Maria Clara Drummond Soares de Moura

**Responsividade do controle postural de crianças
com e sem Transtorno do desenvolvimento da
coordenação (TDC) à estimulação transcraniana
por corrente contínua (ETCC)**

**Tese apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São
Paulo para obtenção do título de
Doutora em Ciências**

Programa: Ciências da reabilitação

**Orientadora: Profa. Dra. Renata Hydee
Hasue Vilibor**

**São Paulo
2020**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Moura, Maria Clara Drummond Soares de
Responsividade do controle postural de crianças
com e sem transtorno do desenvolvimento da
coordenação (TDC) à estimulação transcraniana por
corrente contínua (ETCC) / Maria Clara Drummond
Soares de Moura. -- São Paulo, 2020.

Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo.

Programa de Ciências da Reabilitação.

Orientadora: Renata Hydee Hasue Vilibor.

Descritores: 1.Transtorno das habilidades
motoras 2.Transtornos do neurodesenvolvimento
3.Equilíbrio postural 4.Estimulação transcraniana por
corrente contínua 5.Criança 6.Desenvolvimento
infantil

USP/FM/DBD-043/20

Responsável: Erinalva da Conceição Batista, CRB-8 6755

DEDICATÓRIA

Dedico esta tese às minhas filhas, Lara e Ana, e a todas as outras crianças que participaram desta pesquisa. Que ela sirva de inspiração para que essa geração continue sempre acreditando e querendo melhorar o Brasil através da ciência e da educação.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente ao Mauricio, por todo amor, companheirismo e paciência nestes anos, apoiando integralmente meu desejo de realizar este projeto mesmo sem entender, no fundo, porque eu estava me metendo a fazer isso... rs.

Às minhas filhas Lara e Ana, por serem a razão da minha vida. Que esta tese seja um exemplo a elas de que vale a pena estudar, se dedicar e ter perseverança pra fazer projetos e sonhos se realizarem.

Ao meu pai, por ser meu porto seguro, sempre me apoiando, sempre ao meu lado, mesmo quando longe. E à Jô, por garantir a alegria, a leveza e a vitalidade a ele e a nós.

À minha mãe e minha avó, por serem meus exemplos de força, coragem e perseverança.

À Cidinha, que sem ela minha vida seria infinitamente mais difícil... obrigada por cuidar de nós todos os dias!

Amo muito todos vocês. Obrigada por me ajudarem nessa batalha diária de ser uma mãe, mulher, filha e profissional melhor.

Agradeço imensamente à Renata, minha amiga, orientadora, chefe e eterna parceira. Obrigada por me respeitar, me valorizar, me apoiar e me ensinar tanto nestes anos todos. Te admiro muito, e adoro ter você ao meu lado no dia a dia.

Ao Fuad, minha gratidão infinita. Pela sua amizade e parceria nesses mais de 7 anos, sendo crucial para a realização deste trabalho. Me apresentou a ETCC, me guiou no projeto inicial, me ensinou estatística, compartilhou angustias e desesperos, e estava ao meu lado até no trabalho de parto da Ana! E estará sempre ao meu lado e da Rê em todos os frutos que este trabalho trará. Muito, muito obrigada.

Às minhas “irmãs caçulas” que ganhei nesse percurso. Tainá e Vyvyan, obrigada por tudo... por serem meu braço direito e esquerdo nessa história. Por todas as planilhas tabuladas. Por garantirem um mínimo de organização na minha vida desordenada. Por cuidarem e fazerem parte da vida também das minhas filhas. Pelas gargalhadas de sempre. Por tornarem as coletas tão divertidas e agradáveis que até nos faziam esquecer dos perrengues. Obrigada por entrarem – e nunca mais saírem! – da minha vida.

Às amigas e companheiras de laboratório que também me ajudaram e deixaram suas marcas neste trabalho: Alice, Jéssica, Carol B. e Paula, muito obrigada! Espero sempre poder estar por perto também para ajudá-las no que eu puder.

Agradeço todxs xs outrxs amigxs do Laboratório de Aval Neurofuncional e do GEADI. Obrigada em especial à Rose, por toda parceria no início deste estudo. E à Cida, por me proporcionar a paciência, a tolerância e a tranquilidade tão necessárias no final desse processo. Que sigamos sempre fazendo crescer e desenvolver a ciência juntxs.

À Profa. Dra. Silvia Maria Amado João (Curso de Fisioterapia da FMUSP) por disponibilizar a plataforma de força para todas as coletas desta pesquisa.

Ao Prof. Dr. Jorge Alberto de Oliveira (Laboratório de comportamento motor da EEFESUSP), por todo apoio à viabilização da pesquisa e trocas de conhecimentos nas reuniões do GEADI.

Aos meus maiores professores na neuromodulação Prof. Dr. Abrahão Fontes Baptista e Profa. Dra. Luanda Collange Grecco, por todo conhecimento compartilhado e auxílio no delineamento do projeto.

Além do Prof. Abrahão, agradeço também aos outros professores que participaram da Banca Examinadora de Qualificação, Prof. Dr. José Ângelo Barela e Prof. Dr. Luiz Eduardo Pinto Basto Tourinho Dantas.

Às professoras Dra. Haydeé Fiszbein Wertzner, Profa Dra. Débora Maria Befi-Lopes (Curso de Fonoaudiologia da FMUSP) e Profa Dra. Marina Leite Puglisi (Departamento de Fonoaudiologia da UNIFESP), que disponibilizaram os pacientes para que eu pudesse finalizar as coletas deste trabalho.

À Marina (ou “Má”), em especial, que além de ajudar nesse estudo será sempre minha irmã na vida. Obrigada por adicionar mais uma enorme bagagem na sua volta ao Brasil (o kit de avaliação da MABC-2), obrigada por reorganizar a agenda de atendimento das crianças da clínica da UNIFESP, obrigada pelas ajudas em estatística, em escrita de e-mails em inglês e em ser meu córtex frontal tantas vezes... Amo você.

Obrigada também à Helô, amiga que a responsabilidade cívica me deu há anos (ser mesária tem benefícios!), e que trouxe também na bagagem o aparelho de ETCC para que pudesse realizar este estudo.

Aos supervisores do Curso de Fisioterapia, meus amigos e colegas do dia a dia, em especial à Anice, Juliana A. e Ângela, por estarem sempre ao meu lado.

À Andrea, minha comadre e irmã na Fisioterapia, por toda parceria de sempre. Que sigamos sempre juntas amando fazer pesquisa, amando a neuro e amando viajar para Congressos juntas.

À direção, coordenação e professores do Centro Educacional Unificado (CEU) Jaguaré, pelo apoio e confiança durante a realização deste estudo.

A todas as crianças que participaram deste trabalho. Que ele traga benefícios à vida de vocês e de tantas outras crianças. A pesquisa não vale de nada se não puder fazer as pessoas mais felizes de alguma forma, e é isto que desejo a cada um de vocês sempre.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

NORMALIZAÇÃO ADOTADA

Esta tese está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação: Referências: adaptado de International Committee of Medical Journals Editors (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Divisão de Biblioteca e Documentação. Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 3a ed. São Paulo: Divisão de Biblioteca e Documentação; 2011.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com List of Journals Indexed in Index Medicus. 3.1.11

SUMÁRIO

LISTA DE SIGLAS

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Diagnóstico e prevalência do TDC	2
1.2. Etiologia e neurobiologia do TDC.....	4
1.3. Controle postural na criança com TDC	10
1.4. Estimulação transcraniana por corrente contínua	13
2. OBJETIVOS.....	19
2.1. Objetivo geral.....	19
2.2. Objetivos específicos	19
3. HIPÓTESES	20
4. MÉTODOS	21
4.1. Tipo de pesquisa	21
4.2. Participantes	21
4.2.1. Critérios de inclusão	21
4.2.2. Critérios de exclusão.....	22
4.3. Local da pesquisa	22
4.4. Delineamento	23
4.5. Instrumentos de medição	25
4.5.1. <i>Developmental Coordination Disorder Questionnaire (DCDQ)</i>	25
4.5.2. <i>Movement Battery Assessment for Children- Second Edition (MABC-2)</i> ...	26
4.5.3. Plataforma de força (PF)	27
4.5.4. Questionário de efeitos adversos.....	27
4.6. Condições de testes e intervenção	28
4.6.1. Posturografia	28
4.6.2. Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC)	30
4.7. Análise dos dados	32

5. RESULTADOS	34
5.1. Participantes	34
5.2. O protocolo foi eficaz para detectar diferentes condições de equilíbrio?	37
5.3. O protocolo foi eficaz para detectar diferenças no controle postural das crianças com e sem TDC?	39
5.4. Como cada uma das áreas estudadas influencia o controle postural de crianças com TDC e com DT?	40
5.5. Qual das montagens de ETCC tem maior efeito sobre o controle postural de crianças com TDC e com DT?	45
5.5.1. Grupo TDC	45
5.5.2. Grupo DT	48
5.6. Houve efeitos adversos nas diferentes condições de estimulação?	55
6. DISCUSSÃO	56
6.1. Efeito das diferentes montagens de ETCC sobre o controle postural de crianças com TDC e com DT	56
6.2. Considerações metodológicas	63
6.3. Efeitos adversos	68
6.4. Limitações do estudo	69
7. CONCLUSÕES	70
8. ANEXOS	72
9. REFERÊNCIAS	100

LISTA DE SIGLAS

AP	anteroposterior
AVC	Acidente vascular cerebral
AVD	Atividades de vida diária
CE	Cerebelo
COP	Centro de Pressão
CPFDL	Córtex pré-frontal dorso lateral
CPG	Geradores de padrão central
DCDQ	<i>Developmental Coordination Disorder Questionnaire</i>
DSM	Manual Estatístico de Diagnósticos de Transtornos Mentais
DT	Desenvolvimento típico
DTI	Imagem por tensor de difusão
EA	Efeitos adversos
EMT	Estimulação magnética transcraniana
ES	Espuma
ETCC	Estimulação transcraniana por corrente contínua
ETCC-CEa	ETCC cerebelar anódica
ETCC-CEc	ETCC cerebelar catódica
ETCC-M1	ETCC em M1
fMRI	Imagem por ressonância magnética funcional
M1	Córtex motor primário
MABC-2	<i>The Movement Assessment Battery for Children (edition 2)</i>
ML	Médio-lateral
NB	Núcleos da base
OA	Olhos abertos
OF	Olhos fechado
PC	Paralisia cerebral
PME	Potencial motor evocado
PF	Plataforma de força
TA	Termo de Assentimento
TCLE	Termo de consentimento livre e esclarecido
TDAH	Transtorno de déficit de atenção e hiperatividade
TDC	Transtorno do desenvolvimento da coordenação
TDL	Transtorno do desenvolvimento da linguagem
TEA	Transtorno do espectro autista
TOS	Teste de organização sensorial

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Focos de envolvimento cerebral atípico reportados por estudos de neuroimagem em crianças com TDC comparadas com crianças com DT.....	6
Figura 2 – Número total de sujeitos para cada condição de saúde em estudos com ETCC.....	14
Figura 3 – Imagem ilustrativa do kit de avaliação da MABC-2.....	26
Figura 4 – Ilustração dos <i>outputs</i> oferecidos na posturografia durante uma tentativa de 30 segundos.....	39
Figuras 5a, 5b, 5c, 5d – Posturografia nas condições de teste.....	29,30
Figuras 6a, 6b – Condições de montagem dos eletrodos para estimulação.....	31,32
Figura 7 – Fluxograma de encaminhamento dos participantes.....	35
Figura 8 – Representação esquemática das conectividades na inibição cerebelo-cortical.....	57
Figura 9 – Ilustração da interpretação de como a ETCC afeta a rede cerebelo-tálamo-cortical.....	58

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Organograma das 4 sessões, incluindo em cada uma a avaliação do equilíbrio pré-intervenção, intervenção com uma das 4 modalidades da ETCC, e reavaliação final do equilíbrio.....	34
Tabela 2 – Quatro condições de teste com manipulação visual (olhos abertos ou olhos fechados) e proprioceptiva (com ou sem espuma sobre a PF)	37
Tabela 3 – Características demográficas dos participantes.....	36
Tabelas 4a, 4b – Efeito da manipulação sensorial no controle postural do grupo TDC..	37
Tabelas 5a, 5b – Efeito da manipulação sensorial no controle postural do grupo DT....	38
Tabelas 6a, 6b – Comparação do controle postural entre os grupos TDC e DT	39
Tabelas 7a, 7b – Efeito de cada condição de estimulação ativa em comparação à estimulação simulada sobre o equilíbrio de crianças com TDC.....	41,42
Tabelas 8a, 8b – Efeito de cada condição de estimulação ativa em comparação à estimulação simulada sobre o equilíbrio de crianças com DT	43,44
Tabelas 9a, 9b – Efeito comparativo entre todas as montagens de ETCC em comparação à ETCC- <i>sham</i> para o grupo TDC.....	51,52
Tabelas 10a, 10b – Efeito comparativo entre todas as montagens de ETCC em comparação à ETCC- <i>sham</i> para o grupo DT.....	53,54
Tabela 11 – Efeitos adversos conforme questionário padronizado para ETCC.....	55

RESUMO

Moura MCDS. *Responsividade do controle postural de crianças com e sem Transtorno do Desenvolvimento da Coordenação (TDC) à estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC).* [Tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2020.

O Transtorno do desenvolvimento da coordenação (TDC) pode atingir 5% das crianças em idade escolar e tem como um dos principais sinais o déficit de equilíbrio. As bases neurais desta alteração ainda não estão claras. Áreas fundamentais para o controle postural como o cerebelo (CE) e o córtex motor primário (M1) podem estar funcionalmente alteradas em crianças com TDC, levando ao prejuízo do equilíbrio. Investigar o efeito da neuromodulação destas áreas pode ajudar a compreender as bases neurais do TDC e também a definir estratégias terapêuticas mais eficazes. Assim, o objetivo do presente estudo é verificar os efeitos imediatos da estimulação elétrica transcraniana por corrente contínua (ETCC) em M1 e CE sobre o equilíbrio de crianças com e sem TDC. **Métodos:** Quinze crianças com TDC e 15 crianças com desenvolvimento típico (DT) receberam quatro sessões de ETCC: anódica em M1, anódica em CE, catódica em CE ou *sham*, em ordem aleatória e com intervalo mínimo de uma semana entre elas. Amplitude, velocidade, área e deslocamento total do centro de pressão foram avaliados em plataforma de força imediatamente antes e após cada sessão de ETCC, nas condições com manipulação proprioceptiva e visual. **Resultados:** Nas crianças com TDC, a ETCC-CE anódica gerou uma piora do equilíbrio, com aumento do deslocamento total ($p<0,001$), velocidades anteroposterior ($p=0,01$) e mediolateral ($p=0,02$), enquanto a nas crianças com DT, a ETCC-CE anódica não gerou efeitos sobre o equilíbrio, mas a ETCC-CE catódica reduziu a velocidade anteroposterior ($p=0,05$) e marginalmente a área ($p=0,07$). Já a ETCC-M1 foi eficaz em reduzir os parâmetros da oscilação postural em ambos os grupos. **Discussão e Conclusão:** Este foi o primeiro estudo demonstrando os efeitos da ETCC sobre o controle postural de crianças com e sem TDC. Uma única sessão permitiu a melhor compreensão dos efeitos da ETCC no controle postural destes dois grupos de crianças, sendo que a ETCC-CE catódica parece diminuir enquanto a estimulação anódica parece aumentar a atividade tônica inibitória que o cerebelo exerce sobre o córtex motor primário nas crianças. Já a estimulação anodal em M1 provavelmente facilitou o controle postural, melhorando o recrutamento muscular e reduzindo a oscilação corporal em ambos os grupos.

Descritores: Transtorno das habilidades motoras; Transtornos do neurodesenvolvimento; Equilíbrio postural; Estimulação transcraniana por corrente contínua; Crianças; Desenvolvimento infantil.

ABSTRACT

Moura MCDS. *Responsiveness of postural control of children with and without Developmental Coordination Disorder (DCD) to transcranial direct current stimulation (tDCS).* [Tesis]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2020.

Developmental Coordination Disorder (DCD) can affect 5% of school-age children and, as one of the main signs, the balance deficit. The neural basis for this change is not clear yet. Fundamental areas for postural control such as the cerebellum (CE) and the primary motor cortex (M1) may be functionally altered in children with DCD, leading to impaired balance. Investigating the effect of neuromodulation in these areas can help to understand the neural basis of DCD and also to define more effective therapeutic strategies. Thus, the aim of the present study is to verify the immediate effects of transcranial direct current electrical stimulation (tDCS) in M1 and CE on the balance of children with and without DCD. **Methods:** Fifteen children with DCD and 15 typical development children (TD) received four sessions of tDCS: anodic in M1, anodic in CE, cathodic in CE or *sham*, in random order and with at least one-week interval between them. Amplitude, velocity, area and total displacement of the center of pressure were evaluated on a force platform immediately before and after each tDCS session, under conditions with proprioceptive and visual manipulation. **Results:** In children with DCD, anodic CE-tDCS caused a worsening of balance, with an increase in total displacement ($p < 0.001$), anteroposterior ($p = 0.01$) and mediolateral ($p = 0.02$) velocity, while in TD children, the anodic CE-tDCS did not have any effect on balance, however cathodic CE-tDCS reduced the anteroposterior velocity ($p = 0.05$) and marginally the area ($p = 0.07$). The M1-tDCS was effective in reducing postural sway parameters in both groups. **Discussion and Conclusion:** This was the first study demonstrating the effects of tDCS on postural control in children with and without DCD. A single session allowed a better understanding of the effects of tDCS on postural control of these two groups of children, with cathodic CE-tDCS seeming to decrease while anodic stimulation seems to increase the inhibitory tonic activity that the cerebellum exerts on the primary motor cortex in children. Anodal stimulation in M1, on the other hand, might have improved postural control, facilitating muscle recruitment and reducing body sway in both groups.

Keywords: Motor skills disorders; Neurodevelopmental disorders; Postural balance; Transcranial direct current stimulation; Child; Child development.

1. INTRODUÇÃO

Crianças desajeitadas, descoordenadas ou “estabanadas” têm recebido maior atenção de pesquisadores nas últimas décadas por poder apresentar graves comprometimentos funcional, emocional e psicológico¹. O Transtorno do Desenvolvimento da Coordenação (TDC) é definido como um distúrbio do neurodesenvolvimento caracterizado pela dificuldade na aquisição e no desempenho de tarefas motoras², sendo ainda pouco reconhecido e identificado por profissionais da saúde e da educação³. É um transtorno relativamente frequente, sendo que a prevalência mais aceita é estimada entre 5 e 6% das crianças de 5 a 11 anos, ocorrendo em todas as culturas, raças e condições sócio-econômicas, sendo que as informações epidemiológicas variam conforme quão estrito é o critério de classificação⁴⁻⁶.

A manifestação de habilidades prejudicadas que requerem coordenação motora varia de acordo com a idade. Crianças pequenas podem apresentar atraso na aquisição de marcos motores (ou seja, sentar, engatinhar, andar), e/ou podem apresentar atraso ou dificuldades no desenvolvimento de habilidades em fases mais tardias da primeira infância, como independência para subir escadas, andar de bicicleta, montar quebra-cabeças, ou usar o zíper. Mesmo quando a habilidade é alcançada, a execução do movimento pode parecer “desajeitada”, lenta, menos acurada, com maior variabilidade ou menos precisa do que a dos pares. Crianças maiores podem apresentar lentificação ou falta de acurácia em atividades de encaixe, construção de modelos, jogos com bola (especialmente em times), escrita em letra cursiva, direção ou tarefas de autocuidado^{4,7}. A aprendizagem motora também está comprometida, e não só o desempenho, com as crianças apresentando dificuldades em adquirir habilidades motoras típicas da infância e comprometimento motor realmente impactando nas atividades e participação⁸. A reduzida habilidade de aprender e executar habilidades motoras está associada a um atraso ou a uma disfunção no nível neuromaturacional, afetando as redes corticais relacionadas ao controle da ação. Estão especialmente comprometidos no TDC: os modelos internos da ação (isto é, controle preditivo prejudicado), coordenação rítmica e temporização, funções executivas, controle postural e da marcha, e ações de intercepção (pegar/receber)⁹.

Em revisão sistemática realizada com foco no impacto das dificuldades motoras nas atividades e participação destas crianças, os principais prejuízos se relacionam às atividades de brincar, como andar de bicicleta ou triciclo, uso de equipamentos de playground; em atividades de sala de aula, como dificuldade de expressão escrita e atividades manuais; em esportes como esqui, nadar e jogos com bolas; e em tarefas de auto-cuidado. Também são descritos prejuízos emocionais, tendência a retraimento e socialização, e piores índices de qualidade de vida¹⁰. Significativo impacto na saúde mental das crianças com TDC é descrito pela sensação de incapacidade decorrente da coordenação motora pobre em atividades de lazer, esporte e de auto-cuidado, levando à sensação crônica de falha e reduzindo a vontade de participar de atividades físicas e tentar novas tarefas¹¹. Em fase escolar, problemas de motricidade fina específicos podem ser mais relevantes para a aprendizagem escolar. Por outro lado, problemas na motricidade grossa são relevantes pela limitação à participação e desenvolvimento do contato social com seus pares¹². Pais de crianças com TDC destacam que tarefas como vestir-se, a alimentação e a higiene pessoal são as que mais eles percebem estar prejudicadas nas atividades de vida diária (AVDs), e que os fatores mais determinantes para o prejuízo nestas atividades são o comprometimento no controle postural e na coordenação motora destas crianças¹³.

O impacto sobre a qualidade de vida destas crianças é ainda mais significativo, visto que apesar do TDC ser considerado um transtorno motor, não apenas os domínios físicos, afetando a participação em atividades de lazer, mas também psicológicos e sociais estão comprometidos nos pacientes. Crianças com TDC relatam menor auto-eficácia e competência nos domínios físico e social, e apresentam mais frequentemente sintomas de depressão e ansiedade do que crianças de desenvolvimento típico (DT)^{14,15}.

Assim, investigar mais profundamente estratégias mais assertivas para abordar estes déficits nas crianças com TDC parece ser de extrema importância.

1.1. Diagnóstico e Prevalência do TDC

De acordo com a Classificação Estatística Internacional de Doenças e Problemas Relacionados à Saúde, o TDC é classificado como Transtorno Específico do

Desenvolvimento Motor (CID-10: F82), sendo caracterizado por um “comprometimento grave do desenvolvimento da coordenação motora, não atribuível exclusivamente a um retardo mental global ou a uma afecção neurológica específica, congênita ou adquirida. Na maioria dos casos, um exame clínico detalhado permite evidenciar sinais que denotam imaturidade acentuada do desenvolvimento neurológico, como movimentos coreiformes dos membros, sincinesias e outros sinais motores associados; assim como perturbações da coordenação motora fina e grossa”¹⁶. Segundo a publicação do Manual Estatístico de Diagnósticos de Transtornos Mentais, quinta edição (DSM-5), o TDC está incluído na categoria de “Transtornos do neurodesenvolvimento”, na subcategoria “Transtornos motores” – (315.4 [F82] – Developmental Coordination Disorder)⁷. De acordo com o manual, o diagnóstico deve incluir os seguintes critérios:

- A. A aquisição e execução de habilidades motoras coordenadas é substancialmente inferior à esperada, dada a idade cronológica e oportunidade para aprendizado e uso de habilidades. As dificuldades são manifestadas como desajeitadas (por exemplo, deixar cair ou tropeçar em objetos), bem como a lentidão e imprecisão do desempenho das habilidades motoras (por exemplo, pegar um objeto, usar tesouras ou talheres, caligrafia, andar de bicicleta ou participar de esportes).
- B. O déficit de habilidades motoras no critério A interfere de forma significativa e persistente nas atividades de vida diária adequadas à idade cronológica (por exemplo, autocuidado e automanutenção) e afeta a produtividade acadêmica/ escolar, atividades pré-vocacionais e vocacionais, lazer e jogos.
- C. O início dos sintomas acontece nos períodos iniciais do desenvolvimento.
- D. Os déficits das habilidades motoras não são mais bem explicados pela deficiência intelectual (transtorno do desenvolvimento intelectual) ou deficiência visual e não são atribuíveis a uma condição neurológica que afete o movimento (por exemplo, paralisia cerebral, distrofia muscular, doenças degenerativas).

Em recente revisão sistemática acerca dos critérios diagnósticos para TDC¹⁷, para contemplar o critério A são utilizados testes de performance motora com adequada nota de corte para presença ou ausência de dificuldades motoras. O padrão ouro é a

utilização de uma bateria de testes de avaliação da performance motora, sendo a mais utilizada a *The Movement Assessment Battery for Children – edition 2* (MABC- 2)¹⁸⁻²⁰.

Já para contemplar o critério B, do impacto das dificuldades motoras nas atividades de vida diária e desempenho acadêmico, questionários aos pais e professores devem ser empregados, sendo o *Developmental Coordination Disorder Questionnaire* (DCDQ)^{21,22}/ *Developmental Coordination Disorder Questionnaire - revised* (DCDQ-R)²³ o questionário mais utilizado devido sua especificidade para esta população. Os critérios C e D muitas vezes são pouco considerados (início precoce das dificuldades motoras e não decorrentes de doença neurológica ou baixa inteligência), sendo realizados questionamentos diretos às famílias sobre outras condições médicas, ausência de evidências de distúrbios físicos ou neurológicos, ou, ainda foram relatados em 12,5 % dos estudos uma avaliação médica ou histórico médico^{4,17}. É importante salientar que normalmente não é feito diagnóstico de TDC antes dos 5 anos de idade, devido à variabilidade de aquisição de muitas habilidades motoras, à falta de medidas específicas para esta faixa etária, ou mesmo outras causas de atraso motor ainda não serem totalmente manifestadas⁷.

A prevalência do TDC varia principalmente em função dos critérios diagnósticos. Usando ainda o DSM-4 com base nos 7 anos de idade na população do Reino Unido, foi verificada uma prevalência estimada de 1,8% da população usando a linha de corte de 5% nos testes de coordenação motora e 5,5% usando o percentil 15⁶. Poucos estudos verificaram a prevalência com as novas diretrizes do DSM-5, devendo ainda ser melhor verificado o impacto das mudanças dos critérios diagnósticos na prevalência do TDC²⁴. Há uma maior incidência de TDC entre os meninos, numa relação meninos: meninas variando entre 2:1 até 7:1^{4,7}.

1.2. Etiologia e neurobiologia do TDC

A etiologia do TDC tem como fatores de risco tanto origem externa (fatores ambientais) como interna (genéticas ou neurobiológicas), além de interação entre elas⁷. É usualmente caracterizada por ser multifatorial, dado que uma única causa ainda não foi identificada²⁴.

O TDC é mais comum entre crianças nascidas prematuramente, com o risco aumentando quanto menor a idade gestacional. Restrição de crescimento intrauterino, baixo peso ao nascimento e exposição pré-natal ao álcool, também são outros fortes fatores de risco ao aparecimento de TDC⁷. Em estudo com gêmeos monozigóticos, o segundo bebê tem um risco duas vezes maior de desenvolver TDC do que o primeiro a nascer, além de que sete dentre os 9 gemelares que apresentaram critérios pra TDC apresentaram problemas de perfusão de oxigênio neonatal, o que sugere que a hipóxia perinatal parece ser um fator de risco relevante^{24,25}.

Fatores ambientais também estão associados a um risco maior para o TDC como mães com maiores níveis de escolaridade e economicamente inativas ou mães que fumaram 10g ou mais de tabaco por dia durante a gestação^{26,27}. Lingam e colaboradores (2009) descrevem um risco maior de crianças do Reino Unido apresentarem TDC em famílias de baixa renda, em crianças nascidas com menos de 2500g e prematuras⁶.

A hipótese de haver uma base genética no TDC advém da existência de uma forte coocorrência de TDC com outros transtornos mentais, como o Transtorno de déficit de atenção e hiperatividade (TDAH)^{28,29}, Transtorno do desenvolvimento da linguagem (TDC)³⁰, e Transtorno do espectro autista (TEA)^{31,32}. Apesar de poder haver um compartilhamento genético entre estes transtornos²⁴, não há até o momento nenhum marcador biológico específico para a identificação do TDC.

Estudos de neuroimagem durante a última década têm tentado ajudar a responder sobre as áreas envolvidas nos déficits percepto-motores das crianças com TDC. Recente revisão apresentou uma didática e extensa caracterização dos achados neuroanatômicos e neurofuncionais no TDC (Figura 1). Os autores descrevem inúmeros problemas metodológicos dos estudos para sistematizar os achados, como a heterogeneidade dos grupos com DT e TDC, presença ou não nas populações de comorbidades, variabilidade nas tarefas e nos métodos de investigação. De forma que não há dois dentre os 14 estudos analisados que tenham encontrado as mesmas diferenças em áreas cerebrais entre os grupos com DT e TDC³³.

Figura 1: Focos de envolvimento cerebral atípico reportados por estudos de neuroimagem em crianças com TDC comparadas com crianças com DT. Reproduzida de Biotteau et al. (2016)³³.

O que a maioria destes estudos demonstrou é que o cerebelo³⁴⁻³⁷, os núcleos da base^{8,37-39}, e diversas áreas do lobo parietal^{34,35,37-40} são ativados funcionalmente de maneira alterada em crianças com TDC daquelas com DT e parecem estar envolvidos na fisiopatologia do TDC. Estas três áreas, porém, também estão envolvidas em diversos outros transtornos do neurodesenvolvimento, como o TDAH, Dislexia ou Transtorno do desenvolvimento da linguagem (TDL), o que passa a ser um fator de confusão do papel no próprio TDC visto que estes quadros frequentemente são também encontrados como comorbidades nas crianças com TDC³³. O córtex temporal também é descrito como envolvido na origem dos déficits funcionais no TDC³⁶, além do lobo frontal que aparece como funcionalmente alterado em quase todos os estudos de neuroimagem no TDC,

sendo o córtex pré-frontal dorso lateral (CPFDL), o córtex orbitofrontal medial e as conexões frontais com estruturas límbicas e subcorticais podendo ser vistas também como correlatos neurais sólidos do TDC^{33,37,41}.

Desde as mais antigas teorias acerca da origem dos déficits no TDC, muitas pesquisas buscaram encontrar evidências de que o cerne das dificuldades motoras do TDC encontra-se na deficiência funcional de cerebelo^{8,42,43}, principalmente devido aos sinais clássicos de comportamentos incoordenados, desajeitados, pobres e ao déficit no controle postural típicos das crianças com TDC (para revisão, veja³³). Os estudos mostraram presença de sinais típicos cerebelares como disdiadococinesia, dismetria e/ou tremor de intenção⁴⁴; alteração na adaptação à distorção visuoespacial⁴⁵, e a automatização de tarefas complexas⁴⁶. Em tarefa de adaptação motora com lente prismática, que depende especificamente da integridade da função cerebelar, crianças com TDC foram capazes de adaptarem-se adequadamente, apesar de apresentarem menor acurácia e maior variabilidade, não confirmando a hipótese de lesão cerebelar, porém não a refutando também⁴³. Os resultados destes estudos comportamentais apontam para o envolvimento do cerebelo na fisiopatologia do TDC, devido a sua participação na programação e temporização motora que estão prejudicadas nestas crianças⁹. Esta disfunção é a base para a chamada “hipótese do déficit na automatização” (*“authomatization déficit hyphotesis”*), caracterizada pela redução na habilidade de automatizar tarefas motoras, cuja disfunção cerebelar levaria a uma maior necessidade de utilizar e confiar em formas externas de feedback para o controle dos movimentos⁴⁷. O que ainda se mantém incerto é se há uma disfunção do cerebelo em si, das alças cerebelares, ou de ambas³³.

Outra proeminente hipótese sobre a base dos déficits de controle motor no TDC diz respeito aos modelos internos dos movimentos. De acordo com esta teoria, as crianças com TDC têm uma capacidade reduzida de utilizar o mecanismo preditivo de controle motor, impactando na capacidade de aprendizagem motora. Os modelos internos oferecem estabilidade ao sistema motor ao predizer os desfechos dos movimentos antes que o feedback sensório-motor esteja disponível (para revisão, veja Zwicker et al.⁸). Um atraso ou interrupção nas conexões parieto-cerebelares parecem explicar este padrão. Erros de predição são detectados rapidamente, com os sinais

errados (enviados pelo cerebelo e córtex parietal posterior) usados para modular sinais de output assim como modificar os modelos internos para ação como parte do processo de aprendizagem⁴⁸.

Apesar do aumento das evidências favorecendo a participação do cerebelo na fisiopatologia do TDC, outras áreas cerebrais também parecem participar da etiologia dos déficits no TDC, como o lobo parietal, dado que crianças com TDC apresentam prejuízos em tarefas atencionais⁴⁹, de prática mental^{50,51}, e reconhecimento facial⁵². Uma hipoativação no lobo parietal inferior pode estar associada à disfunção do sistema de neurônios-espelho nas crianças com TDC⁵³. Este sistema é um conjunto de neurônios que modulam sua atividade durante a execução de uma ação, mas também durante ações como a observação, imitação ou a imaginação destas ações. Esta rede parece ser um dos mecanismos primários através dos quais a aprendizagem motora, via modelo, ocorreria, e que parece estar disfuncional no TDC⁵⁴. Estudo de Imagem por ressonância magnética funcional (fMRI) recente, investigando especificamente a associação da disfunção na rede de neurônios-espelho durante atividades de observação, espelhamento do movimento, execução e imitação de uma tarefa motora, não encontrou diferenças no padrão de ativação neural entre crianças com e sem TDC, não fortalecendo esta teoria⁵⁵. Assim, outra possibilidade então desta disfunção nos conhecidos comportamentos mediados pelo córtex parietal, é que os déficits estariam principalmente relacionados às alças frontoparietais⁵⁶ e parieto-cerebelares responsáveis pela integração visuo-espacial⁹. Hyde e colaboradores (2014) descrevem um padrão similar a crianças mais novas em tarefa de alcance de crianças com TDC, sugerindo um atraso no desenvolvimento da especialização nas conectividades recíprocas entre o córtex parietal posterior e o cerebelo⁵⁷.

