

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

A dinâmica das bandas de frequência cerebrais e resposta à neuromodulação durante tarefa cognitiva em atletas de rugby sevens ao longo de uma temporada esportiva

Vinicius Godoi Fernandes

São Paulo

2024

VINICIUS GODOI FERNANDES

A dinâmica das bandas de frequência cerebrais e resposta à neuromodulação durante tarefa cognitiva em atletas de rugby sevens ao longo de uma temporada esportiva

Tese apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Ciências

Área de Concentração: Estudos biodinâmicos da educação física e esporte

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Moreira

São Paulo

2024

Catálogo da Publicação
Serviço de Biblioteca
Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo

Fernandes, Vinicius Godoi

A dinâmica das bandas de frequência cerebrais e resposta à neuromodulação durante tarefa cognitiva em atletas de rugby sevens ao longo de uma temporada esportiva / Vinicius Godoi Fernandes. -- São Paulo : [s.n.], 2024.

59p.

Tese (Doutorado) - -Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Moreira

1. Dinâmica cerebral 2. Esportes de impacto I. Título.

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Autor: FERNANDES, Vinicius Godoi

Título: A dinâmica das bandas de frequência cerebrais e resposta à neuromodulação durante tarefa cognitiva em atletas de rugby sevens ao longo de uma temporada esportiva

Tese apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Ciências

Data: ___/___/___

Banca Examinadora

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Agradecimentos

Agradeço profundamente ao meu orientador, o Prof. Dr. Alexandre Moreira pela oportunidade de investir no meu crescimento pessoal. Sua disposição ao me acolher no grupo, mesmo vindo de outro projeto, seu entusiasmo e colaboração foram fundamentais para a conclusão deste trabalho.

Gostaria de estender meus agradecimentos ao Prof. Dr. Ademir Felipe Schultz de Arruda pela colaboração em questões relacionadas à seleção de rúgbi.

Aos meus colegas de trabalho, expresso minha sincera gratidão pela paciência e compreensão ao longo do meu doutorado.

Por fim, um agradecimento especial aos meus colegas da USP, Luciane e Guilherme. A troca de ideias e a disposição para colaborar foram fundamentais para o enriquecimento do meu trabalho.

A todos que, de alguma forma, contribuíram para este trabalho, meu sincero obrigado!

Resumo

FERNANDES, V.G. **A dinâmica das bandas de frequência cerebrais e resposta à neuromodulação durante tarefa cognitiva em atletas de rugby sevens ao longo de uma temporada esportiva.** 2024. 59 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esportes, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2024.

O objetivo da presente tese foi examinar e avaliar a dinâmica da atividade elétrica cortical durante uma tarefa cognitiva e a resposta à aplicação da ETCC de alta definição (ETCC-HD) em atletas do sexo feminino de rugby sevens em dois momentos da temporada esportiva. Para tanto, vinte e uma atletas da seleção brasileira sub-20 e adulta de rugby sevens feminino foram avaliadas em dois momentos distintos da temporada: pré-temporada e após cinco meses de treinamento e competição (idade: $18,5 \pm 1,1$ anos; massa corporal: 84,9 kg; estatura: 181,5 cm). Foram avaliadas as potências espectrais nas frequências, assim como os índices espectrais nas condições Sham (placebo) e estimulação anódica com ETCC-HD durante a tarefa de Stroop no primeiro momento antes da temporada e após cinco meses. Foi empregado o teste de Wilcoxon, para estimar o tamanho de efeito, foi utilizado o teste d de Cohen não-paramétrico. Em todas as análises foi adotado o nível de significância de 5%. Foi verificado maior responsividade a ETCC-HD no momento 1 em detrimento ao momento 2 na condição anódica nos índices espectrais: p-valor $\leq 0,05$, tamanhos de efeito: 0,4346, 0,6908, 0,4717 (Região Central); 0,7647, 0,8044, 0,6109, (Região Frontal); 0,4648, 0,7265, 0,3089 (Total). Os resultados da presente tese indicam uma diminuição na responsividade da atividade cortical à perturbação (ETCC-HD) no grupo de jogadoras de rúgbi sevens feminino após os 5 meses da temporada, com lentificação da atividade cortical em resposta aos impactos de cabeça. A redução na responsividade a ETCC-HD levanta importantes considerações para a aplicação de técnicas de neuromodulação em atletas que participam de esportes de contato/colisão.

Palavras-chave: análise espectral; dinâmica cerebral; esportes de impacto.

Abstract

FERNANDES, V.G. **The dynamics of brain frequency bands and neuromodulation response during cognitive task in rugby sevens athletes over a sports season 2024.** 59 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esportes, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2024.

The objective of this thesis was to examine and evaluate the dynamics of cortical electrical activity during a cognitive task and the response to the application of High-Definition Transcranial Direct Current Stimulation (HD-tDCS) in female rugby sevens athletes at two points in the sports season. To achieve this, twenty-one athletes from the Brazilian under-20 and adult women's rugby national team were assessed at two different times in the season: pre-season and after five months of training and competition (age: 18.5 ± 1.1 years; body mass: 84.9 kg; height: 181.5 cm). Spectral powers at frequencies were evaluated, as well as spectral indices under Sham (placebo) and anodic HD-tDCS conditions during the Stroop task at the first moment before the season and after five months. The Wilcoxon test was employed, and to estimate effect size, the non-parametric Cohen's d test was used. A significance level of 5% was adopted for all analyses. Greater responsiveness to ETCC-HD was observed at moment 1 compared to moment 2 under anodic conditions in spectral indices: p-value ≤ 0.05 , effect sizes: 0.4346, 0.6908, 0.4717 (Central Region); 0.7647, 0.8044, 0.6109 (Frontal Region); 0.4648, 0.7265, 0.3089 (Total). The results of this thesis indicate a decrease in cortical activity responsiveness to disruption (ETCC-HD) in the female rugby sevens players' group after 5 months of the season, with a slowing of cortical activity in response to head impacts. The reduced responsiveness to ETCC-HD raises important considerations for the application of neuromodulation techniques in athletes participating in contact/collision sports.

Keywords: spectral analysis; brain dynamics; impact sports.

Lista de figuras

Figura 1 – Posicionamento de eletrodos no sistema 10-10	24
Figura 2 – Estimulação transcraniana por corrente contínua de alta definição . . .	28
Figura 3 – Análise pré-pós ETCC-HD para a condição anódica no momento 1 . . .	33
Figura 4 – Análise pré-pós ETCC-HD para a condição anódica no momento 2 . . .	35
Figura 5 – Análise pré-pós ETCC-HD para a condição sham no momento 1 . . .	36
Figura 6 – Análise pré-pós ETCC-HD para a condição sham no momento 2	37

Lista de tabelas

Tabela 1 – Resultados dos testes de Mann-Whitney para o momento 1 para as sensações causadas pela ETCC-HD	32
Tabela 2 – Resultados dos testes de Mann-Whitney para o momento 2 para as sensações causadas pela ETCC-HD	32
Tabela 3 – Tamanho de efeito da análise intragrupo do momento 1 para a condição anódica nas frequências espectrais	34
Tabela 4 – Tamanho de efeito da análise intragrupo do momento 2 para a condição anódica nas frequências espectrais	35
Tabela 5 – Tamanho de efeito da análise intragrupo do momento 1 para a condição Sham nas frequências espectrais	37
Tabela 6 – Tamanho de efeito da análise intragrupo do momento 2 para a condição Sham nas frequências espectrais	38
Tabela 7 – Tamanho de efeito da análise intragrupo do momento 1 a partir de janelamento para as condições Sham e Anódica nos índices espectrais .	38
Tabela 8 – Tamanho de efeito da análise intragrupo do momento 2 a partir de janelamento para as condições Sham e Anódica nos índices espectrais .	38
Tabela 9 – Tamanho de efeito da análise intragrupo do Momento 1 vs. Momento 2 para a condição anódica nos índices espectrais	39
Tabela 10 – Tamanho de efeito da análise intragrupo do Momento 1 vs. Momento 2 para a condição sham nos índices espectrais	39

Sumário

1	Introdução e Referencial Teórico	12
1.1	<i>Concussão e impactos de cabeça no esporte de contato/colisão</i>	12
1.2	<i>Neuromodulação e modulação da função cerebral</i>	17
1.3	<i>Objetivos</i>	19
1.3.1	Objetivo Geral	19
1.3.2	Objetivo Específico	19
1.3.3	Justificativa	19
2	Materiais e métodos	21
2.1	<i>Participantes</i>	21
2.2	<i>Delimitação Experimental</i>	21
2.3	<i>Procedimentos</i>	22
2.3.1	Medidas Antropométricas	22
2.3.2	Tarefa de Stroop	22
2.3.3	Eletroencefalografia (EEG)	23
2.3.4	Eletrocardiograma (ECG)	25
2.4	<i>Análise e Tratamento de Dados</i>	25
2.4.1	Análise de Componentes Independentes	25
2.4.2	Janelamento dos Dados	26
2.4.3	Desvio Absoluto Mediano	26
2.4.4	Estimulação transcraniana por corrente contínua de alta definição (ETCC-HD)	27
2.5	<i>Análise Estatística</i>	29
3	Resultados	32
3.1	<i>Resultados do questionário de percepção de sensações do efeito da ETCC-HD</i>	32
3.2	<i>Resultados do efeito da ETCC-HD nas frequências espectrais</i>	33
3.3	<i>Resultados do efeito da ETCC-HD nos índices espectrais</i>	38
4	Discussão	40

5	Conclusão	45
	Referências ¹	46
	Anexos	51

¹ De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 6023.

1 Introdução e Referencial Teórico

1.1 Concussão e impactos de cabeça no esporte de contato/colisão

Concussão ou traumatismo craniano ocorre devido a um movimento repentino do cérebro (encéfalo) dentro do crânio, com uma rápida aceleração angular ou linear, desaceleração ou força rotacional (JORDAN, 2013). Do ponto de vista clínico, a concussão pode incluir a perda da consciência, estado mental alterado, náuseas, dor de cabeça, vertigem, e amnésia. A participação em esportes de contato/colisão aumenta o risco de concussão (FOUNTAINÉ *et al.*, 2016).

A concussão relacionada à prática esportiva é uma lesão comum e muitas dessas lesões não são apropriadamente reconhecidas (GARDNER *et al.*, 2015). Tem sido relatado que aproximadamente 90% das concussões não resultam em perda da consciência, e muitas vezes não são detectadas ou diagnosticadas, com taxas de sub-relatos estimadas sendo superior a 50% - 90% (GARDNER *et al.*, 2015). O conhecimento acerca do potencial das consequências metabólicas e estruturais dos impactos de cabeça tem crescido, colocando um grande foco nos possíveis efeitos deletérios dos impactos repetidos na cabeça, concussivos e subconcussivos (BAILES *et al.*, 2013)). Os impactos repetidos na cabeça, mesmo aqueles sem sinais ou sintomas agudos, têm sido sugeridos como causa possível de lesões cerebrais crônicas (JANDA; BIR; CHENEY, 2002).

BAILES *et al.* (2013) forneceram uma visão abrangente das evidências biofísicas neurofisiológicas e neurorradiológicas (a partir de técnicas de imagem) concernentes aos impactos de cabeça, denominados pelos autores, como subconcussão. Os autores definem a subconcussão como um impacto craniano, o qual não resulta em uma concussão cerebral conhecida ou diagnosticada em termos clínicos, a qual, por sua vez, pode ser resultado do fenômeno “slosh” (SMITH *et al.*, 2012) que decorre de uma rápida aceleração-desaceleração do cérebro (BAILES *et al.*, 2013). Entretanto, LAVENDER; GEORGIEVA; TAKECHI (2022) sugeriram outra definição para melhor representar o fenômeno de impactos repetidos na cabeça: “Movimento brusco ou balístico de baixa magnitude do cérebro que interrompe a função neurofisiológica e conectividade, resultando em alterações assintomáticas, com o potencial de afetar a função da via neural se realizado repetidamente por longos períodos”. Levando esta definição em consideração, eles propuseram que esse fenômeno pode ser definido como uma “disrupção neurofisiológica induzida mecanicamente” ou “MIND” (do

inglês, "mechanically induced neurophysiological disruption") (LAVENDER; GEORGIEVA; TAKECHI, 2022).

MAINWARING *et al.* (2018) destacam a falta de clareza na definição do termo 'subconcussão' em estudos sobre impactos de cabeça. Apontam a ausência de um limiar preciso para sua ocorrência como uma questão central. O diagnóstico de concussão é baseado em sinais e sintomas, enquanto a subconcussão é definida pela ausência desse diagnóstico. No entanto, os autores alertam que definir subconcussão pelo que não é uma concussão é problemático, pois não oferece uma compreensão precisa do fenômeno. Desta forma, recomendam a adoção do termo "impacto de cabeça" como uma alternativa mais precisa. A pesquisa deve concentrar-se nos efeitos cumulativos do trauma leve e repetitivo na cabeça, evitando o uso dos termos "subconcussão" e "lesões subconcussivas". Destaca-se a necessidade de uma definição operacional clara para esses termos, considerando que as alterações identificadas nos estudos não podem ser conclusivamente associadas a lesões subclínicas acumuladas (MAINWARING *et al.*, 2018).

Apesar dessa falta de consenso sobre a definição mais apropriada para o fenômeno, é importante considerar que na literatura foram propostas questões sobre as interrupções neurofisiológicas e possíveis mecanismos associados à lesão da integridade axonal e neuronal (MANLEY *et al.*, 2017). Além disso, podem ocorrer prejuízos cognitivos e comportamentais. Por exemplo, SLOLEY *et al.* (2021) demonstraram que impactos de cabeça não danosos, mas de alta frequência, podem alterar a função cerebral em camundongos por meio de adaptação sináptica, lançando luz sobre possíveis mecanismos de adaptações fisiológicas a impactos repetidos na cabeça (SLOLEY *et al.*, 2021).

BAILES *et al.* (2013) apontam que a exposição acumulativa à impactos repetidos na cabeça é o principal contribuidor para a subconcussão, e enfatizam a necessidade do avanço do conhecimento nessa temática. Adicionalmente, é importante destacar que os impactos repetidos na cabeça vêm se tornando uma crescente área de investigação e estudo por conta dos seus possíveis efeitos cumulativos e associações com futuras desordens neurológicas (WALTER *et al.*, 2021). Os impactos repetidos de cabeça envolvem a transferência de energia mecânica para o cérebro com força suficiente para alterar a integridade axonal ou neuronal, não resultando porém, em sintomas clínicos (MANLEY *et al.*, 2017); e são, especialmente comuns em atletas envolvidos com esportes de contato/colisão. A preocupação com os impactos repetidos de cabeça tem crescido consideravelmente, pois os atletas envolvidos nesses esportes (contato/colisão) podem acumular um grande número

de impactos ao longo da carreira e mesmo em uma única temporada competitiva (BAUGH *et al.*, 2012; MCKEE *et al.*, 2009). Resultados de estudos têm sugerido a existência do efeito acumulativo dos impactos repetidos, alterando a hemodinâmica cerebral (avaliada por imagem por ressonância magnética; MRI), os níveis de marcadores bioquímicos, e afetando o processamento cognitivo (WALTER *et al.*, 2021).

