electric field during transcranial direct current stimulation. **Neuroimage**, v. 109, p. 140-150, 2015.

PASCUAL-MARQUI, Roberto D. *et al.* Functional imaging with low-resolution brain electromagnetic tomography (LORETA): a review. **Methods and findings in experimental and clinical pharmacology**, v. 24, n. Suppl C, p. 91-95, 2002.

PETERSEN, Steven E.; POSNER, Michael I. The attention system of the human brain: 20 years after. **Annual review of neuroscience**, v. 35, p. 73-89, 2012.

POREISZ, Csaba *et al.* Safety aspects of transcranial direct current stimulation concerning healthy subjects and patients. **Brain research bulletin**, v. 72, n. 4, p. 208-214, 2007.

POSNER, Michael I. (Ed.). **Cognitive neuroscience of attention**. Guilford Press, 2011.

PUANHVUAN, Dilok *et al.* Effects of repetitive transcranial magnetic stimulation and transcranial direct current stimulation on posterior alpha wave. **IEEE Transactions on Electrical and Electronic Engineering**, v. 8, n. 3, p. 263-268, 2013.

ROE, James M. *et al.* The effects of tDCS upon sustained visual attention are dependent on cognitive load. **Neuropsychologia**, v. 80, p. 1-8, 2016.

ROSSITER, Dr Thomas R.; LA VAQUE, Theodore J. A comparison of EEG biofeedback and psychostimulants in treating attention deficit/hyperactivity disorders. **Journal of Neurotherapy**, v. 1, n. 1, p. 48-59, 1995.

SANDMAN, Curt A.; PATTERSON, Julie V. The auditory event-related potential is a stable and reliable measure in elderly subjects over a 3-year period. **Clinical Neurophysiology**, v. 111, n. 8, p. 1427-1437, 2000.

SCHABUS, Manuel. Reply: Noisy but not placebo: defining metrics for effects of neurofeedback. **Brain**, 2018.

SCHABUS, Manuel et al. Better than sham? A double-blind placebo-controlled neurofeedback study in primary insomnia. **Brain**, v. 140, n. 4, p. 1041-1052, 2017.

SEGALOWITZ, Sidney J.; BARNES, Kerry L. The reliability of ERP components in the auditory oddball paradigm. **Psychophysiology**, v. 30, n. 5, p. 451-459, 1993.

STAGG, Charlotte J.; NITSCHKE, Michael A. Physiological basis of transcranial direct current stimulation. **The Neuroscientist**, v. 17, n. 1, p. 37-53, 2011.

STEWART-WILLIAMS, Steve; PODD, John. The placebo effect: dissolving the expectancy versus conditioning debate. **Psychological bulletin**, v. 130, n. 2, p. 324, 2004.

SULLIVAN, Ron M.; BRAKE, Wayne G. What the rodent prefrontal cortex can teach us about attention-deficit/hyperactivity disorder: the critical role of early developmental events on prefrontal function. **Behavioural brain research**, v. 146, n. 1-2, p. 43-55, 2003.

THIBAUT, Robert T.; RAZ, Amir. The psychology of neurofeedback: Clinical intervention even if applied placebo. **American Psychologist**, v. 72, n. 7, p. 679, 2017.

TOMASINO, Barbara; FABBRO, Franco. Increases in the right dorsolateral prefrontal cortex and decreases in the rostral prefrontal cortex activation after 8 weeks of focused attention based mindfulness meditation. **Brain and cognition**, v. 102, p. 46-54, 2016.

TREISMAN, Anne M. Contextual cues in selective listening. **Quarterly Journal of Experimental Psychology**, v. 12, n. 4, p. 242-248, 1960.

TREISMAN, Anne M. The effect of irrelevant material on the efficiency of selective listening. **The American Journal of Psychology**, v. 77, n. 4, p. 533-546, 1964.

TREISMAN, Anne M. Strategies and models of selective attention. **Psychological review**, v. 76, n. 3, p. 282, 1969.

TSENG, Philip et al. Unleashing potential: transcranial direct current stimulation over the right posterior parietal cortex improves change detection in low-performing individuals. **Journal of Neuroscience**, v. 32, n. 31, p. 10554-10561, 2012.

TSOTSOS, John K.; ITTI, Laurent; REES, Geraint. A brief and selective history of attention. **Neurobiology of attention**, 2005.

ULAM, F. *et al.* Cumulative effects of transcranial direct current stimulation on EEG oscillations and attention/working memory during subacute neurorehabilitation of traumatic brain injury. **Clinical Neurophysiology**, v. 126, n. 3, p. 486-496, 2015.

VALENTINO, Dominic A.; DUFRESNE, Robert L. Attention tasks and EEG power spectra. **International journal of psychophysiology**, v. 11, n. 3, p. 299-301, 1991.

VENDRELL, Pere *et al.* The role of prefrontal regions in the Stroop task. **Neuropsychologia**, v. 33, n. 3, p. 341-352, 1995.