Outra área que parece estar envolvida nos déficits funcionais do TDC são os núcleos da base (NB)⁵⁸. Desde os primeiros relatos do TDC, já se descrevia a existência de dois grupos de crianças “desajeitadas”: aquelas com sinais neurológicos leves relacionados à disfunção cerebelar, com déficits na temporização de movimentos; e o grupo de crianças com sinais leves de disfunção nos NB, com maior variabilidade no controle de força em movimentos isométricos, sem prejuízo na temporização das tarefas. Os autores descrevem, inclusive, sinais típicos de comprometimento dos NB

neste grupo, como movimentos coréicos, atetóicos e/ou presença de sincinesias⁴⁴. Estudos descrevem a presença de dificuldades de crianças com TDC aprenderem uma sequência visuomotora, sugerindo comprometimento no funcionamento de áreas relacionadas ao planejamento motor, como o núcleo estriado e/ou suas conexões⁵⁹⁻⁶¹. Esta teoria, porém, foi questionada por alguns achados controversos também, sugerindo que os circuitos córtico-estriatais estejam funcionalmente preservados nas crianças com TDC^{62,63}. Assim, a origem neurobiológica do TDC ainda permanece incerta, com estudos comportamentais e de neuroimagem ainda buscando marcadores biológicos, uma “assinatura neural”³³, para facilitar o diagnóstico.

Em revisão e meta-análise envolvendo todos os estudos de fMRI associados à função motora manual foram identificadas áreas com diminuição, aumento ou ambos os padrões de ativação neuronal em diferentes áreas encefálicas de crianças com TDC. Foi observada diminuída ativação nas áreas posteriores do cerebelo, lobo parietal inferior, giro supramarginal, giro frontal superior e giro frontal medial. Por outro lado, em áreas do tálamo, foram observados aumentos da ativação⁵³.

Crianças com TDC apresentaram não só um padrão de ativação diferente de crianças com DT (áreas hipo ou hiperativas), mas também ativam duas vezes mais áreas cerebrais, sugerindo uma maior necessidade de alocar esforços cognitivos para completar a tarefa³⁴. De Castelnau et al. (2008) observaram através de eletroencefalograma em tarefa de sincronização entre uma informação auditiva ritmada e movimento voluntário de dedo, um aumento da atividade em regiões fronto-centrais, o que sugere, devido à ação do córtex frontal do planejamento do movimento, que crianças jovens com TDC são obrigadas a manter um maior nível de pré-programação para compensar as dificuldades causadas pelas maiores exigências perceptuomotoras exigidas pela tarefa⁶⁴. Foi observada ainda uma desordem generalizada na sincronização cortical nas crianças com TDC, caracterizada pela alta variabilidade na ativação cerebral destes pacientes⁶⁵, que comprova a alta variabilidade de respostas motoras comportamentais encontradas pelas crianças em diferentes tarefas^{66,67}. Há inclusive uma redução da espessura nos córtices parietal, frontal e temporal, o que parece explicar os padrões de hipo e hiperativação nestas áreas observadas nos estudos de fMRI^{68,69}.

Futuros estudos devem ainda continuar investigando melhor as bases neurais do TDC incluindo o papel de neurotransmissores, como glutamato, dopamina e serotonina, visto o seu envolvimento na regulação do sistema motor²⁴. Mas algo que não encontramos na literatura, até a presente data, é uma associação entre as bases neurais e a disfunção no controle postural das crianças com TDC.

1.3. Controle Postural na criança com TDC

Crianças com TDC são normalmente identificadas pelos déficits na motricidade fina e/ou sua falta de controle e coordenação em jogos com bola, enquanto o prejuízo do controle da postura e do equilíbrio é um problema significativo dado que muitas das atividades escolares são realizadas na postura em pé⁷⁰. Crianças com déficit de equilíbrio estático carecem da estrutura estabilizadora necessária para o desenvolvimento normal das atividades⁷¹.

O controle postural de crianças com TDC tem sido investigado nas últimas décadas de forma principalmente a aumentar informações sobre as disfunções sensório-motoras características da doença. O controle postural pode ser definido como o “controle da posição corporal no espaço para uma orientação e uma estabilidade postural”, sendo que o subcomponente de “estabilidade postural” é equivalente a “equilíbrio” (no inglês, *balance*), e “orientação postural” é entendido como “a relação entre os segmentos corporais entre si, para a tarefa, e para o ambiente”. É importante também discriminar que o controle postural pode ser avaliado em tarefas estáticas, que requerem orientação e estabilidade com uma base de suporte fixa, que não muda; ou tarefas dinâmicas, que requerem o controle postural com orientação e estabilidade quando a base de suporte é variável⁷².

O controle postural envolve várias áreas do sistema nervoso central. Os padrões básicos de postura e locomoção são gerados por redes neurais espinais chamadas geradores de padrão central (CPG). No entanto, para manter o equilíbrio em uma postura ou circunstância desconhecida, áreas relacionadas a aspectos cognitivos de informações do corpo e dos objetos externos tornam-se necessárias. Áreas motoras e pré-motoras parecem desempenhar um papel importante nos ajustes antecipatórios do

controle postural relacionado à tarefa, bem como na iniciação de movimentos voluntários. As áreas motoras corticais também integram vestibular, somatossensorial, e informações visuais durante a execução do movimento⁷³. O cerebelo desempenha um papel crucial na aquisição de novas tarefas posturais⁷⁴ e na regulação dos processos automáticos e cognitivos do controle postura. Isso ocorre ao receber (1) informações do córtex cerebral sobre os movimentos pretendidos (alça de *feed-forward*), (2) *feedback* sensorial em tempo real sobre a orientação do corpo no espaço, (3) *inputs* proprioceptivos e vestibulares, e (4) *inputs* auditivos e visuais^{73,75}.

Em relação ao equilíbrio estático de crianças com TDC, diversos estudos descrevem estar prejudicado em todas as condições de manipulação sensorial, mesmo quando todas as aferências sensoriais estão disponíveis^{76,77} e com apoio bipodálico⁷¹. O prejuízo no controle postural, porém, se mostra ainda mais prejudicado em situações de maior demanda sensório-motora, como quando estão em apoio unipodálico estático⁷⁸ ou dinâmico (durante a fase de apoio da marcha em obstáculos)⁷⁹, quando sofrem um desequilíbrio externo inesperado⁸⁰, quando há conflito ou redução de informações sensoriais^{76,81-83} ou quando têm que manter o equilíbrio estático quando em situação de dupla tarefa, com prejuízo tanto no equilíbrio como na tarefa cognitiva concorrente⁷⁷. O controle postural antecipatório mostrou-se prejudicado também quando as crianças com TDC tiveram que desempenhar a tarefa de sustentar uma carga com ambas as mãos de forma voluntária, mas não quando esta carga foi depositada em suas mãos abruptamente e elas tiveram que responder de forma inesperada⁸⁴. As crianças com TDC demonstram comprometimento significativo do equilíbrio em situações nas quais o feedback vestibular teoricamente é a única informação confiável para o controle postural⁸⁵.

Os déficits de controle postural nas crianças com TDC podem ser explicados não só por uma menor eficiência do controle supraespinal, mas também por um controle de feedback espinal e periférico comprometido. Durante o Teste de Organização Sensorial, com manipulação das aferências visuais e proprioceptivas, os autores verificaram deficiência tanto no “rambling” como no “trembling”⁸⁶. Estes componentes da trajetória do Centro de Pressão (COP) na postura bípede estática permitem compreender as contribuições de dois mecanismos distintos envolvidos no controle da oscilação

postural. “Rambling” representa uma parte da variabilidade natural do sistema nervoso central ou do processamento da informação sensorial exploratória. É interpretada como o mecanismo de controle perceptual supraespinal mais alto. “Trembling”, por outro lado, é a expressão do controle de feedback periférico para recuperação de forças, que se evidencia como a discrepância entre o planejamento motor e *outputs* com as propriedades mecânicas dos músculos e articulações. Assim, na estabilometria, o COP é decomposto e as resultantes do componente supraespinal é o “Rambling” e dos processos espinhais e periféricos é o “Trembling”^{86,87}.

Algumas outras evidências do prejuízo do controle periférico nas crianças com TDC já foram descritas previamente. Estudos observaram presença de uma maior necessidade de ativação muscular no tornozelo das crianças com TDC para manter a postura estática em pé⁷⁷, apresentando um controle postural pobre caracterizado por uma ativação muscular inconsistente, cocontração, falta de automatização e lentificação das respostas musculares⁸⁸. Atraso na ativação muscular também pôde ser observado durante diferentes tarefas motoras, tanto nos músculos do tronco como nos membros inferiores. Em comparação com crianças com desenvolvimento típico (DT), crianças com TDC demonstraram lentificação na ativação dos músculos tibial anterior, oblíquos externos e internos e transversos do abdômen durante tarefas de subir degraus, chutar uma bola e apoio unipodálico, além de apresentarem também maior variabilidade de respostas, sugerindo comprometimento no controle postural antecipatório e também o uso de estratégias de movimento menos consistentes⁶⁷.

Dada a importância dos ajustes posturais antecipatórios para a produção de movimentos coordenados, o prejuízo na temporização neuromuscular parece estar associado às dificuldades de coordenação em crianças com TDC^{84,89}. A ativação muscular postural alterada contribui para a falta de estabilização proximal para os membros superiores e consequente controle do movimento pobre durante a execução de uma tarefa voluntária, resultando na lentificação da execução da tarefa⁹⁰, e consequente interferência negativa sobre a participação destas crianças em atividades gerais⁹¹.

Deve ser ressaltado, entretanto, que a compreensão do controle postural em crianças com TDC atualmente baseia-se apenas em pesquisas comportamentais, sem

dados neurobiológicos ou estudos de neuroimagem para aumentar nossa compreensão sobre as áreas cerebrais envolvidas no controle neural da postura de crianças com TDC⁸.

1.4. Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua

A Estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) é uma técnica de estimulação cerebral não invasiva, de fácil manipulação e de baixo custo que induz mudanças regionais na excitabilidade cortical, dependente da dose, do tempo de aplicação e montagem dos eletrodos, sendo que a estimulação por corrente direta pelo ânodo aumenta a excitabilidade cortical, enquanto a estimulação catódica a diminui^{92,93}. A ETCC ainda foi pouco estudada em crianças e, de nosso conhecimento, não existem trabalhos publicados envolvendo o seu uso em crianças com TDC.

O uso da estimulação cerebral não invasiva como auxiliar no tratamento de disfunções neurológicas em crianças parece ter grande respaldo pelo seu efeito focal na plasticidade neural⁹⁴. A segurança do uso da ETCC, inclusive, está bem consolidada no tratamento infantil, já tendo sido relatada a ausência de efeitos adversos significativos e boa tolerância por crianças, tanto em ensaios clínicos⁹⁵⁻⁹⁸ como em modelo computacional⁹⁹. Fiocchi e colaboradores (2016), em estudo de modelo computacional sobre o campo elétrico induzido pela ETCC cerebelar (ETCC-CE) na população infantil, descrevem que há boa segurança da técnica, sem penetração da corrente em áreas occipitais corticais (córtex visual), nem em tronco encefálico. Sugerem, porém, o uso de doses mais baixas do que a normalmente utilizadas em adultos, dadas as diferenças anatômicas destas duas populações, havendo maior penetração da corrente em crianças¹⁰⁰.

Em crianças com Paralisia cerebral (PC), em recente revisão sistemática envolvendo 20 estudos, observou-se que os efeitos adversos mais comuns relatados pelo grupo ativo foram formigamento (17,2%), desconforto (8,02%), coceira (6,79%) e vermelhidão na pele (4%)¹⁰¹. Ainda são limitados os estudos dos efeitos funcionais da ETCC na neurologia infantil¹⁰²⁻¹⁰⁴. A maior população infantil estudada foi de crianças com PC, porém inúmeros outros estudos foram descritos envolvendo o tratamento de diferentes transtornos do neurodesenvolvimento. A Figura 2 demonstra o número de sujeitos envolvidos em cada estudo com as diversas populações de crianças¹⁰⁵.

Figura 2. Número total de sujeitos para cada condição de saúde em estudos com ETCC. Headache (cefaleia); Epilepsy (epilepsia); SCH (esquizofrenia); ASD (Transtorno do espectro autista); ADHD (Transtorno do déficit da atenção e hiperatividade); CP (Paralisia Cerebral); dyslexia (dislexia); dystonia (distonia). Reproduzida de Doruk Camsari et al. (2018)¹⁰⁵.

Foram descritos efeitos benéficos da ETCC em crianças a partir de cinco anos com TEA^{106,107}; com crianças e adolescentes com TDAH^{108,109}; em crianças a partir de 2 anos com epilepsia^{97,110} e crianças de 4 a 18 anos com PC^{101,111,112}.

Em relação aos efeitos da ETCC em distúrbios motores na infância, recentes meta-análises descreveram resultados positivos tanto para a melhora de parâmetros de controle postural de crianças com PC^{111,113} como de padrões de marcha, como cadência, comprimento do passo e velocidade^{101,111}, mas com resultados ainda pouco claros em relação aos efeitos sobre a função de MMSS e movimentos distônicos¹⁰¹. Os estudos que investigaram efeito sobre o equilíbrio¹¹⁴⁻¹¹⁷ e a marcha^{115,118,119} encontraram benefícios mesmo após uma única sessão de intervenção^{115,116} em crianças com PC. Em estudo com pacientes atáxicos, que incluiu adolescentes, a estimulação no córtex motor gerou significativa melhora em parâmetros de equilíbrio e marcha¹²⁰. Todos estes estudos tiveram como alvo da estimulação o córtex motor primário, dado o importante papel do sistema piramidal no controle dos movimentos voluntários. Por outro lado, em nosso conhecimento, somente um único ensaio clínico com ETCC cerebelar fora realizado em crianças pequenas, com cinco a 11 anos, com PC atáxica¹²¹.

O cerebelo também tem sido alvo de muitos ensaios clínicos em adultos, com efeito comprovado de modulação em diversas habilidades cerebelares, incluindo

controle motor, aprendizagem e processos emocionais^{122,123}. Galea e colaboradores (2009) descreveram o efeito da ETCC em modular a excitabilidade cerebelar em humanos. Os autores descreveram o efeito da ETCC sobre a atividade tônica inibitória que o cerebelo exerce sobre o córtex motor primário. Esta modulação se dá de maneira focal e polaridade-dependente, visto que a ETCC cerebelar (ETCC-CE) anódica levou a um aumento da inibição cerebelo-cortical (ICC) enquanto a ETCC cerebelar (ETCC-CE) catódica levou a uma forte redução desta inibição, ambas devido a uma mudança tônica da atividade das células de Purkinje¹²⁴. Em estudo com indivíduos com ataxias cerebelares neurodegenerativas, melhoras clínicas foram observadas após 1 sessão ou 10 sessões de ETCC-CE anódica, com efeitos positivos correlacionados ao aumento da excitabilidade do córtex cerebelar e, conseqüentemente, das conexões cerebelo-talamo-corticais, demonstrado por um efetivo aumento da ICC^{125,126}. Em crianças com TDC, a disfunção na rede cerebelo-corticais já foi sugerida previamente, que seria a responsável pelo prejuízo na execução de ações motoras planejadas, regulação afetiva e processamento visuo-motor^{127,128}.

Estudos sobre o efeito da ETCC-CE sobre o equilíbrio postural ainda são escassos e com resultados controversos, tanto em indivíduos com ataxia como em sujeitos saudáveis¹¹³. Em indivíduos com ataxia, somente poucos estudos foram desenvolvidos com foco no equilíbrio, envolvendo populações muito distintas, mas todos utilizaram a estimulação cerebelar anódica. Em adultos, não houve efeito da estimulação em um estudo¹²⁹, mas houve um efeito funcional no equilíbrio e na marcha em estudos mais recentes mesmo após uma única sessão^{125,126}. Já em crianças, foi verificado efeito significativo na melhora da estabilidade postural após ETCC-CE anódica associada ao treino de marcha em esteira em seis crianças com PC atáxica durante 10 sessões. Foi observada uma redução na oscilação do COP quando recebida a ETCC ativa em comparação à estimulação placebo (*sham*), evidenciando uma melhora do equilíbrio destas crianças após a intervenção associada das duas técnicas¹²¹.

Em indivíduos saudáveis, efeitos positivos foram obtidos tanto com a ETCC-CE catódica, que levou a uma melhora no equilíbrio estático, ao diminuir a taxa de oscilação¹³⁰, como com a ETCC-CE anódica, que reduziu o deslocamento e a variabilidade do COP tanto em jovens¹³¹ como em idosos saudáveis^{132,133}. Por outro

lado, outros estudos não evidenciaram estes efeitos, com a presença de efeito mínimo e grande variabilidade com a ETCC-CE anódica em adultos e idosos saudáveis¹³⁴ e prejuízo nos escores de estabilidade postural com a estimulação catódica¹³⁵. Durante tarefa complexa de aprendizado de corpo inteiro, não foi observado efeito significativo de ambas as polaridades de ETCC-CE quando comparadas à estimulação simulada¹³⁶. Algumas variáveis podem ter interferido nestes resultados divergentes, como tarefas ou intensidades diferentes, eletrodos não-alvo em diferentes áreas e de diferentes tamanhos, e até mesmo se a estimulação cerebelar foi realizada unilateral ou central sobre vermis. Em pacientes pós-acidente vascular cerebral (AVC), a ETCC anódica sobre o cerebelo contra-lesional levou a uma diminuição em quatro parâmetros do COP durante uma tarefa de rastreamento postural, mas os mesmos resultados não foram encontrados em algumas condições posturais e nem em adultos jovens saudáveis¹³⁷, evidenciando que os efeitos também podem variar muito conforme a população estudada.

Já a ETCC realizada em M1 tem evidências bem mais robustas sobre seu efeito positivo na melhora do controle postural e equilíbrio. A análise do impacto da ETCC em diferentes áreas sobre o equilíbrio em diversas populações revelou um efeito significativo apenas após a estimulação anodal em M1, dado que em cerebelo os resultados ainda são bastante controversos¹¹³. Em crianças com PC ou atraso no desenvolvimento, os estudos de demonstraram resultados positivos de melhora superior de técnicas de reabilitação quando associadas a ETCC-M1 anodal em comparação à técnica isoladamente^{114,115,118,138,139}. Em crianças com DT, dois estudos foram desenvolvidos estimulando M1, ambos buscando efeitos da ETCC na facilitação da aprendizagem motora de tarefa manual^{140,141}. Da mesma forma que a estimulação cerebelar, não encontramos até o momento nenhum estudo investigando os efeitos da estimulação em M1 sobre o controle postural de crianças com DT. Dada a existência de diferenças intrínsecas do cérebro imaturo das crianças e estudos que descreveram que os campos elétricos induzidos pela ETCC diferem nesta população¹⁴², há uma necessidade importante de se investigar os efeitos e mecanismos de ação desta técnica no cérebro em desenvolvimento.

Como descrito anteriormente, o papel das áreas envolvidas nos déficits de controle postural de crianças com TDC ainda se mantém pouco clara. Investigar a resposta do equilíbrio a diferentes condições de neuromodulação nesta população pode trazer maiores informações sobre o funcionamento cerebral nesta tarefa e também sugerir uma interessante ferramenta complementar na reabilitação destas crianças. A ETCC tem se mostrado uma técnica muito eficiente em situações de reabilitação motora¹⁴³ com efeitos positivos sobre o equilíbrio de crianças com PC espástica¹¹⁵⁻¹¹⁷ e atáxica¹²¹. Além disto, investigar o efeito da ETCC em crianças com DT torna-se essencial também para conhecer o funcionamento cerebral normal, não só para melhor descrever o controle postural de crianças típicas, com também para discriminá-lo daquele de crianças com disfunção do equilíbrio. Assim, o objetivo do presente estudo foi analisar o impacto que a ETCC cerebelar (anódica e catódica) e anódica sobre M1 teriam sobre o controle postural em comparação à estimulação simulada tanto em crianças com TDC como com DT. Com relação à estimulação cerebelar, dado que pouco se sabe sobre os efeitos tanto da estimulação anódica como catódica sobre o controle postural estático, torna-se necessário investigar ambas as formas de estimulação. Desta forma, caso observemos efeito da estimulação elétrica anódica e/ou catódica nos padrões de oscilação na postura estática, poderemos não só compreender melhor as bases neurais dos déficits das crianças com TDC, como poderemos sugerir uma nova técnica possível de tratamento complementar na reabilitação motora destas crianças. A mesma relevância tem a verificação do efeito da estimulação em córtex motor primário nesta população, dado que esta forma de estimulação ainda não fora investigada nestas crianças, mas tem importantes resultados positivos sobre o equilíbrio de crianças com PC. Soma-se ainda a ausência de estudos do efeito da ETCC sobre o controle postural de crianças saudáveis, tanto da estimulação cerebelar como cerebral. Assim, dada a possibilidade de atividade neural diversa na fisiopatologia do TDC, torna-se necessária a investigação dos efeitos da ETCC também em crianças com DT.

Desta forma, o presente estudo pretende responder aos seguintes questionamentos: (a) O protocolo escolhido foi eficaz para detectar diferentes demandas de equilíbrio? (b) O protocolo foi eficaz para detectar diferenças no controle postural das crianças com e sem TDC? (c) Como a ETCC-CE anódica, a ETCC-CE catódica

e a ETCC-M1 influenciam o controle postural de crianças com TDC e com DT? (d) Qual das montagens da ETCC tem maior efeito sobre o controle postural das crianças com e sem TDC? (e) Quais os efeitos adversos mais comuns nas diferentes condições de estimulação?

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo geral

Identificar efeitos da neuromodulação de áreas encefálicas envolvidas no controle postural sobre o equilíbrio estático de crianças com TDC e com DT.

2.2. Objetivos específicos

- a) Verificar se o protocolo foi eficaz para detectar diferentes demandas de equilíbrio.
- b) Verificar se o protocolo foi eficaz para detectar diferenças no controle postural das crianças com e sem TDC.
- c) Identificar os efeitos da ETCC cerebelar anódica sobre o controle postural de crianças com TDC e com DT.
- d) Identificar os efeitos da ETCC cerebelar catódica sobre o controle postural de crianças com TDC e com DT.
- e) Identificar os efeitos da ETCC em córtex motor primário (ETCC-M1a) sobre o controle postural de crianças com TDC e com DT.
- f) Identificar qual das formas de modulação (ETCC-CEa, da ETCC-CEc e da ETCC-M1a) tem maior efeito na redução da oscilação postural de crianças com TDC e com DT.
- g) Identificar efeitos adversos da ETCC-CE e ETCC-M1 em crianças com TDC e com DT.

3. HIPÓTESES

A nossa hipótese é de que a ETCC-CE anódica seja a forma mais eficaz para reduzir os índices de oscilação de crianças com TDC, de forma similar à observada em crianças atáxicas¹²¹, acreditando que as crianças com TDC tenham uma disfunção cerebelar primária que se beneficiaria desta montagem. Estes resultados seriam evidentes apenas nas crianças com TDC e não naquelas com DT, por estas já terem um padrão ótimo de controle postural. Por outro lado, acreditamos que a ETCC-CEc possa piorar o equilíbrio postural de crianças saudáveis de forma similar a observada em adultos saudáveis¹³⁵ por reduzir a responsividade cerebelar simulando uma “lesão virtual”. Já a estimulação em M1 poderia gerar melhora em ambos os grupos, dado que a manutenção de uma postura estática por longo período exige importante comportamento voluntário para inibir oscilações e movimentos. Nossa hipótese também é de que o efeito sobre o equilíbrio da ETCC seja mais evidente nas condições mais instáveis, por exigirem maior demanda de controle postural (condições com redução de informação visual e/ou proprioceptiva).

4. MÉTODOS

4.1. Tipo de pesquisa

Este é um estudo de viabilidade transversal randomizado, duplo-cego, do tipo *cross-over*, placebo-controlado. Foram recrutadas as crianças entre janeiro de 2016 e setembro de 2019, sendo iniciadas as coletas em setembro de 2017. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (ANEXO 1) e registrado no *Clinical trials* com o número NCT03892083.

4.2. Participantes

O estudo compreende um total de 30 crianças, de ambos os sexos, de 7 a 11 anos de idade, sendo 15 crianças com TDC e 15 com DT.

O tamanho da amostra baseou-se em dados de estudo piloto envolvendo quatro crianças com TDC. As diferenças médias entre os efeitos da ETCC-CE (Pré menos Pós) anodal e *sham*, na variável área de oscilação do COP, foram inseridas no software G*power 3, com $\alpha < 0,05$ e poder do teste 80%. As crianças realizaram a tarefa de permanecerem em apoio bipodal, com os olhos fechados e pés sobre uma espuma (50cm X 50cm, densidade 26kg/m³).

De acordo com os dados do cálculo amostral é necessário um valor mínimo de 15 crianças com TDC. Valores utilizados: pré-tDCS anodal (MD = 0,74 $\pm$ 5,31), pós-tDCS anodal (MD = -3,85 $\pm$ 6,24) e tamanho do efeito = 0,78.

4.2.1. Critérios de inclusão:

- Crianças de ambos os sexos, com idade entre sete anos e 0 meses e 10 anos e 11 meses;
- Aceitação dos pais e/ou responsáveis para participação no estudo pela assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE-ANEXO 2) e da criança pelo Termo de Assentimento (TA-ANEXO 3);
- Crianças com indicativo de TDC de acordo com o DSM-5 apresentando Percentil ≤ 5 tanto total como no domínio equilíbrio na Bateria de Avaliação Motora do

MABC-2; e pela pontuação indicada para cada idade pelo *Developmental Coordination Disorder Questionnaire* DCDQ-Brasil (Prado, 2007) (Grupo TDC) ou por relatos dos pais ou professores condizentes com critério B do DSM-5.

- Crianças sem TDC apresentando Percentil ≥ 50 no escore total e no domínio equilíbrio da Bateria de Avaliação Motora do MABC-2, sem indicativo pelo DCDQ (Grupo desenvolvimento típico - DT) ou relato dos pais/professores com ausência de queixas.
- Ausência de: relato de deficiências visual e auditiva não corrigidas; deficiência intelectual que comprometa a participação nos testes ou o desempenho acadêmico; relato de cardiopatias; relato de disfunções reumatológicas ou ortopédicas; problemas neurológicos ou psiquiátricos (exceto TDAH e transtornos de linguagem e/ou fala por serem os transtornos mais comórbidos com o TDC).
- Não estar em atendimento de Fisioterapia durante o período de participação na pesquisa.

A coleta de informações quanto à inexistência de diagnósticos que descaracterizasse o TDC foi realizada por meio de questionamentos aos pais e/ou responsáveis, e coordenação pedagógica da escola.

4.2.2. Critérios de exclusão

- Sinais de desconforto excessivo durante ou após quaisquer sessões ou procedimentos envolvidos na pesquisa.
- Vontade dos pais ou da criança para interromper a participação no estudo.

4.3. Local da pesquisa

A pesquisa foi realizada com crianças de diversos locais. A grande maioria das crianças foi recrutada na escola municipal Centro Educacional Unificado (CEU) Jaguaré – Professor Henrique Gamba, Fundamental 1 (ANEXO 4), em salas cedidas pela escola, durante o período de aulas dos alunos. A pesquisa também incluiu crianças que realizam

terapia de Fonoaudiologia no Centro de Docência e Pesquisa do Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FOFITO-USP) ou no Núcleo de Ensino, Pesquisa e Assistência em Linguagem Infantil (NEPALI) do curso de Fonoaudiologia da Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP) (ANEXO 5). As sessões ocorriam antes ou após as terapias de Fonoaudiologia. Foram incluídas também crianças encaminhadas para avaliação por queixas de equilíbrio ao serviço de Fisioterapia do Ambulatório de Desenvolvimento Infantil do Hospital Universitário da Universidade de São Paulo (HU– USP), sendo convidadas a participarem da pesquisa cuja intervenção ocorreu no Centro de Docência e Pesquisa da FOFITO-USP.

4.4. Delineamento

As crianças da escola municipal participaram previamente de estudo do nosso grupo de Pesquisa GEADI (Grupo de Estudos de Atenção ao Desenvolvimento Infantil) tendo sido diagnosticadas com TDC ou sem TDC previamente. Todas receberam envelope contendo novo DCDQ e o TCLE e foram reavaliadas pela MABC-2. Aquelas que se enquadravam nos critérios de inclusão foram convidadas a participarem do estudo. Com relação às crianças em terapia Fonoaudiológica, uma lista de criança foi fornecida pelos responsáveis pelos ambulatórios, com todas as crianças com idade condizente ao estudo. Todas foram contactadas e foram agendadas avaliações pela MABC. Aquelas que se enquadraram nos critérios de inclusão foram então convidadas a participarem do estudo. Este mesmo procedimento aconteceu para as crianças encaminhadas para a Fisioterapia.

Os participantes dos grupos TDC e DT foram randomizados conjuntamente por meio de software para alocação aleatória na sequência de sessões de aplicação da ETCC: ou estimulação anódica em cerebelo (A); ou estimulação catódica em cerebelo (C); ou estimulação anódica em M1 (B); ou *sham*/inativo (D). A randomização foi realizada por pesquisador externo ao estudo, pelo site *randomization.com*. As sequências de sessões, então, foram inseridas em envelopes pardos, de forma que os pesquisadores envolvidos ou as crianças não tivessem conhecimento prévio quanto à sequência que cada criança

realizaria. Foram considerados 40 participantes, sendo utilizados números sequenciais de 1 a 40 (para margem de exclusões).

Após a fase inicial de triagem, iniciou-se a fase de avaliação. Foram quatro sessões, de aproximadamente 1 hora e 20 minutos, com intervalo mínimo de sete e máximo de 15 dias entre elas, de forma a evitar efeito cumulativo da ETCC e minimizar efeito de aprendizagem sem a interferência do desenvolvimento global fisiológico da criança. Este procedimento foi repetido até que todos os participantes fossem submetidos a todas as quatro condições de estimulação, segundo análise da randomização.

Na primeira sessão de todas as crianças era explicada a pesquisa com base no Termo de Assentimento, e então, caso aceitasse e assinasse, iniciava a sessão. A cada sessão, a seguinte sequência de procedimentos acontecia: avaliação inicial pela posturografia, realizada por duas pesquisadoras envolvidas no projeto; então a criança seguia para local isolado e fechado onde a pesquisadora principal colocava os eletrodos e acompanhava a sessão de ETCC; e por fim a criança retornava para a reavaliação do equilíbrio. Assim, o equilíbrio fora avaliado na plataforma de força imediatamente antes e imediatamente após a ETCC (A, B, C ou D). As avaliadoras não tinham conhecimento sobre qual condição de estimulação a criança estaria sendo submetida.

A tabela a seguir ilustra o delineamento geral do estudo.

Tabela 1: Organograma das 4 sessões, incluindo em cada uma a avaliação do equilíbrio pré-intervenção, intervenção com uma das 4 modalidades da ETCC, e reavaliação final do equilíbrio.

FASES	PROCEDIMENTO	INSTRUMENTO
Identificação e diagnóstico da amostra	Triagem	DCDQ, MABC - 2, TCLE
Avaliação pré 1 Intervenção 1 Reavaliação pós 1	Sessão 1	TA + PF ETCC M1 ou ETCC-CEa ou ETCC-CEc ou <i>sham</i> PF
Avaliação pré 2 Intervenção 2 Reavaliação pós 2	Sessão 2	PF ETCC M1 ou ETCC-CEa ou ETCC-CEc ou <i>sham</i> PF
Avaliação pré 3 Intervenção 3 Reavaliação pós 3	Sessão 3	PF ETCC M1 ou ETCC-CEa ou ETCC-CEc ou <i>sham</i> PF
Avaliação pré 4 Intervenção 4 Reavaliação pós 4	Sessão 4	PF ETCC M1 ou ETCC-CEa ou ETCC-CEc ou <i>sham</i> PF

DCDQ: *Developmental Coordination Disorder Questionnaire*; MABC – 2: *Movement Battery Assessment for Children – Second Edition*; TCLE: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido; TA: Termo de Assentimento; PF: Plataforma de força; ETCC: Estimulação Transcraniana por corrente contínua; ETCC-M1: ETCC em córtex motor primário; ETCC-CEa: ETCC cerebelar anódica; ETCC-CEc: ETCC cerebelar catódica; *sham*: placebo.

4.5. Instrumentos de medição

4.5.1. *Developmental Coordination Disorder Questionnaire* (DCDQ): DCDQ-Brasil: versão brasileira do DCDQ^{22,144}, questionário para pais específico para triagem de TDC em crianças de 5 a 15 anos, traduzido e adaptado para crianças brasileiras. Contém 15 itens que avaliam o desempenho da criança em diferentes situações da vida diária. As

questões estão divididas em três grupos: controle motor durante o movimento, motricidade fina/escrita e coordenação geral. Os itens do questionário são pontuados em escala de quatro pontos, cuja somatória resulta no escore total, e varia conforme a faixa etária (ANEXO 6). Segundo estudo de revisão do DCQD (DCDQ-R), pontuação abaixo de 47 aos sete anos, abaixo de 56 aos oito e nove anos, e abaixo de 58 aos dez anos de idade sinaliza crianças suspeitas de apresentar TDC^{23,144}. Estudo recente de revisão do DCDQ-Brasil sugere pontuação diferente daquela descrita originalmente: pontuação ≤ 51 pontos aos sete anos, ≤ 46 pontos aos 8 e 9 anos e ≤ 40 para crianças com 10 anos¹⁴⁵ teriam risco para TDC, tendo sido utilizada esta pontuação. Apesar disto, optamos por manter a pontuação adotada mundialmente e descrita no artigo original de validação da escala no Brasil.