Os impactos repetidos na cabeça vêm sendo considerados como componentes de uma fase denominada como “fase terciária” do traumatismo craniano (BAILES *et al.*, 2013). Tradicionalmente, o traumatismo craniano envolve três fases. A lesão (traumatismo) primária é representada pelo momento do impacto, resultando na translação da energia cinética e vetores de força em um mecanismo linear de aceleração e desaceleração, por conta de um mecanismo rotacional, ou a combinação dos mecanismos lineares e rotacionais. A segunda fase é o resultado indireto do trauma e seus processos subsequentes, incluindo eventos celulares imediatos e posteriores. A terceira fase (terciária), pode se tornar crônica e agravada se o indivíduo for submetido a pequenos impactos repetidos na cabeça, indicando a necessidade do avanço do entendimento da dinâmica funcional e estrutural do cérebro em consequência dos impactos repetidos na cabeça em atletas (DASHNAW; PETRAGLIA; BAILES, 2012).

Esses repetidos impactos de cabeça têm sido associados à ocorrência de anormalidades contínuas na utilização da glicose e no metabolismo celular, bem como na fluidez da membrana, na função sináptica e integridade estrutural (BARKHOUDARIAN; HOVDA; GIZA, 2011; JOHNSON *et al.*, 1991; MATA; STAPLE; FINK, 1986; MAXWELL *et al.*, 1995; MAXWELL; POVLISHOCK; GRAHAM, 1997; PETTUS; POVLISHOCK, 1996; POVLISHOCK; PETTUS, 1996; SAATMAN *et al.*, 2003; SPAIN *et al.*, 2010). Portanto, é imperativo adotar no esporte de contato/colisão, tanto em jovens como em adultos, modelos de avaliação e monitoramento dos efeitos dos impactos de cabeça, utilizando-se instrumentos de análise da atividade elétrica cortical durante tarefas cognitivas ao longo de uma temporada e, se possível, ao longo dos muitos anos da carreiras esportiva.

A importância desse monitoramento da atividade elétrica cortical durante tarefas cognitivas, também é suportado por resultados de estudos que demonstram que as membranas axonais são lesionadas por conta de impactos repetidos na cabeça, e ainda, que o transporte axonal também é interrompido em um processo progressivo. Achados de autópsia em atletas profissionais de esportes de contato/colisão demonstram danos nos neurônios e nos processos neuronais em áreas multifocais desses atletas, notável pela

coloração do anticorpo da proteína tau, representando um padrão temporal e espacial de lesão por trauma repetido (SPAIN *et al.*, 2010; BAUGH *et al.*, 2012; GAVETT; STERN; MCKEE, 2011; MCKEE *et al.*, 2009; OMALU *et al.*, 2010; OMALU *et al.*, 2011; OMALU *et al.*, 2006). Adicionalmente, uma inflamação crônica poderia ocorrer, possivelmente, por conta da ativação microglial, levando a uma cascata de eventos deletérios (BLAYLOCK; MAROON, 2011).

Para testar a hipótese de que impactos de cabeça causam alterações neurofisiológicas acumuladas, é necessário, portanto, medir as funções neurológicas ao longo do tempo. Nesse sentido, por exemplo, TALAVAGE *et al.* (2014) utilizaram imagens de ressonância magnética e ressonância magnética funcional, e avaliações neurocognitivas, em estudantes (high-school) praticantes de futebol americano, em três diferentes momentos: a) antes do início dos treinamentos com contatos; b) durante a temporada; c) 2 a 5 meses após a conclusão da temporada esportiva. Os resultados mostraram que mesmo com a ausência de sintomas clínicos e observáveis de concussão, os jogadores apresentaram alterações neurofisiológicas nas imagens de ressonância magnética, nos testes cognitivos e na avaliação padrão de pós-concussão. Os indivíduos com comprometimento funcional observado apresentavam alterações nas imagens de ressonância magnética funcional durante a realização de uma tarefa cognitiva (memória de trabalho); essas alterações, eram maiores do que as verificadas em trabalhos prévios com jogadores diagnosticados com concussão cerebral (BREEDLOVE *et al.*, 2012; TALAVAGE *et al.*, 2014). Dessa forma, TALAVAGE *et al.* (2014) descobriram uma categoria (denominada como terceira categoria) de atletas com lesão decorrente do traumatismo craniano apresentando comprometimento funcional, avaliados por testes neurofisiológicos e por imagens de ressonância. Esse grupo, se caracteriza por não apresentar sintomas clínicos com diagnósticos de concussão, e sugere fortemente que os impactos de cabeça podem se relacionar com síndromes neurológicas crônicas. Em estudo anterior, BREEDLOVE *et al.* (2012) também demonstrou que múltiplos golpes na cabeça podem produzir comprometimentos neurológicos, diferentemente de um evento isolado, indicando a importância e relevância de se monitorar a dinâmica de marcadores neurofisiológicos em atletas de esportes de contato/colisão.

Nesse sentido, além do uso de testes cognitivos e de imagens de ressonância magnética, alguns poucos estudos têm utilizado a espectroscopia no infravermelho próximo (fNIRS) para a avaliação e monitoramento de traumatismos cranianos pós concussão

cerebral (BISHOP; NEARY, 2018; HOCKE *et al.*, 2018; SHARMA *et al.*, 2020), porém, seu uso longitudinal em estudos relacionados aos impactos de cabeça ainda é escasso.

Nos estudos com atletas diagnosticados clinicamente com sintomas de concussão, alterações foram observadas ao longo do tempo, indicando redução da concentração relativa da oxi-hemoglobina (HbO) após a concussão cerebral inicial, e um aumento da concentração relativa de deoxi-hemoglobina (HbR) (Hemoglobina sem a molécula de oxigênio) até 14 dias pós concussão.

FORCIONE *et al.* (2018) relataram alterações similares as quais foram validadas com imagens de ressonância magnética funcional (FORCIONE; COLONNESE; BELLI, 2018). Em conjunto, esses achados indicam a necessidade de se monitorar longitudinalmente o efeito dos impactos de cabeça nas funções cognitivas e na atividade elétrica cortical durante tarefas cognitivas, para expandir o conhecimento acerca dos efeitos desses múltiplos golpes na cabeça, em atletas de esportes de contato/colisão, e que frequentemente, não apresentam sinais clínicos de concussão. Dessa forma, um modelo de avaliação neuropsicológica em atletas de esporte de contato poderia e deveria ser adotado. Adotando-se um modelo de monitoramento que inclui a avaliação da atividade elétrica cortical durante tarefa cognitiva em diferentes momentos da temporada poder-se-ia contribuir com o avanço do entendimento nessa área.

Ademais, como demonstrado recentemente por WALTER *et al.* (2021), é necessário intensificar a pesquisa com atletas de diferentes esportes de contato/colisão, em particular, com jovens atletas e atletas do sexo feminino. Os autores demonstram nesse estudo de revisão sistemática que a maior parte dos estudos com impactos de cabeça envolvem atletas do sexo masculino de futebol americano, de nível universitário ou escolar (high-school), demonstrando essa sub representação para outros esportes e para o sexo feminino. Nesse mesmo estudo, também revelaram a incipiente utilização de medidas integradas de eletroencefalografia durante tarefas cognitivas, de forma longitudinal, limitando dessa forma um entendimento aprofundado dos correlatos neurais e cognitivos envolvidos nos impactos de cabeça. Adicionalmente, também revelaram que os testes cognitivos quando utilizados isoladamente não são sensíveis o suficiente para detectar possíveis alterações neurológicas decorrentes dos impactos de cabeça, sugerindo assim que medidas cognitivas deveriam ser utilizadas em conjunto com medidas de atividade elétrica cerebral (WALTER *et al.*, 2021).

1.2 Neuromodulação e modulação da função cerebral

Com os avanços tecnológicos, novas técnicas não-invasivas (“menos invasivas”) surgiram na tentativa de modular a função cerebral, o que tem facilitado o seu uso e adoção em diferentes contextos, incluindo o esporte e o exercício. Entre essas técnicas, destaca-se a estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) (BIKSON *et al.*, 2016; FREGNI *et al.*, 2005; NITSCHKE; PAULUS, 2000; NITSCHKE; PAULUS, 2001; MACHADO *et al.*, 2019; MOREIRA *et al.*, 2018a; MOREIRA *et al.*, 2021a; MOREIRA *et al.*, 2021; MOREIRA *et al.*, 2021b; MOREIRA *et al.*, 2021a; OKANO *et al.*, 2015; OKANO *et al.*, 2017). A ETCC é uma técnica de intervenção neuromodulatória que induz alterações na excitabilidade do córtex humano (DISSANAYAKA *et al.*, 2017; MORYA *et al.*, 2019). O corpo celular (soma) dos neurônios piramidais (CHAN; HOUNSGAARD; NICHOLSON, 1988; RADMAN *et al.*, 2009), os terminais axônicos/sinapses (BIKSON *et al.*, 2004), e os dendritos (KRONBERG *et al.*, 2017) são alvo celulares da ETCC.

A ETCC consiste na aplicação de uma corrente elétrica de baixa intensidade (260 μ A a 4 mA) sobre o escalpo na região cerebral de interesse. Os mecanismos neurofisiológicos de ação de funcionamento da ETCC estão relacionados ao aumento da eficiência neuronal. Especificamente, a ETCC anódica aumenta o nível de cálcio intracelular e conseqüentemente facilita a liberação de neurotransmissores no terminal do axônio. Adicionalmente, no neurônio pós-sináptico ocorre uma hiperpolarização de dendritos basais e soma, e uma despolarização dos dendritos apicais que aumentam as modificações iônicas mediadas pelos receptores do ácido α -amino-3-hidroxi-5-metil-4-isoxazol propiônico (AMPA) e N-metil-D-aspartato (NMDA) (MORYA *et al.*, 2019). Considerando esses mecanismos da ETCC e os mecanismos envolvidos nas alterações cerebrais decorrentes dos golpes repetidos na cabeça descritos anteriormente, é razoável hipotetizar que alterações da atividade elétrica cortical ocorram após o uso da ETCC; e assim, a utilização dessa técnica de neuromodulação não invasiva poderia, em tese, minimizar os efeitos deletérios dos traumas repetidos na atividade cerebral.

Adicionalmente, a responsividade ou alterações da resposta da atividade elétrica cortical à ETCC durante tarefas cognitivas, poderia ser um indicador de mudança no processamento neural em decorrência dos efeitos acumulativos de impactos de cabeça durante uma temporada ou ao longo de temporadas competitivas, em atletas de esportes

de contato. Essa hipótese pode ser sustentado pelos resultados de estudos com aplicação da ETCC, que mostraram, por exemplo, efeitos benéficos prolongados em medidas de comportamento e desempenho cognitivo após a aplicação da ETCC no CPFDL (córtex pré-frontal dorsolateral). Por exemplo, impactos positivos (melhora) no tempo de reação, vigilância e humor, após serem influenciados negativamente pela fadiga, foram demonstrados em um grupo de militares após a utilização da ETCC sobre o CPFDL (MCINTIRE *et al.*, 2017), e incremento no desempenho cognitivo, notadamente na redução do tempo de resposta e na diminuição dos erros durante a tarefa de Stroop, foram observados em jovens adultos (LOFTUS *et al.*, 2015) com a utilização de uma montagem bilateral sobre o CPFDL (montagem F3-F4). Adicionalmente, estudos de meta-análise revelaram os efeitos positivos da ETCC sobre o CPFDL no desempenho cognitivo de indivíduos saudáveis e populações clínicas (BRUNONI; VANDERHASSELT, 2014; DEDONCKER *et al.*, 2016; HILL; FITZGERALD; HOY, 2016). Porém, ainda é limitado o número de pesquisas sobre o efeito da ETCC em atletas, notadamente sobre o CPFDL (MACHADO *et al.*, 2019; MOREIRA *et al.*, 2018a; MOREIRA *et al.*, 2021a; MOREIRA *et al.*, 2021; MOREIRA *et al.*, 2021b; MOREIRA *et al.*, 2021a). ANGIUS *et al.* (2019), por exemplo, investigando uma amostra de indivíduos saudáveis (não atletas) mostraram que a aplicação da ETCC sobre o CPFDL esquerdo antes da tarefa de Stroop pode aumentar o controle inibitório e também o desempenho de endurance durante o ciclismo em indivíduos saudáveis (ANGIUS *et al.*, 2019).

Estudos recentes do nosso grupo (MOREIRA *et al.*, 2021a; MOREIRA *et al.*, 2021; MOREIRA *et al.*, 2021a; MOREIRA *et al.*, 2021b) mostraram o potencial do uso da técnica de ETCC como estratégia de recuperação em atletas profissionais de futebol masculino (MOREIRA *et al.*, 2021a) e feminino (MOREIRA *et al.*, 2021) aplicando a ETCC sobre o CPFDL. Alterações em medidas de bem-estar e em indicadores da atividade autonômica foram demonstradas nesses estudos com atletas profissionais, sugerindo o potencial uso da ETCC também para essa finalidade (recuperação) no esporte (MOREIRA *et al.*, 2021a).

Diante da problemática apresentada nesta contextualização, surge a plausível hipótese de que a ETCC aplicada sobre o CPFDL possa modular a função cerebral em atletas envolvidos em esportes de contato/colisão, potencialmente mitigando os efeitos deletérios dos impactos de cabeça repetidos. Também é possível se hipotetizar que alterações na dinâmica da atividade elétrica cortical ao longo da temporada esportiva e, sobretudo, em resposta à ETCC durante tarefa cognitiva, poderia indicar possíveis efeitos do acúmulo

de impactos repetidos na cabeça, em atletas de esporte de colisão. Contudo, ainda é incipiente o conhecimento acerca dos efeitos da ETCC na atividade elétrica cortical de atletas de esportes de contato/colisão ao longo de diferentes períodos da temporada. Além disso, o impacto longitudinal dos impactos de cabeça na atividade elétrica cortical de jovens atletas de elite do sexo feminino que participam dessas modalidades também é desconhecido. Adicionalmente, não se conhece o efeito da ETCC na atividade elétrica cortical durante a execução de tarefas cognitivas nessa população.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo Geral

Considerando o exposto, o objetivo geral deste estudo foi examinar e avaliar a dinâmica da atividade elétrica cortical durante uma tarefa cognitiva e a resposta à aplicação da ETCC de alta definição (ETCC-HD) em atletas do sexo feminino de rugby sevens em dois momentos da temporada esportiva.