VERNON, David *et al.* The effect of training distinct neurofeedback protocols on aspects of cognitive performance. **International journal of psychophysiology**, v. 47, n. 1, p. 75-85, 2003.

VILLAMAR, Mauricio F. *et al.* Technique and considerations in the use of 4x1 ring high-definition transcranial direct current stimulation (HD-tDCS). **Journal of visualized experiments: JoVE**, n. 77, 2013.

VOLLEBREGT, Madelon A. *et al.* Does EEG-neurofeedback improve neurocognitive functioning in children with attention-deficit/hyperactivity disorder? A systematic review and a double-blind placebo-controlled study. **Journal of Child Psychology and Psychiatry**, v. 55, n. 5, p. 460-472, 2014.

WABER, Rebecca L. *et al.* Commercial features of placebo and therapeutic. **Jama**, v. 299, n. 9, p. 1016-7, 2008.

WANG, Yi-Feng *et al.* A new method for computing attention network scores and relationships between attention networks. **PloS one**, v. 9, n. 3, p. e89733, 2014.

WEAVER, Bruce; BÉDARD, Michel; MCAULIFFE, Jim. Evaluation of a 10-minute Version of the Attention Network Test. **The Clinical Neuropsychologist**, v. 27, n. 8, p. 1281-1299, 2013.

WICKENS, Christopher D. Multiple resources and mental workload. **Human factors**, v. 50, n. 3, p. 449-455, 2008.

WILLIAMS, Ryan S., *et al.* Age differences in the Attention Network Test: Evidence from behavior and event-related potentials. **Brain and cognition**, n. 102, p. 65-79, 2016.

WOOD, Jacqueline N.; GRAFMAN, Jordan. Human prefrontal cortex: processing and representational perspectives. **Nature reviews neuroscience**, v. 4, n. 2, p. 139, 2003.

WURZMAN, Rachel et al. An open letter concerning do-it-yourself users of transcranial direct current stimulation. **Annals of neurology**, v. 80, n. 1, p. 1-4, 2016.

YADOLLAHPOUR, Ali; ASL, Halime Mansoury; RASHIDI, Samaneh. Transcranial direct current stimulation as a non-medication modality for attention enhancement: A review of the literature. **Research Journal of Pharmacy and Technology**, v. 10, n. 1, p. 311, 2017.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - Sujeito

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - SUJEITO DE PESQUISA

Gostaríamos de convidá-lo a participar do projeto de pesquisa **“Efeito do neurofeedback e Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC) em espectro de frequência eletroencefalográfico durante tarefa atencional”** que se propõe avaliar o efeito de técnicas de neuromodulação (neurofeedback e ETCC) em redes neurais envolvidas nos processos atencionais. Os dados para o estudo serão coletados por meio de equipamento de eletroencefalografia e de avaliações comportamentais de atenção. Os instrumentos de avaliação, a eletroencefalografia e as técnicas de neuromodulação serão aplicadas pelo Pesquisador Responsável. Tanto os instrumentos de coleta quanto os de neuromodulação oferecem riscos mínimos aos participantes. Pessoas com implantes metálicos na cabeça (clipes cirúrgicos, pinos ou grampos de aneurisma) ou com algum histórico de transtorno neuropsiquiátrico não podem participar do experimento. Em qualquer etapa do estudo você terá acesso ao Pesquisador Responsável para o esclarecimento de eventuais dúvidas (no endereço abaixo), e terá o direito de retirar-se do estudo a qualquer momento, sem qualquer penalidade ou prejuízo. As informações coletadas serão analisadas em conjunto com a de outros participantes e será garantido o sigilo, a privacidade e a confidencialidade das questões respondidas, sendo resguardado o nome dos participantes (apenas o Pesquisador Responsável terá acesso a essa informação), bem como a identificação do local da coleta de dados.

Caso você tenha alguma consideração ou dúvida sobre os aspectos éticos da pesquisa, poderá entrar em contato com o **Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Presbiteriana Mackenzie** - Rua da Consolação, 896 - Ed. João Calvino - térreo. Desde já agradecemos a sua colaboração. Declaro que li e entendi os objetivos deste estudo, e que as dúvidas que tive foram esclarecidas pelo Pesquisador Responsável. Estou ciente que a participação é voluntária, e que, a qualquer momento tenho o direito de obter outros esclarecimentos sobre a pesquisa e de retirar-me da mesma, sem qualquer penalidade ou prejuízo.

Nome do Sujeito de Pesquisa: _____

Assinatura do Sujeito de Pesquisa: _____

Declaro que expliquei ao Sujeito de Pesquisa os procedimentos a serem realizados neste estudo, seus eventuais riscos/desconfortos, possibilidade de retirar-se da pesquisa sem qualquer penalidade ou prejuízo, assim como esclareci as dúvidas apresentadas assim como esclareci as dúvidas apresentadas.

São Paulo, _____ de _____ de 20____.