4.5.2. Movement Battery Assessment for Children- Second Edition- (MABC-2) ²⁰:

teste britânico padrão ouro usado para triagem, identificação e descrição de prejuízos no desempenho motor de crianças de 3 a 16 anos de idade (Figura 3). As tarefas são divididas em três faixas: 3 a 6 anos (faixa 1); 7 a 10 anos (faixa 2); 11 a 16 anos (faixa 3). No presente estudo, utilizamos a faixa 2. Inclui 8 tarefas motoras grossas e finas, agrupadas em três categorias: destreza manual (três itens), mirar e receber (dois itens), e equilíbrio (três itens). Os escores brutos são convertidos em percentil, sendo que pontuação $\leq$ percentil 5 é indicativa de TDC; percentil entre 6 e 15 sinaliza risco/suspeita e acima de 16, desempenho motor normal. O MABC-2 pode ser aplicado em aproximadamente 30 minutos e, no manual do teste, são apresentados estudos que reportam bons índices de validade e confiabilidade. A bateria foi traduzida e validada para crianças brasileiras¹⁹.

Figura 3. Imagem ilustrativa do kit de avaliação da MABC-2 (*Movement Battery Assessment for Children- Second Edition*).

4.5.3. Plataforma de Força (PF): Foi utilizada uma PF portátil (EMG System® - Brasil) para as medidas de equilíbrio das crianças, representados pelos parâmetros de variação do centro de pressão (COP). O COP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte ¹⁴⁶. Durante os testes, são adquiridos os dados cinéticos através do output da PF com do centro de pressão (COP): deslocamento na direção médio-lateral (deslocamento ML) e na direção anteroposterior (deslocamento AP) em centímetros; deslocamento total do COP (em cm), velocidade do deslocamento do COP AP e ML (em cm/seg), e a área de deslocamento (cm²) (Figura 4).

Figura 4. Ilustração dos *outputs* oferecidos na posturografia durante uma tentativa de 30 segundos.

4.5.4. Questionário de efeitos adversos: O questionário usado de forma padronizada em estudos envolvendo ETCC inclui nove efeitos adversos (EA) nos quais a criança respondia, na sessão seguinte, com referência à sessão anterior, a presença ou não e a intensidade de cada um dos sintomas. As respostas podiam ser “Ausente” (1), “Leve” (2), “Moderado” (3) ou “Severo” (4), que era então, marcado pela avaliadora em cada uma das 4 sessões. Há ainda uma 10ª pergunta aberta caso houvesse outro sintoma não questionado previamente (ANEXO 7).

4.6. Condições de testes e intervenção

4.6.1 Posturografia

A avaliação do equilíbrio estático envolveu quatro condições de dificuldade progressiva, desencadeada por manipulação das aferências sensoriais. O protocolo baseou-se no Teste de Organização Sensorial (TOS), já tendo sido utilizado tanto em crianças saudáveis¹⁴⁷, como em crianças com TDC^{81,148}. O protocolo avalia a habilidade do participante em manter o equilíbrio manipulando-se aferências sensoriais, sendo que no presente estudo, para minimizar efeitos de cansaço da criança por ser realizada a avaliação antes e após a ETCC, optamos por manipular apenas as aferências somatossensorial (proprioceptiva) e visual, totalizando quatro condições.

Tabela 2. Quatro condições de teste com manipulação sensorial visual (olhos abertos ou olhos fechados) e proprioceptiva (com ou sem espuma sobre a PF).

Condição	Descrição
1. PF/OA	Plataforma de força (superfície fixa), olhos abertos
2. PF/OF	Plataforma de força (superfície fixa), olhos fechados
3. ES/OA	Espuma (superfície instável), olhos abertos
4. ES/OF	Espuma (superfície instável), olhos fechados

A aquisição de dados iniciava com os sujeitos estáveis na postura bípede quieta sobre a PF. Os sujeitos eram solicitados a permanecerem descalços, com pés voltados para frente e em posição confortável, sendo esta posição inicial marcada em cartolina e reutilizada em todas as demais condições e sessões até o final do protocolo. Três repetições de 30 segundos, com intervalos de descanso de 10 a 15 segundos, eram adquiridas com os sujeitos permanecendo de pé em cada uma das quatro condições de teste descritas acima, cuja sequência seguia sempre iniciando com aquela na qual todas as aferências sensoriais estavam disponíveis até a de maior perturbação sensorial. Assim a criança iniciava a avaliação sobre a superfície estável com olhos abertos (PF/OA), seguida de superfície estável e olhos fechados (PF/OF), superfície instável e olhos abertos (ES/OA) e superfície instável e olhos fechados (ES/OF). Entre cada uma das condições de teste, a criança sentava-se para descansar por cerca de 1 a 2 minutos. A PF era posicionada a 1 metro de um ponto fixo branco em um tecido preto onde era

solicitada que mantivesse os olhos durante toda a tarefa. O tecido preto definia uma área isolada de outros estímulos visuais anteriores e lateralmente (com distância entre as laterais de 1,5 m), a fim de reduzir interferência de distratores. Nas condições de olhos fechados, eram utilizados óculos de natação infantil com lentes escuras cobertas com EVA adaptado ao tamanho da cabeça da criança. A manipulação proprioceptiva (instabilidade da superfície de apoio) era oferecida por uma espuma de densidade 26kg/m^3 e tamanho de 50cm X 50cm.

As Figuras 5a, 5b, 5c, 5d a seguir ilustram as condições de equilíbrio com manipulação sensorial durante a posturografia.

Figura 5a. Posturografia na condição sobre superfície fixa e olhos abertos.

Figura 5b. Posturografia na condição sobre superfície fixa e olhos fechados.

Figura 5c. Posturografia na condição sobre espuma e olhos abertos.

Figura 5d. Posturografia na condição sobre espuma e olhos fechados.

4.6.2. Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC)

A ETCC era aplicada por meio de um estimulador (TCT Research Limited, Hong Kong, China) previamente utilizado em outras pesquisas^{149,150} e duas esponjas (não metálicas) com eletrodos medindo 5X7 cm² umedificadas em solução salina (NaCl 0,9%). O posicionamento dos eletrodos ativos seguiu a orientação conforme o Sistema Internacional 10-20 de EEG^{151,152} e fixados na cabeça com faixas elásticas. Para a intervenção cerebelar anódica (ETCC-CE anódica), o eletrodo anodal era posicionado sobre a região central do cerebelo (1cm inferior ao inion) e o eletrodo catodal era posicionado sobre a região supra-orbital central¹²¹. Durante a ETCC-CE catódica, os eletrodos tinham mesma localização, mas com as polaridades invertidas, sendo o cátodo

posicionado sobre a região central do cerebello (1cm inferior ao inion) e o ânodo sobre a região supra-orbital central. Já na condição de estimulação em córtex motor primário (ETCC-M1) o ânodo era posicionado centralmente, sobre CZ, primeiramente descrito como a ideal para alcançar a área de membros inferiores do córtex motor primário bilateral^{153,154}. O eletrodo não-alvo (cátodo) também era posicionado em região supra-orbital central. O uso da montagem com eletrodo não-alvo supra-orbital tem sido a escolha dos estudos também com crianças com DT^{140,141}.

A corrente aplicada durante os 20min era gradualmente aumentada até 1mA por 30s segundos (densidade da corrente de $0,28^a/m^2$) no início da sessão e gradualmente diminuída no final da sessão, com rampa oferecida pelo próprio aparelho. Para a estimulação *sham*, os mesmos procedimentos foram aplicados, porém o estimulador se manteve ligado apenas nos primeiros 30 segundos, de forma à criança experimentar a sensação inicial de passagem da corrente, porém sem receber a estimulação elétrica no resto da sessão. Para contrabalancear o local da condição *sham*, metade dos participantes experienciaram a condição *sham* com a montagem em M1 e a outra metade com a montagem cerebelar¹³⁴.

As Figuras a seguir ilustram as condições de montagem dos eletrodos para estimulação em região de M1 (Figura 6a) e região de cerebello (Figura 6b).

Figura 6a. Montagem para condições de estimulação (ou *sham*) sobre M1, sobre CZ.

Figura 6b. Montagem para condições de estimulação (ou *sham*) sobre Cerebelo, com o centro do eletrodo 1cm a baixo do inion.

4.7. Análise dos dados

Para verificação da efetividade do protocolo, foram feitos Testes T pareados para amostras dependentes das variáveis pré- estimulação das 4 sessões para os fatores visão (perturbação visual) e propriocepção (perturbação proprioceptiva). Além disto, foram feitos Testes T para amostras independentes das condições iniciais (pré-estimulação) entre os grupos TDC e DT para verificar se os grupos eram realmente diferentes nas variáveis de posturografia, de forma a caracterizar o equilíbrio dos dois grupos. Foram analisados também os resultados levando em consideração a perturbação visual e proprioceptiva.

O efeito de cada condição de intervenção sobre o equilíbrio foi calculado, para cada variável, pela subtração dos valores de equilíbrio entre as condições de pré e pós-estimulação (pré menos pós). Diferenças nas variáveis de equilíbrio em cada condição de teste e nos fatores visão (olhos abertos e olhos fechados) e propriocepção (com e sem espuma) foram analisadas individualmente na comparação de cada condição ativa (ETCC-CE anódica, ETCC-CE catódica, ETCC-M1 anódica) à condição simulada (ETCC-*sham*) pelo Test T para amostras em pares. Em seguida, para verificar qual a condição de estimulação que apresentou maior efeito modulatório no controle postural, foram analisadas as diferenças nas variáveis de equilíbrio em cada montagem de intervenção (ETCC-CE anódica, ETCC-CE catódica, ETCC-M1 ou *sham*) e no fator visão (olhos abertos e olhos fechados) pela análise de variância de duas vias com medidas repetidas (ANOVA 4 x 2). A análise foi conduzida separadamente para as condições sem perturbação proprioceptiva (sobre a PF) e com perturbação proprioceptiva (sobre a espuma), tanto

para o grupo de crianças com TDC como para as crianças com DT. A esfericidade dos dados foi avaliada pelo teste de *Mauchly*, sendo considerado atendido o pressuposto valores acima de 0,05. Em caso de não atendimento, foi aplicada a correção de *Greenhouse-Geisser*. Testes de *Post hoc* com correções de *Bonferroni* foram utilizados quando necessário.

As análises foram realizadas separadamente tanto para o grupo TDC como para o grupo DT de forma a verificar o efeito da estimulação em cada perfil de crianças. Foi considerado nível de significância $p < 0,05$ e as análises foram conduzidas utilizando-se o software IBM SPSS v.20 para o Windows.

5. RESULTADOS

5.1. Participantes

Todas as crianças encaminhadas para participarem da pesquisa (crianças que participaram de pesquisa prévia na escola CEU Jaguaré; pacientes dos ambulatórios de Fonoaudiologia da USP e UNIFESP ou aqueles que foram encaminhadas para avaliação no ambulatório de Fisioterapia) foram incluídos numa lista de possíveis sujeitos totalizando 72 crianças. Estas crianças foram avaliadas pela MABC e DCDQ, sendo excluídas 35 crianças por não atenderem critérios de inclusão (2 recusaram no TA, 30 encontravam-se entre 9 e 50 % no escore total da MABC e 3 tinham outros quadros neurológicos associados que as excluía da amostra). Após a triagem inicial, 37 crianças tiveram seus envelopes direcionados e iniciaram os experimentos na sessão 1. Após o início das sessões, outras 7 crianças foram excluídas, sendo 3 no Grupo TDC e 4 no Grupo DT. A Figura 7 ilustra o Fluxograma com o desenho do estudo, fluxo dos sujeitos ao longo do protocolo experimental, alocação e intervenção. As características demográficas dos participantes estão descritas na Tabela 1.

Figura 7. Fluxograma de encaminhamento dos participantes ao longo do estudo.

Tabela 3: Características demográficas dos participantes

Variável	TDC (n=15)	DT (n=15)
Idade, anos (dp)	9,36 (1,09)	9,16 (1,06)
Gênero, n(%)		
Masculino	6 (40%)	7(47%)
Feminino	9 (60%)	8 (53%)
Escolaridade, n (%)		
2º ano	4 (27%)	3 (20%)
3º ano	2 (13%)	2 (13%)
4º ano	6 (40%)	9 (60%)
5º ano	3 (20%)	1 (7%)

TDC: Transtorno do desenvolvimento da coordenação. DT: Desenvolvimento típico. dp: desvio-padrão.

A seguir serão apresentados os resultados de acordo com as principais perguntas do estudo. Inicialmente serão descritos os resultados para verificar a eficácia do protocolo de análise do controle postural nas condições de manipulação sensorial visual e proprioceptiva. Posteriormente serão apresentados os resultados referentes à sensibilidade do protocolo para identificar possíveis diferenças entre as crianças com e sem TDC. Serão, então, apresentados os resultados referentes aos efeitos da ETCC nas diferentes áreas encefálicas nas duas populações. Por fim, serão apresentados os resultados referentes aos efeitos adversos da ETCC em ambos os grupos.

5.2. O protocolo foi eficaz para detectar diferentes condições de equilíbrio?

O teste *t* para amostras dependentes das condições pré-estimulação demonstrou que a perturbação do *input* visual (olhos fechados) induz a um aumento significativo da oscilação postural tanto nas condições sobre a superfície fixa como sobre a espuma (com perturbação proprioceptiva associada). O efeito de piora no controle postural foi significativo em todas as variáveis do COP analisadas, tanto nas crianças com TDC (Tabelas 4a e 4b) quanto com desenvolvimento típico (DT) (5a e 5b).

Tabela 4a. Efeito da manipulação sensorial visual no controle postural do grupo TDC sobre a superfície fixa.

Variáveis de Equilíbrio	PFOA	PFOF	Diferença média (95% IC)	Valor de <i>t</i>	Valor de <i>p</i>
Deslocamento AP (mm)	3,26 (1,55)	4,12 (1,89)	-0,85 (-1,15 a -0,57)	-5,94	<0,001
Deslocamento ML (mm)	2,58 (1,01)	3,08 (1,69)	-0,50 (-0,88 a -0,13)	-2,72	0,01
Deslocamento total (mm)	81,55 (24,27)	87,72 (22,73)	-6,18 (-8,63 a -3,73)	-5,04	<0,001
Área (mm²)	5,41 (3,85)	8,58 (10,05)	-3,17 (-5,06 a -1,28)	-3,36	<0,001
Velocidade AP (mm/s)	1,82 (0,53)	2,01 (0,50)	-0,19 (-0,24 a 0,13)	-6,64	<0,001
Velocidade ML (mm/s)	1,70 (0,52)	1,78 (0,49)	-0,08 (-0,13 a -0,02)	-2,70	0,01

Tabela 4b. Efeito da manipulação sensorial visual no controle postural do grupo TDC sobre a espuma.

Variáveis de Equilíbrio	ESOA	ESOF	Diferença média (95% IC)	Valor de <i>t</i>	Valor de <i>p</i>
Deslocamento AP (mm)	4,27 (1,73)	6,76 (2,29)	-2,49 (-2,95 a -2,03)	-10,89	<0,001
Deslocamento ML (mm)	4,15 (1,08)	6,26 (2,21)	-2,11 (-2,52 a -1,70)	-10,31	<0,001
Deslocamento total (mm)	101,58 (23,59)	147,02 (44,11)	-45,43 (-53,35 a -37,51)	-11,48	<0,001
Área (mm²)	11,65 (8,03)	28,72 (20,72)	-17,07 (-21,30 a -12,84)	-8,08	<0,001
Velocidade AP (mm/s)	2,24 (0,54)	3,32 (1,04)	-1,08 (-1,27 a -0,89)	-11,25	<0,001
Velocidade ML (mm/s)	2,13 (0,48)	2,97 (0,86)	-0,82 (-0,98 a -0,68)	-10,97	<0,001

AP: eixo anteroposterior; ML: Eixo mediolateral, PFOA: Plataforma de força com olhos abertos, PFOF: plataforma de força com olhos fechados; ESOA: Espuma com olhos abertos; ESOF: espuma com olhos fechados. Valores expressos em termos de média e desvio padrão (DP); diferença média e (95% do Intervalo de Confiança); e valor do *t*. Considerada diferença significativa se $p < 0,05$. Teste *t* pareado para amostras dependentes.

Tabela 5a. Efeito da manipulação sensorial visual no controle postural do grupo DT sobre a superfície fixa.

Variáveis de Equilíbrio	PFOA	PFOF	Diferença média (95% IC)	Valor de t	Valor de <i>p</i>
Deslocamento AP (mm)	2,53 (0,90)	3,27 (1,25)	-0,74 (-1,05 a 0,43)	-4,72	<0,001
Deslocamento ML (mm)	2,14 (0,79)	2,48 (0,93)	-0,33 (-0,53 a -0,14)	-3,42	0,001
Deslocamento total (mm)	79,17 (17,81)	87,04 (18,09)	-7,88 (-9,99 a -5,76)	-7,46	<0,001
Área (mm²)	3,62 (3,62)	5,41 (3,73)	-1,79 (-2,77 a -0,81)	-3,67	0,001
Velocidade AP (mm/s)	1,78 (0,43)	1,98 (0,40)	-0,19 (-0,27 a -0,12)	-5,10	<0,001
Velocidade ML (mm/s)	1,70 (0,42)	1,79 (0,39)	-0,09 (-0,15 a -0,03)	-0,03	0,005

Tabela 5b. Efeito da manipulação sensorial visual no controle postural do grupo DT sobre a espuma.

Variáveis de Equilíbrio	ESOA	ESOF	Diferença média (5% IC)	Valor de t	Valor de <i>p</i>
Deslocamento AP (mm)	3,45 (0,96)	5,25 (1,31)	-1,79 (-2,04 a -1,54)	-14,23	<0,001
Deslocamento ML (mm)	3,47 (0,88)	4,93 (1,34)	-1,46 (-1,74 a -1,19)	-10,73	<0,001
Deslocamento total (mm)	93,79 (15,94)	122,09 (19,28)	-28,29 (-31,68 a -24,91)	-16,71	<0,001
Área (mm²)	7,87 (4,17)	16,46 (9,79)	-8,58 (-10,47 a -6,70)	-9,12	<0,001
Velocidade AP (mm/s)	2,06 (0,37)	2,74 (0,42)	-0,68 (-0,76 a -0,59)	-16,05	<0,001
Velocidade ML (mm/s)	1,99 (0,33)	2,50 (0,44)	-0,50 (-0,58 a -0,43)	-13,69	<0,001

AP: eixo anteroposterior; ML: Eixo mediolateral; PFOA: Plataforma de força com olhos abertos, PFOF: plataforma de força com olhos fechados; ESOA: Espuma com olhos abertos; ESOF: espuma com olhos fechados. Valores expressos em termos de média e desvio padrão (DP); diferença média e (95% do Intervalo de Confiança); e valor do t. Considerada diferença significativa se $p < 0,05$. Teste t pareado para amostras dependentes.

5.3. O protocolo foi eficaz para detectar diferenças no controle postural das crianças com e sem TDC?

O teste t para amostras independentes das variáveis iniciais (pré- estimulação) entre os grupos com e sem TDC demonstrou que, tanto nas condições sem como com perturbação do visual (olhos fechados) o grupo TDC apresentou maior oscilação postural do que o grupo DT nas variáveis deslocamento AP, deslocamento ML e área (Tabela 6a). Já nas condições com perturbação proprioceptiva, tanto com olhos aberto como com olhos fechados, em praticamente todas as variáveis, os grupos se diferenciaram, com o grupo TDC apresentando valores superiores de oscilação postural em relação ao grupo DT (Tabela 6B).

Tabela 6a. Comparação do controle postural entre os grupos **TDC e DT** pré-estimulação durante uma **perturbação visual** sobre superfície rígida (PF) nas diferentes variáveis do COP.

Variáveis de Equilíbrio	PFOA		P	PFOF		P
	TDC	DT		TDC	DT	
Deslocamento AP (mm)	3,26 (1,55)	2,53 (0,90)	0,002	4,12 (1,90)	3,27 (1,26)	0,004
Deslocamento ML (mm)	2,58 (1,02)	2,14 (0,79)	0,011	3,08 (1,69)	2,48 (0,93)	0,016
Deslocamento total (mm)	81,55 (14,27)	79,16 (17,82)	0,540	87,72 (22,73)	87,04 (18,10)	0,855
Área (mm²)	5,41 (3,85)	3,62 (3,10)	0,006	8,58 (10,05)	5,41 (3,73)	0,025
Velocidade AP (mm/s)	1,82 (0,53)	1,78 (0,43)	0,685	2,01 (0,50)	1,98 (0,40)	0,718
Velocidade ML (mm/s)	1,70 (0,52)	1,70 (0,42)	0,980	1,78 (0,49)	1,79 (0,44)	0,871

Tabela 6b. Comparação do controle postural entre os grupos **TDC e DT** pré-estimulação durante uma **perturbação visual e proprioceptiva** (sobre espuma) nas diferentes variáveis do COP.

Variáveis de Equilíbrio	ESOA		P	ESOF		P
	TDC	DT		TDC	DT	
Deslocamento AP (mm)	4,27 (1,73)	3,45 (0,96)	0,002	6,76 (2,30)	5,25 (1,32)	<0,001
Deslocamento ML (mm)	4,15 (1,09)	3,47 (0,88)	<0,001	6,26 (2,21)	4,93 (1,34)	<0,001
Deslocamento total (mm)	101,58 (23,59)	93,79 (15,94)	0,036	147,02 (44,11)	122,09 (19,29)	<0,001
Área (mm²)	11,65 (8,04)	7,87 (4,17)	0,002	28,72 (20,72)	16,46 (9,79)	<0,001
Velocidade AP (mm/s)	2,24 (0,54)	2,06 (0,37)	0,045	3,32 (1,04)	2,74 (0,43)	<0,001
Velocidade ML (mm/s)	2,13 (0,49)	1,99 (0,34)	0,057	2,97 (0,86)	2,50 (0,44)	<0,001

AP: eixo anteroposterior; ML: Eixo mediolateral; PFOA: Plataforma de força com olhos abertos, PFOF: plataforma de força com olhos fechados; ESOA: Espuma com olhos abertos; ESOF: espuma com olhos fechados. Valores expressos em termos de média e desvio padrão (DP). P<0,05, Teste t pareado para amostras dependentes.

5.4. Como cada uma das áreas estudadas influencia o controle postural de crianças com TDC e com DT?

O efeito de cada condição de intervenção sobre o equilíbrio foi calculado, para cada variável, pela diferença dos valores das medidas de equilíbrio pré e pós-estimulação (pré menos pós). Diferenças nas médias das variáveis de equilíbrio em cada uma das condições ativas (ETCC-CE anódica, ETCC-CE catódica, ETCC-M1 anódica) foram individualmente comparadas à condição simulada (ETCC-*sham*) em função dos fatores visão (olhos abertos e olhos fechados) e propriocepção (sobre a PF e com espuma). Para isto foi utilizado o teste t para amostras em pares. Estas análises foram realizadas separadamente para as crianças com TDC (tabelas 7a, 7b) e com DT (8a e 8b).

Os resultados demonstraram que, nas crianças com TDC, a ETCC-CE anódica gerou um aumento das variáveis do COP: deslocamento total ($p < 0,001$), velocidade AP ($p = 0,01$) e velocidade ML ($p = 0,02$) sobre a PFOA. Já a ETCC-CE catódica não gerou efeitos sobre o equilíbrio em nenhuma condição de teste. Já a ETCC-M1 gerou uma **redução** marginalmente significativa nas variáveis DT ($p = 0,07$) e velocidade ML ($p = 0,06$) sobre a PFOF.

Nas crianças com DT, a ETCC-CE anódica não gerou efeitos sobre o equilíbrio em nenhuma condição de teste. Já a ETCC-CE catódica reduziu a velocidade AP ($p = 0,05$) e marginalmente a área do deslocamento ($p = 0,07$) na condição sobre a PFOA. A ETCC-M1 reduziu a velocidade AP ($p = 0,05$) e marginalmente a amplitude AP ($p = 0,06$) na PFOA e reduziu o deslocamento total ($p = 0,04$) e a velocidade ML ($p = 0,03$) na ESOA.

Tabela 7a. Efeito de cada condição de estimulação ativa em comparação à estimulação simulada sobre o equilíbrio de crianças **com TDC, sem perturbação proprioceptiva** (sobre a PF)

TDC - PFOA	ETCC-CE anódica	<i>p</i>	ETCC-CE catódica	<i>p</i>	ETCC-M1	<i>p</i>	ETCC sham
Amplitude AP (mm)	-1,05 (1,89)	0,53	-0,56 (2,13)	0,66	-0,56 (1,23)	0,49	-0,78 (1,25)
Amplitude ML (mm)	-0,81 (1,32)	0,25	-0,44 (0,79)	0,49	-0,64 (1,33)	0,37	-0,24 (1,11)
Deslocamento total (mm)	-12,83 (12,40)*	<0,001	-2,63 (10,06)	1,00	-1,78 (11,25)	0,78	-2,64 (9,87)
Área (mm ²)	-4,89 (10,36)	0,28	-1,64 (4,96)	0,65	-4,11 (10,51)	0,44	-2,13 (3,90)
Velocidade AP (mm/s)	-0,31 (0,28)*	0,01	-0,06 (0,28)	0,88	-0,02 (0,25)	0,52	-0,07 (0,22)
Velocidade ML (mm/s)	-0,23 (0,26)*	0,02	-0,06 (0,18)	0,75	-0,05 (0,23)	0,98	-0,05 (0,14)
TDC - PFOF							
Amplitude AP (mm)	-0,73 (2,05)	0,09	-0,35 (0,73)	0,10	0,67 (2,29)	0,84	0,58 (1,75)
Amplitude ML (mm)	-0,54 (2,05)	0,60	-0,25 (1,02)	0,95	0,66 (2,71)	0,25	-0,27 (0,95)
Deslocamento total (mm)	-12,28 (27,47)	0,16	-3,43 (10,68)	0,88	5,06 (19,20)**	0,07	-3,93 (10,50)
Área (mm ²)	-7,46 (21,45)	0,13	-0,53 (2,75)	0,26	3,89 (17,96)	0,52	0,99 (4,68)
Velocidade AP (mm/s)	-0,28 (0,61)	0,10	-0,10 (0,25)	0,34	0,10 (0,39)	0,15	-0,03 (0,25)
Velocidade ML (mm/s)	-0,23 (0,54)	0,27	-0,07 (0,20)	0,76	0,11 (0,42)**	0,06	-0,10 (0,25)

ETCC: Estimulação transcraniana por corrente contínua; AP: Eixo anteroposterior; ML: Eixo mediolateral; PFOA: Plataforma de força com olhos abertos, PFOF: plataforma de força com olhos fechados. Valores expressos em termos de média e desvio padrão. Resultados negativos significam piora do equilíbrio após a intervenção. Diferenças estatisticamente significantes nas condições ativas versus a condição simulada pelo Test T para amostras em pares. * P <0.05. **diferença marginalmente significativa.

Tabela 7b. Efeito de cada condição de estimulação ativa em comparação à estimulação simulada sobre o equilíbrio de crianças **com TDC, com perturbação proprioceptiva** (sobre a espuma)

TDC - ESOA	ETCC-CE anódica	<i>p</i>	ETCC-CE catódica	<i>p</i>	ETCC-M1 anódica	<i>p</i>	ETCC sham
Amplitude AP (mm)	-0,90 (1,70)	0,25	0,04 (0,75)	0,48	0,69 (2,89)	0,19	-0,21 (0,85)
Amplitude ML (mm)	-0,80 (1,45)	0,08	0,14 (1,13)	0,55	0,14 (0,79)	0,47	-0,07 (0,76)
Deslocamento total (mm)	-3,88 (12,73)	0,36	0,20 (7,98)	0,89	3,54 (12,70)	0,31	-0,14 (6,50)
Área (mm ²)	-5,34 (11,21)	0,23	-0,10 (2,80)	0,37	4,00 (14,62)	0,17	-1,41 (4,42)
Velocidade AP (mm/s)	-0,11 (0,33)	0,28	0,03 (0,18)	0,56	0,12 (0,37)	0,17	-0,01 90,13)
Velocidade ML (mm/s)	-0,08 (0,26)	0,41	0,01 (0,18)	0,65	0,01 (0,20)	0,78	-0,02 (0,16)
TDC - ESOF							
Amplitude AP (mm)	-0,37 (3,07)	0,73	0,15 (1,50)	0,81	0,39 (2,34)	0,59	-0,02 (1,79)
Amplitude ML (mm)	-0,09 (1,80)	0,51	-0,22 (1,69)	0,22	0,45 (1,77)	0,9	0,34 (1,01)
Deslocamento total (mm)	2,91 (25,66)	0,42	9,34 (17,51)	0,91	6,42 (23,83)	0,78	8,65 (17,00)
Área (mm ²)	0,55 (15,09)	0,72	0,57 (10,19)	0,62	3,58 (18,91)	0,33	-1,23 (9,85)
Velocidade AP (mm/s)	0,05 (0,71)	0,68	0,20 (0,38)	0,73	0,17 (0,56)	0,88	0,14 (0,45)
Velocidade ML (mm/s)	0,06 (0,50)	0,22	0,20 (0,42)	0,92	0,10 (0,47)	0,44	0,21 (0,30)

ETCC: Estimulação transcraniana por corrente contínua; AP: Eixo anteroposterior; ML: Eixo mediolateral; ESOA: Espuma com olhos abertos; ESOF: espuma com olhos fechados. Valores expressos em termos de média e desvio padrão. Resultados negativos significam piora do equilíbrio após a intervenção. Diferenças estatisticamente significantes nas condições ativas versus a condição simulada pelo Test tT para amostras em pares. * P <0.05. **diferença marginalmente significativa.

Tabela 8a. Efeito de cada condição de estimulação ativa em comparação à estimulação simulada sobre o equilíbrio de crianças **com DT, sem perturbação proprioceptiva** (sobre a PF).

DT - PFOA	ETCC-CE anódica	p	ETCC-CE catódica	p	ETCC-M1 anódica	p	ETCC sham
Amplitude AP (mm)	-0,39 (0,63)	0,9	0,03 (0,88)	0,15	0,07 (0,99)**	0,06	-0,43 (1,18)
Amplitude ML (mm)	-0,32 (0,46)	0,13	0,08 (0,50)	0,83	-0,29 (0,48)	0,19	0,02 (0,82)
Deslocamento total (mm)	-0,62 (9,91)	0,17	-3,44 (9,43)	0,59	-1,26 (8,03)	0,22	-5,13 (12,64)
Área (mm ²)	-1,11 (1,14)	0,98	0,49 (2,19)	0,29	-0,32 (1,62)	0,59	-1,15 (5,89)
Velocidade AP (mm/s)	0,00 (0,27)	0,11	-0,11 (0,22)	0,67	0,00 (0,19)*	0,05	-0,14 (0,27)
Velocidade ML (mm/s)	-0,01 (0,17)	0,28	-0,04 (0,19)	0,58	-0,06 (0,15)	0,91	-0,07 (0,27)
DT - PFOF							
Amplitude AP (mm)	-0,49 (1,06)	0,7	-0,09 (1,29)	0,4	-0,78 (1,64)	0,41	-0,36 (1,08)
Amplitude ML (mm)	0,05 (1,06)	0,9	-0,06 (1,55)	0,72	-0,10 (1,04)	0,69	0,12 (0,82)
Deslocamento total (mm)	-5,32 (11,51)	0,21	-1,86 (17,36)	0,1	-2,71 (17,58)	0,2	-9,70 (14,95)
Área (mm ²)	-0,93 (4,62)	0,44	-0,03 (3,28)**	0,07	-2,54 (6,03)	0,8	-3,01 (8,01)
Velocidade AP (mm/s)	-0,14 (0,27)	0,17	-0,03 (0,43)*	0,05	-0,08 (0,45)	0,19	-0,25 (0,35)
Velocidade ML (mm/s)	-0,08 (0,23)	0,38	-0,04 (0,29)	0,31	-0,03 (0,28)	0,32	-0,14 (0,31)

DT: desenvolvimento típico; ETCC: Estimulação transcraniana por corrente contínua; AP: Eixo anteroposterior; ML: Eixo mediolateral; PFOA: Plataforma de força com olhos abertos, PFOF: plataforma de força com olhos fechados. Valores expressos em termos de média e desvio padrão. Resultados negativos significam piora do equilíbrio após a intervenção. Diferenças estatisticamente significantes nas condições ativas versus a condição simulada pelo Test t para amostras em pares. * P <0.05. **diferença marginalmente significativa.