1.3.2 Objetivo Específico

- Avaliar a atividade elétrica cortical por meio das frequências cerebrais e índices espectrais durante tarefa de Stroop em atletas da Seleção Brasileira feminina (sub 20 e adulta) de rugby sevens em dois momentos da temporada competitiva: antes do início do treinamento para a temporada esportiva e após 5 meses de treinamento e participação em competições oficiais;
- Verificar o efeito da ETCC-HD sobre as frequências cerebrais e índices espectrais, durante a tarefa de Stroop nas atletas da Seleção Brasileira feminina (sub 20 e adulta) de rugby Sevens nos dois momentos da temporada competitiva;

1.3.3 Justificativa

A concussão relacionada à prática esportiva é uma lesão comum, porém muitas vezes não é adequadamente reconhecida ou diagnosticada. O conhecimento sobre os efeitos dos impactos repetidos na cabeça na função cerebral tem aumentado, especialmente em

esportes de contato/colisão. No entanto, a maioria dos estudos foca em atletas do sexo masculino, principalmente no futebol americano, e, portanto, há uma falta de pesquisa específica para atletas do sexo feminino e outros esportes de contato/colisão.

Os resultados desse estudo podem contribuir para um melhor entendimento dos efeitos dos impactos de cabeça em atletas do sexo feminino de esportes de contato/colisão, além de fornecer insights sobre o uso da ETCC-HD como uma potencial intervenção de avaliação. Os desdobramentos poderiam auxiliar no desenvolvimento de estratégias de prevenção, avaliação, e cuidados mais eficazes para examinar e proteger a saúde cerebral dessas atletas.

2 Materiais e métodos

2.1 Participantes

A amostra foi composta por vinte e uma atletas da seleção brasileira sub-20 e adulta de Rugby feminino, avaliadas em dois momentos distintos da temporada: pré-temporada e após cinco meses de treinamento e competição (idade: $18,5 \pm 1,1$ anos; massa corporal: 66 ± 9 kg; estatura: 165 ± 5 cm).

As atletas precisaram atender aos seguintes requisitos para serem incluídas no estudo: (a) participação em treinamento físico e esportivo para competições de nível estadual, nacional ou internacional, sem interrupção do treinamento regular nos últimos 6 meses; (b) envolvimento regular nas competições; (c) ausência de distúrbios neurológicos ou psiquiátricos; (d) não utilização de medicamentos que poderiam afetar o sistema nervoso central; (e) ausência de lesões articulares ou musculares que impediriam a participação nos treinamentos por mais de 2 semanas; (f) não apresentar contraindicações conhecidas para o uso da ETCC, como metais implantados na cabeça, marcapassos, lesões no couro cabeludo ou cabeça, ou histórico de convulsões.

2.2 Delineamento Experimental

Cada participante realizou três visitas ao laboratório no período da tarde. As atletas foram instruídas a comparecer ao laboratório após 90 minutos da última refeição, mantendo o horário consistente em todas as condições experimentais (entre 13:30 e 14:30).

A primeira visita foi para familiarização com o protocolo e medição antropométrica, ocorrendo antes do início dos treinamentos para a temporada esportiva. A segunda visita ocorreu entre 48 e 72 horas após a sessão de familiarização, antes do início da temporada esportiva (Momento 1). Nesta visita, inicialmente, as atletas realizavam a tarefa de Stroop por 15 minutos, durante a qual eram monitoradas em relação à atividade cortical (EEG). Após a realização da tarefa de Stroop (Stroop-Pré), as atletas receberam ETCC-HD durante 20 minutos e, então, realizavam novamente a tarefa de Stroop (Stroop-Pós); sendo metade do grupo recebendo estimulação sham e outra metade do grupo recebendo estimulação anódica. Tanto o pesquisador responsável quanto o participante foram blindados quanto ao tipo de estimulação, configurando um teste duplo-cego. Todas as participantes usaram

uma touca na qual os eletrodos do EEG e da ETCC-HD estavam acoplados. Três eletrodos posicionados na superfície dos braços direito (polo negativo) e esquerdo (polo positivo) e na perna direita (terra) foram utilizados para a aquisição de dados de eletrocardiografia (ECG) para auxiliar na remoção de artefatos do sinal de EEG. A aquisição dos dados foi feita por meio do canal AUX do amplificador BrainVision actiCHamp de 24 bits, da Brain Products. Cinco meses após o momento 1, as atletas realizaram uma única visita e os procedimentos adotados foram os mesmos realizados no momento 1, com metade no grupo estimulação sham e metade no grupo estimulação anódico.

2.3 Procedimentos

2.3.1 Medidas Antropométricas

Foram registradas as medidas antropométricas de estatura e massa corporal com precisão de 0,1 cm e 0,1 kg, respectivamente. A estatura foi medida durante a inspiração máxima, utilizando um estadiômetro. A massa corporal foi registrada em uma balança calibrada (Filizola, Brasil). Também foram realizadas medidas de circunferência da cabeça.

2.3.2 Tarefa de Stroop

Foi utilizada uma versão modificada da tarefa de Stroop. A tarefa de Stroop modificada foi realizada em um computador usando software de apresentação de estímulos (E-prime 2.0, Psychology Software Tools Inc., Sharpsburg, PA, EUA) por 15 minutos. As participantes estavam sentadas confortavelmente em uma sala silenciosa. A tarefa envolve quatro palavras (amarelo, azul, verde, vermelho) exibidas aleatoriamente na tela do computador, aguardando a resposta do participante. As participantes foram instruídas a pressionar um dos quatro botões coloridos (A, D, J ou L) no teclado, correspondendo às cores amarelo, azul, verde e vermelho, respectivamente. A resposta correta é o botão que corresponde à cor da palavra exibida na tela. Por exemplo, se o preenchimento for vermelho, o participante deve pressionar o botão associado ao significado da palavra exibida. As participantes foram aconselhadas a responder o mais rapidamente possível, mantendo a precisão no procedimento. Respostas com menos de 200 ms foram excluídas da análise, pois isso pode indicar que o participante respondeu antes de ver a palavra; da

mesma forma, respostas que excedam 2 segundos também serão omitidas (MARTIN *et al.*, 2016; MOREIRA *et al.*, 2018a). Durante a tarefa de Stroop, cada estímulo visual foi acompanhado por um gatilho auditivo imperceptível que serviu como marcador temporal no EEG, definindo as janelas de tempo observadas na análise.

2.3.3 Eletroencefalografia (EEG)

A atividade elétrica cortical foi medida utilizando 16 eletrodos ativos na superfície do couro cabeludo, conectados a um amplificador *BrainVision actiChamp* de 24 bits da *Brain Products*, com frequência de aquisição de 1000 Hz. A colocação padrão dos eletrodos para o registro de EEG seguiu o sistema internacional 10/20 EEG. A caixa de ferramentas *EEGLab* realizou o processamento de sinal no *MATLAB®* 2020b para Windows.

A colocação padronizada de eletrodos no escalpo para a gravação de EEG seguiu o sistema internacional 10/20, conforme a figura 1

Para garantir a confiabilidade dos dados e o timing exato de cada estímulo durante a tarefa de Stroop, sincronizações foram realizadas com a atividade elétrica cerebral. Triggers foram automaticamente enviados simultaneamente com o EEG para marcar os dados de interesse com precisão. Para o EEG, um TriggerBox da Brain Products GmbH foi utilizado como interface entre o software da tarefa experimental (software Psychopy - tarefa de Stroop) e o amplificador de EEG. Um trigger sonoro através do software (Psychopy) foi usado para marcar o evento, e o participante não ouviu o som. Esse trigger garante a marcação na linha do tempo dos dados de EEG no momento exato em que o estímulo foi apresentado na tela do computador (tarefa de Stroop). O TriggerBox estava conectado ao computador via USB.

2.3.4 Eletrocardiograma (ECG)

O eletrocardiograma foi adquirido por meio de três eletrodos periféricos diferenciais posicionados na superfície dos braços direito (polo negativo) e esquerdo (polo positivo) e na perna direita (terra), durante a realização do Stroop. Os dados do ECG são utilizados para extrair a frequência cardíaca e para remover artefatos do sinal de EEG. Os dados foram adquiridos por meio do canal AUX do amplificador LiveAMP BrainVision de 24 bits da Brain Products (Germany).

2.4 *Análise e Tratamento de Dados*

2.4.1 Análise de Componentes Independentes

A Análise de Componentes Independentes (ICA) é uma técnica que visa separar um sinal multivariado em suas componentes independentes, com o propósito de identificar e eliminar interferências indesejadas ou artefatos do sinal original. Essa abordagem é particularmente útil quando os sinais originais são combinações lineares de fontes independentes, mas podem ser prejudicados por ruídos ou artefatos que introduzem relações indesejadas.

No contexto do EEG, o sinal registrado pode ser afetado por vários fatores, como movimentos oculares, atividade muscular facial e outros tipos de ruídos elétricos. A presença desses artefatos pode dificultar a análise precisa das atividades neurais autênticas, comprometendo a compreensão das respostas cerebrais a estímulos ou tarefas.

A ICA atua de maneira eficaz para abordar essa questão. Ela trabalha na separação dos diversos componentes presentes no sinal EEG, distinguindo aqueles que vêm das fontes de interesse, como as atividades cerebrais, daqueles gerados por artefatos (STONE, 2004). Conseqüentemente, a ICA permite isolar os artefatos, tornando possível seu tratamento ou remoção do sinal final. Com essa abordagem, a qualidade dos dados EEG é aprimorada, viabilizando uma análise mais confiável das atividades cerebrais genuínas e promovendo avanços no entendimento da funcionalidade do cérebro humano.

Concomitante ao protocolo de ICA, foi realizado uma redução da taxa de amostragem para 256 Hz, bem como foi aplicado um filtro passa-banda de 0,5 à 50 Hz. A potência espectral absoluta foi calculada usando a estimativa de Welch para faixas de frequência: delta (δ) (0,5 a \leq 4 Hz), theta (θ) (\geq 4 a \leq 8 Hz), alpha (α) (\geq 8 a \leq 13 Hz), beta (β) (\geq 13 a \leq 30 Hz) e gama (γ) (\geq 30 Hz), onde os valores das potências espectrais relativas foram calculados para épocas(janelas) de 1,5 segundos. A partir das potências espectrais relativamos foram calculados os índices espectrais: Índice de razão de potência (PRI - delta (δ) + theta (θ) / alpha (α) + beta (β)), a razão delta para alfa (DAR) e a razão theta para beta (TBR).

2.4.2 Janelamento dos Dados

Adotamos a seguinte abordagem frente ao sinal: um janelamento a partir de 180s de aquisição, com janelas de 1,5s, por um período de 240s, totalizando 160 'n' janelas ou unidades de observação por sujeito. A escolha se deu devido a duração da aquisição do sinal de dez minutos em média e, principalmente, para se aproximar da atividade neural observada durante a tarefa de Stroop (MIT News, 2017).

2.4.3 Desvio Absoluto Mediano

O Desvio Absoluto Mediano (MAD - Median Absolute Deviation) é uma medida de dispersão estatística que quantifica a variabilidade dos dados em relação à mediana. Assim como o desvio padrão, o MAD é utilizado para entender o quão espalhados ou concentrados os valores dos dados estão em torno de um valor central, no caso a mediana. O MAD é o análogo do desvio padrão para quando os dados não assumem a distribuição normal e

lidamos com testes não-paramétricos (MILLER, 1993). Para um vetor A de comprimento finito composto por N observações escalares, o desvio médio absoluto mediano (MAD) é definido como:

$$\text{MAD} = \text{mediana}(|A_i - \text{mediana}(A)|)$$

Para $i = 1, 2, \dots, N$

A principal vantagem ao trabalhar com o MAD é a robustez em relação a valores extremos (outliers) em comparação com o desvio padrão. Isso significa que o MAD não é tão influenciado por valores atípicos, pois ele utiliza diferenças absolutas em vez de diferenças ao quadrado. O MAD é particularmente útil quando lidamos com dados que podem conter outliers, pois ele fornece uma estimativa mais resistente da variabilidade dos dados.

Neste projeto, empregamos o MAD de maneira a remover outliers a nível de sujeito e a nível de grupo baseado no fator f no valor de 1,5, compondo assim um limiar. Foi assumido que um outlier serão todos os valor que estão a mais de três MAD fora do seguinte intervalo:

$$[\text{mediana}_n - f\text{MAD}, \text{mediana}_n + f\text{MAD}]$$

Portanto, para compor as ' n ' unidades observacionais (ou janelas), houve retenção baseada no quanto cada uma desviava da mediana, logo, é importante frisar que o ' n ' dos resultados refere-se a essas unidades observacionais e não ao número de atletas.

2.4.4 Estimulação transcraniana por corrente contínua de alta definição (ETCC-HD)

Antes dos procedimentos, na primeira visita, as participantes responderam um questionário sobre avaliação de contraindicações e considerações especiais para o procedimento de ETCC (Anexo A). A ETCC foi aplicada utilizando um estimulador elétrico transcraniano digital (MxN, Soterix Medical, Nova York, NY, EUA) com eletrodos circulares de uma combinação de Ag/AgCl, com diâmetro externo de 11 mm e interno de cinco milímetros.

Os eletrodos foram presos na cabeça das participantes por uma touca de EEG (Acticap; Brain Products, Munich, Germany) contendo fixadores plásticos para estabilização dos eletrodos. A touca foi a mesma na qual os eletrodos do EEG foram colocados. Os fixadores foram preenchidos com aproximadamente dois mililitros de gel condutor para ETCC-HD (Soterix Medical, New York, NY, EUA) de modo que a área de contato gel-pele fosse de aproximadamente $3,24 \text{ cm}^2$. O posicionamento dos eletrodos seguiu o padrão do sistema internacional de EEG 10/20. A medida de circunferência da cabeça das participantes foi utilizada para determinar o tamanho e o correto posicionamento da touca. Antes da colocação do gel, o cabelo abaixo do fixador dos eletrodos foi gentilmente movido para o lado, de forma que o escalpo ficasse visível. A aplicação de ETCC foi realizada apenas quando a impedância estava abaixo de $30 \text{ k}\Omega$.

ETCC-HD: A montagem de estimulação utilizada no presente estudo baseou-se em um modelo de fluxo de corrente elétrica no cérebro, utilizando um método dos elementos finitos por meio de modelagem computacional. A ETCC-HD foi aplicada durante 20 minutos, com a corrente anódica com intensidade de $2,0 \text{ mA}$ sobre o córtex pré-frontal dorsolateral esquerdo (FFC3h) e a estimulação catódica sobre FCC5H ('ground'), FCC1h, AFF5h e AFF1h com $-0,5 \text{ mA}$ para cada um desses eletrodos.