 Pesquisador: Gabriel Gaudencio do Rêgo
 TIA: 7150513-1
 Telefone: (11)2114-8878

 Orientador: Paulo Sérgio Boggio
 Universidade Presbiteriana Mackenzie
 Rua Piauí, 181, 10º andar, tel: (11)2114-8878

APÊNDICE B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - Instituição

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - INSTITUIÇÃO

Gostaríamos de convidá-lo a participar do projeto de pesquisa “Efeito do neurofeedback e Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC) em espectro de frequência eletroencefalográfico durante tarefa atencional” que se propõe avaliar o efeito de técnicas de neuromodulação (neurofeedback e ETCC) em redes neurais envolvidas nos processos atencionais. Os dados para o estudo serão coletados por meio de equipamento de eletroencefalografia e de avaliações comportamentais de atenção. Os instrumentos de avaliação, a eletroencefalografia e as técnicas de neuromodulação serão aplicadas pelo Pesquisador Responsável. Tanto os instrumentos de coleta quanto os de neuromodulação oferecem riscos mínimos aos participantes. Pessoas com implantes metálicos na cabeça (clipes cirúrgicos, pinos ou grampos de aneurisma) ou com algum histórico de transtorno neuropsiquiátrico não podem participar do experimento. Em qualquer etapa do estudo você terá acesso ao Pesquisador Responsável para o esclarecimento de eventuais dúvidas (no endereço abaixo), e terá o direito de retirar-se do estudo a qualquer momento, sem qualquer penalidade ou prejuízo. As informações coletadas serão analisadas em conjunto com a de outros participantes e será garantido o sigilo, a privacidade e a confidencialidade das questões respondidas, sendo resguardado o nome dos participantes (apenas o Pesquisador Responsável terá acesso a essa informação), bem como a identificação do local da coleta de dados.

Caso você tenha alguma consideração ou dúvida sobre os aspectos éticos da pesquisa, poderá entrar em contato com o **Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Presbiteriana Mackenzie** - Rua da Consolação, 896 - Ed. João Calvino - térreo. Desde já agradecemos a sua colaboração. Declaro que li e entendi os objetivos deste estudo, e que as dúvidas que tive foram esclarecidas pelo Pesquisador Responsável. Estou ciente que a participação é voluntária, e que, a qualquer momento tenho o direito de obter outros esclarecimentos sobre a pesquisa e de retirar-me da mesma, sem qualquer penalidade ou prejuízo.

Nome do Sujeito de Pesquisa: _____

Assinatura do Sujeito de Pesquisa: _____

Declaro que expliquei ao Sujeito de Pesquisa os procedimentos a serem realizados neste estudo, seus eventuais riscos/desconfortos, possibilidade de retirar-se da pesquisa sem qualquer penalidade ou prejuízo, assim como esclareci as dúvidas apresentadas assim como esclareci as dúvidas apresentadas.

São Paulo, _____ de _____ de 20____.

 Pesquisador: Gabriel Gaudencio do Rêgo
 TIA: 7150513-1
 Telefone: (11)2114-8878

 Orientador: Paulo Sérgio Boggio
 Universidade Presbiteriana Mackenzie
 Rua Piauí, 181, 10º andar, tel: (11)2114-8878

APÊNDICE C – Horas de pesquisa

HORAS DE PESQUISA

Informamos que a(o) aluna(o) _____, código de matrícula _____, foi participante voluntária(o) da pesquisa **“Efeito do neurofeedback e Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC) em espectro de frequência eletroencefalográfico durante tarefa atencional”** pelo Laboratório de Neurociências Cognitiva e Social do Centro de Ciências Biológicas e da Saúde da Universidade Presbiteriana Mackenzie no dia ____ de _____ de 2018.

Correspondendo a 2 horas de atividade de pesquisa.

Prof, Dr. Paulo Sérgio Boggio

D.R.T.: 112311-5

(Professor orientador de Pesquisa)

HORAS DE PESQUISA

Informamos que a(o) aluna(o) _____, código de matrícula _____, foi participante voluntária(o) da pesquisa **“Efeito do neurofeedback e Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC) em espectro de frequência eletroencefalográfico durante tarefa atencional”** pelo Laboratório de Neurociências Cognitiva e Social do Centro de Ciências Biológicas e da Saúde da Universidade Presbiteriana Mackenzie no dia ____ de _____ de 2018.