Tabela 8B. Efeito de cada condição de estimulação ativa em comparação à estimulação simulada sobre o equilíbrio de crianças **com DT, com perturbação proprioceptiva** (sobre espuma)

DT - ESOA	ETCC-CE anódica	p	ETCC-CE catódica	p	ETCC-M1 anódica	p	ETCC sham
Amplitude AP (mm)	-0,14 (1,01)	0,81	-0,09 (1,11)	0,92	-0,24 (0,89)	0,47	-0,06 (0,68)
Amplitude ML (mm)	-0,37 (1,34)	0,67	0,14 (1,61)	0,72	-0,18 (1,40)	0,81	-0,10 (1,51)
Deslocamento total (mm)	-3,39 (8,68)	0,93	-1,21 (9,62)	0,62	4,35 (8,19)*	0,04	-3,07 (9,74)
Área (mm ²)	-0,58 (4,71)	0,82	-0,11 (2,28)	0,93	-0,88 (4,86)	0,65	-0,20 (3,44)
Velocidade AP (mm/s)	-0,06 (0,19)	0,87	0,00 (0,25)	0,63	0,06 (0,18)	0,12	-0,05 (0,21)
Velocidade ML (mm/s)	-0,07 (0,20)	0,87	-0,06 (0,19)	0,74	0,12 (0,19)*	0,03	-0,08 (0,22)
DT - ESOF							
Amplitude AP (mm)	-0,26 (0,93)	0,43	0,01 (1,64)	0,77	-0,38 (0,83)	0,35	0,14 (1,58)
Amplitude ML (mm)	0,40 (0,77)	0,95	0,62 (0,75)	0,54	0,11 (0,79)	0,4	0,42 (0,95)
Deslocamento total (mm)	-3,83 (9,43)	0,3	1,84 (14,28)	0,95	-1,10 (10,58)	0,64	1,43 (15,25)
Área (mm ²)	0,25 (5,07)	0,63	2,38 (5,73)	0,44	-0,97 (4,55)	0,36	1,24 (6,07)
Velocidade AP (mm/s)	-0,10 (0,20)	0,27	0,04 (0,38)	0,88	-0,04 (0,26)	0,65	0,02 (0,36)
Velocidade ML (mm/s)	-0,08 (0,23)	0,32	0,04 (0,25)	0,99	-0,02 (0,19)	0,6	0,04 (0,38)

ETCC: Estimulação transcraniana por corrente contínua; AP: Eixo anteroposterior; ML: Eixo mediolateral; ESOA: Espuma com olhos abertos; ESOF: espuma com olhos fechados. Valores expressos em termos de média e desvio padrão. Resultados negativos significam piora do equilíbrio após a intervenção. Diferenças estatisticamente significantes nas condições ativas versus a condição simulada pelo Test t para amostras em pares. * P <0.05.

**diferença marginalmente significativa.

5.5. Qual das montagens da ETCC tem maior efeito sobre o controle postural de crianças com TDC e com DT?

O efeito das quatro condições de estimulação transcraniana por corrente continua (ETCC) sobre o equilíbrio foi calculado, para cada variável, pela subtração dos valores de equilíbrio entre as condições de pré e pós-estimulação (pré menos pós). Diferenças nas variáveis de equilíbrio em cada montagem de intervenção (ETCC-CE anódica, ETCC-CE catódica, ETCC-M1 anódica ou *sham*) e no fator visão (olhos abertos e olhos fechados) foram analisadas pela análise de variância de duas vias com medidas repetidas (ANOVA 4 x 2). A análise foi conduzida separadamente para as condições sem perturbação proprioceptiva (sobre a PF) e com perturbação proprioceptiva (sobre a espuma), tanto para o grupo de crianças com TDC como para as crianças com DT. A esfericidade dos dados foi avaliada pelo teste de *Mauchly*, sendo considerado atendido o pressuposto valores acima de 0,05. Em caso de não atendimento, será aplicada a correção de *Greenhouse-Geisser*. Testes de *Post hoc* com correções de *Bonferroni* foram utilizados quando necessário. Nível de significância $p < 0,05$. As análises foram realizadas separadamente para cada grupo, sendo que os dados resumidos podem ser encontrados nas tabelas 9a e 9b para o grupo TDC e 10a e 10b para o grupo DT. Foram utilizados como fatores a forma de estimulação (ETCC-CE anodal, ETCC-CE catodal, ETCC-M1a e *sham*) e condição de perturbação visual (com olhos abertos e fechados)

5.5.1. Grupo TDC

A análise de variância com medidas repetidas não demonstrou efeito significativo dos fatores visão ($F(1,14) = 3,44$; $\eta_p^2 = 0,20$; $p = 0,08$) e intervenção ($F(2,15, 30,16) = 1,73$; $\eta_p^2 = 0,11$; $p = 0,19$) na **amplitude AP do COP** na condição *sem perturbação proprioceptiva*. Também não houve interação significativa entre intervenção x visão ($F(3,42) = 1,95$; $\eta_p^2 = 0,12$, $p = 0,14$). Também não houve efeito dos fatores visão ($F(1, 14) = 0,34$; $\eta_p^2 = 0,24$; $p = 0,57$) e intervenção ($F(1,45, 20,28) = 0,96$; $\eta_p^2 = 0,06$; $p = 0,37$),

nem interação entre intervenção x visão ($F(3,42) = 0,40$; $\eta_p^2 = 0,28$, $p = 0,75$) na condição *com perturbação proprioceptiva*.

Na variável **amplitude ML** não houve efeito significativo dos fatores visão ($F(1, 14) = 3,24$; $\eta_p^2 = 0,19$; $p = 0,09$), intervenção ($F(1,65, 23,05) = 1,09$; $\eta_p^2 = 0,07$; $p = 0,34$) ou interação entre intervenção x visão ($F(1,48, 20,70) = 1,06$; $\eta_p^2 = 0,07$, $p = 0,34$) na condição *sem perturbação proprioceptiva*. Não houve também efeito significativo dos fatores visão ($F(1, 14) = 2,20$; $\eta_p^2 = 1,36$; $p = 0,16$) e intervenção ($F(3, 42) = 0,99$; $\eta_p^2 = 0,07$; $p = 0,40$) ou interação entre intervenção x visão ($F(3, 42) = 1,45$; $\eta_p^2 = 0,09$, $p = 0,24$) na condição *com perturbação proprioceptiva*.

Na variável **deslocamento total**, a análise de variância com medidas repetidas na condição *sem perturbação proprioceptiva* não demonstrou efeito significativo do fator visão ($F(1, 14) = 0,24$; $\eta_p^2 = 0,02$; $p = 0,63$) mas sim do fator intervenção ($F(3,42) = 6,23$; $\eta_p^2 = 0,31$; **$p = 0,001$**). Não houve interação significativa entre intervenção x visão ($F(2,2, 30,79) = 0,75$; $\eta_p^2 = 0,05$, $p=0,49$). Nos testes t com correções de *Bonferroni* foi observada diferença estatisticamente significativa quando comparadas as estimulações ETCC-CE anódica e *sham* com olhos abertos (**$p=0,017$**), mas não houve diferença na condição com olhos fechados e nem entre as estimulações ETCC-CE catódica e ETCC-M1 quando comparadas à estimulação simulada. Já na condição *com perturbação proprioceptiva* houve **efeito** significativo do fator visão ($F(1, 14) = 6,60$; $\eta_p^2 = 0,32$; **$p = 0,02$**) mas não no fator intervenção ($F(1,50, 21,99) = 0,49$; $\eta_p^2 = 0,03$; $p = 0,58$). Também não houve interação significativa entre intervenção x visão ($F(3, 42) = 0,32$; $\eta_p^2 = 0,02$, $p = 0,81$).

Na variável **área** do COP, a análise de variância com medidas repetidas não demonstrou efeito significativo dos fatores visão ($F(1, 14) = 0,92$; $\eta_p^2 = 0,06$; $p = 0,35$) e intervenção ($F(1,32, 18,54) = 2,25$; $\eta_p^2 = 0,14$; $p=0,15$) bem como interação entre intervenção x visão ($F(1,82, 25,48) = 1,19$; $\eta_p^2 = 0,08$, $p=0,32$) na condição *sem*

perturbação proprioceptiva. Já na *condição com perturbação proprioceptiva* não houve efeito significativo dos fatores visão ($F(1, 14) = 0,95$; $\eta_p^2 = 0,06$; $p = 0,95$) e intervenção ($F(1,23, 17,26) = 0,87$; $\eta_p^2 = 0,58$; $p = 0,39$) e também não houve interação significativa entre intervenção x visão ($F(3, 42) = 0,84$; $\eta_p^2 = 0,57$, $p = 0,48$).

Na variável **velocidade AP**, *sem perturbação proprioceptiva*, não houve efeito significativo do fator visão ($F(1, 14) = 0,28$; $\eta_p^2 = 0,02$; $p = 0,60$) mas sim do fator intervenção ($F(3, 42) = 7,79$; $\eta_p^2 = 0,36$; **$p < 0.001$**). Nos testes t com correções de *Bonferroni*, diferença estatisticamente significativa foi observada quando comparadas as estimulações ETCC-CE anódica e *sham* com olhos abertos (**$p=0.01$**), mas não houve diferença na condição com olhos fechados e nem entre as estimulações ETCC-CE catódica e ETCC-M1 quando comparadas à estimulação simulada. Também não houve interação significativa entre intervenção x visão ($F(2,18, 30,49) = 0,45$; $\eta_p^2 = 0,03$, $p=0,66$). Já na *condição com perturbação proprioceptiva* a análise de variância com medidas repetidas demonstrou efeito significativo dos fatores visão ($F(1, 14) = 4,75$; $\eta_p^2=0,25$; **$p = 0,04$**) mas não no fator intervenção ($F(1,55, 21,74) = 0,64$; $\eta_p^2 = 0,04$; $p=0,50$). Também não houve interação significativa entre intervenção x visão ($F(3, 42) = 0,26$; $\eta_p^2 = 0,02$, $p = 0,85$).

Por fim, na variável **velocidade ML do COP**, na *condição sem perturbação proprioceptiva* não houve efeito significativo do fator visão ($F(1, 14) = 0,26$; $\eta_p^2 = 0,18$; $p=0,62$) **mas sim** do fator intervenção ($F(3, 42) = 4,32$; $\eta_p^2 = 0,24$; **$p = 0,01$**). Nos testes t com correções de *Bonferroni* não foram observadas diferenças estatisticamente significantes quando comparadas as estimulações ativas (ETCC-CEa, ETCC-CEc e ETCC-M1a) à estimulação *sham*. Também não houve interação significativa entre intervenção x visão ($F(2,12, 29,63) = 0,97$; $\eta_p^2 = 0,06$, $p=0,39$). Já na *condição com perturbação proprioceptiva*, a análise de variância com medidas repetidas demonstrou efeito significativo apenas no fator visão ($F(1, 14) = 5,977$; $\eta_p^2 = 0,30$; **$p = 0,03$**) mas não no

fator intervenção ($F(3, 42) = 0,60$; $\eta_p^2 = 0,04$; $p=0,62$), não havendo também interação significativa entre intervenção x visão ($F(3, 42) = 0,34$; $\eta_p^2 = 0,02$, $p = 0,80$).

5.5.2. Grupo DT

A análise de variância com medidas repetidas na variável **deslocamento AP**, na condição *sem perturbação proprioceptiva*, não demonstrou efeito significativo dos fatores visão ($F(1,14) = 2,58$; $\eta_p^2 = 0,16$; $p = 0,13$) e intervenção ($F(3,42) = 0,94$; $\eta_p^2 = 0,06$; $p = 0,43$). Também não houve interação significativa entre intervenção x visão ($F(3,42) = 1,31$; $\eta_p^2 = 0,09$, $p = 0,28$). Na condição *com perturbação proprioceptiva*, não houve efeito significativo dos fatores visão ($F(1, 14) = 0,00$; $\eta_p^2 = 0,00$; $p=0,96$) e intervenção ($F(1,86, 26,05) = 0,63$; $\eta_p^2 = 0,43$; $p = 0,53$) e nem interação entre intervenção x visão ($F(3,42) = 0,23$; $\eta_p^2 = 0,15$, $p = 0,89$).

Na variável **deslocamento ML**, a análise não demonstrou efeito significativo dos fatores visão ($F(1, 14) = 0,79$; $\eta_p^2 = 0,53$; $p = 0,39$) e intervenção ($F(3, 42) = 0,58$; $\eta_p^2 = 0,40$; $p = 0,63$) ou interação entre intervenção x visão ($F(3, 42) = 0,28$; $\eta_p^2 = 0,02$, $p = 0,84$) na condição *sem perturbação proprioceptiva*. Já na condição *com perturbação proprioceptiva*, a análise de variância com medidas repetidas **demonstrou** efeito significativo do fator visão ($F(1, 14) = 10,56$; $\eta_p^2 = 0,43$; **$p = 0,00$**) mas não do fator intervenção ($F(3, 42) = 0,76$; $\eta_p^2 = 0,05$; $p = 0,52$). Também não houve interação significativa entre intervenção x visão ($F(3, 42) = 0,16$; $\eta_p^2 = 0,01$, $p = 0,92$).

Na variável **deslocamento total**, *sem perturbação proprioceptiva* não houve efeito significativo dos fatores visão ($F(1, 14) = 1,83$; $\eta_p^2 = 0,12$; $p = 0,19$) e intervenção ($F(3, 42) = 1,78$; $\eta_p^2 = 0,11$; $p=0,17$) nem interação entre intervenção x visão ($F(3, 42) = 0,50$; $\eta_p^2 = 0,03$, $p=0,69$). Na condição *com perturbação proprioceptiva*, também não

houve efeito significativo dos fatores visão ($F(1, 14) = 0,20$; $\eta_p^2 = 0,01$; $p=0,66$) e intervenção ($F(3, 42) = 0,83$; $\eta_p^2 = 0,06$; $p = 0,48$) ou interação entre intervenção x visão ($F(3, 42) = 2,18$; $\eta_p^2 = 0,13$, $p = 0,10$).

Na variável **área**, a análise de variância com medidas repetidas não demonstrou efeito significativo dos fatores visão ($F(1, 14) = 3,89$; $\eta_p^2 = 0,22$; $p = 0,07$) e intervenção ($F(1,57, 21,87) = 1,065$; $\eta_p^2 = 0,07$; $p = 0,35$) ou interação entre intervenção x visão ($F(3, 42) = 0,84$; $\eta_p^2 = 0,06$, $p = 0,48$) na condição *sem perturbação proprioceptiva*. Também não demonstrou efeito significativo dos fatores visão ($F(1, 14) = 1,57$; $\eta_p^2 = 0,10$; $p=0,23$) e intervenção ($F(1,96, 27,49) = 0,87$; $\eta_p^2 = 0,06$; $p = 0,43$) ou interação intervenção x visão ($F(3, 42) = 0,62$; $\eta_p^2 = 0,04$, $p = 0,60$) na condição *com perturbação proprioceptiva*.

Na variável **velocidade AP**, na condição *sem perturbação proprioceptiva*, não houve efeito significativo dos fatores visão ($F(1, 14) = 1,83$; $\eta_p^2 = 0,11$; $p=0,20$) e intervenção ($F(3, 42) = 2,36$; $\eta_p^2 = 0,14$; $p = 0,08$), nem na interação intervenção x visão ($F(3, 42) = 0,94$; $\eta_p^2 = 0,06$, $p = 0,43$). Na condição *com perturbação proprioceptiva*, também não houve efeito significativo dos fatores visão ($F(1, 14) = 0,09$; $\eta_p^2 = 0,01$; $p=0,76$) e intervenção ($F(3, 42) = 0,69$; $\eta_p^2 = 0,05$; $p = 0,56$) nem interação entre intervenção x visão ($F(3, 42) = 0,94$; $\eta_p^2 = 0,06$, $p = 0,43$).

Por fim, na variável **velocidade ML**, na condição *sem perturbação proprioceptiva*, a análise de variância com medidas repetidas não demonstrou efeito significativo dos fatores visão ($F(1, 14) = 1,06$; $\eta_p^2 = 0,07$; $p = 0,33$) e intervenção ($F(3, 42) = 0,78$; $\eta_p^2 = 0,05$; $p = 0,51$) nem interação entre intervenção x visão ($F(3,42) = 0,40$; $\eta_p^2 = 0,03$, $p=0,75$). Na condição *com perturbação proprioceptiva* não houve efeito significativo nos fatores visão ($F(1, 14) = 0,34$; $\eta_p^2 = 0,02$; $p = 0,57$) e intervenção ($F(3, 42) = 0,93$; $\eta_p^2 = 0,06$; $p = 0,44$) mas houve **interação significativa** entre intervenção x visão ($F(3, 42) =$

2,95; $\eta_p^2 = 0,17$, **p = 0,04**). Nos testes t com correções de *Bonferroni*, porém, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes quando comparadas as estimulações ativas (ETCC-CE anódica, ETCC-CE catódica e ETCC-M1) à estimulação *sham*.

Tabela 9a. Comparação dos efeitos entre todas as montagens ativas de ETCC com a ETCC-*sham* para o Grupo **TDC**, sem perturbação proprioceptiva.

	PFOA						PFOF					
	ETCC-CE anódica		ETCC-CE catódica		ETCC-M1 anódica		ETCC-CE anódica		ETCC-CE catódica		ETCC-M1 anódica	
	Dif. média 95% IC	P	Dif. média 95% IC	P	Dif. média 95% IC	P	Dif. média 95% IC	P	Dif. média 95% IC	P	Dif. média 95% IC	P
Deslocamento AP	-0,27 -1,59 a 1,04	,99	0,22 -1,27 a 1,71	,99	0,22 -0,73 a 1,17	,99	-1,30 -3,48 a 0,87	,52	-0,93 -2,53 a 0,68	,59	0,09 -1,28 a 1,46	,99
Deslocamento ML	-0,56 -2,00 a 0,87	,99	-0,19 -1,03 a 0,64	,99	-0,39 -1,69 a 0,90	,99	-0,27 -1,82 a 1,27	,99	0,02 -1,13 a 1,18	,99	0,93 -1,42 a 3,28	,99
Deslocamento Total	-10,19 -18,85 a -1,53	,02*	0,01 -7,56 a 7,57	,99	0,86 -8,19 a 9,91	,99	-8,35 -25,70 a 9,01	,97	0,50 -9,16 a 10,16	,99	8,99 -5,31 a 23,30	,44
Área	-2,76 -10,32 a 4,80	,99	0,49 -2,78 a 3,76	,99	-1,97 -9,51 a 5,56	,99	-8,45 -24,74 a 7,84	,80	-1,53 -5,47 a 2,41	,99	2,90 -10,59 a 16,38	,99
Velocidade AP	-0,24 -0,46 a -0,01	,04*	0,01 -0,20 a 0,22	,99	0,05 -0,17 a 0,26	,99	-0,24 -0,66 a 0,17	,58	-0,06 -0,27 a 0,14	,99	0,13 -0,13 a 0,39	,92
Velocidade ML	-0,18 -0,40 a 0,03	0,13	-0,01 -0,14 a 0,11	,99	0,01 -0,18 a 0,18	,99	-0,14 -0,49 a 0,22	,99	0,02 -0,21 a 0,26	,99	0,20 -0,11 a 0,52	,38

Efeito das formas de estimulação ativas em comparação à estimulação placebo (*sham*). Valores expressos em termos de diferença média e 95% do intervalo de confiança. Resultados positivos evidenciam efeito de melhora do equilíbrio após a estimulação, enquanto resultados negativos evidenciam piora no equilíbrio após a estimulação. ETCC: Estimulação transcraniana por corrente contínua. ETCC-CE (Estimulação transcraniana por corrente contínua cerebelar); ETCC-M1 (Estimulação transcraniana por corrente contínua em córtex motor primário); AP: Eixo anteroposterior; ML: Eixo mediolateral; PFOA: Plataforma de força com olhos abertos, PFOF: plataforma de força com olhos fechados. Diferenças estatisticamente significantes pelo *pos-hoc* de Bonferroni. * P < 0.05.

Tabela 9b. Comparação dos efeitos entre todas as montagens ativas de ETCC com a ETCC-*sham* para o Grupo **TDC, com perturbação proprioceptiva**.

	ESOA						ESOF					
	ETCC-CE anódica		ETCC-CE catódica		ETCC-M1 anódica		ETCC-CE anódica		ETCC-CE catódica		ETCC-M1 anódica	
	Dif. média 95% IC	<i>P</i>	Dif. média 95% IC	<i>P</i>	Dif. média 95% IC	<i>P</i>	Dif. média 95% IC	<i>P</i>	Dif. média 95% IC	<i>P</i>	Dif. média 95% IC	<i>P</i>
Deslocamento AP	-0,69 -2,48 a 1,09	,99	0,24 -0,78 a 1,27	,99	0,90 -1,10 a 2,91	,99	-0,34 -3,37 a 2,68	,99	0,18 -2,07 a 2,43	,99	0,41 -1,91 a 2,74	,99
Deslocamento ML	-0,73 -1,93 a 0,47	,50	0,21 -0,82 a 1,24	,99	0,20 -0,62 a 1,03	,99	-0,44 -2,39 a 1,52	,99	-0,56 -1,91 a 0,78	,99	0,10 -1,59 a 1,79	,99
Deslocamento Total	-3,75 -15,79 a 8,30	,99	0,34 -6,79 a 7,47	,99	3,68 -7,09 a 14, 45	,99	-5,74 -26,74 a 15,26	,99	0,69 -18,36 a 19,73	,99	-2,23 -26,08 a 21,61	,99
Área	-3,93 -13,47 a 5,61	,99	1,31 -3,02 a 5,64	,99	5,41 -5,94 a 16,76	,99	1,78 -12,99 a 16,56	,99	1,80 -9,18 a 12,77	,99	4,81 -9,94 a 19,55	,99
Velocidade AP	-0,11 -0,39 a 0,18	,99	0,03 -0,13 a 0,19	,99	0,14 -0,16 a 0,49	,99	0,09 -0,72 a 0,54	,99	0,06 0,04 a 0,57	,99	0,03 -0,58 a 0,64	,99
Velocidade ML	-0,06 -0,28 a 0,16	,99	0,03 -0,15 a 0,20	,99	0,02 -0,20 a 0,24	,99	-0,15 -0,52 a 0,21	,99	-0,01 -0,37 a 0,34	,99	-0,11 -0,54 a 0,32	,99

Efeito das formas de estimulação ativas em comparação à estimulação placebo (*sham*). Valores expressos em termos de diferença média e 95% do intervalo de confiança. Resultados positivos evidenciam efeito de melhora do equilíbrio após a estimulação, enquanto resultados negativos evidenciam piora no equilíbrio após a estimulação. ETCC: Estimulação transcraniana por corrente contínua. ETCC-CE (Estimulação transcraniana por corrente contínua cerebelar); ETCC-M1 (Estimulação transcraniana por corrente contínua em córtex motor primário); AP: Eixo anteroposterior; ML: Eixo mediolateral; ESOA: Espuma com olhos abertos; ESOF: espuma com olhos fechados. Diferenças estatisticamente significantes pelo *pos-hoc* de Bonferroni. * $P < 0.05$.

Tabela 10a. Comparação dos efeitos entre todas as montagens ativas de ETCC com a ETCC-*sham* para o Grupo **DT**, sem perturbação proprioceptiva.

	PFOA						PFOF					
	ETCC-CE anódica		ETCC-CE catódica		ETCC-M1 anódica		ETCC-CE anódica		ETCC-CE catódica		ETCC-M1 anódica	
	Dif. média 95% IC	<i>P</i>	Dif. média 95% IC	<i>P</i>	Dif. média 95% IC	<i>P</i>	Dif. média 95% IC	<i>P</i>	Dif. média 95% IC	<i>P</i>	Dif. média 95% IC	<i>P</i>
Deslocamento AP	0,04 -1,07 a 1,161	,99	9,46 -0,47 a 1,38	,99	0,51 -0,16 a 1,27	,37	-0,14 -1,19 a 0,91	,99	0,27 -0,69 a 1,23	,99	-0,42 -1,93 a 1,09	,99
Deslocamento ML	-0,34 -0,99 a 0,31	,80	0,56 -0,71 a 0,82	,99	-0,31 -1,01 a 0,39	,99	-0,06 -1,67 a 1,54	,99	-0,18 -1,70 a 1,34	,99	-0,21 -1,86 a 1,43	,99
Deslocamento Total	4,52 -5,14 a 14,17	,99	1,69 -7,74 a 11,12	,99	3,88 -5,39 a 13,15	,99	4,38 -5,87 a 14,62	,99	7,84 -5,81 a 21,50	,60	6,99 -8,8 a 22,79	,99
Área	0,04 -4,57 a 4,65	,99	1,64 -2,91 a 6,20	,99	0,83 -3,73 a 5,39	,99	2,08 -6,02 a 10,18	,99	2,98 -1,93 a 7,89	,50	0,48 -5,34 a 6,29	,99
Velocidade AP	0,14 -0,11 a 0,40	,65	0,03 -0,18 a 0,24	,99	0,14 -0,07 a 0,35	,34	0,11 -0,12 a 0,34	,99	0,21-0,09 a 0,52	,30	0,17 -0,20 a 0,54	,99
Velocidade ML	0,07 -1,12 a 0,25	,99	0,04 -0,15 a 0,23	,99	0,01 -0,18 a 0,20	,99	0,06 -0,15 a 0,28	,99	0,10 -0,20 a -,40	,99	0,11 -0,22 a 0,44	,99

Efeito das formas de estimulação ativas em comparação à estimulação placebo (*sham*). Valores expressos em termos de diferença média e 95% do intervalo de confiança. Resultados positivos evidenciam efeito de melhora do equilíbrio após a estimulação, enquanto resultados negativos evidenciam piora no equilíbrio após a estimulação. ETCC: Estimulação transcraniana por corrente contínua. ETCC-CE (Estimulação transcraniana por corrente contínua cerebelar); ETCC-M1 (Estimulação transcraniana por corrente contínua em córtex motor primário); AP: Eixo anteroposterior; ML: Eixo mediolateral, PFOA: Plataforma de força com olhos abertos, PFOF: plataforma de força com olhos fechados. Diferenças estatisticamente significantes pelo *pos-hoc* de Bonferroni. * $P < 0.05$.

Tabela 10b. Comparação dos efeitos entre todas as montagens ativas de ETCC com a ETCC-*sham* para o Grupo DT, com perturbação proprioceptiva.

	ESOA						ESOF					
	ETCC-CE anódica		ETCC-CE catódica		ETCC-M1 anódica		ETCC-CE anódica		ETCC-CE catódica		ETCC-M1 anódica	
	Dif. média 95% IC	P	Dif. média 95% IC	P	Dif. média 95% IC	P	Dif. média 95% IC	P	Dif. média 95% IC	P	Dif. média 95% IC	P
Deslocamento AP	-0,08 -1,11 a 0,94	,99	-0,03 -0,94 a 0,88	,99	-0,18 -0,94 a 0,57	,99	-0,40 -1,92 a 1,12	,99	-0,13 -1,45 a 1,20	,99	0,52 -2,15 a 1,11	,99
Deslocamento AP	-0,27 -2,20 a 1,65	,99	0,24 -1,18 a 2,25	,99	-0,08 -2,01 a 1,84	,99	-0,02 -1,08 a 1,03	,99	0,20 -0,78 a 1,18	,99	-0,31 -1,39 a 0,78	,99
Deslocamento Total	-0,32 -11,69 a 11,05	,99	1,86 -9,30 a 13,02	,99	7,42 -3,02 a 17,87	,28	-5,26 -20,01 a 9,49	,99	0,42 -19,47 a 20,30	,99	-2,53 -18,67 a 13,61	,99
Área	-0,38 -5,34 a 4,59	,99	0,08 -2,97 a 3,13	,99	-0,68 -5,26 a 3,89	,99	-0,99 -7,09 a 5,11	,99	1,14 -3,31 a 5,59	,99	-2,21 -9,46 a 5,04	,99
Velocidade AP	-0,01 -0,27 a 0,25	,99	0,05 -0,24 a 0,33	,99	0,11 -0,09 a 0,31	,75	-0,11 -0,42 a 0,19	,99	0,02 -0,39 a 0,43	,99	-0,05 -0,41 a 0,31	,99
Velocidade ML	0,01 -0,23 a 0,26	,99	0,02 -0,19 a 0,24	,99	0,20 -0,06 a 0,46	,22	-0,12 0,49 a 0,25	,99	-0,01 -0,44 a 0,44	,99	-0,06 -0,43 a 0,30	,99

Efeito das formas de estimulação ativas em comparação à estimulação placebo (*sham*). Valores expressos em termos de diferença média e 95% do intervalo de confiança. Resultados positivos evidenciam efeito de melhora do equilíbrio após a estimulação, enquanto resultados negativos evidenciam piora no equilíbrio após a estimulação. ETCC: Estimulação transcraniana por corrente contínua. ETCC-CE (Estimulação transcraniana por corrente contínua cerebelar); ETCC-M1 (Estimulação transcraniana por corrente contínua em córtex motor primário); AP: Eixo anteroposterior; ML: Eixo mediolateral; ESOA: Espuma com olhos abertos; ESOF: espuma com olhos fechados. Diferenças estatisticamente significantes pelo *pos-hoc* de Bonferroni. * P < 0.05.

5.6. Houve efeitos adversos nas diferentes condições de estimulação?

As médias das notas dadas pelos sujeitos, de cada grupo, aos efeitos adversos (EA) mais comuns durante as 4 sessões de ETCC estão apresentadas a seguir na Tabela 11. Não foi possível coletar informações sobre todas as sessões de todas as crianças, pois não conseguimos acessar as crianças após a 4.a sessão. Desta forma, só tivemos as 3 primeiras sessões, totalizando até 8 relatos para cada área de estimulação.

Com exceção do sintoma formigamento/coceira, nenhum outro efeito adverso foi relatado como presente de forma moderada ou severa. Mudança aguda de humor foram eventualmente relatadas como “muito feliz”, e nenhuma crianças relatou outros sentimentos. Com respostas de sensação “leve” foram ainda frequentes a dor de cabeça, sonolência e dificuldade de manter concentração.

Tabela 11. Efeitos adversos conforme questionário padronizado para ETCC*

Efeito adverso	ETCC-CE anódica		ETCC-CE catódica		ETCC-M1 anódica		<i>Sham</i>	
	TDC	DT	TDC	DT	TDC	DT	TDC	DT
Dor de cabeça	1,0	1,3	1,1	1,5	1,0	1,2	1,9	1,3
Dor na cervical	1,2	1,0	1,0	1,0	1,3	1,2	1,0	1,0
Dor no escalpo	1,5	1,0	1,0	1,1	1,0	1,2	1,1	1,1
Queimadura no escalpo	1,0	1,0	1,0	1,0	1,1	1,0	1,3	1,0
Formigamento/coceira	1,7	1,9	1,7	1,8	2,1	2,0	1,4	1,8
Vermelhidão na pele	1,0	1,1	1,0	1,0	2,1	1,0	1,1	1,0
Sonolência	1,5	1,6	1,6	1,6	1,6	1,8	1,9	2,0
Dificuldade de manter concentração	1,7	1,6	1,2	1,0	1,0	1,0	1,1	1,3
Mudança aguda de humor	1,7	1,9	1,2	1,5	2,0	1,3	1,4	1,3

* Para cada efeito adverso a nota varia entre 1 (ausência), 2 (leve), 3 (moderada) e 4 (grave)

6. DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo principal identificar como as áreas envolvidas no controle postural respondem à neuromodulação com estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) em crianças com e sem TDC. Identificamos dois padrões de resposta à ETCC cerebelar: 1) a ETCC-CE anódica provoca uma piora da oscilação postural nas crianças com TDC, caracterizada pelo aumento do deslocamento total e das velocidades de deslocamento AP e ML do centro de pressão; 2) a ETCC-CE catódica produz redução da área de oscilação e velocidade AP em crianças com DT, sugerindo melhora do controle postural. Com relação à ETCC anódica em córtex motor primário, nossos resultados sugerem uma melhora no controle postural de ambos os grupos: nas crianças com DT houve redução significativa do deslocamento total e da velocidade ML do COP quando com manipulação proprioceptiva, e marginalmente significativa da amplitude e velocidade AP sem manipulação proprioceptiva. Nas crianças com TDC, a ETCC-M1 produziu um efeito marginalmente significativo de melhora no deslocamento total e na velocidade ML.

5.1. Efeito das diferentes montagens de ETCC sobre o controle postural de crianças com TDC e com DT.

A piora do equilíbrio com ETCC-CE anódica nas crianças com TDC e a melhora do equilíbrio após a ETCC-CE catódica nas crianças com DT podem ser explicadas analisando-se a citoarquitetura do cerebelo e suas conectividades com áreas corticais cerebrais. As conexões cerebelo-tálamo-corticais participam do planejamento motor e da execução do movimento pela modulação do córtex motor primário (M1). Fibras do núcleo denteado cerebelar conectam-se via pedúnculo superior à região ventrolateral motora do tálamo que, por sua vez, enviam as informações para as áreas 4 (M1) e 6 (córtex pré-motor e área motora suplementar). Essa via denteado-tálamo-cortical em si é facilitatória. As células de Purkinje do córtex cerebelar, porém, inibem o núcleo denteado. Desta forma, a ativação das células de Purkinje resulta numa desfacilitação do córtex motor, ou a chamada inibição cerebelo-cortical (ICC)¹²³. Em estudos com

estimulação magnética transcraniana (EMT) a ICC pôde ser demonstrada quando, após um estímulo único no cerebelo, as células de Purkinje do córtex cerebelar são ativas levando a um aumento da inibição das conexões denteado-tálamo-corticais. Como resultado há uma inibição de M1, demonstrada pela diminuição do potencial motor evocado (PME) gerado pelo pulso posterior em M1^{123,155,156} (Figura 8).

Figura 8. Representação esquemática das conectividades envolvidas na inibição cerebello-cortical (ICC – no inglês *CBI*). Um pulso único de Estimulação magnética transcraniana (CS TMS) sobre o cerebelo ativa as células de Purkinje (PC) que por sua vez inibe os Núcleos profundos cerebelares (DCN), que são excitatórios via rede discinápica até M1. Desta forma, combinando um CS sobre o cerebelo com um estímulo teste (TS TMS) sobre M1, resulta-se uma rápida redução da ativação de M1. Isto é evidenciado pelo menor potencial motor evocado (PME) em músculos da mão ou em membros inferiores (traço azul), em comparação ao PME elicitado pelo TS TMS sem um estímulo cerebelar prévio (traço preto). Adaptado de Celnik (2015)¹⁵⁶.