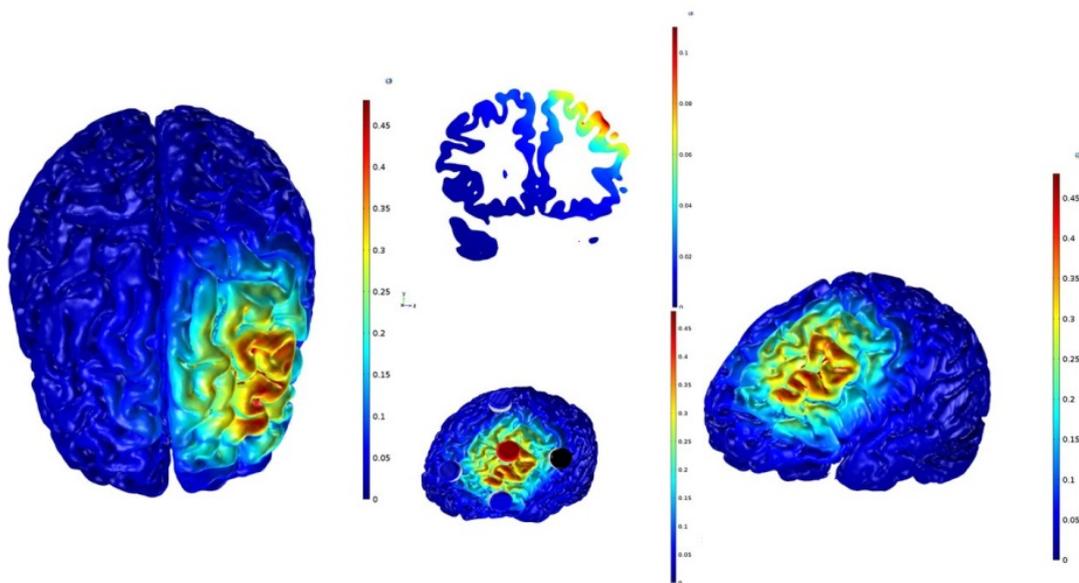


Figura 2 – ETCC-HD anódica. Campo elétrico máximo: $0,48 \text{ V/m}$.

ETCC sham: Foi utilizada uma condição de ETCC sham passiva, na qual a mesma distribuição de eletrodos foi adotada. Entretanto, o estimulador foi desligado após 30 segundos de estimulação, com um período de rampa de 30 segundos no início e 30 segundos no final da intervenção. A montagem com estimulação sham ativa não foi recomendada para este estudo após o resultado da modelagem do fluxo de corrente elétrica no cérebro, onde foi observado que o campo elétrico era relativamente elevado (aproximadamente 0,23 V/m).

Para avaliar o cegamento das participantes em relação à condição de estimulação, ao final de cada sessão experimental, as participantes responderam ao questionário proposto por (FERTONANI; FERRARI; MINIUSSI, 2015) (Anexo B). Este questionário avaliou a percepção, início, duração e influência sobre o desempenho das sensações relacionadas à ETCC, bem como a ocorrência de efeitos colaterais e/ou adversos. A estimulação foi realizada em uma abordagem duplo-cego, garantindo que nem o pesquisador nem o participante soubessem qual condição estava sendo realizada.

2.5 *Análise Estatística*

A análise descritiva é apresentada utilizando-se os valores de mediana e amplitude interquartílica. O termo "Variação da Mediana" refere-se à diferença entre as medianas dos grupos de dados que estão sendo comparados. O resultado do cálculo da variação da mediana indica como as medianas dos dois grupos estão posicionadas em relação um ao outro para a medida em questão. Isso pode ser útil para entender o efeito central da distribuição das medidas entre os grupos e se há algum deslocamento notável. Se o valor for positivo, isso indica que as medianas do grupo 1 são maiores do que as do grupo 2. Se for negativo, indica o contrário. Se for próximo de zero, indica que as medianas estão mais alinhadas.

Em resumo, a variação da mediana fornece uma medida simples da diferença nas medianas entre os grupos, que pode ser útil para visualizar tendências gerais nas diferenças entre os grupos de dados. Isso é especialmente útil no contexto de outliers e dados não-normais. Além disso, os valores da mediana foram a base para o emprego do MAD (vide seção de análise de dados), assim como nos testes de tamanho de efeito que serão discutidos mais a seguir nessa seção, uma vez que foram baseados na normalização da variação da

mediana levando em consideração o MAD de dois conjuntos, sejam o pré e pós, neste caso em particular.

Para mitigar a variabilidade inerente observada nos dados de EEG, apenas os dados das bandas de frequência que estavam entre os percentis 25 e 75 % foram mantidos na análise, conforme adotado por (MOSCALESKI *et al.*, 2022).

Para analisar o efeito da ETCC-HD sobre a atividade cortical das atletas, primeiramente, foram comparados os dados de PRÉ-SHAM (Stroop-Pré) vs. PÓS-SHAM (Stroop-Pós) e PRÉ-ANÓDICA (Stroop-Pré) vs. PÓS-ANÓDICA (Stroop-Pós), separadamente, em cada um dos momentos (MOMENTO 1 e MOMENTO 2). Para tanto, um teste de postos com sinal de Wilcoxon (teste de Wilcoxon) foi adotado para cada variável dependente (bandas de frequência e biomarcadores espectrais – PRI, DAR e TBR), em cada um dos dois momentos. A variação de cada banda de frequência e biomarcadores espectrais (Δ PRÉ-PÓS) na condição SHAM foi determinada e comparada com a variação (Δ PRÉ-PÓS) na condição ANÓDICA, utilizando-se o teste de Mann-Whitney, para cada um dos momentos, separadamente. O nível de significância de 5% ($p < 0,05$) foi adotado para todas as análises.

O tamanho do efeito para cada uma da análise também foi determinado. Esse teste avalia a magnitude da diferença entre dois grupos, uma vez que a diferença pode ser estatisticamente significativa, mas sem relevância prática ou clínica substancial, dependendo do contexto (WILCOX, 2018; CONOVER, 1999). Utilizou-se “Nonparametric Cohen’s d-consistent effect size”, calculado de acordo com o proposto por (CLIFF, 1993). A versão não paramétrica do tamanho do efeito de Cohen é baseada nas diferenças entre as medianas dos grupos, similar à versão paramétrica, mas a normalização é feita usando o MAD.

A magnitude do tamanho do efeito é importante para avaliar a extensão da diferença entre os grupos. Quanto mais distante de zero for o valor do tamanho do efeito, maior é a diferença entre as medianas dos grupos e, portanto, mais forte é a evidência de uma diferença real entre os grupos.

Implementamos uma variante do delta de Cohen, a variante de Cliff (CLIFF, 1993).

VARGHA E DELANEY (2000) oferecem interpretações para o delta de Cliff (VARGHA; DELANEY, 2000): Pequeno, $\geq 0,11$; Médio, $\geq 0,28$; Grande, $\geq 0,43$.

Além dessa escala, um tamanho de efeito negativo em um contexto não paramétrico indica que há uma diferença direcional entre os grupos, onde os valores da condição pré

são menores do que os valores da condição pós, ao passo que tamanho de efeito positivo indica o oposto, ou seja um decréscimo na condição pós.

3 Resultados

3.1 Resultados do questionário de percepção de sensações do efeito da ETCC-HD

As tabelas 1 e 2 apresentam os resultados para o questionário de percepções de sensações devido a ETCC-HD, a primeira tabela é referente ao momento 1 e a segunda ao momento 2. Uma vez que não existem diferenças entre as condições, significa que o cegamento do procedimento de aplicação de ETCC-HD foi efetivo.

Tabela 1 – Resultados dos testes de Mann-Whitney para o momento 1, onde MW: Mann-Whitney; p-valor é probabilidade de se obter uma estatística de teste igual ou mais extrema que aquela observada na amostra, sob a hipótese nula; S refere-se a condição Sham e A refere-se a condição Anódico. AIQ é a amplitude interquartis distância entre o terceiro quartil e o primeiro quartil.

Sensações	MW	p-valor	Mediana(S)	Mediana(A)	AIQ(S)	AIQ(A)
Coceira	16,0	0,804	1,5	1,5	1,0	1,75
Dor	14,5	0,527	0,0	0,0	0,0	0,75
Queimação	9,0	0,139	0,0	1,5	0,75	1,75
Calor	14,0	0,522	0,0	0,5	0,75	1,0
Formigamento	12,5	0,393	0,5	2,0	2,5	2,0
Gosto metálico	15,0	0,594	0,0	0,0	0,0	0,75
Fadiga	17,5	1	0,0	0,0	0,75	0,75
Início do desconforto	21,0	0,404	1,0	1,0	0,0	0,0
Duração	12,0	0,173	1,0	1,0	0,0	0,75
Prejuízo ao desempenho	14,5	0,527	0,0	0,0	0,0	0,75

Tabela 2 – Resultados dos testes de Mann-Whitney para o momento 2, onde MW: Mann-Whitney, p-valor é probabilidade de se obter uma estatística de teste igual ou mais extrema que aquela observada na amostra, sob a hipótese nula; S refere-se à condição Sham e A refere-se à condição Anódico. AIQ é a amplitude interquartil, distância entre o terceiro quartil e o primeiro quartil.

Sensações	MW	p-valor	Mediana(S)	Mediana(A)	AIQ(S)	AIQ(A)
Coceira	24,0	0,407	1,0	1,5	0,5	1,25
Dor	40,5	0,267	0,0	0,0	2,0	0,0
Queimação	27,0	0,600	0,0	0,5	1,25	2,25
Calor	36,0	0,679	0,5	0,0	1,0	1,0
Formigamento	33,5	0,910	1,0	0,5	1,0	1,25
Gosto metálico	32,0	1	0,0	0,0	0,0	0,0
Fadiga	43,0	0,202	0,5	0,0	2,25	0,25
Início do desconforto	32,5	1	1,0	1,0	0,0	0,0
Duração	19,5	0,121	1,0	1,5	0,0	1,0
Prejuízo ao desempenho	33,5	0,902	0,0	0,0	1,0	1,0

3.2 Resultados do efeito da ETCC-HD nas frequências espectrais

Pode-se observar na figura 3 os resultados na condição anódica para as frequências espectrais no momento 1, bem como os índices espectrais que serão abordados posteriormente nesta seção. No momento 1 houve aumento da atividade excitatória com diminuição da potência nas frequências lentas (Pré vs Pós ETCC-HD). A partir do sinal da mediana e do tamanho de efeito é possível se observar a direção da mudança: valores negativos indicam aumento pós intervenção (Pré < Pós), valores positivos indicam diminuição da medida observada (Pré > Pós).

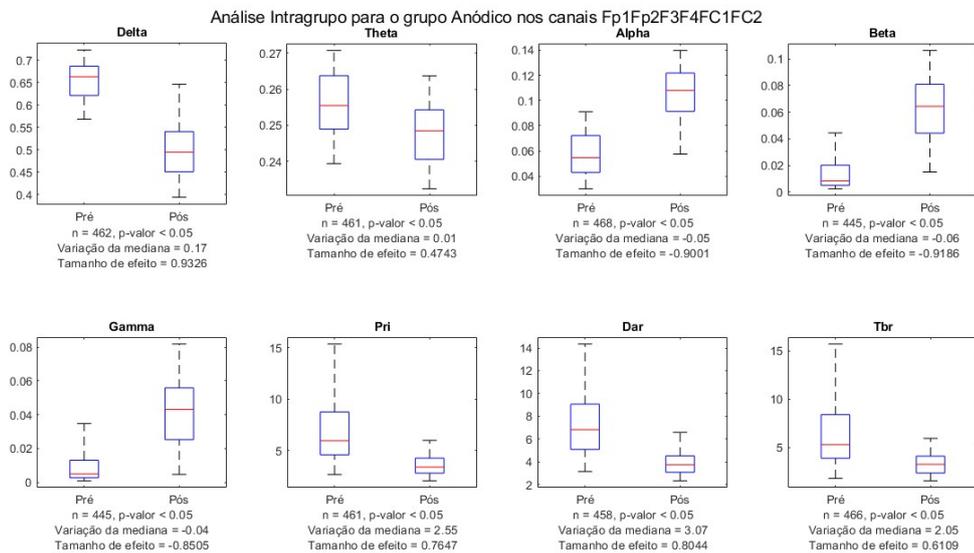


Figura 3 – Análise pré-pós ETCC-HD para a condição anódica no momento 1 - antes do início do período de treinamento; Pré = antes da intervenção ETCC-HD; Pós = após a intervenção ETCC-HD; delta δ ($0,5 \text{ a} \leq 4 \text{ Hz}$), theta θ ($\geq 4 \text{ a} \leq 8 \text{ Hz}$), alpha α ($\geq 8 \text{ a} \leq 13 \text{ Hz}$), beta β ($\geq 13 \text{ a} \leq 30 \text{ Hz}$) e gamma γ ($\geq 30 \text{ Hz}$). PRI = Índice de Razão de Potência; DAR = Razão Delta para Alpha; TBR = Razão Theta para Beta. O eixo y é uma porcentagem quando nas potências espectrais e um valor absoluto nos índices espectrais. O 'n' é referente as unidades de observação (janelas) remanescentes após a aplicação do desvio absoluto mediano; a variação da mediana refere-se à diferença entre as medianas dos grupos de dados que estão sendo comparados, se o valor for positivo, isso indica que as medianas da condição pré são maiores do que as d condição 2; o tamanho de efeito pode ser interpretado como: Pequeno $\geq 0,11$; Médio $\geq 0,28$; Grande $\geq 0,43$;

A tabela 3 destaca os resultados para o tamanho de efeito para as frequências espectrais.

Tabela 3 – Tamanho de efeito da análise pré-pós ETCC-HD para a condição anódica no momento 1 (antes do início do período de treinamento); Pré = durante tarefa de Stroop, antes da intervenção ETCC-HD; Pós = durante tarefa de Stroop, após a intervenção ETCC-HD; delta δ (0,5 a \leq 4 Hz), theta θ (\geq 4 a \leq 8 Hz), alpha α (\geq 8 a 13 Hz), beta β (\geq 13 a \leq 30 Hz) e gama γ (\geq 30 Hz), onde a interpretação dos valores de tamanho de efeito são os seguintes: Pequeno \geq 0,11; Médio \geq 0,28; Grande \geq 0,43.

Região Cerebral	Condição Anódica				
	Delta	Theta	Alfa	Beta	Gama
Central	0,7390	-0,2317	-0,7815	-0,6064	-0,7885
Frontal	0,9326	-0,4743	-0,9001	-0,9186	-0,8505
Total	0,9133	0,3305	-0,8983	-0,8871	-0,9727

Pode-se observar na figura 4 os resultados na condição anódica para as frequências espectrais no momento 2, assim como os índices espectrais. No momento 2 houve diminuição da atividade excitatória com aumento da potência nas frequências lentas (Pré vs Pós ETCC-HD), um efeito contrário ao observado no momento 1.