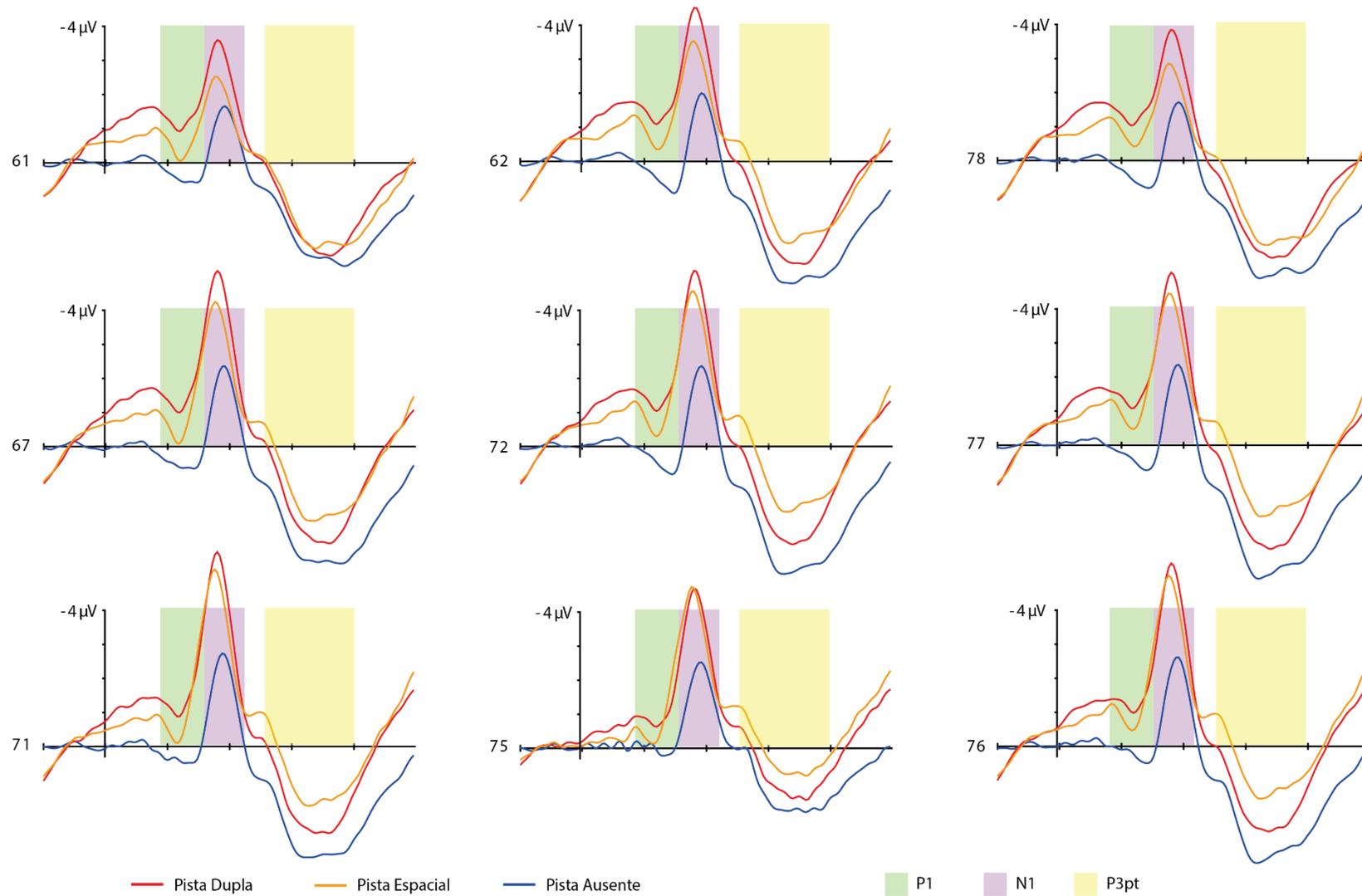
Correspondendo a 2 horas de atividade de pesquisa.