A modulação do córtex cerebelar com a ETCC também interfere na ICC pela mudança na excitabilidade das células de Purkinje. A estimulação cerebelar catódica pode diminuir enquanto a estimulação anódica pode aumentar a atividade tônica que o

cerebelo exerce sobre o córtex motor primário (respectivamente redução e aumento da ICC)¹²⁴ (Figura 9).

Figura 9. Ilustração da interpretação de como a estimulação transcraniana por corrente contínua cerebelar (ETCC-CE) afeta a rede cerebelo-tálamo-cortical. (A) Células de Purkinje (PC; principal neurônio do córtex cerebelar) exerce uma inibição fisiológica (-) sobre os núcleos cerebelares profundos (DCN). Estes núcleos projetam-se para os núcleos talâmicos (+: rede talâmica excitatória), que se projeta difusamente ao córtex cerebral. (B) ETCC-CE anódica (**vermelho**) atua aumentando a excitabilidade das PC. Neste modelo, a inibição do córtex cerebelar aos DCN fica aumentada, gerando uma redução da facilitação tálamo-cortical. (C) ETCC-CE catódica (**preto**) diminui a atividade do córtex cerebelar, desinibindo os DCN e liberando o tálamo, deixando o córtex cerebral mais facilitado. Adaptado de Grimaldi et al. (2016)¹⁵⁷

Inukai e colaboradores (2016) em estudo com ETCC-CE catódica no controle postural de sujeitos saudáveis verificaram uma significativa redução do deslocamento total e da velocidade de deslocamento com a estimulação catódica, porém sem alteração do equilíbrio com a ETCC-CE anódica¹³⁰. Nossos resultados com as crianças

com desenvolvimento típico corroboram estes achados, visto que houve um efeito positivo na redução da oscilação postural com a ETCC-CE catódica, mas sem alteração pela ETCC-CE anódica. Por outro lado, Foerster e colaboradores (2013) descreveram resultados opostos em seu estudo, identificando uma piora do equilíbrio com a ETCC-CE catódica¹⁵⁸. A divergência destes resultados pode estar relacionado à tarefa executada, dado que o último investigou o equilíbrio *dinâmico*, enquanto nosso estudo e de Inukai e colaboradores investigaram o efeito da ETCC-CE no controle do equilíbrio *estático*, cuja demanda de controle postural, devido ao componente voluntário mais relevante na tarefa de equilíbrio dinâmico, pode estar ativando de forma diferente as conexões cerebelares. A ausência de efeitos com a ETCC-CE anódica no controle postural também foi verificada em estudos prévios com jovens e idosos saudáveis^{134,137}. Desta forma, este é o primeiro estudo, em nosso conhecimento, que evidencia os efeitos da ETCC cerebelar no controle postural estático de crianças com DT, sendo que estes efeitos são similares ao de adultos jovens saudáveis, com melhora do equilíbrio após a ETCC-CE catódica e sem efeitos após a ETCC-CE anódica.

Já nas crianças com TDC, a inibição gerada pela ETCC-CE anódica foi notória, com piora das variáveis de DT e velocidades ML e AP. Nossa hipótese era de que as conexões cerebelo-corticais destas crianças poderiam se comportar como nos pacientes com lesão cerebelar, nos quais a estimulação cerebelar anódica levou a redução da oscilação e melhora do equilíbrio tanto em adultos atáxicos em sessão única¹²⁵, em pacientes com ataxia degenerativa¹²⁶ ou em 10 sessões em crianças com PC atáxica¹²¹. Nossos dados, porém, sugerem que o cerebelo e suas conexões nas crianças com TDC diferem dos casos de ataxia por lesão, levando a uma piora muito significativa com a ETCC-CE anódica. As crianças com TDC respondem de forma mais parecida ao padrão de adultos jovens que apresentam um aumento da ICC com a estimulação anódica¹⁵⁷. No caso das crianças com TDC pode haver uma disfunção cerebelar basal específica, que as difere das crianças com DT, já possuindo uma ICC aumentada que se potencializa com a ETCC-CE anódica, e que também as difere das conexões decorrentes da plasticidade pós lesão de pacientes com Paralisia cerebral atáxica. Zwicker e colaboradores (2012) reforçam esta ideia ao evidenciarem uma *redução* da difusividade nos tratos córtico-espinal e radiação talâmica posterior pela técnica de Imagem por tensor de difusão (TDI) nas

crianças com TDC, que é *contrária* aos achados descritos em crianças com PC, que apresentam aumento da difusividade¹⁵⁹. Por outro lado, a redução da difusividade axial em crianças com TEA¹⁶⁰ e dislexia¹⁶¹ fora descrita, sugerindo ser este um padrão relacionado a transtornos do neurodesenvolvimento. Assim, como nós discutimos, os autores colocam que, de forma diferente de crianças com PC que apresentam uma lesão macroestrutural cerebral, os transtornos do neurodesenvolvimento parecem ter uma disfunção na organização cerebral, seja por alterações na microestrutura axonal, ou por um teor de água reduzido nas regiões envolvidas¹⁵⁹. Estudos de ETCC em outros transtornos como TDAH, dislexia e TEA não nos permitem comparação com nossos resultados, pois nenhum deles estimulou cerebelo ou M1, dado que o foco não foi em desfechos motores e sim em aspectos cognitivos¹⁶².

Além da organização cerebelar diferente das crianças com TDC daquelas com PC, nossos dados parecem reforçar que as crianças com TDC têm uma organização cerebelar diferente também das crianças com DT. A modulação facilitatória desta área com estimulação elétrica parece interferir de forma a potencializar a atividade inibitória das células de Purkinje, aumentando ainda mais a ICC, acarretando prejuízo ainda maior do controle postural e equilíbrio destas crianças. Já foi evidenciado que as conexões neurais de crianças com TDC diferem de crianças com DT. A hipótese de uma disfunção nas conexões entre cerebelo e regiões supratentórias cerebrais já fora previamente descrita em estudo com exame SPECT (*single photon emission computed tomography*) em crianças com TDC. Os achados de hipoperfusão no hemisfério cerebelar direito associado à hipoperfusão no córtex pré-frontal esquerdo sugerem que uma maturação insuficiente ou desenvolvimento alterado das redes cerebelo-corticais justificariam os sintomas motores, cognitivos e afetivos presentes no Transtorno¹²⁷. Estudos com Imagem por Ressonância Magnética Funcional (fMRI) também evidenciaram diferenças nos padrões de ativação cerebral de crianças com TDC quando comparadas com crianças com DT de mesma idade. O grupo com TDC apresenta uma menor ativação cerebelar quando comparada com crianças com DT, especificamente do lóbulo VI do cerebelo, que é descrito como participante de redes sensoriomotoras no controle do movimento^{34,53}. Estudo com imagem por tensor de difusão (DTI) reforça estes achados, pois a ausência de uma diferença da difusividade e anisotropia nos pedúnculos cerebelares superior e

médio sugere que o envolvimento cerebelar característico no TDC deve estar relacionado a uma disfunção intrínseca do cerebelo, e não nos tratos aferentes e eferentes¹⁵⁹. Soma-se ainda uma hipoativação do giro frontal superior esquerdo nas crianças com TDC, área envolvida na rede cerebelo-tálamo-cortical¹⁶³. A ETCC-CE catódica, por outro lado, talvez não tenha sido suficiente para compensar a maior inibição cerebelo-cortical basal e consequentemente sem gerar efeitos de melhora no equilíbrio quando comparado com a ETCC-*sham*.

Já a estimulação anódica em M1 tem um respaldo muito maior na literatura, com efeitos positivos de melhora no equilíbrio em diferentes populações¹¹³. Apesar do grupo TDC ter apresentado resultados marginalmente significativos, é notório o efeito de melhora do equilíbrio, principalmente neste protocolo que de modo geral, em todas as condições e grupos, houve um *aumento* da oscilação na reavaliação. No caso de M1 houve uma real *diminuição* dos parâmetros do deslocamento total e velocidade ML após a estimulação anodal, evidenciando uma melhora da estabilidade postural em comparação à estimulação simulada. Apesar do controle da postura estática muitas vezes ser descrito como automático, e envolvendo estruturas inferiores do SNC, a participação de áreas corticais é essencial na manutenção de uma postura intencionalmente sustentada¹⁶⁴, como na tarefa solicitada em nosso estudo.

A melhora do controle postural com a ETCC anodal em M1 já foi descrita em pacientes com Acidente Vascular Cerebral¹⁶⁵⁻¹⁶⁷, Paralisia cerebral¹¹⁴⁻¹¹⁷, idosos saudáveis^{154,168} e adultos jovens¹⁶⁹⁻¹⁷¹. A ausência de resultados estatisticamente significativos se deve provavelmente pela alta variabilidade na nossa amostra, com desvio padrão até mesmo maior do que a média (tabelas 7a e 7b). Este é um padrão recorrente em estudos com crianças com TDC, já descrito em diferentes tarefas motoras^{66,67} aparentemente associado à desordem generalizada na sincronização cortical levando a uma alta variabilidade de ativação cerebral, evidenciada em estudo de eletroencefalografia, explicando um padrão comumente encontrado de alta variabilidade intra e inter-indivíduos⁶⁵.

Nossos resultados com estimulação anodal em M1 foram ainda mais evidentes nas crianças com DT, com redução da oscilação do deslocamento total e da velocidade

ML quando sobre espuma com olhos abertos e redução marginalmente significativa da amplitude e velocidade AP na PF com olhos abertos. Apesar da ETCC anódica com 1mA em M1 em crianças já ter demonstrado efeitos facilitatórios da excitabilidade cortical com aumento do potencial motor evocado (PME)¹⁷², nossa hipótese era de que eles não mudariam de forma comportamental perceptível em mudanças nas variáveis do COP, por serem tarefas relativamente fáceis, já estando em uma condição teto de desempenho. Mas de forma interessante, encontramos efeito principalmente na condição sobre espuma, sugerindo que esta manipulação sensorial é relevante para sensibilizar o equilíbrio de crianças com DT, mesmo também este grupo apresentando uma variabilidade alta. Em nosso conhecimento, não há na literatura estudos com ETCC em M1 com efeito sobre equilíbrio em crianças com DT. Mas estudos prévios com essa população já demonstraram efeitos positivos sobre aprendizagem motora com treino de tarefa manual associada à ETCC-M1 anódica em comparação ao treino com estimulação simulada^{140,141}.

Estudos com crianças com DT são importantes para melhor compreender se os modelos de investigação dos efeitos da ETCC diferem no cérebro em desenvolvimento, devido aos efeitos mais intensos e com campos elétricos mais difusos no cérebro das crianças¹⁴². Resultados com estudo do potencial evocado eletroencefalográfico N100 gerado pela estimulação magnética transcraniana (EMT) em crianças e adolescentes reforçam de certa forma nossos achados¹⁷³. N100 é tido como um componente eletroencefalográfico com grande reprodutibilidade inter-individual e inter-sessões, além de ter vantagens sobre o potencial motor evocado (PME) por este último ser a resultante da interação da atividade de diversas áreas corticais e subcorticais. Os autores verificaram que a ETCC em M1 anódica, apesar de já ter demonstrado gerar aumento do PME, não alterou a amplitude de N100. Os autores discutem que essa dissociação entre N100 e o PME se deve muito provavelmente pela interferência que áreas como o cerebelo geram modulando o PME. Isto justificaria o efeito motor observado pelos autores mesmo com a ausência de modulação do córtex motor em si pela ETCC¹⁷³. Podemos olhar para estes dados de forma a reforçar que, apesar da ETCC anódica em M1 ter gerado uma melhora do controle postural tanto de crianças com DT como com TDC, mas com resultados opostos às estimulações anódica e catódica cerebelar, que

esteja justamente no cerebelo o cerne das diferenças no controle dos movimentos entre os 2 grupos de crianças.

Pela análise que nos permitia investigar qual das modalidades de estimulação foi efetivamente superior para a melhora do controle postural das crianças com e sem TDC, não foi possível observar diferenças significativas além do evidente prejuízo que a estimulação cerebelar anódica gerou no equilíbrio das crianças com TDC. O efeito do aumento da ICC com a facilitação cerebelar anodal sugere que a alteração na organização funcional do cerebelo seja o principal fator associado ao prejuízo do controle postural nas crianças com TDC, e talvez esta seja a grande diferença por trás dos déficits que as difere das crianças com DT. Diferença esta que parece ser específica desta população, pois até onde temos conhecimento, este é o primeiro estudo que demonstra efeito de piora funcional com a ETCC-CEa. Já as crianças com DT parecem ter um maior equilíbrio na relação entre cerebelo e córtex no controle postural, de forma que a modulação com ETCC destas áreas geraria efeitos similares à ETCC-*sham* quando comparadas entre si.

5.2. Considerações metodológicas

Para representar o equilíbrio das crianças e melhor mensurar o efeito da ETCC, optamos por apresentar quase todas as variáveis do COP oferecidas pelo software da PF. Isto nos permitiu olhar como um todo as características dos padrões de oscilação e como estes respondem à eletroestimulação tanto nas crianças com TDC como com DT. Nas crianças com TDC, Cherng e colaboradores (2007) utilizaram apenas a área de deslocamento do COP como medida para comparar o equilíbrio das crianças com e sem TDC. Os autores verificaram prejuízo significativo do equilíbrio, com maior área de deslocamento nas crianças com TDC⁷⁶, enquanto Geuze *et al* (2003) verificaram aumento não só da área, mas também maiores excursões lateral e anteroposterior das crianças com TDC quando comparadas a crianças com DT⁸⁰. A área de deslocamento mostrou ser a medida mais confiável dentre as variáveis do COP¹⁷⁴, além de ter sido a melhor variável para identificar o efeito da ETCC sobre o equilíbrio, segundo nosso trabalho de meta-análise do efeito da ETCC no controle postural¹¹³. No presente estudo,

porém, nós não encontramos efeitos significativos na variável área no grupo TDC, observando apenas redução desta variável como efeito da ETCC-CE catódica no grupo DT. Outras variáveis, contudo, foram mais consistentes em evidenciar as variações no COP como efeito da estimulação cerebral, sendo elas o deslocamento total, e as velocidades tanto AP como ML, que são variáveis diretamente relacionadas, dado que a velocidade determina o deslocamento total. As crianças com TDC apresentaram aumento nestas 3 variáveis após a ETCC-CE anódica, e redução do DT e da velocidade ML após a ETCC-M1. Já no grupo DT, além da redução da área de deslocamento com a ETCC-CE catódica, houve também redução da velocidade AP sobre a PF; e com a ETCC-M1 houve uma redução do deslocamento total, da velocidade ML sobre a espuma, e velocidade e amplitude AP sobre a PF. A área do deslocamento é uma variável que associa apenas os deslocamentos AP e ML, sem considerar o tempo, como o deslocamento total e velocidade. A velocidade média, e as variáveis híbridas associadas a ela, são descritas como as melhores variáveis para discriminar o equilíbrio de idosos de adultos jovens¹⁷⁵. Os estudos que mostram a superioridade da área de deslocamento como desfecho para análise do controle postural se baseiam na população adulta jovem¹⁷⁴, enquanto talvez as crianças de 7 a 11 anos do nosso estudo, ainda em fase de desenvolvimento do controle postural, se assemelhem mais a idosos com perdas funcionais do equilíbrio, e apresentem os componentes relacionados à velocidade mais sujeitos a variação¹⁷⁶. Soma-se ainda que as medidas de deslocamento AP e ML levam em consideração o posicionamento dos pés, sendo que são válidas principalmente quando os pés estão alinhados e fixos no centro da PF¹⁷⁵. Optamos por avaliar as crianças com os pés em posição confortável por acreditarmos ser uma postura mais ecológica, mais representativa da postura normal em pé, sendo apenas replicada em todas as sessões conforme modelo tirado para cada criança na primeira sessão.

Alguns fatores devem ser levados em consideração em pesquisas futuras. A aplicação de ETCC em sessão única, em protocolo em geral do tipo *cross-over*, tem objetivo de investigar efeitos imediatos da neuromodulação sobre as áreas envolvidas no controle da tarefa. Já os estudos de sessões múltiplas são desenvolvidos para verificar o efeito da facilitação da ETCC mais a longo prazo, comparando o efeito de treinos associados à neuromodulação às práticas de reabilitação isoladamente. Em nosso

conhecimento, dos estudos de efeito da ETCC cerebelar no controle postural, dentre os cinco com estimulação cerebelar, somente um envolveu uma terapia associada a dez sessões de ETCC-CEa¹²¹. Todos os demais estudos verificaram os efeitos de sessão única a fim de compreender melhor os efeitos da neuromodulação cerebelar quando comparada a estimulação simulada^{129,134-136}. Destes, somente o estudo de Foerster e colaboradores (2017) encontraram efeito, no caso de prejuízo do equilíbrio de adultos jovens, com a ETCC-CE catódica. Os demais estudos tiveram efeitos mínimos ou ausência de efeito da estimulação ativa em comparação à simulada. A inconstância e alta variabilidade de resultados de efeitos encontradas nos estudos com ETCC cerebelar se deve, pelo menos em parte, ao recrutamento de diferentes populações de células, dada a complexidade neuroanatômica da circuitaria cerebelar, deixando as repostas comportamentais heterogêneas em função das diferentes polaridades da estimulação¹⁷⁷.

Já nos estudos com estimulação em M1, dos dezesseis estudos encontrados associando o efeito da ETCC no controle postural, doze deles seguiram protocolo de sessão única *ou cross-over*, e quase todos, com exceção de apenas dois estudos sendo um com desfecho sobre o equilíbrio em pacientes pós AVE¹⁶⁶ e um de aprendizagem de tarefa de equilíbrio em idosos¹⁷⁸, apresentaram efeito positivo com melhora dos parâmetros mensurados de equilíbrio^{116,130,154,165,168,169,171,179,180}. Nosso estudo foi pioneiro na investigação dos efeitos da ETCC no controle postural de crianças com TDC e com DT, e justamente para conhecer a viabilidade do protocolo e os efeitos individuais das diferentes áreas estimuladas e montagens, fez-se necessário o estudo com sessão única. Acreditamos, porém, que estudos com mais sessões e associadas a treino funcional sejam essenciais para verificar os benefícios da ETCC como técnica adjacente de melhora do equilíbrio de crianças com TDC ou para melhor compreensão dos efeitos da neuromodulação nas crianças com DT.

A sessão única, no entanto, caracterizada por uma avaliação seguida de intervenção e reavaliação no mesmo dia, levou a um cansaço de todas as crianças observado até clinicamente pelas avaliadoras. Todas as crianças se mostravam muito mais dispostas na avaliação inicial em cada sessão do que na reavaliação. E isto ficou evidente na piora na grande maioria dos parâmetros na avaliação pós intervenção, em

todas as condições de estimulação, expressa pelos valores negativos nos efeitos, dado que este valor se refere aos parâmetros pré-intervenção menos pós-intervenção. Mas o protocolo visava justamente ver os efeitos imediatos da ETCC e, dado que o tempo de efeito da estimulação em sessão única é mais conhecido apenas até 60 minutos^{172,181}, a reavaliação precisava ser realizada imediatamente após os 20' de intervenção para garantir o efeito.

A alta variabilidade de efeito em estudos com ETCC é recorrente, muitas vezes prejudicando o desfecho positivo na comprovação da efetividade da neuromodulação^{182,183}. Esta diversidade de resultados pode estar associada ao efeito diverso da corrente sobre as diferentes anatomias das estruturas cerebrais dos indivíduos (isto é, diferentes características do couro cabeludo e/ou espessura do crânio) causando diferentes fluxos de corrente para as áreas estimuladas dadas a mesma intensidade e duração da estimulação para todos^{184,185}. Nosso estudo tentou reduzir este efeito inter-indivíduos com um protocolo de cruzamento das sessões, porém a variabilidade ainda se manteve muito alta, e com isso as repostas mais modestas, talvez pelas características também das populações estudadas, cuja variabilidade é sempre relativamente alta^{186,187}. Aumentar o número de sujeitos em estudos futuros se torna de extrema relevância para minimizar o efeito da alta variabilidade especialmente nas crianças com TDC, cuja atividade cortical é desordenada e heterogênea⁶⁵.

A escolha da montagem, tamanho dos eletrodos e intensidade da estimulação baseou-se no estudo prévio com estimulação cerebelar e foco no controle postural de crianças¹²¹. Com relação ao tamanho do eletrodo, assim como em nosso estudo, o trabalho utilizou eletrodos de 35cm² com crianças de faixa etária similar em estimulação cerebelar. Como este era o único estudo com estimulação cerebelar em população infantil de nosso conhecimento e nossa ideia era uma montagem que possibilitasse a comparação entre as montagens cerebelar e em M1, optamos por manter o tamanho dos eletrodos de 35cm² em todas as condições de estimulação. Outros estudos envolvendo crianças com PC e equilíbrio utilizaram eletrodos menores (25cm²) mas o eletrodo alvo fora sempre localizado em região lateral do córtex motor primário (C3 ou C4), devido ao quadro típico de hemiparesia ou assimetria de MMII nos casos de diparesia^{114,115,117-119,138}. Além disso, estudos sugerem que a estimulação com eletrodo

de 35cm² imediatamente após a estimulação, tem efeito modulatório similar à estimulação com eletrodo menor (24cm²)^{188,189}.

Com relação ao local de colocação do eletrodo não-alvo, optamos também por manter sempre em região supra-orbital central, e não extra-cefálico, seguindo montagem de estudos prévios de controle postural em crianças com Paralisia cerebral, tanto com montagem cerebelar¹²¹ como em estudos com montagem em M1 com efeitos significativos mesmo após sessão única de ETCC^{115,116}. Protocolo publicado recentemente do mesmo grupo, também verificando comparativamente o efeito da estimulação cerebelar e em córtex motor primário em crianças com PC sobre o equilíbrio e melhora dos parâmetros da marcha também utilizam eletrodos de 5X7cm e eletrodo não-alvo em região supra-orbital, corroborando com nossa escolha de montagem para a população infantil¹⁹⁰. Além disso, como utilizamos eletrodo central e não lateral em C3 ou região de córtex cerebelar para acessar bilateralmente e simetricamente regiões mais mediais no giro pré-central, onde localiza-se área de representação de membros inferiores¹⁹¹, entendemos que o eletrodo não-alvo supra-orbital central seria a única opção para garantir simetria com o eletrodo alvo também central. Outros estudos que utilizaram eletrodos não-alvo extra-cefálicos em músculo deltoide^{192,193} ou músculo bucinador¹²⁴ estimularam lateralmente M1 e cerebelo, utilizando o eletrodo não-alvo ipsi ou contralateral^{194,195}. Estudo recente com adultos saudáveis comparou os efeitos da estimulação cerebelar sobre a ICC com eletrodo não-alvo nas três regiões: região supra-orbital contralateral à área alvo em córtex cerebelar direito, músculo bucinador, e músculo deltoide, estes últimos ipsilaterais à área alvo, e não encontraram diferença significativa entre as três regiões¹⁷⁷. Em pacientes cerebelopatas também não houve variação de resultados com o eletrodo não-alvo supra-orbital ou músculo deltoide com estimulação anodal em cerebelo¹²⁹. Seria importante, porém, investigar se os efeitos encontrados com as diferentes montagens são similares também para a população infantil e como o controle postural responde ao uso de diferentes tamanhos de eletrodos.

Por fim, em relação à intensidade do estímulo, a escolha de 1mA é sem dúvida a intensidade mais segura e utilizada na população infantil^{104,162}. Segundo Kessler *et al* (2013) a dose de uma mesma corrente sobre a superfície cortical após a aplicação de

ETCC vista em modelos computacionais é maior em média nas crianças do que em adultos. Os autores sugerem cautela em aplicar corrente de 2mA ou intensidades maiores nesta população¹⁴². Em nosso estudo, verificamos que 1mA foi suficiente para gerar respostas comportamentais significativas em comparação à estimulação simulada tanto na estimulação cerebelar como em M1, com mínimos efeitos adversos relatados pelas crianças.

5.3. Efeitos adversos

Efeitos adversos (EA) foram estudados em 19 crianças e adolescentes durante 10 minutos de 1mA de ETCC anódica em M1, e os relatos mais frequentes foram formigamento, coceira e leve sensação de queimação. Cansaço e sensação de dor leve abaixo dos eletrodos também foram descritos por aproximadamente 15% dos participantes durante a estimulação, mas com cessação dos sintomas após o fim da sessão¹⁹⁶. Nos estudos com crianças com PC também com ETCC-M1 anódica e 1mA, basicamente desconforto durante a estimulação e vermelhidão na pele no local do eletrodo foram relatados, com apenas uma criança dentre as 178 envolvidas nos estudos tendo descrita a presença de sensação de queimação¹⁹⁷. Em crianças e adolescentes com transtornos psiquiátricos, incluindo esquizofrenia, TEA, transtornos de linguagem, TDAH, entre outros, os relatos mais comuns também foram coceira, formigamento, desconforto e vermelhidão, com uma frequência menor de cansaço/sonolência, mudança de humor, dor de cabeça e sensação de queimação, além de ausência de relatos de efeitos severos, tardios ou com necessidade de tratamento medicamentoso¹⁹⁸. Em nosso estudo, os EA relatados foram similares aos apresentados nos demais estudos, sendo formigamento e coceira os mais frequentes nas 4 condições de montagens, além de sonolência e dificuldade de concentração. Não houve diferenças relevantes entre as 4 sessões, com a grande maioria das respostas variando entre ausência de sintomas (nota 1) ou sensação leve (nota2). Nós optamos por aplicar o questionário de EA para as crianças na sessão seguinte com respostas relativas à sessão anterior. Desta forma, muito provavelmente, estes últimos relatos de sonolência e dificuldade de concentração podem estar associados ao protocolo como um todo,

estando relacionados inclusive com a piora dos desempenhos na avaliação pós ETCC. Uma única criança com DT após 3 sessões recusou-se a continuar na pesquisa, alegando dor de cabeça na sessão anterior, mas que não havia sido relatada durante a sessão. A mesma relatou que a dor de cabeça já estava presente antes da sessão, e que faltara nos dias seguintes por “virose” (segundo relato), o que pode sugerir dissociação da dor a efeitos da ETCC em si.

5.4. Limitações do estudo

Uma importante limitação do nosso estudo foi a impossibilidade de uso da EMT para avaliação do ponto motor (local de representação) dos membros inferiores, ou mesmo para verificar efeito da ETCC sobre a inibição cerebelo-cortical. Isto se deve ao fato de grande parte do estudo ter sido realizada dentro de uma sala em ambiente escolar, dado que tínhamos o interesse de buscar a população com TDC não diagnosticada, impossibilitando o uso do aparelho de EMT. Estudos futuros mais controlados podem favorecer os achados com a melhor compreensão neurofisiológica dos efeitos da ETCC sobre as áreas e conexões envolvidas no controle postural de crianças com e sem TDC.

7. CONCLUSÕES

Este foi o primeiro estudo a identificar efeitos da ETCC em áreas encefálicas envolvidas no controle postural de crianças com e sem TDC.

O protocolo de sessão única com manipulação das informações visuais e proprioceptivas foi eficaz para detectar diferentes demandas do controle postural e para detectar diferenças no equilíbrio das crianças com TDC e com DT na maioria das variáveis e condições analisadas.

A ETCC cerebelar anódica piorou de forma significativa o equilíbrio nas crianças com TDC, mas não nas crianças com DT. Os dados sugerem que esta montagem de estimulação elétrica potencializaria uma já aumentada atividade tônica inibitória do cerebelo sobre o córtex motor primário (ICC) nas crianças com TDC. Por outro lado, nas crianças com DT a estimulação cerebelar anódica não interferiu de forma significativa no equilíbrio de crianças com DT.

Já a ETCC cerebelar catódica reduziu a oscilação corporal apenas das crianças com DT, possivelmente decorrente de uma ação inibitória sobre o córtex cerebelar levando a uma redução da inibição cerebelo-cortical com melhora do controle postural. Nas crianças com TDC, entretanto, a ETCC-CE catódica não gerou efeito no equilíbrio, sugerindo que esta forma de estimulação não foi suficiente para reduzir a ICC, corroborando com a ideia de uma inibição tônica aumentada nesta população.

Por fim, a ETCC em córtex motor primário foi eficiente em melhorar o equilíbrio tanto das crianças com TDC como com DT, provavelmente devido a uma significativa facilitação cortical que levou à melhora do controle postural e do recrutamento muscular envolvido na manutenção do equilíbrio estático de ambos os grupos.

Não foi possível identificar qual dentre as formas de neuromodulação realizadas (ETCC-CE anódica, ETCC-CE catódica ou ETCC-M1 anódica) foi mais eficaz para reduzir a oscilação postural de crianças com TDC e com DT. Foi observado, porém, que a ETCC-CE anódica prejudica de forma significativa o equilíbrio das crianças com TDC.

Não foram relatados, ainda, efeitos adversos significativos em nenhuma das condições ativas de estimulação, sendo eles similares aos descritos durante a estimulação simulada em ambos os grupos de crianças.

Futuros estudos com múltiplas sessões poderão fortalecer o uso desta técnica para potencializar os ganhos no tratamento das crianças com TDC e aumentar a compreensão da organização das áreas cerebrais no controle da postura e do equilíbrio tanto de crianças com TDC como aquelas com DT.

8. ANEXOS

Anexo 1. Parecer Consubstanciado do CEP - FMUSP

FACULDADE DE MEDICINA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO
PAULO - FMUSP

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: BASES NEURAIS DO CONTROLE POSTURAL DE CRIANÇAS COM TRANSTORNO DO DESENVOLVIMENTO DA COORDENAÇÃO: A INFLUÊNCIA DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA TRANSCRANIANA

Pesquisador: Renata Hasue

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 39398214.4.0000.0065

Instituição Proponente: Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.031.134

Data da Relatoria: 22/04/2015

Apresentação do Projeto:

Conforme relatado anteriormente, o projeto apresenta o problema, objetivos e métodos de avaliação de forma clara e ética, embora ainda seja necessário revisão da língua portuguesa, uma vez que, claramente, a pesquisadora mostra dificuldades.

O TCLE foi reescrito e está adequado.

No projeto e no Anexo II, a pesquisadora indica que haverá entidades externas envolvidas no projeto como e esclareceu sobre a participação de escola participante do estudo - Escola Estadual Professora Clorinda Danti.

Objetivo da Pesquisa:

O estudo pretende avaliar o uso da estimulação transcraniana (não invasiva) por corrente contínua cerebral com foco nas regiões do córtex motor primário e somatossensorial assim como no cerebelo sobre o controle postural de crianças com transtorno do desenvolvimento da coordenação.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Conforme relatado pela literatura fornecida pela pesquisadora, trata-se de intervenção de risco mínimo.

Endereço: DOUTOR ARNALDO 251 21º andar sala 36

Bairro: PACAEMBU

CEP: 01.246-903

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3893-4401

E-mail: cep.fm@usp.br

FACULDADE DE MEDICINA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO
PAULO - FMUSP

Continuação do Parecer: 1.031.134

Ainda segundo a autora, "Alguns trabalhos relatam queixas de formigamento no local da estimulação transcraniana. Porém, devido à baixa intensidade usada em crianças, estes relatos são ainda mais raros. Para evitar quedas na PF, uma terapeuta estará sempre próxima à criança."

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

As pendências foram esclarecidas.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Adequados.

Recomendações:

Aprovação

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Sem pendência

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

SAO PAULO, 22 de Abril de 2015

Assinado por:
Roger Chammas
(Coordenador)

Endereço: DOUTOR ARNALDO 251 21º andar sala 36

Bairro: PACAEMBU

CEP: 01.246-903

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3893-4401

E-mail: cep.fm@usp.br

Anexo 2. Termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE)

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO-HCFMUSP

1

MODELO DE TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. NOME:
- DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº: SEXO: M ☐ F ☐
- DATA NASCIMENTO:/...../.....
- ENDEREÇO: Nº: APTO:
- BAIRRO: CIDADE:
- CEP: TELEFONE: DDD (.....)
2. RESPONSÁVEL LEGAL
- NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.)
- DOCUMENTO DE IDENTIDADE: SEXO: M ☐ F ☐
- DATA NASCIMENTO:/...../.....
- ENDEREÇO: Nº: APTO:
- BAIRRO: CIDADE:
- CEP: TELEFONE: DDD (.....)

DADOS SOBRE A PESQUISA

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA Bases neurais do controle postural de crianças com Transtorno do Desenvolvimento da Coordenação: a influência da Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC)
2. PESQUISADOR: Renata Hydee Hasue
3. CARGO/FUNÇÃO: Docente INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL Nº 21.370-F.
4. UNIDADE DO HCFMUSP: Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da Faculdade de Medicina da USP
5. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

RISCO MÍNIMO ☐	RISCO MÉDIO ☐
RISCO BAIXO ☒	RISCO MAIOR ☐
6. DURAÇÃO DA PESQUISA: 36 meses.

Rubrica do responsável pelo sujeito da pesquisa _____
 Rubrica do pesquisador _____

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO-HCFMUSP

A origem dos déficits de coordenação e aprendizagem motora de algumas crianças em idade escolar ainda se mantém pouco clara, podendo ter sua base em alterações em diversas áreas do cérebro que organizam o movimento, repercutindo no controle postural e equilíbrio estático pobres destas crianças.