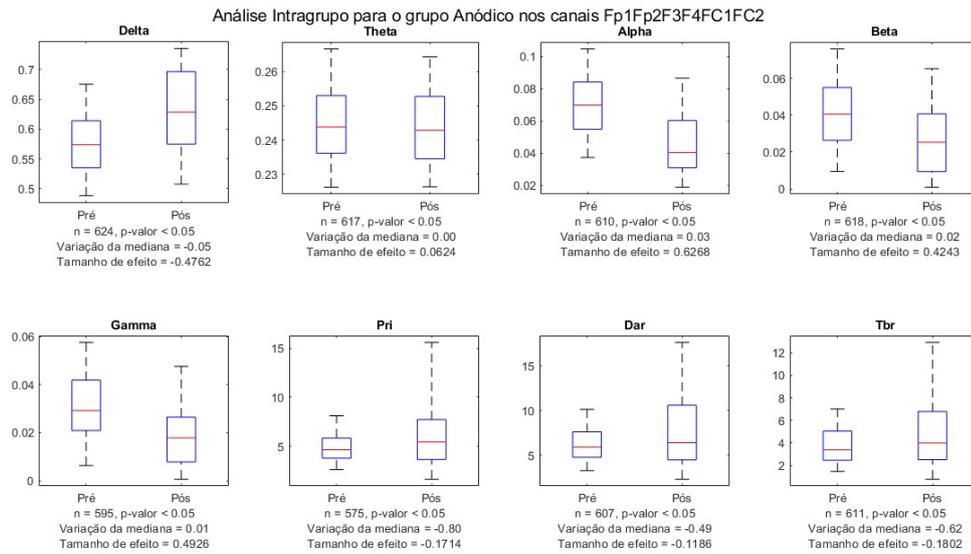


Figura 4 – Análise pré-pós ETCC-HD para a condição anódica no momento 2 - meses após o treinamento e competição; Pré = durante tarefa de Stroop, antes da intervenção ETCC-HD; Pós = durante tarefa de Stroop, após a intervenção ETCC-HD; delta δ ($.5 \text{ a } \leq 4 \text{ Hz}$), theta θ ($\geq 4 \text{ a } \leq 8 \text{ Hz}$), alpha α ($\geq 8 \text{ a } \leq 13 \text{ Hz}$), beta β ($\geq 13 \text{ a } \leq 30 \text{ Hz}$) e gamma γ ($\geq 30 \text{ Hz}$). PRI = Índice de Razão de Potência; DAR = Razão Delta para Alpha; TBR = Razão Theta para Beta. O eixo y é uma porcentagem quando nas potências espectrais e um valor absoluto nos índices espectrais. O 'n' é referente as unidades de observação (janelas) remanescentes após a aplicação do desvio absoluto mediano; a variação da mediana refere-se à diferença entre as medianas dos grupos de dados que estão sendo comparados, se o valor for positivo, isso indica que as medianas da condição pré são maiores do que as da condição pós; o tamanho de efeito pode ser interpretado como: Pequeno $\geq 0,11$; Médio $\geq 0,28$; Grande $\geq 0,43$;

Na tabela 4 são apresentados os resultados para o tamanho de efeito para as frequências espectrais no momento 2.

Tabela 4 – Tamanho de efeito da análise pré-pós ETCC-HD para a condição anódica no momento 2 (meses após o treinamento e competição); delta δ ($0,5 \text{ a } \leq 4 \text{ Hz}$), theta θ ($\geq 4 \text{ a } \leq 8 \text{ Hz}$), alpha α ($\geq 8 \text{ a } \leq 13 \text{ Hz}$), beta β ($\geq 13 \text{ a } \leq 30 \text{ Hz}$) e gama γ ($\geq 30 \text{ Hz}$), onde a interpretação dos valores de tamanho de efeito são os seguintes: Pequeno $\geq 0,11$; Médio $\geq 0,28$; Grande $\geq 0,43$.

Região Cerebral	Condição Anódica				
	Delta	Theta	Alfa	Beta	Gama
Central	-0,0582	0,2165	0,1147	-0,0675	0,1206
Frontal	-0,4762	0,0624	0,6268	0,4243	0,4926
Total	-0,6442	0,2483	0,8525	0,5658	0,6572

A figura 5 apresenta os resultados para as frequências e índices espectrais para o momento 1 na condição Sham. Apesar dos resultados do teste de Wilcoxon serem em sua

maioria significativos - possivelmente devido ao tamanho da amostra - a magnitude do tamanho de efeito foi maior na condição Anódica (tabela 3) do que na condição Sham (tabela 5), quando observado o momento 1.

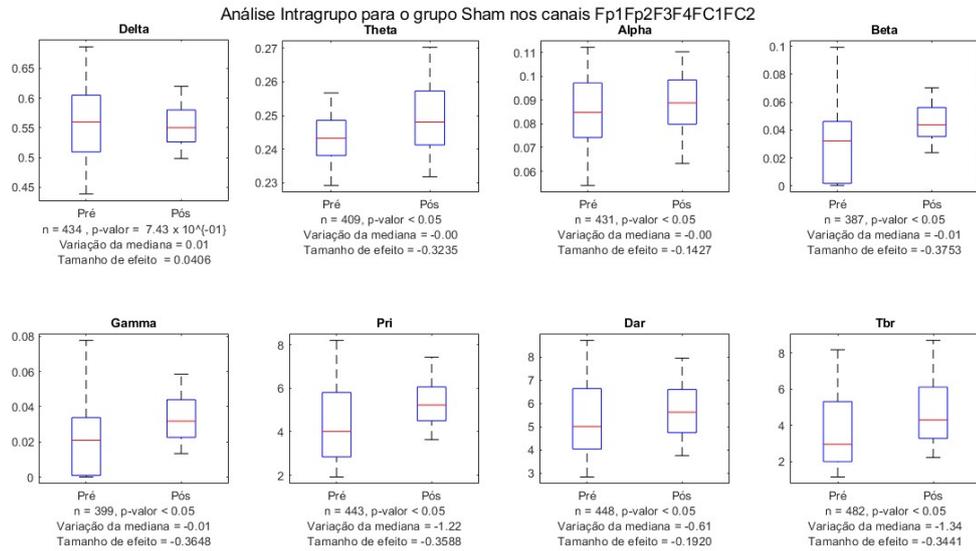


Figura 5 – Análise pré-pós ETCC-HD para a condição sham no momento 1 - antes do início do período de treinamento; Pré = durante tarefa de Stroop, antes da intervenção ETCC-HD; Pós = durante tarefa de Stroop, após a intervenção ETCC-HD; delta δ ($.5$ a 4 Hz), theta θ (≥ 4 a ≤ 8 Hz), alpha α (≥ 8 a 13 Hz), beta β (≥ 13 a ≤ 30 Hz) e gamma γ (≥ 30 Hz). PRI = Índice de Razão de Potência; DAR = Razão Delta para Alpha; TBR = Razão Theta para Beta. O eixo y é uma porcentagem quando nas potências espectrais e um valor absoluto nos índices espectrais. O 'n' é referente as unidades de observação (janelas) remanescentes após a aplicação do desvio absoluto mediano; a variação da mediana refere-se à diferença entre as medianas dos grupos de dados que estão sendo comparados, se o valor for positivo, isso indica que as medianas da condição pré são maiores do que as da condição pós; o tamanho de efeito pode ser interpretado como: Pequeno $\geq 0,11$; Médio $\geq 0,28$; Grande $\geq 0,43$;

A tabela 5 resume os resultados para o tamanho de efeito para as frequências espectrais na condição Sham para o momento 1.

Tabela 5 – Tamanho de efeito da análise pré-pós ETCC-HD para a condição sham no momento 1 (antes do início do período de treinamento); delta δ (0,5 a \leq 4 Hz), theta θ (\geq 4 a \leq 8 Hz), alpha α (\geq 8 a 13 Hz), beta β (\geq 13 a \leq 30 Hz) e gama γ (\geq 30 Hz), onde a interpretação dos valores de tamanho de efeito são os seguintes: Pequeno \geq 0,11; Médio \geq 0,28; Grande \geq 0,43.

Região Cerebral	Condição Sham				
	Delta	Theta	Alfa	Beta	Gama
Central	0,4446	-0,4215	-0,4326	0,1546	0,1928
Frontal	0,0406	-0,3235	-0,1427	-0,3753	-0,3648
Total	-0,3009	-0,5138	0,1735	0,5163	0,6049

A figura 6 apresenta os resultados na condição sham para as frequências espectrais e índices espectrais para o momento 2.

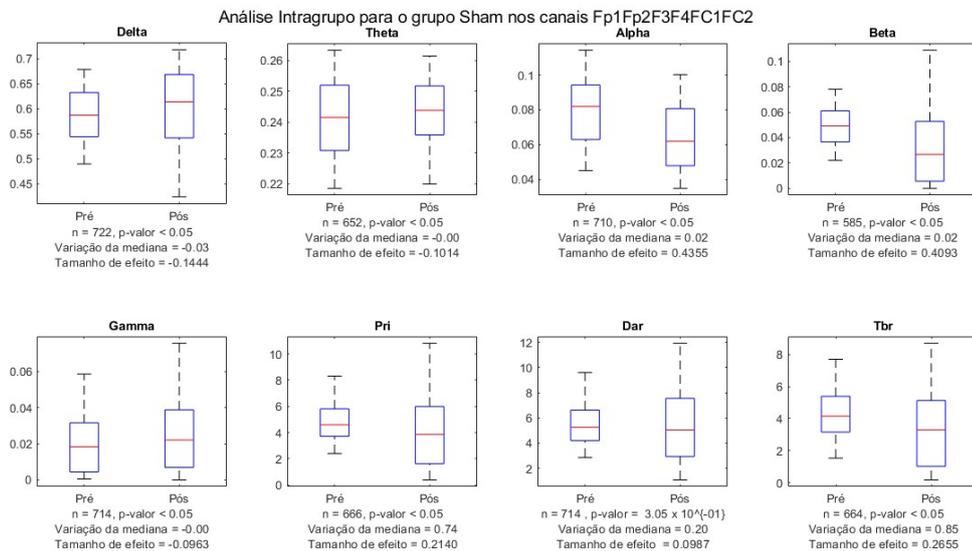


Figura 6 – Análise pré-pós ETCC-HD para a condição sham no momento 2 - meses após o treinamento e competição; Pré = durante tarefa de Stroop, antes da intervenção ETCC-HD; Pós = durante tarefa de Stroop, após a intervenção ETCC-HD; delta δ (\geq 0,5 a \leq 4 Hz), theta θ (\geq 4 a \leq 8 Hz), alpha α (\geq 8 a 13 Hz), beta β (\geq 13 a \leq 30 Hz) e gamma γ (\geq 30 Hz). PRI = Índice de Razão de Potência; DAR = Razão Delta para Alpha; TBR = Razão Theta para Beta. O eixo y é uma porcentagem quando nas potências espectrais e um valor absoluto nos índices espectrais. O 'n' é referente as unidades de observação (janelas) remanescentes após a aplicação do desvio absoluto mediano; a variação da mediana refere-se à diferença entre as medianas dos grupos de dados que estão sendo comparados, se o valor for positivo, isso indica que as medianas da condição pré são maiores do que as da condição pós; o tamanho de efeito pode ser interpretado como: Pequeno \geq 0,11; Médio \geq 0,28; Grande \geq 0,43;

A tabela 6 resume os resultados para o tamanho de efeito para as frequências espectrais na condição Sham para o momento 2.

Tabela 6 – Tamanho de efeito da análise pré-pós ETCC-HD para a condição sham no momento 2 (meses após o treinamento e competição); delta δ (0,5 a \leq 4 Hz), theta θ (\geq 4 a \leq 8 Hz), alpha α (\geq 8 a 13 Hz), beta β (\geq 13 a \leq 30 Hz) e gama γ (\geq 30 Hz), onde a interpretação dos valores de tamanho de efeito são os seguintes: Pequeno \geq 0,11; Médio \geq 0,28; Grande \geq 0,43.

Região Cerebral	Condição Sham				
	Delta	Theta	Alfa	Beta	Gama
Central	-0,4348	0,5918	0,4263	0,1536	0,1651
Frontal	-0,1444	-0,1014	0,4355	0,4093	0,0963
Total	0,0808	0,1189	-0,3889	-0,1147	-0,5273

3.3 Resultados do efeito da ETCC-HD nos índices espectrais

A tabela 7 resume os resultados para o tamanho de efeito para os índices espectrais, confrontando simultaneamente as condições Sham e Anódica no momento 1.

Tabela 7 – Tamanho de efeito da Análise pré-pós ETCC-HD para as condições Sham e Anódica do momento 1, PRI = Índice de Razão de Potência; DAR = Razão Delta para Alpha; TBR = Razão Theta para Beta, onde a interpretação dos valores de tamanho de efeito é a seguinte: Pequeno (\geq 0,11), Médio (\geq 0,28) e Grande (\geq 0,43)

Região Cerebral	Condição Sham			Condição Anódica		
	PRI	DAR	TBR	PRI	DAR	TBR
Central	0,0153	0,1291	-0,1845	0,4346	0,6908	0,4717
Frontal	-0,3588	-0,1920	-0,3431	0,7647	0,8044	0,6109
Total	0,5725	-0,2934	0,5456	0,4648	0,7265	0,3089

A tabela 8 resume os resultados para o tamanho de efeito para os índices espectrais, confrontando simultaneamente as condições Sham e Anódica no momento 2.

Tabela 8 – Tamanho de efeito da análise pré-pós ETCC-HD para as condições Sham e Anódica do momento 2, PRI = Índice de Razão de Potência; DAR = Razão Delta para Alpha; TBR = Razão Theta para Beta, onde a interpretação dos valores de tamanho de efeito é a seguinte: Pequeno (\geq 0,11), Médio (\geq 0,28) e Grande (\geq 0,43)

Região Cerebral	Condição Sham			Condição Anódica		
	PRI	DAR	TBR	PRI	DAR	TBR
Central	-0,1414	-0,2998	-0,0051	0,1732	0,0815	0,3114
Frontal	0,2140	0,0987	0,2655	-0,1714	-0,1186	-0,1802
Total	0,0457	0,0443	0,1628	-0,2247	-0,1680	-0,3120

A tabela 9 apresenta o resultado de maior impacto desta tese, confrontando os resultados para o tamanho de efeito para os índices espectrais na condição Anódica no

momento 1 e momento 2 simultaneamente. Note que o tamanho de efeito dos índices espectrais foi maior na condição anódica no momento 1 em comparação ao momento 2, indicando maior responsividade das atletas ao estímulo da ETCC-HD.