Prof, Dr. Paulo Sérgio Boggio

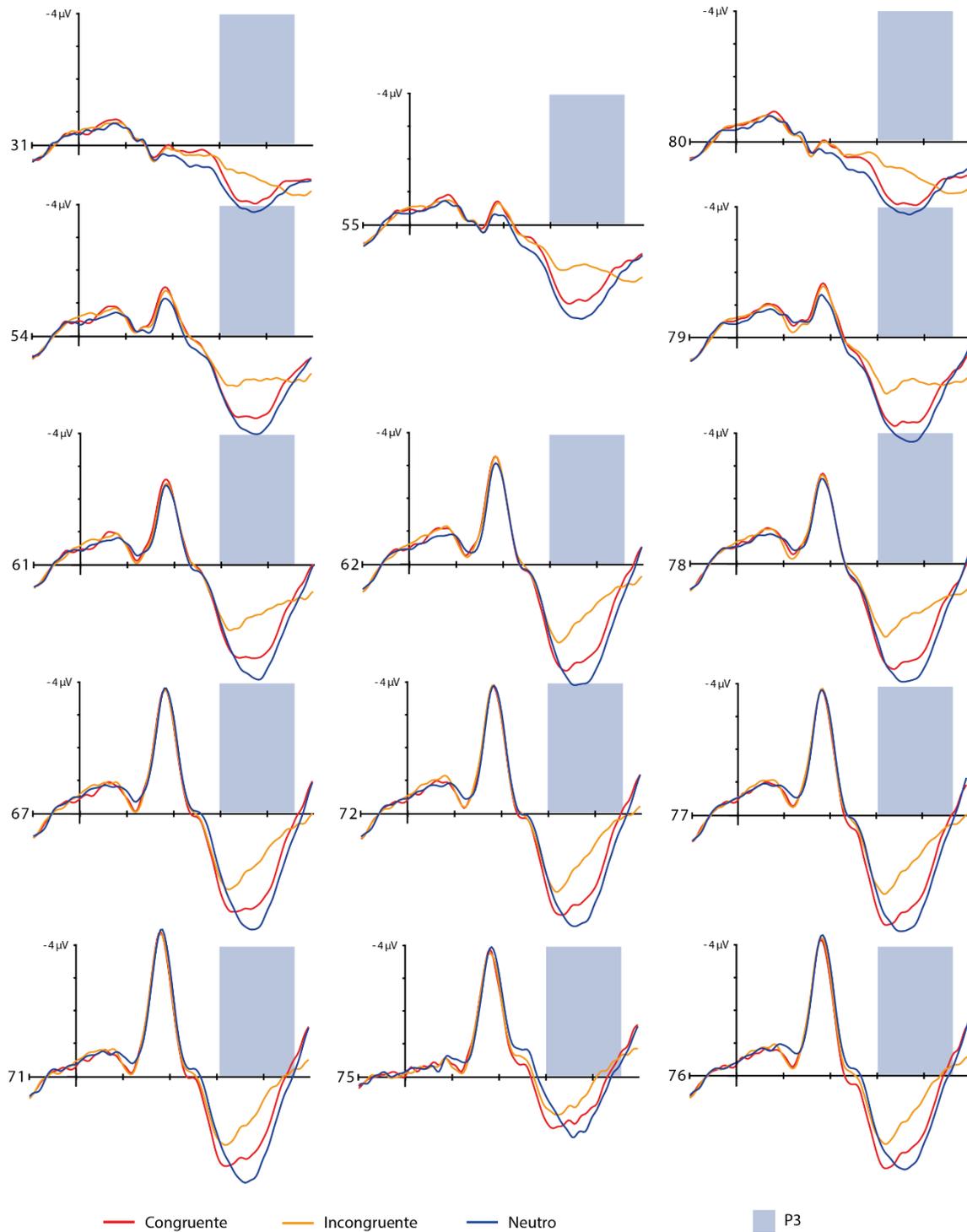
D.R.T.: 112311-5

(Professor orientador de Pesquisa)

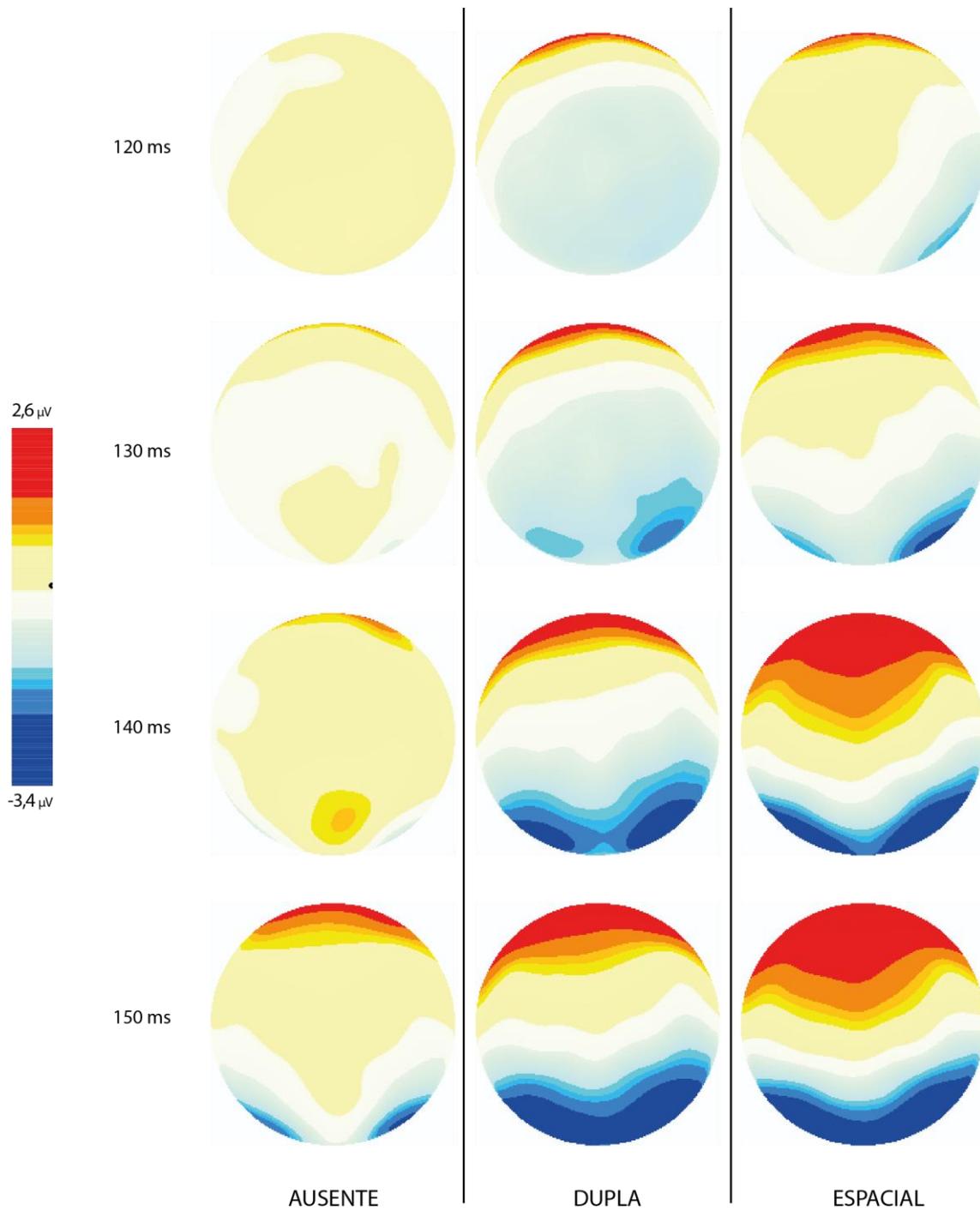
APENDICE D – Padrão eletrofisiológico de P1, N1 e P3pt para os eletrodos avaliados.