Assim, o objetivo do presente estudo é analisar o impacto que a uma forma de estimulação não invasiva, através de eletrodos na superfície do crânio das crianças, em diferentes áreas possivelmente envolvidas na origem destes déficits de equilíbrio, teria no controle postural de crianças com alteração e sem alteração de equilíbrio. Desta forma, caso uma ou mais áreas, ao serem eletricamente estimuladas, gerem alteração com melhora dos no equilíbrio estático, poderemos concluir que a área deve estar envolvida na origem dos déficits de equilíbrio destas crianças. Além disto, poderemos sugerir uma nova técnica possível de tratamento complementar na reabilitação motora destas crianças.

Neste estudo seu (sua) filho (a) será submetido (a) a vários testes de avaliação para identificar possíveis alterações: Primeiramente o pai, a mãe ou responsável legal deverá responder alguns questionários para identificar manifestações de transtornos de ansiedade e hiperatividade, outro para identificarmos se seu filho tem algum outro problema de coordenação, outro que verifica alterações gerais do comportamento e também um questionário de classificação socioeconômica. Bons resultados nestes testes representam um bom desenvolvimento da criança. Em seguida, estas crianças farão uma bateria de testes motores, com tarefas que avaliarão a coordenação e o desenvolvimento motor; além de testes psicológicos. Ele (ela) será beneficiado (a) com resultados em relação ao seu desempenho, consulta médica e possível diagnóstico de problemas motores.

A Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC) é uma técnica de estimulação cerebral não invasiva, de fácil manipulação e de baixo custo que induz mudanças regionais na excitabilidade do córtex cerebral, dependente da dose, do tempo de aplicação e da montagem dos eletrodos. A segurança do uso da ETCC, inclusive, está bem consolidada no tratamento infantil, já tendo sido relatada a ausência de efeitos adversos e boa tolerância por crianças, tanto em ensaios clínicos como em modelo computacional. O único risco que pode apresentar é uma sensação de formigamento nos locais de colocação dos eletrodos. Neste caso, a aplicação será interrompida, com continuação apenas após a melhora dos sintomas. Com relação ao equilíbrio sobre a plataforma de força (PF), uma terapeuta especializada estará sempre por perto para evitar possíveis quedas, apesar de que os testes são extremamente simples.

Este estudo trará esclarecimentos acerca da origem dos déficits de equilíbrio encontrados nas crianças com problemas de equilíbrio, e caso haja um efeito de melhora do desequilíbrio destas crianças com o uso da ETCC eles poderão ser amplamente beneficiados com esta técnica de baixo custo e efeitos colaterais

mínimos em mais sessões para ajudar no tratamento. Mas isto só poderá ser revelado no final do estudo com todas as crianças avaliadas.

Garantia de acesso: em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. A principal investigadora é a Profa. Renata Hydeé Hasue que pode ser encontrada no endereço **R. Cipotânea, 51, Cidade Universitária. Telefone: 30918423. Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – Rua Ovídio Pires de Campos, 225 – 5º andar – tel: 3069-6442 ramais 16, 17, 18 ou 20, FAX: 3069-6442 ramal 26 – E-mail: cappesq@hcnet.usp.br.**

É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo à continuidade de seu tratamento na Instituição;

As informações obtidas serão analisadas em conjunto com outros pacientes, não sendo divulgada a identificação de nenhum paciente. Você tem direito, porém, de ser mantido atualizado sobre os resultados parciais das pesquisas, quando em estudos abertos, ou de resultados que sejam do conhecimento dos pesquisadores.

Despesas e compensações: não há despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo, incluindo exames e consultas. Também não há compensação financeira relacionada à sua participação. Se existir qualquer despesa adicional, ela será absorvida pelo orçamento da pesquisa.

Temos o compromisso de utilizar os dados e o material coletado somente para esta pesquisa.

Assim, acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo “Bases neurais do controle postural de crianças com Transtorno do Desenvolvimento da Coordenação: a influência da Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC)”. Eu discuti com a Dra. Maria Clara Drummond Soares de Moura, ou Profa Renata Hydeé Hasue sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Meu (minha) filho (a) também assentiu em participar da pesquisa.

Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou no meu atendimento neste Serviço.

Assinatura do representante legal

Data ____/____/____

(Somente para o responsável do projeto)

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente ou representante legal para a participação neste estudo.

Assinatura do responsável pelo estudo

Data ____/____/____

Anexo 3. Termo de assentimento (TA)

FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

TERMO DE ASSENTIMENTO

DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. NOME:
- DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº: SEXO: M ☐ F ☐
- DATA NASCIMENTO:/...../.....
- ENDEREÇO: Nº APTO:
- BAIRRO: CIDADE:
- CEP: TELEFONE: DDD (.....)
-
2. RESPONSÁVEL LEGAL:
- NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.):
- DOCUMENTO DE IDENTIDADE: SEXO: M ☐ F ☐
- DATA NASCIMENTO:/...../.....
- ENDEREÇO: Nº APTO:
- BAIRRO: CIDADE:
- CEP: TELEFONE: DDD (.....)
-

DADOS SOBRE A PESQUISA

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA: Bases neurais do controle postural de crianças com Transtorno do Desenvolvimento da Coordenação: a influência da Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC)
2. PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Renata Hydee Hasue
CARGO/FUNÇÃO: Docente INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL nº 21.370-F
UNIDADE DA FMUSP: Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da Faculdade de Medicina da USP
3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:
RISCO MÍNIMO ☐ RISCO MÉDIO ☐
RISCO BAIXO X RISCO MAIOR ☐
4. DURAÇÃO DA PESQUISA: 36 meses

Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – Rua Ovídio Pires de Campos, 225 – 5º andar – tel: 3069-6442
ramais 16, 17, 18 ou 20, FAX: 3069-6442 ramal 26 – E-mail: cappesq@hcnet.usp.br.

FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Informações ao sujeito de pesquisa e Termo de Assentimento

Eu quero saber se você pode me ajudar a descobrir o que acontece que seu equilíbrio não é super bom. Seus pais já sabem que eu vou te convidar para isso e me deixaram conversar com você. Você irá fazer o que vou te explicar em 4 encontros em dias diferentes. Hoje e mais outros 3 dias!

O que vai acontecer comigo se eu concordar em participar?

Você vai ficar em pé **paradinho** em cima de uma **prancha** algumas vezes (com e sem uma espuma, com olhos abertos ou fechados) e durante alguns instantes. Depois você colocará uns fiozinhos na cabeça e você poderá sentir um formigamento onde eles são colados. Durante esta fase, você ficará sentadinho assistindo a um desenho bem legal!!! Depois iremos repetir os testes em cima da prancha, igual no começo.

Você concorda em participar?

Sim

Não

A criança participante da pesquisa não é totalmente capaz de ler o Termo de Assentimento, portanto as informações descritas no documento são explicadas oralmente. A criança tem total liberdade para aceitar ou não participar do estudo, demonstrando sua decisão ao assinalar uma das imagens acima.

Rubrica da pessoa que conduziu a discussão sobre o Termo de Assentimento	Rubrica da criança e/ou do representante legal

Anexo 4. Termo de anuência CEU EMEF Jaguaré

PREFEITURA DA CIDADE DE SÃO PAULO
SECRETARIA MUNICIPAL DE EDUCAÇÃO
DIRETORIA REGIONAL DE EDUCAÇÃO PIRITUBA/JARAGUÁ
CEU EMEF JAGUARÉ

TERMO DE ANUÊNCIA

Declaramos, para os devidos fins, que concordamos em receber a aluna Roseane Oliveira do Nascimento, sob orientação do pesquisador principal Profº. Dr Jorge Alberto de Oliveira e eventuais alunos ligados a ela, na Escola de Ensino Fundamental “CEU EMEF JAGUARÉ” para realização de pesquisa referente à tese de doutorado com tema “Bases neurais do controle postural de crianças com transtorno do desenvolvimento da coordenação: a influência da estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC), desenvolvido pelo Departamento de Biodinâmica do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo.

Ficaram claros para mim quais os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes, assim como está claro também que a participação do estabelecimento de ensino é isenta de despesas. Os pesquisadores garantem assistência e responsabilidade plenas em qualquer situação que envolva os as crianças em decorrência da pesquisa.

São Paulo, 29 de setembro de 2017

Mariângela Gestari Barile
Assistente de Diretor de Escola
RF: 690.434.8/1 - RG: 13.508.083-9

8.1. Termo de anuência NEPALI – UNIFESP

TERMO DE ANUÊNCIA

Declaro, para os devidos fins, que concordo em receber a aluna Maria Clara Drummond Soares de Moura, sob orientação da pesquisadora principal Profa. Dra. Renata Hydee Hasue, e eventuais alunos ligados a ela, no *Núcleo de Ensino, Pesquisa e Assistência em Linguagem Infantil (NEPALI) do Curso de Fonoaudiologia da Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP)*, para realização de pesquisa referente à tese de doutorado com tema “BASES NEURAIIS DO CONTROLE POSTURAL DE CRIANÇAS COM TRANSTORNO DO DESENVOLVIMENTO DA COORDENAÇÃO: A INFLUÊNCIA DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA (ETCC)”, desenvolvida no Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Estou ciente de que o estudo citado não gera danos e riscos para os pacientes, pais e/ou demais terapeutas. Ficaram claros para mim quais os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes, assim como está claro também que a participação do estabelecimento de ensino é isenta de despesas.

São Paulo, 31 de janeiro de 2019

Anexo 6. Developmental Coordination Disorder Questionnaire (DCDQ)

QUESTIONÁRIO DE COORDENAÇÃO (DCDQ-Brasil 3 - Edição de Pesquisa)

3 Research Edition (2011): For use by L. Magalhães and B. Wilson only

Nome da criança: _____

Data de hoje: _____

Pessoa que preenche o questionário: _____

Data nascimento: _____

Parentesco com a criança: _____

Idade: _____

Ano	Mês	Dia

A maioria dos itens deste questionário se refere a atividades motoras que sua criança faz com as mãos ou quando movimentada. A coordenação motora tende a melhorar a cada ano, à medida que a criança cresce e se desenvolve. Por esse motivo, será mais fácil responder às perguntas se você pensar em outras crianças que você conhece e que têm a mesma idade de sua criança.

Faça um círculo em volta do número que melhor descreve sua criança. Se você quiser mudar sua resposta e assinalar outro número, por favor, faça dois círculos em volta da resposta correta.

Se houver alguma questão que você ache difícil de responder ou não entenda, por favor, ligue para _____ e peça ajuda.

Ao responder as perguntas, compare o grau de coordenação de seu filho com outras crianças da mesma idade.	Não é nada parecido com sua criança	Parece um pouquinho com sua criança	Moderadamente parecido com sua criança	Parece bastante com sua criança	Extremamente parecido com sua criança
Sua criança....	1	2	3	4	5
1) <i>Lança uma bola</i> de maneira controlada e precisa.	1	2	3	4	5
2) <i>Agarra uma bola</i> pequena (por exemplo, do tamanho de uma bola de tênis) lançada de uma distância de cerca de 2 metros.	1	2	3	4	5
3) Se sai tão bem em esportes de equipe (como futebol e queimada) quanto em esportes individuais (como natação e skate), porque suas habilidades motoras são boas o suficiente para participar bem de um time.	1	2	3	4	5
4) <i>Salta</i> facilmente <i>por cima</i> de obstáculos encontrados no quintal, parque ou no ambiente onde brinca.	1	2	3	4	5
5) Corre com a mesma rapidez e de maneira parecida com outras crianças do mesmo sexo e idade	1	2	3	4	5
6) Se tem um <i>plano</i> de fazer uma <i>atividade</i> motora, ela consegue organizar seu corpo para seguir o plano e completar a tarefa de modo eficaz (por exemplo, construir um "esconderijo" ou "cabaninha" de papelão ou almofadas, mover-se nos equipamentos do parquinho, construir uma casa ou uma estrutura com blocos, ou usar materiais artesanais).	1	2	3	4	5
7) <i>Escreve</i> ou <i>desenha rápido</i> o <i>suficiente</i> para acompanhar o resto das crianças na sala de aula	1	2	3	4	5
8) <i>Escreve</i> letras, números e palavras de maneira legível e precisa ou, se sua criança ainda não aprendeu a escrever, ela consegue colorir e desenhar de maneira coordenada, e faz desenhos que você consegue reconhecer.	1	2	3	4	5
9) Usa esforço ou tensão apropriados quando está escrevendo (não usa pressão excessiva ou segura forte demais o lápis, não escreve forte ou escuro demais, nem leve demais).	1	2	3	4	5
10) Recorta gravuras e formas com precisão e facilidade.	1	2	3	4	5
11) Tem interesse e <i>gosta</i> de participar de atividades <i>esportivas</i> ou <i>jogos ativos</i> que exigem boa habilidade motora	1	2	3	4	5
12) Aprende <i>novas tarefas motoras</i> (por exemplo, nadar, andar de patins) facilmente e não precisa de mais treino ou mais tempo que outras crianças para atingir o mesmo nível de habilidade.	1	2	3	4	5
13) É rápida e <i>competente</i> em se arrumar, colocando e amarrando sapatos, vestindo-se, etc.	1	2	3	4	5
14) Aprendeu a cortar <i>came</i> com garfo e faca na mesma idade que seus amigos.	1	2	3	4	5
15) Não se <i>cansa</i> facilmente ou não parece desmontar ou "escorregar da cadeira" quando tem que ficar sentada por muito tempo.	1	2	3	4	5

Anexo 7. Questionário de efeitos adversos

QUESTIONÁRIO SOBRE EFEITOS COLATERAIS PARA TMS/tDCS

PACIENTE ID:

EXPERIMENTADOR(A):

DATA:

Você experimentou quaisquer dos sintomas ou efeitos colaterais a seguir?	Insira um valor (1-4) no espaço abaixo: 1. Ausente 2. Leve 3. Moderado 4. Severo	Se presente: está relacionado a TMS/tDCS? 1. Não 2. Remoço 3. Possível 4. Provável 5. Definitivo	Anotações:
Dor de cabeça			
Dor cervical			
Dor no escalpo			
Queimaduras no escalpo			
Formigamento			
Vermelhidão na pele			
Sonolência			
Dificuldade para manter a concentração			
Mudança aguda do humor			
Outro (especifique):			

Anexo 8. Artigo publicado

Somatosensory & Motor Research

ISSN: 0899-0220 (Print) 1369-1651 (Online) Journal homepage: <https://www.tandfonline.com/loi/ismr20>

Effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) on balance improvement: a systematic review and meta-analysis

Maria Clara D. Soares de Moura, Fuad A. Hazime, Luana V. Marotti Aparicio, Luanda A. C. Grecco, André R. Brunoni & Renata Hydeé Hasue

To cite this article: Maria Clara D. Soares de Moura, Fuad A. Hazime, Luana V. Marotti Aparicio, Luanda A. C. Grecco, André R. Brunoni & Renata Hydeé Hasue (2019) Effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) on balance improvement: a systematic review and meta-analysis, *Somatosensory & Motor Research*, 36:2, 122-135, DOI: [10.1080/08990220.2019.1624517](https://doi.org/10.1080/08990220.2019.1624517)

To link to this article: <https://doi.org/10.1080/08990220.2019.1624517>

Published online: 11 Jun 2019.

Submit your article to this journal [↗](#)

Article views: 48

View Crossmark data [↗](#)

Full Terms & Conditions of access and use can be found at
<https://www.tandfonline.com/action/journalInformation?journalCode=ismr20>

ARTICLE

Effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) on balance improvement: a systematic review and meta-analysis

Maria Clara D. Soares de Moura^a, Fuad A. Hazime^b, Luana V. Marotti Aparicio^c, Luanda A. C. Grecco^d, André R. Brunoni^{c,e} and Renata Hydeé Hasue^a

^aDepartment of Physical Therapy, Communication Sciences and Disorders, and Occupational Therapy, Faculty of Medicine, University of São Paulo, São Paulo, Brazil; ^bDepartment of Physical Therapy, Federal University of Piauí, Piauí, Brazil; ^cService of Interdisciplinary Neuromodulation, Laboratory of Neurosciences (LIM-27) and National Institute of Biomarkers in Psychiatry (INBioN), Department and Institute of Psychiatry, Hospital of Clinics, Faculty of Medicine, University of São Paulo, São Paulo, Brazil; ^dPhysiotherapy Course, University of Sorocaba, Sorocaba, Brazil; ^eDepartment of Psychiatry and Psychotherapy, Ludwig-Maximilians-University, Munich, Germany

ABSTRACT

Background: Transcranial direct current stimulation (tDCS) has emerged as a promising therapeutic tool to improve balance and optimize rehabilitation strategies. However, current literature shows the methodological heterogeneity of tDCS protocols and results, hindering any clear conclusions about the effects of tDCS on postural control.

Objective: Evaluate the effectiveness of tDCS on postural control, and identify the most beneficial target brain areas and the effect on different populations.

Methods: Two independent reviewers selected randomized tDCS clinical-trials studies from PubMed, Scopus, Web of Science, and reference lists of retrieved articles published between 1998 and 2017. Most frequently reported centre of pressure (COP) variables were selected for meta-analysis. Other postural control outcomes were discussed in the review.

Results: Thirty studies were included in the systematic review, and 11 were submitted to a meta-analysis. A reduction of COP displacement area has been significantly achieved by tDCS, evidencing an improvement in balance control. Individuals with cerebral palsy (CP) and healthy young adults are mostly affected by stimulation. The analysis of the impact of tDCS over different brain areas revealed a significant effect after primary motor cortex (M1) stimulation, however, with no clear results after cerebellar stimulation due to divergent results among studies.

Conclusions: tDCS appears to improve balance control, more evident in healthy and CP subjects. Effects are observed when primary MI is stimulated. Cerebellar stimulation should be better investigated.

Abbreviations: tDCS: Transcranial direct current stimulation; atDCS: anodal transcranial direct current stimulation; AP: anteroposterior; ctDCS: cathodal transcranial direct current stimulation; COP: Center of pressure; CP: Cerebral Palsy; DLPFC: dorsolateral prefrontal cortex; ML: mediolateral; M1: primary motor cortex; OA: older adults; PD: Parkinson disease; YA: young adults

ARTICLE HISTORY

Received 31 January 2019
Accepted 21 May 2019

KEYWORDS

Postural balance;
transcranial direct current
stimulation; meta-analysis

Introduction

Falls are the most commonly occurring health problem in elderly people aged 65 or older, and the most common cause of fatal and nonfatal accidental injuries (Noll 2013). About 30% of people in this age group living at home has risk of fall at least once annually, those with mild dependence being more subject to fall (Gringauz et al. 2017). Reduced balance and impaired ambulation are also known to be important risk factors for falls in individuals with Parkinson's disease (Deandrea et al. 2010; Chou et al. 2017); after stroke (Xu et al. 2017); cerebellar ataxia (Schniepp et al. 2014); and the most common paediatric neurological disturbance, cerebral palsy (CP) (Alemdaroğlu et al. 2017). Better comprehend strategies to act over postural control and balance is extremely important.

Postural control involves several areas of the central nervous system (CNS). The basic patterns of posture and

locomotion are generated by spinal neural networks called central pattern generators (CPG). However, in order to maintain balance in an unfamiliar posture or circumstance, areas related to cognitive aspects of body information and to spatial location of objects external to the body become necessary. Motor and pre-motor areas seem to play an important role in anticipatory adjustments in task-related postural control as well as in the initiation of voluntary movement. Cortical motor areas also integrate vestibular, somatosensory, and visual information during the execution of movement (Takakusaki 2017). The cerebellum plays a crucial role in the acquisition of new postural tasks (Ioffe et al. 2007) and in the regulation of automatic and cognitive processes of postural control. This is taken place by receiving (1) feed-forward information from cerebral cortex about the intended movements, (2) real-time sensory feedback about orientation of the body in space, (3) proprioceptive and vestibular input,

CONTACT Maria Clara D. Soares de Moura mclaramoura@usp.br Department of Physical Therapy, Communication Sciences and Disorders and Occupational Therapy, Faculty of Medicine, University of São Paulo, Rua Cipotânea, 51, Cidade Universitária, São Paulo 05360-000, Brazil

© 2019 Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group

and (4) visual and auditory input (Gramsbergen 2005; Takakusaki 2017).

Studies of transcranial direct current stimulation (tDCS) effects on postural control can differ widely on outcome measures, populations, and stimulation conditions. Postural control can be defined as the 'control of body position in space for orientation and postural stability.' The sub-component of 'postural stability' is equivalent to 'balance,' while 'postural orientation' is understood as the interaction among the segments of the body, to the task, and to the environment (Dewar et al. 2017). The most prevalent way to investigate postural control is by assessing the behaviour – specially the sway – of the body during quiet erect posture. The quantitative and standardized method of assessing static balance is posturography, as well as centre of pressure (COP) displacement analysis (Duarte and Freitas 2010), with recent attempts of standardization due to their relevance in clinical trials (Scoppa et al. 2013; de la Torre et al. 2017).

The use of tDCS has increased exponentially in recent years, with positive results with focus on changes of human postural control. tDCS is a non-invasive, easy to handle, and low-cost technique that induces regional changes in neuronal excitability. It is dose-dependent, based on the time of application and electrode montage, wherein the most common stimulation by direct current across the anode facilitates neuronal depolarization and cathodic stimulation leads to a neuronal inhibition by hyper-polarization (Nitsche and Paulus 2000; Biabani et al. 2017). This neuromodulatory technique seems to have different effects on postural control when applied in distinct areas such as cerebral cortex or cerebellum. On the cerebral cortex, excitation could be achieved selectively by anodal stimulation, and an inhibition by cathodal stimulation (Nitsche and Paulus 2000; Nitsche et al. 2008). On the other hand, tDCS seems to act in a different way on the cerebellum. Cathodal cerebellar tDCS results in a clear decrease whereas anodal tDCS increases the inhibitory tone that cerebellum exerts over primary motor cortex (M1). There is a change in focal excitability, polarity-specific, in the Purkinje cells after the electrical stimulation (Galea et al. 2009; Grimaldi and Manto 2013; Grimaldi et al. 2016).

Very recently, several meta-analyses have been conducted to summarize the effect of tDCS among different cohorts, such as healthy young adults (Hashemirad et al. 2016), healthy older adults (Summers et al. 2016), stroke patients (Elsner et al. 2016b; Kang et al. 2016) people with Parkinson's disease (Elsner et al. 2016a) and children with CP (Hamilton et al. 2018). This suggests that there is a significant interest in the use of tDCS and the importance of a better comprehension of the state of art of this technique. None of the existing reviews have focussed on the effect of tDCS over postural control. Therefore there is a need to understand the effects of tDCS in terms of improving balance, since different results have been reported over the studies.

Recently, many experiments with tDCS applied to the cortex or cerebellum have shown changes in standing posture and postural sway, revealing tDCS to be a promising tool for enhancing rehabilitation treatments for several disorders that lead to balance disturbances. To our knowledge, the effect of

tDCS over postural control have not been analysed together to observe how robust the effects of tDCS are over human balance of different samples and after stimulating different areas.

To clarify if tDCS is an efficient tool for changing postural control and benefiting rehabilitation programmes, our aim was to summarize current evidence of the effects of tDCS on COP variables among different populations. The present systematic review and meta-analysis addressed three leading questions: (i) Does tDCS intervention influence postural control? (ii) Does tDCS affect postural control in different populations? and (iii) Which stimulated brain areas have more impact over postural control?

Methods

Literature review

We performed a systematic review following PRISMA guidelines (Moher et al. 2015). Two authors (MCDSM and FAH) performed independent systematic reviews and data collect for appropriate studies published before September 2017 in the Scopus, Web of Science, and PubMed databases. The authors have also searched reference lists of all retrieved papers for additional references. A combination of keywords with the use of 'AND' and 'OR' was used for the searches. Duplicates were removed, and papers were then selected for analysis according to the eligibility criteria.

According to our proposal, the key search terms were:

- # 1 'Transcranial Direct Current Stimulation' (MeSH term) OR 'tDCS' and
- # 2 'postural control' (MeSH term) OR 'postural responses' OR 'postural function' OR 'postural stability' OR 'static balance' OR 'postural adjustments' OR 'postural balance' OR 'postural equilibrium' OR 'posturography' OR 'stabilometry' OR 'posture'

Eligibility

Inclusion criteria

- (1) Manuscript written in English;
- (2) Original articles that reported tDCS effects on human balance, even when associated to any kind of therapy or task; and, for the meta-analysis;
- (3) Data on COP reported numerically or in figures that allowed the effect size to be computed. Numerical data that were not specified in the research and non-published data were requested *via* direct e-mail contact with those studies' main authors.

Exclusion criteria

Review articles, non-controlled trials, case reports, study protocols, trials assessing conditions other than postural control, or interventions other than tDCS.

Quality assessment

Two researchers independently reviewed each included article and determined a quality score using the Physiotherapy

Evidence Database (PEDro scale) (Moseley et al. 2002). The PEDro scale contains several items to assess the external and internal validity of an article graded on a 'yes/no' basis. The PEDro scale results in total scores from 0 to 10, with a higher PEDro score providing a surrogate indication of higher quality. We also assessed the risk of bias by reviewing authors' judgments on the risk of bias of each included study, as per Review Manager (RevMan, Cochrane Collaboration, Copenhagen, Denmark).

Criteria for selecting studies

Both authors reviewed the articles obtained from the systematic search for their eligibility and possible inclusion in the systematic review and meta-analysis. The titles, abstracts, and full texts of all articles were screened for eligibility based on the criteria listed above. In cases of eligibility uncertainty, both reviewers screened the full text of the manuscript for inclusion in the systematic review.

Data extraction

Both authors extracted from each article: the study design, sample size, characteristics of tDCS intervention, task paradigms, and measured outcomes. Discrepancies in interpretation were resolved by discussion and mutual agreement.

Study variables

We observed all postural control outcomes to qualitative synthesis, and the most frequent outcomes of COP were selected for meta-analysis: anteroposterior (AP) displacement, mediolateral (ML) displacement, and area. Mean and standard deviations (SD) of post intervention COPs were extracted for each article whenever possible. When the required data was not reported and the authors used different COP measures as outcomes instead, the corresponding author(s) have been contacted in order to request original and even unpublished data on AP, ML, and displacement area. It is important to clarify that each study offers more than one postural control assessment condition, varying sensory and base support situations, or specific conditions related to the outcome. According to the *Cochrane Handbook for Systematic Reviews* (2011), only *one condition* should be extracted from each study, in order to avoid sample repetition. So, for each study, *the most unstable condition* (the variable that displayed the greatest change on postural sway) related to the main outcome was chosen. Those data were analysed in terms of their group (total sample), and subsequent analysis was done in terms of population, stimulated area, and number of sessions (single or multiple sessions).

Meta- and statistical analyses

For all analyses, the final data on the most sensitive condition of COP's area, AP, and ML displacement were used. A pooled estimate of the risk difference in the individual studies was calculated using a random-effect model according to

the Cochrane Guideline (DerSimonian and Laird 1986, 2015), and the results were represented graphically using forest plots. All of the results were presented with a 95% confidence interval (95% CI). The diamond at the bottom of the plot summarizes the best-estimate results of the meta-analysis, with the width representing the corresponding 95% CI. It is important to note that since the improvement of postural control is characterized by a *decrease* of COP variables while the diamond favours the condition with *higher results*, the diamond will then favour the group that has *fewer effect of stimulation* (the worst condition).

The assumption of homogeneity was checked by a Chi-square test with the degrees of freedom (df) equal to the number of analysed studies minus one. Additionally, heterogeneity was measured by the I^2 , which describes the percentage of total variation across the studies that is due to heterogeneity rather than chance. I^2 was calculated from the basic results obtained from a typical meta-analysis as $I^2 = 100\% \times (Q - df) / Q$, where Q is Cochrane's heterogeneity statistic. A value of 0% indicates no observed heterogeneity, and larger values indicate increasing heterogeneity. If heterogeneity was detected ($I^2 > 50\%$), a possible explanation was sought. The presence of possible publication bias was investigated by a funnel plot and, if possible, a sub-analysis was performed to control this bias (Higgins et al. 2003). Evaluations of possible bias were performed by two authors (FAH and MCDSM). All analyses were conducted using Review Manager version 5.0 (the Cochrane Collaboration's Information Management System, Copenhagen, Denmark).

Results

We obtained 84 references from Scopus, Web of Science, and PubMed, and one related study. After exclusions, 30 references were included in the systematic review and 11 in the meta-analysis (Figure 1). As one paper (Ishigaki et al. 2016) reported more than one experiment (different samples with different stimulated area), 12 studies were considered for meta-analysis.

Characteristics and quality assessment of included randomized clinical trials

Table 1 describes the characteristics of included RCTs. Most studies (87%) described positive effects after tDCS stimulation. Half of the studies had primary M1 as the focus of stimulated area. The populations in these studies were generally small ($M = 18.8$, $SD = 9.4$ subjects) and included: healthy young adults (40%), children with CP (16.7%), healthy older adults (13.3%), stroke patients (13.3%), and other health conditions (16.7%). Most of studies were a crossover or a single session protocols (86.7%), with only four out of 30 studies combining tDCS with a rehabilitation programme in a multi-session protocol. The single session studies have associated physical training, motor imagery training, some different associated tasks or even no activity related to the electric stimulation. However, it is important to note that in both protocols (single or multiple sessions) the main outcome of all studies

Figure 1. Study selection PRISMA flow diagram.

was the effect of tDCS over postural control, associated or not to other tasks to enhance rehabilitation programmes or to a better understanding of motor control.

Table 1 shows the sample size (N), number of sessions, placement of active and reference electrodes, major outcomes, additional activity associated to the tDCS protocol, and tDCS effect.

Our quality assessment revealed that most studies presented an unclear risk of randomization bias (54.5%) and allocation concealment bias (63.6%), and all studies presented a low risk of blinding of participants bias. Most of them had a low risk of blinding of outcome assessment bias (54.5%). All studies adequately described the sham method (Figure 2).

Meta-analysis results

(A) Does tDCS intervention influence postural control? Centre of pressure effects

AP displacement. Nine studies were included in the analysis of AP displacement, encompassing a total of 190 individuals. Higher AP displacement, indicating worse postural control, was found in the *sham* group (HR: 0.36; IC: -0.57, -0.14; $p=.001$; $I^2=93\%$). These studies presented high heterogeneity, and after sensitive analysis using the funnel plot, three

studies were excluded, achieving $I^2=0\%$, with a similar result between groups (Figure 3) (HR: 0.01; IC: -0.02, 0.04; $p=.58$ $I^2=0\%$).

ML displacement. Nine studies evaluated ML displacement, assessing a total of 190 individuals and showing higher displacement in ML direction in the *sham* group (HR: -0.38; IC: -0.64, -0.12; $p=.0004$; $I^2=93\%$). The studies presented a high heterogeneity and, after sensitive analysis using the funnel plot, four studies were excluded achieving $I^2=7\%$, with no difference between groups (Figure 4).

Displacement area. Eight studies were included in this analysis, related to 204 individuals. They showed higher displacement area, indicating worse postural control, in the *sham* group (HR: -1.52; IC: -2.77, -0.27; $p=.02$; $I^2=3\%$). These studies had low levels of heterogeneity (Figure 5).

(B) Does tDCS influence postural control according to different health condition?

The number of studies that included individuals with different health conditions was low. Therefore, only studies referring to CP and healthy young adults were analysed.

Table 1. Characteristics of the included studies (neurological disorders).

Reference	Sample	Sessions	Stimulatory	Outcomes	Additional activity	tDCS effect
Reference electrode M1 stimulation						
Sohn et al. (2013)	11 (stroke)	2	atDCS M1	Balance, isometric knee strength		Improvement of for overall stability index and isometric knee strength after atDCS
Verheyden et al. (2013)	20 (PD)	2	atDCS M1 ctDCS OBF	Sit-to-stand, functional reach, standing-start 180° turning, TUG, 10 m walk test		Decrease in velocity 10 m walk after atDCS
Kaski et al. (2013)	9 (LK)	1	atDCS midline motor and premotor areas ctDCS inion	Gait velocity, stride length, stride length variability, quantitative retropulsion test	Physical training	atDCS + PT improve gait velocity, stride length, stride length variability and balance (quantitative retropulsion test)
Tahtis et al. (2014)	14 (stroke)	1	atDCS ipsilesional leg motor area ctDCS contralesional leg motor area	TUG, performance oriented mobility assessment		atDCS improved TUG
Kaski et al. (2014)	8 (PD)	2	atDCS midline motor and premotor areas ctDCS inion	Gait velocity, stride length, 6 m walk test, TUG and pull performance (balance test)	Physical training	Increase gait velocity and balance test with tDCS + PT
Grecco et al. (2014)	20 (CP)	1	atDCS M1 ctDCS OBF	COP: area, velocity, AP, and ML displacement; spatiotemporal gait variable		reduction in AP and ML displacement
Duarte et al. (2014)	24 (CP)	10	atDCS M1 ctDCS OBF	COP: AP and ML displacement, PBS, PEDI	Treadmill training	Improvement in AP (eyes opened and closed) and ML displacement (eyes closed) and PBS
Dutta et al. (2014)	10 (OA)	2	atDCS M1 ctDCS OBF	COP: AP, ML, path length, area; BBS	Functional reach task	Decrease COP ML and area 45 and 60 min post-tDCS; decrease COP path length 60 min post-tDCS compared with sham tDCS
Nomekles et al. (2014)	16 (YA)	2	atDCS M1 ctDCS OBF	Reaction time (wrist flexion, ankle dorsiflexion); latencies of postural response	Starling acoustic stimulus (SAS)	Faster response after atDCS with and without SAS
Saeyns et al. (2015)	31 (stroke)	32	atDCS M1 ctDCS M1	Tinetti test (balance and gait); rivermead motor assessment; trunk impairment scale	Physical and occupational therapy	Improvement in balance and gait in Tinetti Test
Lazzari et al. (2015)	12 (CP)	1	atDCS M1 ctDCS OBF	COP: area, velocity, AP and ML displacement	Virtual reality training	Increase sway velocity
Inukai et al. (2016)	16 (YA)	3	ctDCS M1 (Cz)	Total locus length; locus length per second		ctDCS reduce both outcomes
Kaminski et al. (2016)	16 (YA)	1	Midline forehead atDCS M1 (Cz) right frontal orbit	Time in balance during dynamic balancing task (DBT)		Superior DBT learning in healthy with higher performance and smaller error scores
Lazzari et al. (2017)	20 (CP)	10	atDCS lateral M1 ctDCS OBF	COP: area, velocity, AP, and ML displacement; PBS; TUG	Virtual reality mobility training (VRMT)	Improvement in PBS after tDCS + VRMT; oscillation area
Kaminski et al. (2017)	30 (OA)	1	atDCS M1 (Cz) right frontal orbit	Time in balance during dynamic balancing task (DBT)		No effect of tDCS to improve a complex balance learning
Saruko et al. (2017)	14 (YA)	6	atDCS M1 (Cz) Midline forehead	Shift COP-time to perform tasks	Motor imagery practice	atDCS + MIP decrease time to perform task
Cerebellar Stimulation						
Grimaldi and Manto (2013)	9 (ataxic)	1	atDCS (inion) ctDCS OBF	COP: AP and ML displacement; total travelled way		No difference between anodal and sham tDCS
Steiner et al. (2016)		2	atDCS/ctDCS inion			No effect on learning

(continued)

Table 1. Continued.