Tabela 9 – Tamanho de efeito da análise pré-pós ETCC-HD para a condição Anódica do Momento 1 vs. Momento 2, PRI = Índice de Razão de Potência; DAR = Razão Delta para Alpha; TBR = Razão Theta para Beta, onde a interpretação dos valores de tamanho de efeito são os seguintes: Pequeno $\geq 0,11$; Médio $\geq 0,28$; Grande $\geq 0,43$.

Região Cerebral	Momento 1			Momento 2		
	PRI	DAR	TBR	PRI	DAR	TBR
Central	0,4346	0,6908	0,4717	0,1732	0,0815	0,3114
Frontal	0,7647	0,8044	0,6109	-0,1714	-0,1186	-0,1802
Total	0,4648	0,7265	0,3089	-0,2247	-0,1680	-0,3120

A tabela 10 resume os resultados para o tamanho de efeito para os índices espectrais, confrontando na condição Sham o momento 1 e momento 2, agora na condição Sham.

Tabela 10 – Tamanho de efeito da análise pré-pós ETCC-HD para a condição Sham do Momento 1 vs. Momento 2, PRI = Índice de Razão de Potência; DAR = Razão Delta para Alpha; TBR = Razão Theta para Beta, onde a interpretação dos valores de tamanho de efeito são os seguintes: Pequeno $\geq 0,11$; Médio $\geq 0,28$; Grande $\geq 0,43$.

Região Cerebral	Momento 1			Momento 2		
	PRI	DAR	TBR	PRI	DAR	TBR
Central	0,0153	0,1291	-0,1845	-0,1414	-0,2998	-0,0051
Frontal	-0,3588	-0,1920	-0,3431	0,2140	0,0987	0,2655
Total	0,5725	-0,2934	0,5456	0,0457	0,0443	0,1628

4 Discussão

Os objetivos principais deste estudo foram investigar as potências e índices espectrais em jogadoras de rúgbi sevens de elite ao longo de um temporada esportiva, enquanto envolvidas em uma tarefa cognitiva (teste de Stroop), e avaliar o impacto imediato da ETCC-HD nesses parâmetros. Os principais achados revelaram uma mudança nas respostas relativas das frequências das bandas espectrais ao aplicar a ETCC-HD entre a fase inicial (momento 1) e após treinamento e competição (momento 2). Essa mudança sugere uma diminuição na responsividade da atividade cortical à perturbação (ETCC-HD) em jogadoras de rúgbi sevens feminino após os 5 meses da temporada. Especificamente, os ritmos corticais apresentaram uma diminuição relativa na atividade neural mais rápida, enquanto a atividade mais lenta aumentou sua contribuição proporcional para a atividade cortical em resposta a ETCC-HD.

Essas descobertas proporcionam insights valiosos sobre o uso prospectivo dos efeitos agudos da ETCC-HD na atividade cortical como uma ferramenta para monitorar a responsividade cerebral ao longo da temporada esportiva em jogadoras de rúgbi sevens de elite. Essa consideração reconhece o risco inerente de impactos repetidos na cabeça associados a esse esporte de contato. Os resultados do estudo contribuem para nossa compreensão de como a ETCC-HD pode funcionar como um método para avaliar a responsividade cerebral em atletas que enfrentam os desafios de uma temporada competitiva. Essa descoberta implica uma alteração potencial na responsividade do substrato neural à neuromodulação, provavelmente influenciada pelos efeitos cumulativos de impactos repetidos na cabeça. A diminuição na responsividade a ETCC-HD levanta considerações significativas para a aplicação de técnicas de neuromodulação em atletas que participam de esportes de contato/colisão.

A potencial correlação entre impactos repetidos na cabeça e dinâmica cerebral alterada sugere que adaptações neurofisiológicas ocorram durante uma temporada de jogos e treinamentos, principalmente, considerando o elevado número de impactos repetidos que supostamente as atletas são submetidas, ainda que, se desconheça a amplitude de variação e a ocorrência desses impactos ao longo da temporada competitiva. Em uma revisão sistemática, GARDNER *et al.* (2015) aponta uma incidência variando de 0 até 14,2 concussões por atleta a cada 1000 horas de partida, dependendo da metodologia

(GARDNER *et al.*, 2015). No que tange atletas femininas, a incidência de lesões por concussão em partidas foi estimada em 8,9 lesões por 1000 horas de partida para o rúgby do tipo seven (KING *et al.*, 2022). BAILES *et al.* (2013) indicaram que atletas universitários e do ensino médio sofrem um número surpreendentemente alto de impactos na cabeça, variando de várias centenas a mais de mil impactos ao longo de uma temporada (BAILES *et al.*, 2013). Vale ressaltar que, mulheres são mais diagnosticadas com concussões e tem recuperações mais prolongadas, entretanto, não está claro se isso se deve a diferenças nos relatos de sintomas entre homens e mulheres, ou relacionado a menor resistência no pescoço e parte superior do corpo em mulheres, e/ou ao papel potencial dos hormônios sexuais na concussão (BAUGH *et al.*, 2012).

DI VIRGILIO *et al.* (2016) investigaram o efeito agudo do cabeceio rotineiro no futebol através de técnicas como tensor de difusão (DTI) e potenciais relacionados a eventos (ERP). Observaram alterações na amplitude e latência dos ERPs, sugerindo alterações eletrofisiológicas agudas após o cabeceio no futebol que refletiram no desempenho cognitivo de forma transitória: os participantes apresentaram declínio na memória verbal e velocidade de processamento imediatamente após a prática do cabeceio (VIRGILIO *et al.*, 2016)

A lentidão observada na atividade cortical após a aplicação da ETCC-HD neste estudo pode sugerir um processo neural alterado resultante da exposição frequente a impactos na cabeça. Essas adaptações podem se manifestar como modificações na plasticidade sináptica, liberação de neurotransmissores ou alterações na excitabilidade cortical, contribuindo para a observada diminuição na eficácia da ETCC-HD. Nesse contexto, é crucial enfatizar que estudos anteriores que examinaram os efeitos agudos e a recuperação após concussões relacionadas a esportes (MCCREA *et al.*, 2010) relataram um aumento na frequência delta e teta e uma diminuição na frequência beta. De fato, MUNIA *et al.* (2017) demonstraram uma diferença significativa entre atletas saudáveis e concussos (sete concussos e quatorze saudáveis examinados em três ensaios diferentes) na análise de densidade espectral de potência, com características discriminativas observadas nas bandas de frequência delta, alfa, beta e gama. Os autores inferiram que essa discriminação em diferentes bandas de frequência pode indicar disfunção neuronal significativa. Além disso, MUNIA *et al.* (2017) revelaram que, embora a análise de EEG exibisse diferenças notáveis entre os grupos, nenhuma das avaliações cognitivas resultou em déficits significativos. Esse resultado sugere que a análise de EEG pode ser um método mais eficaz para identificar déficits neurocognitivos residuais pós-concussão (MUNIA *et al.*, 2017).

ALLEN e SMITH *et al.* (2019) conduziram um estudo focado na frequência theta enquanto biomarcador no EEG de atletas que sofreram concussão. Os resultados mostraram que a concussão estava inversamente relacionado à conectividade medial-lateral na frequência theta. Tais achados sugerem que mesmo lesões não detectáveis por medidas comportamentais ainda podem ser observadas por meio de medidas diretas do funcionamento neural (SMITH; ALLEN, 2019).

Nesta tese, os resultados indicam que a proporção aumentada de frequências de bandas lentas observada durante a tarefa cognitiva em resposta a ETCC-HD pode servir como um marcador das consequências neurológicas de impactos repetidos na cabeça. Esse marcador, por sua vez, poderia ser empregado como uma ferramenta complementar junto aos testes funcionais e comportamentais utilizados em configurações práticas (HINTON-BAYRE; GEFFEN; MCFARLAND, 1997). Em resposta a ETCC-HD, foi identificado um aumento nas frequências das bandas lentas (delta e teta) e biomarcadores espectrais como PRI, DAR e TBR de pré para pós-aplicação de ETCC-HD para o grupo do momento 2. Simultaneamente, houve uma diminuição na resposta das frequências alfa, beta rápida e gama. Essas descobertas, reminiscentes de estudos centrados em atletas concussos, oferecem insights cruciais para a literatura ao revelar uma resposta paralela de frequências das bandas espectrais. Notavelmente, essa resposta está vinculada à aplicação de ETCC-HD durante uma tarefa cognitiva envolvendo atletas saudáveis que não sofreram concussões ao longo do período de investigação de 5 meses.

Certamente, como mencionado anteriormente, níveis ótimos de ondas beta facilitam o envolvimento focado em pensamento consciente e raciocínio lógico. Por outro lado, uma redução nas ondas beta pode indicar cognição prejudicada e desafios na manutenção da concentração (DEMOS, 2019). Portanto, a queda observada na potência espectral nas frequências mais altas durante a tarefa cognitiva no grupo do momento 2 (em comparação com o grupo do momento 1) pode impactar potencialmente o desempenho cognitivo. A diminuição nas frequências cerebrais alfa, beta e gama, relacionadas a processos cognitivos como atenção, memória e resolução de problemas, sugere implicações para o funcionamento cognitivo (KLIMESCH, 1999; SON *et al.*, 2019). Notavelmente, a correlação entre as bandas theta (lenta) e a banda beta (rápida), aqui chamada de Razão Theta-Beta (TBR), mostrou ser relevante para o controle da atenção, uma vez que níveis elevados de TBR foram propostos para indicar controle atencional comprometido (SON *et al.*, 2019).

Mesmo em casos em que o desempenho cognitivo permanece inalterado, a exposição a impactos na cabeça pode levar a alterações nas frequências cerebrais (MONROE *et al.*, 2020). Neste mesmo estudo supracitado, por exemplo, envolvendo estudantes universitários (Homens = 8; Mulheres = 10) de um clube de pólo aquático, não foi encontrada uma associação significativa entre a exposição a impactos na cabeça e alterações no desempenho em tarefas de controle inibitório. No entanto, o estudo revelou que uma maior exposição a impactos na cabeça estava relacionada a um aumento na sincronia de fase, eficiência global e coeficiente médio de agrupamento em redes funcionais formadas por oscilações de ondas lentas (delta, teta) durante a análise de EEG em repouso. Os resultados atuais estão em consonância com essas descobertas, indicando que a integração do protocolo ETCC-HD como uma ferramenta de perturbação durante tarefas cognitivas pode servir como um meio valioso para diferenciar jogadores mais ou menos afetados pela exposição a impactos na cabeça ao longo da temporada.

Esses resultados inovadores sugerem fortemente a utilidade potencial do protocolo empregado ao longo da temporada, fornecendo assistência valiosa à equipe médica e pessoal técnico na monitoração e ajuste das cargas de treinamento e competição para mitigar os riscos neurológicos associados a impactos cumulativos na cabeça nesta população. O aumento específico nas bandas de frequência mais lentas (delta, teta) em resposta a ETCC-HD durante a tarefa cognitiva, juntamente com a diminuição na potência nas bandas de frequência mais rápidas (alfa, beta, gama) observada nos jogadores do grupo do momento 2, pode implicar que o estado neurológico deles não é tão robusto quanto o de seus pares correspondentes do grupo do momento 1.

Embora o presente manuscrito apresente diversos pontos fortes, é essencial reconhecer certas limitações. Em primeiro lugar, a análise realizada foi transversal, introduzindo a possibilidade de que algumas variáveis não mensuradas possam influenciar os resultados. No entanto, essa probabilidade é minimizada pela cuidadosa seleção dos participantes do estudo – jogadoras de nível co-elite do mesmo time nacional de rúgbi sevens. Essas participantes foram meticulosamente pareadas para variáveis-chave, incluindo peso, altura, idade, anos de experiência e educação. Consequentemente, as conclusões derivadas do conjunto de dados atual devem servir como um guia valioso para estudos semelhantes em conjuntos de dados maiores e em diferentes faixas etárias e esportes de colisão. Futuros esforços de pesquisa também poderiam envolver a aplicação da metodologia proposta para monitorar os efeitos de impactos repetidos na cabeça ao longo de uma temporada

e, potencialmente, ao longo de diferentes temporadas. Essa exploração envolveria avaliar o número de impactos na cabeça ocorrendo durante sessões de treinamento e jogos, elucidando assim as relações individuais entre a quantidade de impactos na cabeça e as mudanças nas frequências das bandas espectrais em resposta às perturbações da aplicação de ETCC-HD. Além disso, é recomendável incorporar grupos de controle envolvidos em esportes não relacionados a colisões em uma análise longitudinal. Além disso, futuras pesquisas devem explorar a relação entre as frequências alteradas das bandas espectrais cerebrais e resultados específicos de desempenho cognitivo-motor. Estudos longitudinais podem oferecer insights sobre a trajetória dessas mudanças ao longo do tempo e sua associação com a saúde cognitiva em jogadoras de esportes coletivos femininos. Além disso, investigar a variabilidade individual na responsividade a ETCC-HD combinado com tarefas cognitivas pode informar intervenções personalizadas adaptadas a atletas com perfis neurofisiológicos distintos. Essa abordagem aumentaria a robustez das descobertas e facilitaria uma avaliação mais abrangente da aplicabilidade prática da avaliação de impacto na cabeça. O objetivo final é contribuir para um diagnóstico e prevenção adequados, bem como para uma gestão eficaz de estratégias de tratamento e reabilitação.

5 Conclusão

Em resumo, as descobertas do presente estudo indicam uma mudança nas respostas relativas das frequências das bandas espectrais à aplicação de ETCC-HD entre a avaliação inicial (momento 1) e o período de treinamento pós 5 meses (momento 2). Essa mudança sugere uma diminuição na responsividade da atividade cortical à perturbação (ETCC-HD) no grupo de jogadoras de rúgbi sevens feminino após os 5 meses da temporada. Notavelmente, os ritmos corticais apresentaram uma diminuição relativa na atividade neural mais rápida, enquanto a atividade mais lenta aumentou sua contribuição proporcional para a atividade cortical em resposta a ETCC-HD. A redução na responsividade a ETCC-HD suscita importantes considerações para a aplicação de técnicas de neuromodulação em atletas que participam de esportes de contato/colisão. As implicações deste estudo se estendem à aplicação de ETCC-HD em jogadoras de rúgbi sevens feminino e potencialmente em outros esportes de contato/colisão. Profissionais e cientistas do esporte devem considerar a natureza dinâmica da responsividade neural ao projetar intervenções de neuromodulação ao longo de uma temporada competitiva. Pesquisas futuras devem aprofundar os mecanismos neurofisiológicos específicos subjacentes à redução observada na responsividade a ETCC-HD, informando potencialmente intervenções direcionadas e estratégias de reabilitação para atletas expostos a impactos repetidos na cabeça. A integração da ETCC-HD com tarefas cognitivas introduz uma metodologia nova e valiosa para avaliar o impacto de impactos repetidos na cabeça nas frequências das bandas espectrais cerebrais em jogadoras de esportes coletivos femininos. Essa abordagem tem o potencial de revelar alterações neurofisiológicas sutis que avaliações tradicionais podem negligenciar, contribuindo para uma compreensão mais abrangente das consequências cognitivas de impactos repetidos na cabeça nos esportes.