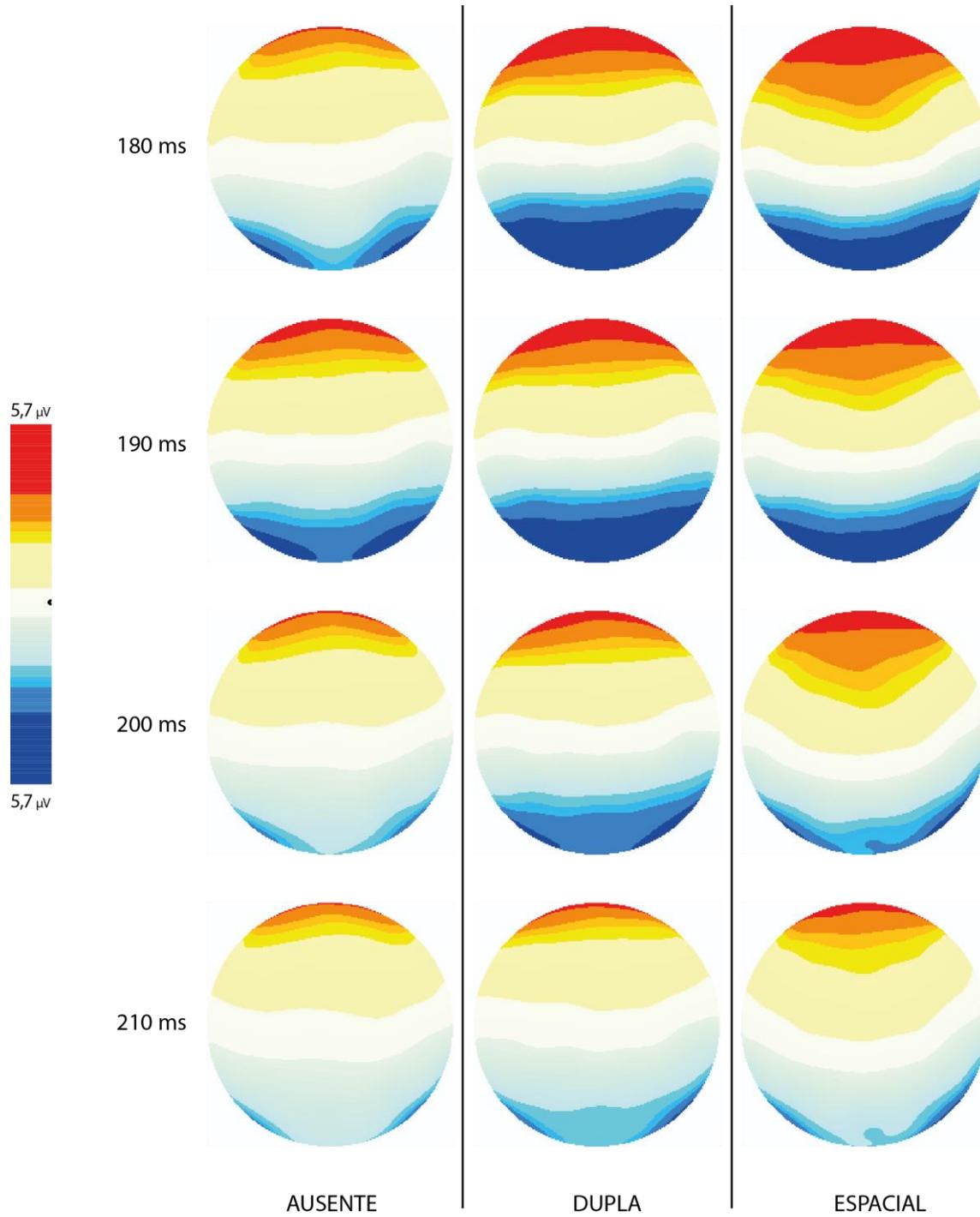
APÊNDICE E – Padrão eletrofisiológico de P3 para eletrodos avaliados