Reference	Sample	Sessions	Stimulatory	Outcomes	Additional activity	tDCS effect
Grecco et al. (2017)	40 (YA)	10	bucinator m.	Learning complex whole body complex motor skill		
Foerster et al. (2017)	6 (ataxic CP)	3	atDCS inion	COP: AP and ML displacement; PBS, TUG, PEDI	Treadmill training	Reduced COP, AP, and ML direction; higher score on PBS
Craig and Dumas (2017)	15 (YA)	3	atDCS/ctDCS inion	Overall postural stability index		ctDCS impaired balance control
Different stimulation areas	22 YA	3	Right deltoid	Sway-referenced conditions		Minimal effects of tDCS
Kaminski et al. (2013)	20 OA	1	atDCS MI/atDCS inion	Smart balance master		
Baudry and Duchateau (2014)	40 (YA)	2	Sham tDCS SMA and PFC; atDCS SMA; atDCS PFC; ctDCS PFC; ctDCS SMA	Time in balance during dynamic balancing task (DBT)		atDCS over SMA and ctDCS over contralateral PFC impair time in balance
Zhou et al. (2014)	20 (YA)	2	ctDCS SMC	COP: path length, area, SD in the forward-backward and side-to-side directions	Achilles tendon vibration	Increase COP fluctuations independently of tDCS condition
ctDCS OBF	20 (YA)	2	atDCS shoulder	COP: speed and area	Dual task	(standing + cognitive task)
Zhou et al. (2015)	20 (OA)	2	atDCS DLPFC	Postural sway complexity (area under MSC curve)	Dual task	(standing + cognitive task)
ctDCS OBF	20 (YA)	2	Decrease postural sway speed and area during dual task compared with sham tDCS			
Ishigaki et al. (2016)	20 (YA)	2	atDCS DLPFC			
Manor et al. (2016)	20 (OA)	2	Greater COP complexity after real tDCS			
ctDCS OBF	20 (YA)	2	ctDCS PSMC	COP: Root mean square of ML and AP directions	Fixed-point touch	No effect of ctDCS on postural sway of quiet upright standing; ctDCS over PPC but not over PSMC increased postural sway with fixed-point touch.
Babyar et al. (2016)	20 (stroke)	2	ctDCS PPC		Dual task	(standing + cognitive task)
Hupfeld et al. (2017)	20 (YA)	6	atDCS DLPFC	COP: area, velocity, gait speed and stride duration; percentage of correct responses; dual task costs		
Lattari et al. (2017)	20 (PD)	2	tDCS reduced dual-task costs but did not alter a single task performance			
			atDCS PIVC	COP-X velocity	Galvanic vestibular stimulation as comparative therapy	Reduce the contralesional tonic bias of seated posture
			ctDCS PIVC, OBF			
			atDCS SMA	Simple and choice reaction time (RT), dynamic balance speed	tDCS before, during or after (3 d)	tDCS facilitated a greater state of preparation to perform each task through modulating SMA
			ctDCS OBF	and accuracy, and pegboard tasks	motor RTT	
			atDCS DLPFC	BBS, Dynamic Gait Index (DGI), TUG		Better performance on BBS, TUG, and DGI after tDCS
			ctDCS OBF			

PD: Parkinson disease; LK: leukoaraiosis; CP: cerebral palsy; OA: older adults; YA: young adults; atDCS: anodal transcranial direct current stimulation; ctDCS: cathodal transcranial direct current stimulation; MI: primary motor cortex; OBF: orbitofrontal cortex; SMC: sensorimotor cortex; DLPFC: dorsolateral prefrontal cortex; PSMC: primary sensorimotor cortex; PPC: posterior parietal cortex; PIVC: parietal-insular vestibular cortex; SMA: supplementary motor area; TUG: time up and go test; COP: centre of pressure; PEDI: paediatric evaluation of disability inventory; BBS: Berg balance scale; PBS: balance scale; RTT: reaction time task

Figure 2. Risk of bias graph, according to Cochrane recommendations.

Figure 3. Forest plot representing the effect size of anteroposterior (AP) displacement and confidence interval for each study, and the results of the overall random-effects meta-analysis. A negative random effect indicates improvement of postural control, characterized by a decrease of COP variables.

Figure 4. Forest plot representing effect size of medio-lateral (ML) displacement and confidence interval for each study, and the results of the overall random-effects meta-analysis. A negative random-effect indicates improvement of postural control, characterized by a decrease of COP variables.

Figure 5. Forest plot representing the effect size of displacement area and confidence interval for each study, and the results of the overall random-effects meta-analysis. A negative random effect indicates improvement of postural control, characterized by a decrease of COP variables.

Cerebral palsy. Five studies evaluated AP displacement, assessing a total of 64 individuals, showing higher AP displacement, indicating worse postural control, in the sham group (HR: -1.15; IC: -2.18, -0.11; $p = .03$; $I^2 = 95\%$). The studies presented a high level of heterogeneity; however, a sensitive analysis was not possible because four out of five studies had to be excluded for being outside of the funnel plot graphic that assesses publication bias across studies.

Five studies evaluated CP patients' ML displacement, for a total of 64 individuals. They showed higher ML displacement in the sham group (HR: -0.40; IC: -0.77, -0.03; $p = .003$; $I^2 = 45\%$) (Figure 6).

Five studies evaluated the CP displacement area, assessing 64 individuals. No difference was found between active and sham groups (HR: -7.55; IC: -19.95, -4.84 $p = .23$ $I^2 = 0\%$).

Figure 6. Forest plot representing the effect size of ML displacement and confidence interval among children with CP for each study, and the results of the overall random-effects meta-analysis. A negative random effect indicates improvement of postural control, characterized by a decrease of COP variables.

Healthy young adults. Three studies were included addressing AP displacement analysis in a total of 90 individuals. They showed no difference between the groups (HR: -2.68; IC: 0.01, 0.04; $p = .58$; $I^2 = 0\%$).

The same occurred related to ML displacement, with no difference between active and sham groups (HR: -0.04; IC: -0.09, 0.00; $p = .45$; $I^2 = 97\%$). The studies presented a high level of heterogeneity; sensitive analysis was not possible because two out of the three studies were out of funnel plot graphic, and had to be excluded.

Two studies evaluated displacement area in healthy subjects, and a higher area was observed in the sham group (HR: -1.10; IC: -1.26, -0.94; $p < .001$; $I^2 = 0\%$) (Figure 7).

M1. Five studies were included in the AP displacement analysis, with a total of 86 patients. They showed no difference between the groups (HR: -0.36; IC: -0.86 - 0.14; $p = .16$; $I^2 = 94\%$). The studies presented a high level of heterogeneity; sensitive analysis after excluding three studies showed no difference between the groups.

Five studies evaluated ML displacement in 86 patients, with a higher displacement in the sham group (HR: -0.35; IC: -0.59, -0.11; $p = .004$; $I^2 = 49\%$), evidencing the effect of tDCS on improving balance (Figure 8).

Five studies evaluated displacement area after M1 stimulation, assessing 112 in all; they showed no difference between groups (HR: -6.71; IC: -16.49, 3.07; $p = .18$; $I^2 = 0\%$), indicating no effect of tDCS.

(C) Which stimulated areas have more impact over postural control?

We analysed COP displacement outcomes to verify the effects of tDCS in different brain areas on postural control. Only M1 stimulation had a number of studies and subjects providing statistical condition for analysis. Cerebellar and dorsolateral prefrontal cortex (DLPFC) analysis was not possible due to the involvement of only two studies in each analysis with high heterogeneity.

Discussion

The current work investigates the effects of tDCS on human postural control. To our knowledge, this is the first systematic review and meta-analysis that describes the effect of tDCS on the lower limbs' function. The effect of tDCS on balance disturbance was analysed in 30 randomized clinical trials for the systematic review and 12 studies for the meta-analysis. Our main findings suggest: (1) tDCS can improve postural control, decreasing the COP displacement area; (2)

Figure 7. Forest plot representing the effect size of displacement area and confidence interval among healthy subjects for each study, and the results of the overall random-effects meta-analysis. A negative random effect indicates improvement of postural control, characterized by a decrease of COP variables.

Figure 8. Forest plot representing effect size of the ML displacement's and confidence interval after M1 stimulation for each study, and the results of the overall random-effects meta-analysis. A negative random effect indicates improvement of postural control, characterized by a decrease of COP variables.

despite the small number of studies, it is possible to verify an improvement in COP variables either in healthy individuals as in patients with neurological impairment; and (3) significant effects were obtained after primary MI stimulation.

The studies included in this review used highly heterogeneous postural and balance assessment tools. Only some of them used COP assessment protocols, which were chosen as common and interesting tools for strengthening the systematic review with a meta-analysis. Some studies analysed COP with different outcomes (Sohn et al. 2013; Zhou et al. 2015; Babyar et al. 2016; Inukai et al. 2016; Craig and Dumas 2017; Saruco et al. 2017), so their data could not be included in the meta-analysis. It is interesting to note that each of the protocols presented a positive effect of tDCS when compared to sham conditions. Other papers used different balance assessment tools, such as dynamic balancing tasks (Kaminski et al. 2013, 2016, 2017; Hupfeld et al. 2017; Lattari et al. 2017), the Tinetti test (Saeys et al. 2015), or other scales (Kaski et al. 2013, 2014; Verheyden et al. 2013; Nonnekes et al. 2014). The results of those studies are contradictory, which motivate the authors to conduct this meta-analysis in order to strengthen our understanding of the real impact of tDCS on postural balance.

Effects of tDCS on postural control variables

tDCS has a significant effect on postural control, especially in decreasing displacement area. Two analyses of the other most common outcomes used in postural control studies, that is AP and ML displacements, have also shown results favouring active tDCS groups.

Since tDCS has a neuronal facilitation effect (Nitsche and Paulus 2000), improvement in postural control can be elicited even when there is some degree of neurological damage. The high heterogeneity in AP and ML displacement may be related to the great variability among studied populations, since healthy individuals and neurological impairment population demand different methodological conditions and are likely to respond with different patterns of COP oscillation (Jancová 2008).

Health conditions

In order to deepen our knowledge about tDCS's effects over postural control of different populations, we carried out analyses based on health conditions. Some decline in the power of the meta-analysis was observed due to the small number of studies. Nevertheless, sensitive analyses revealed the positive effects of tDCS on displacement area in healthy subjects, and on ML displacement in children with CP.

The COP's area is the outcome that involves both AP and ML displacement directions, which makes it more sensitive in a group with no postural disturbance (healthy young subjects). By contrast, children with CP have biomechanical and neural control aspects of lower limb function that make ML displacement a variable sensitive to COP variations after tDCS. Previous studies have shown that children with CP have deficits in ML displacement when compared to children

with typical development (Corrêa et al. 2007; Hsue et al. 2009).

Studies combining tDCS and balance and gait training described positive effects on postural control of children with CP, indicating it as a promising tool in rehabilitation programmes (Duarte et al. 2014; Grecco et al. 2014, 2017; Lazzari et al. 2015; Lazzari et al. 2017). In a single session cross-sectional study, 20' of tDCS over M1 in a group of CP children seems to have exerted a momentary increase in cortex activation, with an influence on motor control and an improvement of balance and gait parameters (Grecco et al. 2014). When associated to a rehabilitation programme in a multisession protocol, more robust and long-lasting effects can be observed in these population (Duarte et al. 2014; Grecco et al. 2016; Lazzari et al. 2017). No studies on the effects of tDCS on postural control among healthy children have been found; therefore, the expected physiological response is not yet known. Recent reviews have shown good safety and tolerance among children, but studies with healthy children would be important for clarifying the effect in this population, in contrast to children with motor impairments (Palm et al. 2016; Hameed et al. 2017; Rivera-Urbina et al. 2017).

The effects of tDCS on postural control of healthy adults were analysed to address questions of various scopes: the applicability of a Wii balance board as a postural control assessment device (Dutta et al. 2014), neuromodulation of tendon reflexes (Baudry and Duchateau 2014), the dual task effect when performing a serial-subtraction cognitive task during static stance (Zhou et al. 2014), or the contribution of different cortical areas facilitating the effect of a light touch on postural control (Ishigaki et al. 2016). This meta-analysis reinforces what most studies describe about the effect of the tDCS: even in a young, healthy population, cortical or cerebellar stimulation can have a great effect in changing neuronal responses and facilitating postural outcomes (Kaminski et al. 2013, 2016; Nonnekes et al. 2014; Zhou et al. 2014; Inukai et al. 2016; Ishigaki et al. 2016; Craig and Dumas 2017; Foerster et al. 2017; Hupfeld et al. 2017; Saruco et al. 2017). It is remarkable to note that the use of tDCS in young healthy adults for neural enhancement is controversial (Shirota et al. 2014). Besides that significant beneficial effects are not fully demonstrated (Edwards et al. 2017).

The tDCS over M1 appears to improve the kinematic variable velocity during a learning dynamic balance task in healthy young adults (Kaminski et al. 2016) but not in older adults (Kaminski et al. 2017), evidencing different effects of tDCS over postural control of those populations. On the other hand stimulation over DLPFC looks to have great effects over balance of healthy old adults during dual task paradigms (Zhou et al. 2015; Manor et al. 2016). In healthy older adults, three of the four studies used COP as a main outcome, but since they differed in the variables analysed, they could not be included in the meta-analysis. Three studies evidenced improvement in balance with tDCS (Dutta et al. 2014; Zhou et al. 2015; Manor et al. 2016), and only one reported no effect on learning a complex motor task (Kaminski et al. 2017). In elderly patients with Leukoaraisosis,

a tDCS on central M1 led to a decrease in postural recovery time after a retropulsion test (Kaski et al. 2013).

In ataxic adult patients, only one study was performed to verify the effect of tDCS on postural control, but the authors did not find differences in the effect of anodic stimulation in the cerebellum, although they report a long-latency stretch reflex reduction effect (Grimaldi and Manto 2013). Contrastingly, Grecco et al. (2017) used a similar montage and dosing of tDCS in children with ataxic-type CP and found great improvement on postural control. However, given the differences in application in children and adults, it is difficult to compare those data.

We identified a single study that analysed the effect on COP of post-stroke patients (Sohn et al. 2013), but numerical data were not provided, so we could not include it in the meta-analysis. Two other studies used functional scales to verify the effect of tDCS on balance, and all three of the studies with stroke patients found improvement in postural balance after tDCS (Sohn et al. 2013; Saeys et al. 2015; Babyar et al. 2016). Two also described gait improvements (Tahtis et al. 2014; Saeys et al. 2015). A recent meta-analysis describes the positive effect of tDCS on strength gain in paretic limbs after stroke, which is determinant for a gain in the functional recovery of post-stroke patients. However, the study used data almost solely related to upper limb outcomes (Kang et al. 2016).

It is possible that the paradigm polarity-dependent effect of anodal (facilitatory) and cathodal (inhibitory) tDCS (Nitsche and Paulus 2000; Nitsche et al. 2008) have induced benefits on postural control in different population groups (children, young adults, elderly and neurological patients) (Martin et al. 2017; Rivera-Urbina et al. 2017). However, we cannot rule out the influence of different parametrizations used in those studies with different outcomes, even when the same protocol has been used in distinct populations.

Brain areas

We thought it important to investigate the effects of tDCS in different brain regions on postural control. A positive effect was obtained with M1 stimulation, decreasing ML displacement. We found no effect of tDCS over cerebellum or pre-frontal cortex stimulation, but these two analyses involved only two studies each, weakening their power by the small number of subjects.

The primary M1 has been used as a target of tDCS since the first descriptions of the use of the technique (Nitsche and Paulus 2000; Rosenkranz et al. 2000). It has only been since 2009 that M1 stimulation has focussed on lower limbs' motor function to improve walking patterns (Jayaram and Stinear 2009) and balance (Tahtis et al. 2014) among post-stroke patients and the balance of patients with Parkinson's disease (Verheyden et al. 2013).

The use of central stimulation on the primary motor cortex (10–20% prior to CZ), specifically to increase the cortical excitability of the bilateral lower limbs, was first conducted by Kaski et al (2012), who investigated changes in the gait patterns of healthy subjects, and later in the balance

disturbances in individuals with Leukoaraiosis (Kaski et al. 2012, 2013). Since that, studies have been conducted in patients with PD (Kaski et al. 2014), stroke (Sohn et al. 2013; Tahtis et al. 2014; Saeys et al. 2015; Fruhauf et al. 2017; Seo et al. 2017), and CP (Grecco et al. 2013, 2014, 2015; Duarte et al. 2014; Lazzari et al. 2015; Lazzari et al. 2017) as well as in older and young adults (Inukai et al. 2016; Kaminski et al. 2016, 2017; Saruco et al. 2017, 2018) trying to evidence the consistence of tDCS over M1 as an important tool to reinforce neuroplasticity and a supporting technique to rehabilitation programmes. Some of them have investigated a comparison effect of M1 and cerebellum stimulation, aiming to understand which area has promoted the greatest impact over improvements on postural control (Craig and Dumas 2017; Yosephi et al. 2018). The variability of the stimulation over unilateral or central stimulation observed in this meta-analysis also impairs the strength of the analysis, but we could reinforce the consistency of the use of the technique over M1, with 18 of the 30 studies focussing this area for postural balance outcomes, 15 of them with positive effect of tDCS (see Table 1).

Four studies have investigated the effect of anodal tDCS (atDCS) after stimulation of the left DLPFC; three of them aimed to improve the performance in dual tasks – competing cognitive and postural tasks – in healthy young and older adults. There was no possibility of including data in the meta-analysis, but the systematic review of these three studies allowed us to conclude that the atDCS over DLPFC, looking for improvements during concurrent tasks, is effective for improving balance among both young (Zhou et al. 2014) and older adults (Zhou et al. 2015; Manor et al. 2016), with a decrease in the dual-task cost. During a dual-task, the cognitive task leads to a compromising effect of a motor exercise, which seems to be related to limited attentional resources, as well as to a motor impairment with the interference of the second (cognitive) task (Concerto et al. 2016). The facilitation of left DLPFC activity via atDCS looks to increase the excitability of this brain area, reducing the dual-task costs on post-exercise M1 plastic changes (Concerto et al. 2017), and evidencing a top-down modulation, direct and indirect, over motor tasks. A recent study has investigated the effect of tDCS over the DLPFC to improve the balance and gait of individuals with Parkinson's disease and showed improvements in all functional tests after a single session, evidencing this area as an interesting target for improving motor function even in a single motor task in this population (Lattari et al. 2017). A ten-session protocol of left DLPFC stimulation in older adults also improved motor and cognitive outcomes (Manor et al. 2018), reinforcing the immediate effects observed in previous studies (Zhou et al. 2014, 2015; Manor et al. 2016).

The effects on balance after cerebellar stimulation have quite divergent results, even in ataxic patients and healthy individuals. The present systematic review analysed the postural data from the two studies with ataxic patients, but as already mentioned, the populations were also quite different, since they involved children with ataxic type CP in one (Grecco et al. 2017) and adults in the other (Grimaldi and Manto 2013). In healthy subjects, positive effects were

obtained with a cathodic cerebellar stimulation, which led to an improvement in static balance by slowing the rate of oscillation (Inukai et al. 2016), and with an anodal stimulation, that reduced a forward displacement and variability in COP after Achilles tendon vibration, in another study (Poortvliet et al. 2018). On the other hand, cathodal stimulation impaired balance and postural stability scores (Foerster et al. 2017) and a lack of effect has been observed during a complex whole body learning task, even after anodal and cathodal stimulation (Steiner et al. 2016). Some variables may have interfered with these divergent results, such as different tasks, reference electrodes in different areas, different intensities and sizes of the electrodes, and even unilateral cerebellar stimulation in one (Foerster et al. 2017) and central over vermis in the other three (Inukai et al. 2016; Steiner et al. 2016; Poortvliet et al. 2018). An interesting study was recently conducted to investigate the role of cerebellum in motor adaptation of stroke patients and healthy young adults. Anodal tDCS over contra-lesional cerebellum led to a decrease in four COP parameters during a postural tracking task in stroke subjects, evidencing an improvement during one of the three standing balance conditions evaluated. The same results have not been found in the other two postural conditions and in healthy young adults (Zandvliet et al. 2018), maintaining the uncertainty of the effects of cerebellar tDCS on postural control.

The analysis of the stimulated areas shows us that different cerebral areas are chosen when setting different goals related to postural control. Thus, in the case of understanding the effects of tDCS on improving voluntary control and the performance of static posture, the area of choice tends to be M1; to investigate the effects on the automatic or learning components of postural control, the cerebellar stimulation was selected; or, if there is an interest in the impact of cognitive activities over postural control, the DLPFC was stimulated. Most of the studies describe the positive effects of tDCS to potentiate the cerebral function over the balance control.

There is still a relatively small amount of studies investigating the effects of tDCS on postural control, which has resulted in considerable methodological variability and a reduced number of subjects for analysis. Another limitation of this study is that virtually none of the papers included have described the effect size of tDCS, which is characterized by the difference between the post-intervention and pre-intervention effects and their SD. We had to describe the differences between conditions or groups *after* tDCS. This forced us to perform the meta-analysis only using post-tDCS data (sham/control group X active tDCS group). We believe that an analysis with effect size would have been more reliable, but it was not possible to obtain this data from most of the articles investigated. As long as this description of results based on effect size is not adopted, it will only be possible to compare the final data of the groups. This procedure can cause an inversion during the analysis favouring the control group, since the higher the displacement values, the worse the equilibrium. In this case, the prism-favouring *sham* side, due to larger COP values, means that the tDCS

group benefited the most, reducing the displacements and achieving better postural control results.

Another difficulty was to analyse studies involving protocols with one single session vis-à-vis protocols with multiple sessions' intervention. The application of tDCS in one session is associated to a better comprehension of the immediate effects of neuromodulation over postural control, comparing with *sham* stimulation, while the studies with multiple-session are associated to the effects of facilitation and improvements over a motor training or rehabilitation programmes. Therefore, the literature has demonstrated the long-term effects of neuromodulation related to synaptic plasticity changes (Yavari et al. 2018), and in all multiple sessions studies, conducted with CP patients (Duarte et al. 2014; Grecco et al. 2017; Lazzari et al. 2017) and stroke patients (Saeyns et al. 2015), tDCS led to a greater improvement in balance and gait parameters than the rehabilitation programme itself. On the other hand, the single session studies have presented more variable outcomes and, although some studies have found effect with a single tDCS session, this effect is less consistent. Five of the 26 single session stimulation articles found no positive effect of tDCS in comparison to a *sham* stimulation (Grimaldi and Manto 2013; Baudry and Duchateau 2014; Steiner et al. 2016; Craig and Dumas 2017; Kaminski et al. 2017). We believe that the great variability of areas, intensity, montage and duration of stimulation, besides involving different health conditions, do reduce the strength of effect in this form of stimulation. Recent meta-analysis also have investigated the question of the effect of neuromodulation in single session or in multiple sessions, and have found positive effect in both conditions, although involving only post stroke population (Kang et al. 2016). Thus, it becomes clear the need for further studies and better standardization of the application conditions of the technique for an enhanced consistency.

Another difficulty was the search for unpublished or raw data on the variables chosen for analysis. Not all authors sent us data or answer our e-mails, which impaired the strength of the analysis, since because it was not possible to include all the existing data about the theme. The complete data were only described in terms of the systematic review. Another limitation was the necessity of choosing only one outcome from each study to include in the meta-analysis. Studies with postural control usually manipulate different conditions of sensory, motor, and/or cognitive input/output during their assessments. We selected the condition considered to be of greater sensitivity for subjects' oscillations, according to each study; for example, eyes closed rather than opened; or standing on foam rather than directly on a force platform. Standing with one's eyes open, feet apart, and directly on a force platform is considered a basal condition (baseline) from which comparisons can be made. Therefore, variables from more unstable evaluation conditions were included in the meta-analysis, and it was not possible to use the exact same conditions from every study.

The selection criteria related to which COP variable should be used for analysis were the most frequently reproduced variable and the primary outcome variable in studies

included. Force platform software provides a great deal of information about postural oscillation, such as AP and ML displacement, total area, velocity, total displacement, and so on. However, we may have lost some data from other studies, such as total displacement or frequency of oscillation of COP, which could also have been of interest. Another interesting information to be analysed in future studies could be the impact of tDCS over the variability of postural responses. Despite this topic has not been formally analysed in the original papers, when we look at Figure 5, it seems like the variability was higher over *sham* groups in almost all studies included. The significant effect of tDCS may be due not only to the decreasing displacement area of COP, but also to the decreasing of the variability of the postural responses of subjects. Future researches should be done to clarify this point.

These findings suggest that tDCS is an interesting tool for improving balance control. We investigated the effect of tDCS over postural control regarding different populations and brain areas stimulated. The COP was a good outcome for illustrating the positive effect of tDCS. We believe that we were able to better describe the state of the art of tDCS on postural control in humans with robust and consistent effects, thus better targeting the choices for the application of this technique in order to reduce the high rate of falls with improvement of functionality and functional independence of different populations.

Acknowledgements

ARB is recipient of a CAPES/Alexander von Humboldt fellowship award for experienced researchers and a consultant of the Neurocare group GmbH (Munich, Germany).

Disclosure statement

The authors report no conflicts of interest.

ORCID

Maria Clara D. Soares de Moura <http://orcid.org/0000-0002-4299-6980>
 Fuad A. Hazime <http://orcid.org/0000-0001-7729-1203>
 Luana V. Marotti Aparício <http://orcid.org/0000-0002-5362-8462>
 Luanda A. C. Grecco <http://orcid.org/0000-0003-4449-7429>
 André R. Brunoni <http://orcid.org/0000-0002-6310-3571>
 Renata Hydeé Hasue <http://orcid.org/0000-0002-7717-6042>

References

- Baudry S, Duchateau J. 2014. Independent modulation of corticospinal and group I afferents pathways during upright standing. *Neuroscience*. 275:162–169.
- Alemdaroğlu E, Özbudak SD, Mandiroğlu S, Biçer SA, Özgürin N, Uçan H. 2017. Predictive factors for inpatient falls among children with cerebral palsy. *J Pediatr Nurs*. 32:25–31.
- Babbar S, Santos-Pontelli T, Will-Lemos T, Mazin S, Bikson M, Truong DQ, Edwards D, Reding M. 2016. Center of pressure speed changes with tDCS versus GVS in patients with lateropulsion after stroke. *Brain Stimul*. 9:796–798.
- Biabani M, Aminitehrani M, Zoghi M, Farrell M, Egan G, Jaberzadeh S. 2017. The effects of transcranial direct current stimulation on short-interval intracortical inhibition and intracortical facilitation: a systematic review and meta-analysis. *Rev Neurosci*. 29:99–114.
- Chou KL, Elm JJ, Wielinski CL, Simon DK, Aminoff MJ, Christine CW, Liang GS, Hauser RA, Sudarsky L, Umeh CC, et al. 2017. Factors associated with falling in early, treated Parkinson's disease: the NET-PD L51 cohort. *J Neurol Sci*. 377:137–143.
- Concerto C, Amer B, Abagyan A, Cao Y, Infortuna C, Chusid E, Coira D, Battaglia F. 2016. Influence of dual-task on postexercise facilitation: a transcranial magnetic stimulation study. *J Exerc Rehabil*. 12:171–175.
- Concerto C, Babayev J, Mahmoud R, Rafiq B, Chusid E, Aguglia E, Coira D, Battaglia F. 2017. Modulation of prefrontal cortex with anodal tDCS prevents post-exercise facilitation interference during dual task. *Somatosens Mot Res*. 34:80–84.
- Corrêa JC, Corrêa FI, Franco RC, Bigongiari A. 2007. Corporal oscillation during static biped posture in children with cerebral palsy. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 47:131–136.
- Craig CE, Dumas M. 2017. Anodal transcranial direct current stimulation shows minimal, measure-specific effects on dynamic postural control in young and older adults: a double blind, sham-controlled study. *PLoS One*. 12:e0170331.
- de la Torre J, Marin J, Marin JJ, Auria JM, Sanchez-Valverde MB. 2017. Balance study in asymptomatic subjects: determination of significant variables and reference patterns to improve clinical application. *J Biomech*. 65:161–168.
- Deandrea S, Lucenteforte E, Bravi F, Foschi R, La Vecchia C, Negri E. 2010. Risk factors for falls in community-dwelling older people: a systematic review and meta-analysis. *Epidemiology*. 21:658–668.
- DerSimonian R, Laird N. 1986. Meta-analysis in clinical trials. *Control Clin Trials*. 7:177–188.
- DerSimonian R, Laird N. 2015. Meta-analysis in clinical trials revisited. *Contemp Clin Trials*. 45:139–145.
- Dewar R, Claus AP, Tucker K, Johnston LM. 2017. Perspectives on postural control dysfunction to inform future research: a Delphi study for children with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil*. 98:463–479.
- Duarte M, Freitas SM. 2010. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Rev Bras Fisioter*. 14:183–192.
- Duarte NDC, Grecco LAC, Galli M, Fregni F, Oliveira CS. 2014. Effect of transcranial direct-current stimulation combined with treadmill training on balance and functional performance in children with cerebral palsy: a double-blind randomized controlled trial. *PLoS One*. 9: e105777.
- Dutta A, Chugh S, Banerjee A, Dutta A. 2014. Point-of-care-testing of standing posture with Wii balance board and Microsoft Kinect during transcranial direct current stimulation: a feasibility study. *Neurorehabilitation*. 34:789–798.
- Edwards DJ, Cortes M, Wortman-Jutt S, Putrino D, Bikson M, Thickbroom G, Pascual-Leone A. 2017. Transcranial direct current stimulation and sports performance. *Front Hum Neurosci*. 11:243.
- Elsner B, Kugler J, Pohl M, Mehrholz J. 2016a. Transcranial direct current stimulation (tDCS) for idiopathic Parkinson's disease. *Cochrane Database Syst Rev*. 7:CD010916.
- Elsner B, Kugler J, Pohl M, Mehrholz J. 2016b. Transcranial direct current stimulation for improving spasticity after stroke: a systematic review with meta-analysis. *J Rehabil Med*. 48:565–570.
- Foerster A, Melo L, Mello M, Castro R, Shirahige L, Rocha S, Monte-Silva K. 2017. Cerebellar transcranial direct current stimulation (ctDCS) impairs balance control in healthy individuals. *Cerebellum*. 16: 872–875.
- Fruhauf AMA, Politti F, Dal Corso S, Costa GC, Teodósio ADC, Silva SM, Corrêa JCF, Corrêa FI. 2017. Immediate effect of transcranial direct current stimulation combined with functional electrical stimulation on activity of the tibialis anterior muscle and balance of individuals with hemiparesis stemming from a stroke. *J Phys Ther Sci*. 29:2138–2146.
- Galea JM, Jayaram G, Ajagbe L, Celnik P. 2009. Modulation of cerebellar excitability by polarity-specific noninvasive direct current stimulation. *J Neurosci*. 29:9115–9122.
- Gramsbergen A. 2005. Postural control in man: the phylogenetic perspective. *Neural Plast*. 12:77–88.
- Grecco LAC, Duarte NDC, Mendonça ME, Galli M, Fregni F, Oliveira CS. 2015. Effects of anodal transcranial direct current stimulation combined with virtual reality for improving gait in children with spastic