Referências¹

- ANGIUS, L. *et al.* Transcranial direct current stimulation over the left dorsolateral prefrontal cortex improves inhibitory control and endurance performance in healthy individuals. **Neuroscience**, v. 419, p. 34–45, September 2019.
- BAILES, J. E. *et al.* Role of subconcussion in repetitive mild traumatic brain injury. **Journal of neurosurgery**, v. 119, n. 5, p. 1235–1245, 2013.
- BARKHOUDARIAN, G.; HOVDA, D. A.; GIZA, C. C. The molecular pathophysiology of concussive brain injury. **Clin Sports Med**, v. 30, p. 33–48, vii–viii, 2011.
- BAUGH, C. M. *et al.* Chronic traumatic encephalopathy: neurodegeneration following repetitive concussive and subconcussive brain trauma. **Brain Imaging Behav**, v. 6, p. 244–254, 2012.
- BIKSON, M. *et al.* Safety of transcranial direct current stimulation: Evidence based update. **Brain Stimul**, v. 9, n. 5, p. 641–661, 2016.
- BIKSON, M. *et al.* Effects of uniform extracellular dc electric fields on excitability in rat hippocampal slices in vitro. **J Physiol**, v. 557, n. Pt 1, p. 175–190, 2004.
- BISHOP, S.; NEARY, J. Assessing prefrontal cortex oxygenation after sport concussion with near-infrared spectroscopy. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, Wiley Online Library, v. 38, n. 5, p. 573–585, 2018.
- BLAYLOCK, R.; MAROON, J. Immunoexcitotoxicity as a central mechanism in chronic traumatic encephalopathy—a unifying hypothesis. **Surgical neurology international**, Wolters Kluwer Health, Inc.-Medknow Publications, v. 2, p. 107, 2011.
- BREEDLOVE, E. *et al.* Biomechanical correlates of symptomatic and asymptomatic neurophysiological impairment in high school football. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 45, n. 7, p. 1265–1272, 2012.
- BRUNONI, A. R.; VANDERHASSELT, M.-A. Working memory improvement with non-invasive brain stimulation of the dorsolateral prefrontal cortex: a systematic review and meta-analysis. **Brain and cognition**, Elsevier, v. 86, p. 1–9, 2014.
- CHAN, C.; HOUNSGAARD, J.; NICHOLSON, C. Effects of electric fields on transmembrane potential and excitability of turtle cerebellar purkinje cells in vitro. **The Journal of physiology**, Wiley Online Library, v. 402, p. 751–771, 1988.
- CLIFF, N. Dominance statistics: Ordinal analyses to answer ordinal questions. **Psychological Bulletin**, v. 114, n. 3, p. 494–509, 1993. Disponível em: <https://doi.org/10.1037/0033-2909.114.3.494>.
- CONOVER, W. J. **Practical Nonparametric Statistics**. 3rd. ed. [S.l.]: John Wiley & Sons, 1999. 608 p. ISBN 978-0-471-16068-7.
- DASHNAW, M. L.; PETRAGLIA, A. L.; BAILES, J. E. An overview of the basic science of concussion and subconcussion: where we are and where we are going. **Neurosurgical focus**, American Association of Neurological Surgeons, v. 33, n. 6, p. 1–9, 2012.

¹ De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 6023.

- DEDONCKER, J. *et al.* The effect of the interval-between-sessions on prefrontal transcranial direct current stimulation (tdcs) on cognitive outcomes: a systematic review and meta-analysis. **Journal of Neural Transmission**, Springer, v. 123, n. 10, p. 1159–1172, 2016.
- DEMOS, J. N. **Getting Started with EEG Neurofeedback**. 2nd. ed. New York, NY: WW Norton, 2019.
- DISSANAYAKA, T. *et al.* Does transcranial electrical stimulation enhance corticospinal excitability of the motor cortex in healthy individuals? a systematic review and meta-analysis. **Eur J Neurosci**, v. 46, n. 4, p. 1968–1990, 2017.
- FERTONANI, A.; FERRARI, C.; MINIUSSI, C. What do you feel if i apply transcranial electric stimulation? safety, sensations and secondary induced effects. **Clin Neurophysiol**, v. 126, n. 11, p. 2181–2188, 2015.
- FORCIONE, M.; COLONNESE, C.; BELLI, A. Cerebral hemodynamic influences in task-related functional magnetic resonance imaging and near-infrared spectroscopy in acute sport-related concussion: a review. **J. Imaging**, v. 4, n. 4, p. 59, 2018.
- FOUNTAINNE, M. L. *et al.* Autonomic nervous system responses to concussion: arterial pulse contour analysis. **Frontiers in neurology**, Frontiers, v. 7, p. 13, 2016.
- FREGNI, F. *et al.* Anodal transcranial direct current stimulation of prefrontal cortex enhances working memory. **Exp Brain Res**, v. 166, n. 1, p. 23–30, 2005.
- GARDNER, A. *et al.* A systematic review of concussion in rugby league. **Br J Sports Med**, v. 49, n. 8, p. 495–498, 2015.
- GAVETT, B. E.; STERN, R. A.; MCKEE, A. C. Chronic traumatic encephalopathy: a potential late effect of sport-related concussive and subconcussive head trauma. **Clin Sports Med**, v. 30, n. 1, p. 179–188, xi, 2011.
- HILL, A.; FITZGERALD, P.; HOY, K. Effects of anodal transcranial direct current stimulation on working memory: A systematic review and meta-analysis of findings from healthy and neuropsychiatric populations. **Brain stimulation**, Elsevier, v. 9, n. 2, p. 197–208, 2016.
- HINTON-BAYRE, A.; GEFFEN, G.; MCFARLAND, K. Mild head injury and speed of information processing: a prospective study of professional rugby league players. **Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology**, Taylor & Francis, v. 19, n. 2, p. 275–289, 1997.
- HOCKE, L. *et al.* Reduced functional connectivity in adults with persistent post-concussion symptoms: a functional near-infrared spectroscopy study. **Journal of neurotrauma**, Mary Ann Liebert, Inc. publishers, v. 35, n. 10, p. 1224–1232, 2018.
- JANDA, D.; BIR, C.; CHENEY, A. An evaluation of the cumulative concussive effect of soccer heading in the youth population. **Injury Control and Safety Promotion**, Taylor Francis, v. 9, n. 1, p. 25–31, 2002.
- JOHNSON, G. *et al.* The regulatory role of calmodulin in the proteolysis of individual neurofilament proteins by calpain. **Neurochemical research**, Springer, v. 16, n. 7, p. 869–873, 1991.

- JORDAN, B. The clinical spectrum of sport-related traumatic brain injury. **Nature Reviews Neurology**, Nature Publishing Group, v. 9, p. 222–230, 2013.
- KING, D. *et al.* The incidence, cost, and burden of concussion in women's rugby league and rugby union: A systematic review and pooled analysis. **Sports Medicine**, v. 52, p. 1751–1764, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s40279-022-01645-8>.
- KLIMESCH, W. Eeg alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: A review and analysis. **Brain Res Brain Res Rev**, v. 29, n. 2–3, p. 169–95, 1999.
- KRONBERG, G. *et al.* Direct current stimulation modulates ltp and ltd: Activity dependence and dendritic effects. **Brain stimulation**, Elsevier, v. 10, n. 1, p. 51–58, 2017.
- LAVENDER, A. P.; GEORGIEVA, J.; TAKECHI, R. A suggested new term and definition to describe the cumulative physiological and functional effects of non-injurious head impacts. **Frontiers in Neurology**, v. 13, p. 799884, 2022.
- LOFTUS, A. M. *et al.* The impact of transcranial direct current stimulation on inhibitory control in young adults. **Brain and Behavior**, Wiley Online Library, v. 5, n. 5, p. e00332, 2015.
- MACHADO, D. G. *et al.* Effect of transcranial direct current stimulation on exercise performance: A systematic review and meta-analysis. **Brain Stimulation**, Elsevier, v. 12, n. 3, p. 593–605, 2019.
- MAINWARING, L. *et al.* Subconcussive head impacts in sport: A systematic review of the evidence. **International Journal of Psychophysiology**, v. 132, n. Pt A, p. 39–54, October 2018.
- MANLEY, G. *et al.* A systematic review of potential long-term effects of sport-related concussion. **British Journal of Sports Medicine**, v. 51, n. 12, p. 969–977, 2017.
- MARTIN, K. *et al.* Superior inhibitory control and resistance to mental fatigue in professional road cyclists. **PloS One**, v. 11, n. 7, p. e0159907, 2016.
- MATA, M.; STAPLE, J.; FINK, D. J. Changes in intra-axonal calcium distribution following nerve crush. **Journal of neurobiology**, Wiley Online Library, v. 17, p. 449–467, 1986.
- MAXWELL, W.; POVLISHOCK, J.; GRAHAM, D. A mechanistic analysis of nondisruptive axonal injury: a review. **Journal of Neurotrauma**, v. 14, n. 7, p. 419–440, 1997.
- MAXWELL, W. L. *et al.* Cytochemical evidence for redistribution of membrane pump calcium-atpase and ecto-ca-atpase activity, and calcium influx in myelinated nerve fibres of the optic nerve after stretch injury. **Journal of neurocytology**, Springer, v. 24, p. 925–942, 1995.
- MCCREA, M. *et al.* Acute effects and recovery after sport-related concussion: a neurocognitive and quantitative brain electrical activity study. **Journal of Head Trauma Rehabilitation**, v. 25, n. 4, p. 283–292, 2010.

- MCINTIRE, L. K. *et al.* Transcranial direct current stimulation versus caffeine as a fatigue countermeasure. **Brain Stimulation**, Elsevier, v. 10, n. 6, p. 1070–1078, 2017.
- MCKEE, A. C. *et al.* Chronic traumatic encephalopathy in athletes: Progressive tauopathy after repetitive head injury. **Journal of Neuropathology and Experimental Neurology**, v. 68, n. 7, p. 709–735, 2009.
- MILLER, J. N. Tutorial review—outliers in experimental data and their treatment. **The Analyst**, v. 118, n. 5, p. 455–461, 1993.
- MIT News. **Networks of neurons stretch and compress, controlling timing**. 2017. Disponível em: <https://news.mit.edu/2017/networks-neurons-stretch-compress-control-timing-1204>.
- MONROE, D. C. *et al.* A dose relationship between brain functional connectivity and cumulative head impact exposure in collegiate water polo players. **Frontiers in Neurology**, v. 11, p. 218, 2020.
- MOREIRA, A. *et al.* Mental fatigue impairs technical performance and alters neuroendocrine and autonomic responses in elite young basketball players. **Physiology & behavior**, v. 196, p. 112–118, 2018a.
- MOREIRA, A. *et al.* Effect of transcranial direct current stimulation on professional female soccer players' recovery following official matches. **Percept Mot Skills**, v. 315125211021239, 2021.
- MOREIRA, A. *et al.* Effect of tdc on well-being and autonomic function in professional male players after official soccer matches. **Physiology & behavior**, Elsevier, v. 233, p. 113351, 2021a.
- MOREIRA, A. *et al.* tdc in exercise, sport performance, and recovery process. In: BRUNONI, A. R.; NITSCHKE, M. A.; LOO, C. K. (Ed.). **Transcranial Direct Current Stimulation in Neuropsychiatric Disorders**. [S.l.]: Springer, 2021.
- MOREIRA, A. *et al.* Online tdc over the dorsolateral prefrontal cortex during a prolonged inhibitory cognitive task in professional female basketball players: the effect on response time, accuracy, and subsequent shooting performance. **em análise**, 2021.
- MORYA, E. *et al.* Beyond the target area: an integrative view of tdc-induced motor cortex modulation in patients and athletes. **J NeuroEngineering Rehabil**, v. 16, p. 141, 2019.
- MOSCALESKI, L. A. *et al.* Does high-definition transcranial direct current stimulation change brain electrical activity in professional female basketball players during free-throw shooting? **Frontiers in Neuroergonomics**, v. 3, 2022. ISSN 2673-6195. Disponível em: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnrgo.2022.932542>.
- MUNIA, T. T. K. *et al.* A novel eeg-based spectral analysis of persistent brain function alteration in athletes with concussion history. **Scientific Reports**, v. 7, p. 17221, 2017.
- NITSCHKE, M. A.; PAULUS, W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. **J Physiol**, v. 527, n. 3, p. 633–639, 2000.

NITSCHKE, M. A.; PAULUS, W. Sustained excitability elevations induced by transcranial dc motor cortex stimulation in humans. **Neurology**, v. 57, n. 10, p. 1899–1901, 2001.

OKANO, A. H. *et al.* Brain stimulation modulates the autonomic nervous system, rating of perceived exertion and performance during maximal exercise. **British journal of sports medicine**, BMJ Publishing Group Ltd, v. 49, n. 18, p. 1213–1218, 2015.

OKANO, A. H. *et al.* Can transcranial direct current stimulation modulate psychophysiological response in sedentary men during vigorous aerobic exercise? **International journal of sports medicine**, Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York, v. 38, n. 7, p. 493–500, 2017.

OMALU, B. *et al.* Emerging histomorphologic phenotypes of chronic traumatic encephalopathy in american athletes. **Neurosurgery**, Oxford University Press, v. 69, n. 1, p. 173–183, 2011.

OMALU, B. I. *et al.* Chronic traumatic encephalopathy, suicides and parasuicides in professional american athletes: the role of the forensic pathologist. **The American journal of forensic medicine and pathology**, LWW, v. 31, n. 2, p. 130–132, 2010.

OMALU, B. I. *et al.* Chronic traumatic encephalopathy in a national football league player: part ii. **Neurosurgery**, Oxford University Press, v. 59, n. 5, p. 1086–1093, 2006.

PETTUS, E.; POVLISHOCK, J. Characterization of a distinct set of intra-axonal ultrastructural changes associated with traumatically induced alteration in axolemmal permeability. **Brain Research**, Elsevier, v. 722, p. 1–11, 1996.

POVLISHOCK, J.; PETTUS, E. Traumatically induced axonal damage: evidence for enduring changes in axolemmal permeability with associated cytoskeletal change. **Acta Neurochirurgica Supplementum**, Springer, v. 66, p. 81–86, 1996.

RADMAN, T. *et al.* Role of cortical cell type and morphology in subthreshold and suprathreshold uniform electric field stimulation in vitro. **Brain Stimulation**, Elsevier, v. 2, n. 4, p. 215–228, 2009.