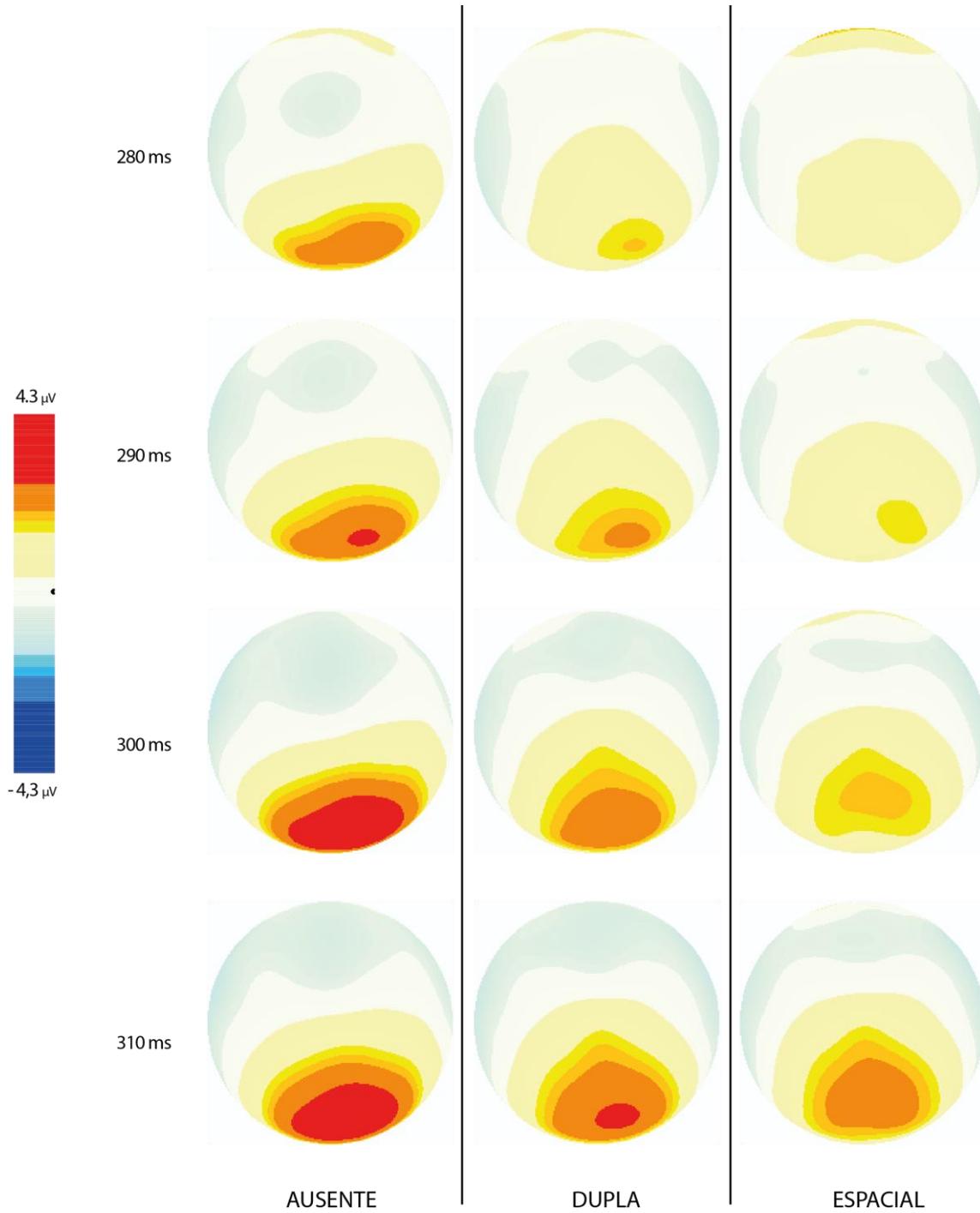
APÊNDICE F – Mapa topográfico para componente P1, entre 120 e 160 ms.



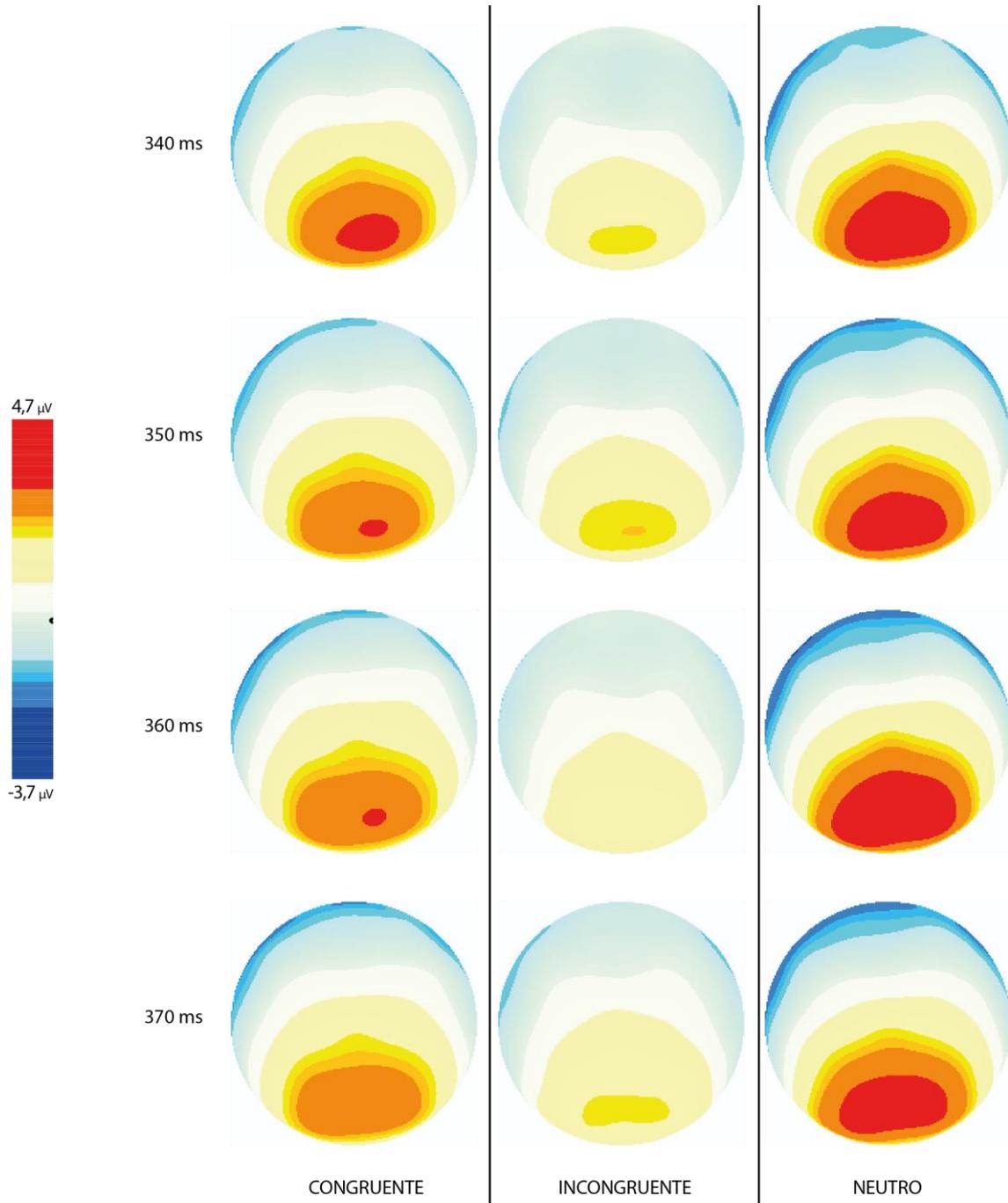
APÊNDICE G – Mapa topográfico para componente N1



APÊNDICE H – Mapa topográfico para componente P3pt.



APÊNDICE I – Mapa topográfico para componente P3.



ANEXOS

ANEXO A – Inventário de Lateralidade de Edimburgo

ESCALA DE DOMINÂNCIA LATERAL DE EDIMBURGO (OLDFIELD, 1971)

Por favor, indique sua preferência no uso das mãos nas seguintes atividades pela colocação do sinal + na coluna apropriada. Onde a preferência é tão forte que você nunca usaria a outra mão a menos que fosse forçado a usá-la, coloque ++. Se em algum caso a mão utilizada é realmente indiferente, coloque + em ambas as colunas. Algumas das atividades requerem ambas as mãos. Nestes casos a parte da tarefa, ou objeto, para qual preferência manual é desejada é indicada entre parênteses. Por favor, tente responder a todas as questões, e somente deixe em branco se você não tiver qualquer experiência com o objeto ou tarefa.

		Esquerda	Direita
1	Escrever		
2	Desenhar		
3	Arremessar		
4	Uso de tesouras		
5	Escovar os dentes		
6	Uso de faca (sem garfo)		
7	Uso de colher		
8	Uso de vassoura (mão superior)		
9	Acender um fósforo (mão do fósforo)		
10	Abrir uma caixa (mão da tampa)		