SAATMAN, K. *et al.* Traumatic axonal injury results in biphasic calpain activation and retrograde transport impairment in mice. **Journal of Cerebral Blood Flow Metabolism**, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 23, p. 34–42, 2003.

SHARMA, A. *et al.* Neurovascular coupling by functional near infra-red spectroscopy and sport-related concussion in retired rugby players: The uk rugby health project. **Frontiers in Human Neuroscience**, Frontiers, v. 14, p. 42, 2020.

SLOLEY, S. S. *et al.* High-frequency head impact causes chronic synaptic adaptation and long-term cognitive impairment in mice. **Nature Communications**, v. 12, n. 1, p. 2613, 2021.

SMITH, D. W. *et al.* Internal jugular vein compression mitigates traumatic axonal injury in a rat model by reducing the intracranial slosh effect. **Neurosurgery**, Oxford University Press, v. 70, n. 3, p. 740–746, 2012.

SMITH, E. E.; ALLEN, J. J. B. Theta-Band Functional Connectivity and Single-Trial Cognitive Control in Sports-Related Concussion : Demonstration of Proof-of- Concept for a Potential Biomarker of Concussion. **Journal of the International Neuropsychological Society**, v. 25, p. 314–323, 2019.

SON, D. V. *et al.* Electroencephalography theta/beta ratio covaries with mind wandering and functional connectivity in the executive control network. **Ann N Y Acad Sci**, v. 1452, n. 1, p. 52–64, 2019.

SPAIN, A. *et al.* Mild fluid percussion injury in mice produces evolving selective axonal pathology and cognitive deficits relevant to human brain injury. **Journal of neurotrauma**, Mary Ann Liebert, Inc., v. 27, n. 8, p. 1429–1438, 2010.

STONE, J. V. **Independent Component Analysis: A Tutorial Introduction**. The MIT Press, 2004. ISBN 9780262257046. Disponível em: <https://doi.org/10.7551/mitpress/3717.001.0001>.

TALAVAGE, T. M. *et al.* Functionally-detected cognitive impairment in high school football players without clinically-diagnosed concussion. **Journal of neurotrauma**, Mary Ann Liebert, Inc., v. 31, n. 4, p. 327–338, 2014.

VARGHA, A.; DELANEY, H. D. A critique and improvement of the cl common language effect size statistics of mcgraw and wong. **Journal of Educational and Behavioral Statistics**, v. 25, n. 2, p. 101–132, 2000.

VIRGILIO, T. D. *et al.* Evidence for acute electrophysiological and cognitive changes following routine soccer heading. **EBioMedicine**, Elsevier, v. 13, p. 66–71, Nov 2016. Epub 2016 Oct 23.

WALTER, A. E. *et al.* The accumulation of subconcussive impacts on cognitive, imaging, and biomarker outcomes in child and college-aged athletes: a systematic review. **Brain imaging and behavior**, Springer, 2021.

WILCOX, R. R. A robust nonparametric measure of effect size based on an analog of cohen's d, plus inferences about the median of the typical difference. **Journal of Modern Applied Statistical Methods**, v. 17, n. 2, p. eP2726, 2018.

Anexo A

Avaliação de contraindicações e considerações especiais antes da aplicação de Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC)

Nome/código do participante: _____

Data: ____/____/____ Experimento: _____

Não Sim N/A

Teve uma reação adversa a ETCC?

Teve convulsões?

Teve uma perda inexplicável de consciência?

Teve um acidente vascular encefálico (AVC/AVE)?

Teve uma séria lesão na cabeça?

Teve alguma doença neurológica?

Teve alguma doença que causou lesão cerebral?

Você sofre de dores de cabeça severa ou frequente?

Você tem algum metal na cabeça (fora da boca) como estilhaços, cliques cirúrgicos ou fragmentos de soldagem?

Você tem algum equipamento médico implantado como marca-passo cardíaco ou bombas médicas?

Você está tomando alguma medicação? Se sim, quais?

Alguém em sua família tem epilepsia?

Você precisa de alguma outra explicação sobre a ETCC ou seus riscos associados?

Idade: _____ anos R.G. _____ CPF: _____

_____ de _____ de 202_____

Assinatura do participante da pesquisa

Anexo B

Questionário para medida de sensações relacionadas à Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua

Nome/código do participante: _____

Data: ____/____/____ Experimento: _____

Você sentiu algum desconforto ou incômodo durante a estimulação elétrica?

Por favor, responda as questões abaixo a respeito das diferentes sensações e indique o grau de intensidade do seu desconforto de acordo com a seguinte escala:

Nenhum (0) Leve (1) Moderado (2) Considerável (3) Forte (4)

Coçar

Doer

Queimar/Arder

Aquecer/Calor

Formigamento

Gosto metálico

Fadiga

Outro:

Quando o desconforto começou?

No começo da estimulação () Aproximadamente no meio () Perto o fim ()

Quanto o desconforto durou?

Parou rapidamente () Parou no meio da estimulação () Parou no fim da estimulação ()

O quanto essas sensações atrapalharam o seu desempenho?

Nenhum pouco () Um pouco () Consideravelmente () Muito ()

Extremamente ()

Identifique se essas sensações foram sentidas na cabeça ou em locais diferentes:

Na cabeça () Outro () _____

Se você quiser fornecer mais detalhes, por favor, descreva brevemente o que você sentiu em relação a "outro" ou "fadiga".

Resposta: _____

Para ser respondida no fim do experimento

Você acredita que recebeu estimulação real ou placebo?

Real () Placebo () Eu não sei ()

Para o pesquisador:

Por favor, reporte qualquer efeito colateral ou adverso que ocorreram (exemplo, irritação da pele, dor de cabeça, dor no escalpo, tontura ou outros, por favor especificar) e o escore na escala de 1 a 4 como descrito acima.

Anexo C

Parecer Consubstanciado do Comitê de Ética em Pesquisa

USP - ESCOLA DE EDUCAÇÃO
FÍSICA E ESPORTE DA
UNIVERSIDADE DE SÃO
PAULO / EEFE-USP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Atividade elétrica cortical, hemodinâmica cerebral, e respostas à neuromodulação durante teste cognitivo em atletas de esportes de contato: um modelo de avaliação dos efeitos de traumas de cabeça repetidos (subconcussão)

Pesquisador: ALEXANDRE MOREIRA

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 56045022.9.0000.5391

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE DE SAO PAULO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 5.340.318

Apresentação do Projeto:

A concussão relacionada à prática esportiva, principalmente em esportes de contato é uma lesão frequente, mas nem sempre reconhecida, pois aproximadamente 90% das concussões não resultam em perda da consciência. Os impactos repetidos na cabeça, mesmo aqueles sem sinais ou sintomas agudos (subconcussivos), têm sido sugeridos como causa possível de lesões cerebrais crônicas. Entretanto tais pesquisas referem-se somente aos efeitos da concussão em homens e pouco se fala no impacto cerebral das mulheres que praticam esportes de contato. Portanto a hipótese do estudo é que alterações na função cerebral de mulheres poderiam ocorrer ao longo da temporada, associadas ao acúmulo de golpes repetidos na cabeça durante treinamentos e competições, e que alterações mais pronunciadas seriam observadas nas atletas que apresentam um maior número de golpes de cabeça durante a temporada. Neste caso, investigar duas modalidades esportivas distintas (rugby e basquetebol), poderá responder se a natureza dos esportes em questão e a idade, são fatores de maior risco e não somente o número acumulado de jogos. Além disso, este trabalho propõe a utilização da eletroestimulação transcraniana como forma de minimizar as alterações cerebrais, visto que tal processo consiste na aplicação de uma corrente elétrica de baixa intensidade (260 μ A a 4 mA) sobre o escalpo na região cerebral de interesse, o que aumenta a eficiência neuronal, principalmente por aumentar o nível de cálcio

Endereço: Av. Profº Mello Moraes, 65

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-030

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-3097

Fax: (11)3812-4141

E-mail: cep39@usp.br

USP - ESCOLA DE EDUCAÇÃO
FÍSICA E ESPORTE DA
UNIVERSIDADE DE SÃO
PAULO / EEFE-USP



Continuação do Parecer: 5.340.318

intracelular e facilitar a liberação de neurotransmissores no terminal do axônio.

Para isso, o projeto propõe uma amostra de 65 indivíduos, constituindo 4 grupos distintos: 1) 20 jogadoras da seleção Brasileira sub-20 de Rugby feminino, 2) 15 jogadoras da seleção Brasileira de Rugby adulto, 3) 15 jogadoras de basquetebol de uma equipe feminina participante do campeonato paulista da categoria sub 15 4) grupo controle com 15 indivíduos praticantes de atividade física regular que não envolva contato, do sexo feminino, com idade entre 18 e 25 anos.

Procedimentos: Todas os participantes terão 7 sessões de avaliação, 3 vezes antes do início das competições, duas vezes após 5 meses de início das competições e duas vezes ao final das competições, o que ocorrerá em torno de 9 a 11 meses após a primeira visita.

1ª. Visita: Explicação dos objetivos, procedimentos, riscos e benefícios e assinatura do TCLE. Medidas antropométricas (peso, estatura, circunferência da cabeça) e familiarização com Stroop task (testes de cognição no computador) e com o sensor NIRS, que vai medir a hemodinâmica cerebral.

2ª. e 3ª. Visitas: Monitorização cerebral (elétrica e hemodinâmica), tarefas de Stroop no computador e posterior estimulação elétrica, mantendo-se sentada, confortavelmente, na mesma cadeira que utilizou para realizar o Stroop.

4ª. E 5ª. Visitas: aproximadamente 5 meses após o inicio do processo, voluntários realizarão mesmos procedimentos da visita 2 e 3

6ª. E 7ª. Visitas: aproximadamente 9 a 11 meses após o inicio do processo, voluntários realizarão mesmos procedimentos da visita 2 e 3

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo primário desse estudo é avaliar em três momentos distintos da temporada esportiva, a hemodinâmica cerebral e atividade elétrica cortical durante tarefa cognitiva de atletas jovens do sexo feminino, envolvidas em treinamento regular e sistemático, competindo em nível estadual, nacional e internacional (jovens atletas de elite), e examinar o efeito da eletroestimulação transcraniana nesses parâmetros neurológicos.

Objetivo Secundário é examinar a eficácia de um modelo de monitoramento que inclui a avaliação da hemodinâmica cerebral, da atividade elétrica cortical e função cognitiva, que poderia auxiliar no entendimento dos efeitos das subconcussões nas funções neurológicas dos atletas, permitindo ajustes na carga de treinamento e competição.

Endereço: Av. Profº Mello Moraes, 65

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-030

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-3097

Fax: (11)3812-4141

E-mail: cep39@usp.br

USP - ESCOLA DE EDUCAÇÃO
FÍSICA E ESPORTE DA
UNIVERSIDADE DE SÃO
PAULO / EEFE-USP



Continuação do Parecer: 5.340.318

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos são considerados pequenos, visto que, a eletroestimulação pode acarretar leve formigamento/coceira no couro cabeludo, que cessa com a interrupção do processo e em alguns casos pode haver uma leve dor de cabeça após a aplicação da estimulação.

O monitoramento hemodinâmico e o teste de cognição não trazem risco real à saúde, mas pode causar algum grau de constrangimento, o que será resolvido com a elucidação da técnica.

Benefícios:

As participantes receberão um relatório com os resultados da avaliação antropométrica, o resultado do desempenho na tarefa cognitiva e de forma detalhada, receberão informações de todas as "respostas cerebrais" que ocorrem durante o teste cognitivo, nos três diferentes momentos da temporada. Esses dados, também fornecerão importantes informações para a comissão técnica e médica, que poderá usar os padrões de respostas cerebrais, juntamente com o questionário habitual de concussão utilizado por eles. Dessa forma, eles poderão de uma forma mais precisa e aprofundada, ajustar a carga de treinamento, a participação individual nos treinamentos e em competições, e ainda, aprimorar o controle e monitoramento da "saúde cerebral" associada aos riscos inerentes dos traumas de cabeça das modalidades analisadas.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Projeto bem delineado e com bases na literatura para usar procedimentos com segurança, inclusive em adultos jovens e crianças.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

1. Termo de anuência das instituições parceiras (Clube Basquete de Santo André e Confederação Brasileira de Rugby)
2. TCLE apropriado para maiores de 18 anos
3. Adequação da linguagem do TCLE para menores de 18 anos
4. Adequação dos termos para termo de assentimento para menores de idade
5. Cronograma de execução dentro dos prazos

Recomendações:

Nenhuma recomendação adicional.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovação

Endereço: Av. Profº Mello Moraes, 65

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-030

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-3097

Fax: (11)3812-4141

E-mail: cep39@usp.br

USP - ESCOLA DE EDUCAÇÃO
FÍSICA E ESPORTE DA
UNIVERSIDADE DE SÃO
PAULO / EEFE-USP



Continuação do Parecer: 5.340.318

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1887383.pdf	27/01/2022 16:22:06		Aceito
Folha de Rosto	folha_de_rosto_dirigente_EEFE.pdf	27/01/2022 16:21:24	ALEXANDRE MOREIRA	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	BasqueteFemininoSantoAndre.pdf	25/01/2022 17:09:11	ALEXANDRE MOREIRA	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Oficio_CBRu_ProjetoUSP.pdf	25/01/2022 17:08:49	ALEXANDRE MOREIRA	Aceito
Outros	NIBS_safe_children.pdf	21/01/2022 21:15:52	ALEXANDRE MOREIRA	Aceito
Outros	safety_of_NIBS_in_children_adolescents.pdf	21/01/2022 16:50:40	ALEXANDRE MOREIRA	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	SUBCONCUSSAO_PROJETO_CEP.pdf	20/01/2022 20:21:09	ALEXANDRE MOREIRA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	ASSENTIMENTO_sub_concussao.pdf	20/01/2022 16:08:49	ALEXANDRE MOREIRA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_CONCUSSION_MENOR_IDADE.pdf	20/01/2022 16:05:36	ALEXANDRE MOREIRA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_CONCUSSION_MAIOR_IDADE.pdf	20/01/2022 16:04:34	ALEXANDRE MOREIRA	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Endereço: Av. Profº Mello Moraes, 65

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-030

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-3097

Fax: (11)3812-4141

E-mail: cep39@usp.br

USP - ESCOLA DE EDUCAÇÃO
FÍSICA E ESPORTE DA
UNIVERSIDADE DE SÃO
PAULO / EEFE-USP



Continuação do Parecer: 5.340.318

SAO PAULO, 08 de Abril de 2022

Assinado por:
Maria Urbana Pinto Brandão Rondon
(Coordenador(a))

Endereço: Av. Profº Mello Moraes, 65

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-030

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-3097

Fax: (11)3812-4141

E-mail: cep39@usp.br