- diparetic cerebral palsy: a pilot, randomized, controlled, double-blind, clinical trial. *Clin Rehabil*. 29:1212–1223.
- Grecco LAC, Duarte NAC, Zanon N, Galli M, Fregni F, Oliveira CS. 2014. Effect of a single session of transcranial direct-current stimulation on balance and spatiotemporal gait variables in children with cerebral palsy: a randomized sham-controlled study. *Braz J Phys Ther*. 18: 419–427.
- Grecco LAC, Oliveira CS, Duarte NDC, Lima V, Zanon N, Fregni F. 2017. Cerebellar transcranial direct current stimulation in children with ataxic cerebral palsy: a sham-controlled, crossover, pilot study. *Dev Neurorehabil*. 20:142–148.
- Grecco LAC, Duarte NDC, de Mendonca ME, Pasini H, Lima V, Franco RC, de Oliveira LVF, de Carvalho PDC, Correa JCF, Collange NZ. 2013. Effect of transcranial direct current stimulation combined with gait and mobility training on functionality in children with cerebral palsy: study protocol for a double-blind randomized controlled clinical trial. *BMC Pediatr*. 13:168.
- Grecco LAC, Oliveira CS, Galli M, Cosmo C, Duarte NDC, Zanon N, Edwards DJ, Fregni F. 2016. Spared primary motor cortex and the presence of MEP in cerebral palsy dictate the responsiveness to tDCS during gait training. *Front Hum Neurosci*. 10:361.
- Grimaldi G, Argyropoulos GP, Bastian A, Cortes M, Davis NJ, Edwards DJ, Ferrucci R, Fregni F, Galea JM, Hamada M, et al. 2016. Cerebellar transcranial direct current stimulation (ctDCS): a novel approach to understanding cerebellar function in health and disease. *Neuroscientist*. 22:83–97.
- Grimaldi G, Manto M. 2013. Anodal transcranial direct current stimulation (tDCS) decreases the amplitudes of long-latency stretch reflexes in cerebellar ataxia. *Ann Biomed Eng*. 41:2437–2447.
- Gringauz I, Shemesh Y, Dagan A, Israelov I, Feldman D, Pelz-Sinivani N, Justo D, Segal G. 2017. Risk of falling among hospitalized patients with high modified morse scores could be further stratified. *BMC Health Serv Res*. 17:721.
- Hameed MQ, Dhamne SC, Gersner R, Kaye HL, Oberman LM, Pascual-Leone A, Rotenberg A. 2017. Transcranial magnetic and direct current stimulation in children. *Curr Neurol Neurosci Rep*. 17:11.
- Hamilton A, Wakely L, Marquez J. 2018. Transcranial direct-current stimulation on motor function in pediatric cerebral palsy: a systematic review. *Pediatr Phys Ther*. 30:291–301.
- Hashemirad F, Zoghi M, Fitzgerald PB, Jaberzadeh S. 2016. The effect of anodal transcranial direct current stimulation on motor sequence learning in healthy individuals: a systematic review and meta-analysis. *Brain Cogn*. 102:1–12.
- Higgins JP, Thompson SG, Deeks JJ, Altman DG. 2003. Measuring inconsistency in meta-analyses. *BMJ*. 327:557–560.
- Hsue BJ, Miller F, Su FC. 2009. The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part I: spatial relationship between COM and COP trajectories. *Gait Posture*. 29: 465–470.
- Hupfeld KE, Ketcham CJ, Schneider HD. 2017. Transcranial direct current stimulation (tDCS) to the supplementary motor area (SMA) influences performance on motor tasks. *Exp Brain Res*. 235:851–859.
- Inukai Y, Saito K, Sasaki R, Kotan S, Nakagawa M, Onishi H. 2016. Influence of transcranial direct current stimulation to the cerebellum on standing posture control. *Front Hum Neurosci*. 10:325.
- Ioffe ME, Chernikova LA, Ustinova KI. 2007. Role of cerebellum in learning postural tasks. *Cerebellum*. 6:87–94.
- Ishigaki T, Imai R, Morioka S. 2016. Cathodal transcranial direct current stimulation of the posterior parietal cortex reduces steady-state postural stability during the effect of light touch. *Neuroreport*. 27: 1050–1055.
- Jancová J. 2008. Measuring the balance control system—review. *Acta Medica*. 51:129–137.
- Jayaram G, Stinear JW. 2009. The effects of transcranial stimulation on paretic lower limb motor excitability during walking. *J Clin Neurophysiol*. 26:272–279.
- Kaminski E, Hoff M, Sehm B, Taubert M, Conde V, Steele CJ, Villringer A, Ragert P. 2013. Effect of transcranial direct current stimulation (tDCS) during complex whole body motor skill learning. *Neurosci Lett*. 552: 76–80.
- Kaminski E, Steele CJ, Hoff M, Gundlach C, Rjosk V, Sehm B, Villringer A, Ragert P. 2016. Transcranial direct current stimulation (tDCS) over primary motor cortex leg area promotes dynamic balance task performance. *Clin Neurophysiol*. 127:2455–2462.
- Kaminski E, Hoff M, Rjosk V, Steele CJ, Gundlach C, Sehm B, Villringer A, Ragert P. 2017. Anodal transcranial direct current stimulation does not facilitate dynamic balance task learning in healthy old adults. *Front Hum Neurosci*. 11:16.
- Kang N, Summers JJ, Cauraugh JH. 2016. Non-invasive brain stimulation improves paretic limb force production: a systematic review and meta-analysis. *Brain Stimul*. 9:662–670.
- Kaski D, Dominguez RO, Allum JH, Bronstein AM. 2013. Improving gait and balance in patients with leukoaraiosis using transcranial direct current stimulation and physical training: an exploratory study. *Neurorehabil Neural Repair*. 27:864–871.
- Kaski D, Dominguez RO, Allum JH, Islam AF, Bronstein AM. 2014. Combining physical training with transcranial direct current stimulation to improve gait in Parkinson's disease: a pilot randomized controlled study. *Clin Rehabil*. 28:1115–1124.
- Kaski D, Quadir S, Patel M, Yousif N, Bronstein AM. 2012. Enhanced locomotor adaptation aftereffect in the “broken escalator” phenomenon using anodal tDCS. *J Neurophysiol*. 107:2493–2505.
- Lattari E, Costa SS, Campos C, de Oliveira AJ, Machado S, Maranhão Neto GA. 2017. Can transcranial direct current stimulation on the dorsolateral prefrontal cortex improves balance and functional mobility in Parkinson's disease? *Neurosci Lett*. 636:165–169.
- Lazzari RD, Politti F, Belina SF, Grecco LAC, Santos CA, Dumont AJL, Lopes JBP, Cimolin V, Galli M, Oliveira CS. 2017. Effect of transcranial direct current stimulation combined with virtual reality training on balance in children with cerebral palsy: a randomized, controlled, double-blind, clinical trial. *J Motor Behav*. 49:329–336.
- Lazzari RD, Politti F, Santos CA, Dumont AJL, Rezende FL, Grecco LAC, Ferreira LAB, Oliveira CS. 2015. Effect of a single session of transcranial direct-current stimulation combined with virtual reality training on the balance of children with cerebral palsy: a randomized, controlled, double-blind trial. *J Phys Ther Sci*. 27:763–768.
- Manor B, Zhou J, Harrison R, Lo OY, Trivison TG, Hausdorff JM, Pascual-Leone A, Lipsitz L. 2018. Transcranial direct current stimulation may improve cognitive-motor function in functionally limited older adults. *Neurorehabil Neural Repair*. 32:788–798.
- Manor B, Zhou JH, Jor'dan A, Zhang J, Fang J, Pascual-Leone A. 2016. Reduction of dual-task costs by noninvasive modulation of prefrontal activity in healthy elders. *J Cogn Neurosci*. 28:275–281.
- Martin AK, Meinzer M, Lindenberg R, Sieg MM, Nachtigall L, Flöel A. 2017. Effects of transcranial direct current stimulation on neural networks in young and older adults. *J Cogn Neurosci*. 29:1817–1828.
- Moher D, Shamseer L, Clarke M, Ghersi D, Liberati A, Petticrew M, Shekelle P, Stewart LA, Group PP. 2015. Preferred reporting items for systematic review and meta-analysis protocols (PRISMA-P) 2015 statement. *Syst Rev*. 4:1.
- Moseley AM, Herbert RD, Sherrington C, Maher CG. 2002. Evidence for physiotherapy practice: a survey of the physiotherapy evidence database (PEDro). *Aust J Physiother*. 48:43–49.
- Nitsche MA, Cohen LG, Wassermann EM, Priori A, Lang N, Antal A, Paulus W, Hummel F, Boggio PS, Fregni F, et al. 2008. Transcranial direct current stimulation: state of the art 2008. *Brain Stimul*. 1:206–223.
- Nitsche MA, Paulus W. 2000. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. *J Physiol*. 527: 633–639.
- Noll DR. 2013. Management of falls and balance disorders in the elderly. *J Am Osteopath Assoc*. 113:17–22.
- Nonnkes J, Arroggi A, Munneke MAM, van Asseldonk EHF, Nijhuis LBO, Geurts AC, Weerdesteyn V. 2014. Subcortical structures in humans can be facilitated by transcranial direct current stimulation. *PLoS One*. 9:e107731.
- Palm U, Segmiller FM, Eppe AN, Freisleder FJ, Koutsouleris N, Schulte-Körne G, Padberg F. 2016. Transcranial direct current stimulation in children and adolescents: a comprehensive review. *J Neural Transm*. 123:1219–1234.

- Poortvliet P, Hsieh B, Cresswell A, Au J, Meinzer M. 2018. Cerebellar transcranial direct current stimulation improves adaptive postural control. *Clin Neurophysiol.* 129:33–41.
- Rivera-Urbina GN, Nitsche MA, Vicario CM, Molero-Chamizo A. 2017. Applications of transcranial direct current stimulation in children and pediatrics. *Rev Neurosci.* 28:173–184.
- Rosenkranz K, Nitsche MA, Tergau F, Paulus W. 2000. Diminution of training-induced transient motor cortex plasticity by weak transcranial direct current stimulation in the human. *Neurosci Lett.* 296:61–63.
- Saeyns W, Vereeck L, Lafosse C, Truijens S, Wuyts FL, Van De Heyning P. 2015. Transcranial direct current stimulation in the recovery of postural control after stroke: a pilot study. *Disabil Rehabil.* 37:1857–1863.
- Saruco E, Di Rienzo F, Nunez-Nagy S, Rubio-Gonzalez MA, Debarnot U, Collet C, Guillot A, Saimpont A. 2018. Optimal combination of anodal transcranial direct current stimulations and motor imagery interventions. *Neural Plast.* 2018:1.
- Saruco E, Di Rienzo F, Nunez-Nagy S, Rubio-Gonzalez MA, Jackson PL, Collet C, Saimpont A, Guillot A. 2017. Anodal tDCS over the primary motor cortex improves motor imagery benefits on postural control: a pilot study. *Sci Rep.* 7:480.
- Schniepp R, Wuehr M, Schlick C, Huth S, Pradhan C, Dieterich M, Brandt T, Jahn K. 2014. Increased gait variability is associated with the history of falls in patients with cerebellar ataxia. *J Neurol.* 261:213–223.
- Scoppa F, Capra R, Gallamini M, Shiffer R. 2013. Clinical stabilometry standardization: basic definitions–acquisition interval–sampling frequency. *Gait Posture.* 37:290–292.
- Seo HG, Lee WH, Lee SH, Yi Y, Kim KD, Oh BM. 2017. Robotic-assisted gait training combined with transcranial direct current stimulation in chronic stroke patients: a pilot double-blind, randomized controlled trial. *Restor Neurol Neurosci.* 35:527–536.
- Shirota Y, Hewitt M, Paulus W. 2014. Neuroscientists do not use non-invasive brain stimulation on themselves for neural enhancement. *Brain Stimul.* 7:618–619.
- Sohn MK, Jee SJ, Kim YW. 2013. Effect of transcranial direct current stimulation on postural stability and lower extremity strength in hemiplegic stroke patients. *Ann Rehabil Med.* 37:759–765.
- Steiner KM, Enders A, Thier W, Batsikadze G, Ludolph N, Ilg W, Timmann D. 2016. Cerebellar tDCS does not improve learning in a complex whole body dynamic balance task in young healthy subjects. *PLoS One.* 11:e0163598.
- Summers JJ, Kang N, Cauraugh JH. 2016. Does transcranial direct current stimulation enhance cognitive and motor functions in the ageing brain? A systematic review and meta-analysis. *Ageing Res Rev.* 25:42–54.
- Tahtis V, Kaski D, Seemungal BM. 2014. The effect of single session bi-cepahalic transcranial direct current stimulation on gait performance in sub-acute stroke: a pilot study. *Restor Neurol Neurosci.* 32:527–532.
- Takakusaki K. 2017. Functional neuroanatomy for posture and gait control. *J Mov Disord.* 10:1–17.
- Verheyden G, Purdey J, Burnett M, Cole J, Ashburn A. 2013. Immediate effect of transcranial direct current stimulation on postural stability and functional mobility in Parkinson's disease. *Mov Disord.* 28:2040–2041.
- Xu T, Clemson L, O'Loughlin K, Lannin NA, Dean C, Koh G. 2017. Risk factors for falls in community stroke survivors: a systematic review and meta-analysis. *Arch Phys Med Rehabil.* 99:563–573.e5.
- Yavari F, Jamil A, Mosayebi Samani M, Vidor LP, Nitsche MA. 2018. Basic and functional effects of transcranial Electrical Stimulation (tES)—An introduction. *Neurosci Biobehav Rev.* 85:81–92.
- Yosephi MH, Ehsani F, Zoghi M, Jaberzadeh S. 2018. Multi-session anodal tDCS enhances the effects of postural training on balance and postural stability in older adults with high fall risk: primary motor cortex versus cerebellar stimulation. *Brain Stimul.* 11:1239–1250.
- Zandvliet SB, Meskers CGM, Kwakkel G, van Wegen E. 2018. Short-term effects of cerebellar tDCS on standing balance performance in patients with chronic stroke and healthy age-matched elderly. *Cerebellum.* 17:575–589.
- Zhou JH, Hao Y, Wang Y, Jordan A, Pascual-Leone A, Zhang J, Fang J, Manor B. 2014. Transcranial direct current stimulation reduces the cost of performing a cognitive task on gait and postural control. *Eur J Neurosci.* 39:1343–1348.
- Zhou DG, Zhou JH, Chen H, Manor B, Lin JH, Zhang J. 2015. Effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) on multiscale complexity of dual-task postural control in older adults. *Exp Brain Res.* 233:2401–2409.

XIII PRÊMIO

PROFa. ODETE DE FÁTIMA SALLAS DURIGON

PRIMEIRO LUGAR

O Curso de Fisioterapia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, concede o **Primeiro Lugar** do Prêmio PROFa. ODETE DE FÁTIMA SALLAS DURIGON, pelo Trabalho de Conclusão de Curso intitulado “Efeito da neuromodulação em córtex motor primário no controle postural de crianças com transtorno de desenvolvimento e coordenação” para a graduanda Vyvyvan Máximo Andrade e para co-orientadora Dra. Maria Clara Drummond Soares de Moura e orientadora Prof.^a Dra. Renata Hydee Hasue.

Prof. Dr. José Eduardo Pompeu
Coordenador do Curso de Fisioterapia
FMUSP

Profa. Dra. Fátima A. Caromano
Comissão Organizadora

9. REFERÊNCIAS

1. Liberman L, Ratzon N, Bart O. The profile of performance skills and emotional factors in the context of participation among young children with Developmental Coordination Disorder. *Res Dev Disabil* 2013; **34**(1): 87-94.
2. Vaivre-Douret L. Developmental coordination disorders: state of art. *Neurophysiol Clin* 2014; **44**(1): 13-23.
3. Missiuna C, Moll S, Law M, King S, King G. Mysteries and mazes: parents' experiences of children with developmental coordination disorder. *Can J Occup Ther* 2006; **73**(1): 7-17.
4. Blank R, Barnett AL, Cairney J, et al. International clinical practice recommendations on the definition, diagnosis, assessment, intervention, and psychosocial aspects of developmental coordination disorder. *Dev Med Child Neurol* 2019; **61**(3): 242-85.
5. Girish S, Raja K, Kamath A. Prevalence of developmental coordination disorder among mainstream school children in India. *J Pediatr Rehabil Med* 2016; **9**(2): 107-16.
6. Lingam R, Hunt L, Golding J, Jongmans M, Emond A. Prevalence of developmental coordination disorder using the DSM-IV at 7 years of age: a UK population-based study. *Pediatrics* 2009; **123**(4): e693-700.
7. APA APA. Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders. 5th edition ed. Arlington, VA; 2013.
8. Zwicker JG, Missiuna C, Harris SR, Boyd LA. Developmental coordination disorder: a review and update. *Eur J Paediatr Neurol* 2012; **16**(6): 573-81.
9. Wilson PH, Ruddock S, Smits-Engelsman B, Polatajko H, Blank R. Understanding performance deficits in developmental coordination disorder: a meta-analysis of recent research. *Dev Med Child Neurol* 2013; **55**(3): 217-28.
10. Magalhães LC, Cardoso AA, Missiuna C. Activities and participation in children with developmental coordination disorder: a systematic review. *Res Dev Disabil* 2011; **32**(4): 1309-16.
11. Caçola P. Physical and Mental Health of Children with Developmental Coordination Disorder. *Front Public Health* 2016; **4**: 224.
12. Blank R, Smits-Engelsman B, Polatajko H, Wilson P, Disability EAfC. European Academy for Childhood Disability (EACD): recommendations on the definition, diagnosis and intervention of developmental coordination disorder (long version). *Dev Med Child Neurol* 2012; **54**(1): 54-93.

13. Summers J, Larkin D, Dewey D. Activities of daily living in children with developmental coordination disorder: dressing, personal hygiene, and eating skills. *Hum Mov Sci* 2008; **27**(2): 215-29.
14. Zwicker JG, Harris SR, Klassen AF. Quality of life domains affected in children with developmental coordination disorder: a systematic review. *Child Care Health Dev* 2013; **39**(4): 562-80.
15. Raz-Silbiger S, Lifshitz N, Katz N, Steinhart S, Cermak SA, Weintraub N. Relationship between motor skills, participation in leisure activities and quality of life of children with Developmental Coordination Disorder: temporal aspects. *Res Dev Disabil* 2015; **38**: 171-80.
16. Datasus. DATASUS online portal. Accessed February 28, 2018 ed; 2018. p. <http://datasus.saude.gov.br/>.
17. Smits-Engelsman B, Schoemaker M, Delabastita T, Hoskens J, Geuze R. Diagnostic criteria for DCD: Past and future. *Hum Mov Sci* 2015; **42**: 293-306.
18. Schulz J, Henderson SE, Sugden DA, Barnett AL. Structural validity of the Movement ABC-2 test: factor structure comparisons across three age groups. *Res Dev Disabil* 2011; **32**(4): 1361-9.
19. Valentini NC, Ramalho MH, Oliveira MA. Movement assessment battery for children-2: translation, reliability, and validity for Brazilian children. *Res Dev Disabil* 2014; **35**(3): 733-40.
20. HENDERSON SE, SUGDEN DA, L. BA. **Movement Assessment Battery For Children** (examiner's manual). 2nd edition. ed. London:Harcourt Assessment.; 2007.
21. Wilson BN, Kaplan BJ, Crawford SG, Campbell A, Dewey D. Reliability and validity of a parent questionnaire on childhood motor skills. *Am J Occup Ther* 2000; **54**(5): 484-93.
22. Prado M, Magalhaes L, Wilson B. Cross-cultural adaptation of the Developmental Coordination Disorder Questionnaire for brazilian children. *Revista Brasileira De Fisioterapia* 2009; **13**(3): 236-43.
23. Wilson BN, Crawford SG, Green D, Roberts G, Aylott A, Kaplan BJ. Psychometric properties of the revised Developmental Coordination Disorder Questionnaire. *Phys Occup Ther Pediatr* 2009; **29**(2): 182-202.
24. Gomez A, Sirigu A. Developmental coordination disorder: core sensori-motor deficits, neurobiology and etiology. *Neuropsychologia* 2015; **79**(Pt B): 272-87.
25. Pearsall-Jones JG, Piek JP, Rigoli D, Martin NC, Levy F. An investigation into etiological pathways of DCD and ADHD using a monozygotic twin design. *Twin Res Hum Genet* 2009; **12**(4): 381-91.

26. Zhu JL, Olsen J, Olesen AW. Risk for developmental coordination disorder correlates with gestational age at birth. *Paediatr Perinat Epidemiol* 2012; **26**(6): 572-7.
27. Faebo Larsen R, Hvas Mortensen L, Martinussen T, Nybo Andersen AM. Determinants of developmental coordination disorder in 7-year-old children: a study of children in the Danish National Birth Cohort. *Dev Med Child Neurol* 2013; **55**(11): 1016-22.
28. Goulardins JB, Rigoli D, Licari M, et al. Attention deficit hyperactivity disorder and developmental coordination disorder: Two separate disorders or do they share a common etiology. *Behav Brain Res* 2015; **292**: 484-92.
29. Martin NC, Piek JP, Hay D. DCD and ADHD: a genetic study of their shared aetiology. *Hum Mov Sci* 2006; **25**(1): 110-24.
30. Flapper BC, Schoemaker MM. Developmental coordination disorder in children with specific language impairment: co-morbidity and impact on quality of life. *Res Dev Disabil* 2013; **34**(2): 756-63.
31. Kopp S, Beckung E, Gillberg C. Developmental coordination disorder and other motor control problems in girls with autism spectrum disorder and/or attention-deficit/hyperactivity disorder. *Res Dev Disabil* 2010; **31**(2): 350-61.
32. Sumner E, Leonard HC, Hill EL. Overlapping Phenotypes in Autism Spectrum Disorder and Developmental Coordination Disorder: A Cross-Syndrome Comparison of Motor and Social Skills. *J Autism Dev Disord* 2016; **46**(8): 2609-20.
33. Biotteau M, Chaix Y, Blais M, Tallet J, Péran P, Albaret JM. Neural Signature of DCD: A Critical Review of MRI Neuroimaging Studies. *Front Neurol* 2016; **7**: 227.
34. Zwicker JG, Missiuna C, Harris SR, Boyd LA. Brain activation of children with developmental coordination disorder is different than peers. *Pediatrics* 2010; **126**(3): e678-86.
35. Zwicker JG, Missiuna C, Harris SR, Boyd LA. Brain activation associated with motor skill practice in children with developmental coordination disorder: an fMRI study. *Int J Dev Neurosci* 2011; **29**(2): 145-52.
36. Debrabant J, Gheysen F, Caeyenberghs K, Van Waelvelde H, Vingerhoets G. Neural underpinnings of impaired predictive motor timing in children with Developmental Coordination Disorder. *Res Dev Disabil* 2013; **34**(5): 1478-87.
37. Debrabant J, Vingerhoets G, Van Waelvelde H, Leemans A, Taymans T, Caeyenberghs K. Brain Connectomics of Visual-Motor Deficits in Children with Developmental Coordination Disorder. *J Pediatr* 2016; **169**: 21-7.e2.
38. Querne L, Berquin P, Vernier-Hauvette MP, et al. Dysfunction of the attentional brain network in children with Developmental Coordination Disorder: a fMRI study. *Brain Res* 2008; **1244**: 89-102.

39. McLeod KR, Langevin LM, Goodyear BG, Dewey D. Functional connectivity of neural motor networks is disrupted in children with developmental coordination disorder and attention-deficit/hyperactivity disorder. *Neuroimage Clin* 2014; **4**: 566-75.
40. Kashiwagi M, Iwaki S, Narumi Y, Tamai H, Suzuki S. Parietal dysfunction in developmental coordination disorder: a functional MRI study. *Neuroreport* 2009; **20**(15): 1319-24.
41. Caeyenberghs K, Taymans T, Wilson PH, Vanderstraeten G, Hosseini H, van Waelvelde H. Neural signature of developmental coordination disorder in the structural connectome independent of comorbid autism. *Dev Sci* 2016; **19**(4): 599-612.
42. Lesný IA. Developmental dyspraxia-dysgnosia as a cause of congenital children's clumsiness. *Brain Dev* 1980; **2**(1): 69-71.
43. Cantin N, Polatajko HJ, Thach WT, Jaglal S. Developmental coordination disorder: exploration of a cerebellar hypothesis. *Hum Mov Sci* 2007; **26**(3): 491-509.
44. Lundy-Ekman L, Ivry R, Keele S, Woollacott M. Timing and force control deficits in clumsy children. *J Cogn Neurosci* 1991; **3**(4): 367-76.
45. Kagerer FA, Contreras-Vidal JL, Bo J, Clark JE. Abrupt, but not gradual visuomotor distortion facilitates adaptation in children with developmental coordination disorder. *Hum Mov Sci* 2006; **25**(4-5): 622-33.
46. Schott N, El-Rajab I, Klotzbier T. Cognitive-motor interference during fine and gross motor tasks in children with Developmental Coordination Disorder (DCD). *Res Dev Disabil* 2016; **57**: 136-48.
47. Nicolson R, Fawcett A, Dean P. Developmental dyslexia: the cerebellar deficit hypothesis. *Trends in Neurosciences* 2001; **24**(9): 508-11.
48. Adams IL, Lust JM, Wilson PH, Steenbergen B. Compromised motor control in children with DCD: a deficit in the internal model?—A systematic review. *Neurosci Biobehav Rev* 2014; **47**: 225-44.
49. Wilson PH, Maruff P, McKenzie BE. Covert orienting of visuospatial attention in children with developmental coordination disorder. *Dev Med Child Neurol* 1997; **39**(11): 736-45.
50. Maruff P, Wilson P, Trebilcock M, Currie J. Abnormalities of imaged motor sequences in children with developmental coordination disorder. *Neuropsychologia* 1999; **37**(11): 1317-24.
51. Wilson PH, Maruff P, Ives S, Currie J. Abnormalities of motor and praxis imagery in children with DCD. *Hum Mov Sci* 2001; **20**(1-2): 135-59.

52. Rahimi-Golkhandan S, Steenbergen B, Piek JP, Wilson PH. Deficits of hot executive function in developmental coordination disorder: sensitivity to positive social cues. *Hum Mov Sci* 2014; **38**: 209-24.
53. Fuelscher I, Caeyenberghs K, Enticott PG, Williams J, Lum J, Hyde C. Differential activation of brain areas in children with developmental coordination disorder during tasks of manual dexterity: An ALE meta-analysis. *Neurosci Biobehav Rev* 2018; **86**: 77-84.
54. Reynolds JE, Thornton AL, Elliott C, Williams J, Lay BS, Licari MK. A systematic review of mirror neuron system function in developmental coordination disorder: Imitation, motor imagery, and neuroimaging evidence. *Res Dev Disabil* 2015; **47**: 234-83.
55. Reynolds JE, Billington J, Kerrigan S, et al. Mirror neuron system activation in children with developmental coordination disorder: A replication functional MRI study. *Res Dev Disabil* 2019; **84**: 16-27.
56. Rahimi-Golkhandan S, Steenbergen B, Piek JP, Caeyenberghs K, Wilson PH. Revealing hot executive function in children with motor coordination problems: What's the go? *Brain Cogn* 2016; **106**: 55-64.
57. Hyde C, Fuelscher I, Buckthorpe K, Enticott PG, Gitay MA, Williams J. Motor imagery is less efficient in adults with probable developmental coordination disorder: evidence from the hand rotation task. *Res Dev Disabil* 2014; **35**(11): 3062-70.
58. Bo J, Lee CM. Motor skill learning in children with Developmental Coordination Disorder. *Res Dev Disabil* 2013; **34**(6): 2047-55.
59. Biotteau M, Chaix Y, Albaret JM. Procedural learning and automatization process in children with developmental coordination disorder and/or developmental dyslexia. *Hum Mov Sci* 2015; **43**: 78-89.
60. Biotteau M, Péran P, Vayssière N, Tallet J, Albaret JM, Chaix Y. Neural changes associated to procedural learning and automatization process in Developmental Coordination Disorder and/or Developmental Dyslexia. *Eur J Paediatr Neurol* 2017; **21**(2): 286-99.
61. Gheysen F, Van Waelvelde H, Fias W. Impaired visuo-motor sequence learning in Developmental Coordination Disorder. *Res Dev Disabil* 2011; **32**(2): 749-56.
62. Wilson P, Maruff P, Lum J. Procedural learning in children with developmental coordination disorder. *Human Movement Science* 2003; **22**(4-5): 515-26.
63. Lejeune C, Catale C, Willems S, Meulemans T. Intact procedural motor sequence learning in developmental coordination disorder. *Res Dev Disabil* 2013; **34**(6): 1974-81.
64. de Castelnau P, Albaret JM, Chaix Y, Zanone PG. A study of EEG coherence in DCD children during motor synchronization task. *Hum Mov Sci* 2008; **27**(2): 230-41.

65. Albaret JM, Chaix Y. Neurobiological bases and neurophysiological correlates of developmental coordination disorders. *Neurophysiologie Clinique-Clinical Neurophysiology* 2012; **42**(1-2): 11-7.
66. Mackenzie SJ, Getchell N, Deutsch K, Wilms-Floet A, Clark JE, Whittall J. Multi-limb coordination and rhythmic variability under varying sensory availability conditions in children with DCD. *Hum Mov Sci* 2008; **27**(2): 256-69.
67. Kane K, Barden J. Contributions of trunk muscles to anticipatory postural control in children with and without developmental coordination disorder. *Hum Mov Sci* 2012; **31**(3): 707-20.
68. McLeod KR, Langevin LM, Dewey D, Goodyear BG. Atypical within- and between-hemisphere motor network functional connections in children with developmental coordination disorder and attention-deficit/hyperactivity disorder. *Neuroimage Clin* 2016; **12**: 157-64.
69. Langevin LM, MacMaster FP, Dewey D. Distinct patterns of cortical thinning in concurrent motor and attention disorders. *Dev Med Child Neurol* 2015; **57**(3): 257-64.
70. Chen FC, Tsai CL. Light finger contact concurrently reduces postural sway and enhances signal detection performance in children with developmental coordination disorder. *Gait Posture* 2016; **45**: 193-7.
71. Tsai CL, Wu SK, Huang CH. Static balance in children with developmental coordination disorder. *Human Movement Science* 2008; **27**(1): 142-53.
72. Dewar R, Claus AP, Tucker K, Johnston LM. Perspectives on Postural Control Dysfunction to Inform Future Research: A Delphi Study for Children With Cerebral Palsy. *Arch Phys Med Rehabil* 2017; **98**(3): 463-79.
73. Takakusaki K. Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. *J Mov Disord* 2017; **10**(1): 1-17.
74. Ioffe ME, Chernikova LA, Ustinova KI. Role of cerebellum in learning postural tasks. *Cerebellum* 2007; **6**(1): 87-94.
75. Gramsbergen A. Postural control in man: the phylogenetic perspective. *Neural Plast* 2005; **12**(2-3): 77-88; discussion 263-72.
76. Chong RJ, Hsu YW, Chen YJ, Chen JY. Standing balance of children with developmental coordination disorder under altered sensory conditions. *Human Movement Science* 2007; **26**(6): 913-26.
77. Laufer Y, Ashkenazi T, Josman N. The effects of a concurrent cognitive task on the postural control of young children with and without developmental coordination disorder. *Gait Posture* 2008; **27**(2): 347-51.

78. Tsai CL, Wang CH, Tseng YT. Effects of exercise intervention on event-related potential and task performance indices of attention networks in children with developmental coordination disorder. *Brain Cogn* 2012; **79**(1): 12-22.
79. Deconinck FJ, Savelsbergh GJ, De Clercq D, Lenoir M. Balance problems during obstacle crossing in children with Developmental Coordination Disorder. *Gait Posture* 2010; **32**(3): 327-31.
80. Geuze RH. Static balance and developmental coordination disorder. *Hum Mov Sci* 2003; **22**(4-5): 527-48.
81. Fong SSM, Tsang WWN, Ng GYF. Altered postural control strategies and sensory organization in children with developmental coordination disorder. *Human Movement Science* 2012; **31**(5): 1317-27.
82. Deconinck FJ, De Clercq D, Van Coster R, et al. Sensory contributions to balance in boys with developmental coordination disorder. *Adapt Phys Activ Q* 2008; **25**(1): 17-35.
83. Deconinck FJA, De Clercq D, Cambier D, Savelsbergh GJP, Lenoir M. Sensory contributions to postural control in children with DCD. *Journal of Sport & Exercise Psychology* 2006; **28**: S15-S.
84. Jover M, Schmitz C, Centelles L, Chabrol B, Assaiante C. Anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task in children with developmental coordination disorder. *Dev Med Child Neurol* 2010; **52**(9): 850-5.
85. Grove CR, Lazarus JA. Impaired re-weighting of sensory feedback for maintenance of postural control in children with developmental coordination disorder. *Hum Mov Sci* 2007; **26**(3): 457-76.
86. Speedtsberg MB, Christensen SB, Andersen KK, Bencke J, Jensen BR, Curtis DJ. Impaired postural control in children with developmental coordination disorder is related to less efficient central as well as peripheral control. *Gait Posture* 2017; **51**: 1-6.
87. Słomka K, Juras G, Sobota G, Bacik B. The reliability of a rambling-trembling analysis of center of pressure measures. *Gait Posture* 2013; **37**(2): 210-3.
88. Geuze RH. Postural control in children with developmental coordination disorder. *Neural Plast* 2005; **12**(2-3): 183-96; discussion 263-72.
89. Geuze RH. Anticipatory postural adjustments in children with developmental coordination disorder. *Dev Med Child Neurol* 2010; **52**(9): 789.
90. Johnston LM, Burns YR, Brauer SG, Richardson CA. Differences in postural control and movement performance during goal directed reaching in children with developmental coordination disorder. *Hum Mov Sci* 2002; **21**(5-6): 583-601.

91. Fong SSM, Lee VYL, Pang MYC. Sensory organization of balance control in children with developmental coordination disorder. *Research in Developmental Disabilities* 2011; **32**(6): 2376-82.
92. Nitsche MA, Cohen LG, Wassermann EM, et al. Transcranial direct current stimulation: State of the art 2008. *Brain Stimul* 2008; **1**(3): 206-23.
93. Stagg CJ, Nitsche MA. Physiological basis of transcranial direct current stimulation. *Neuroscientist* 2011; **17**(1): 37-53.
94. Rubio-Morell B, Rotenberg A, Hernandez-Exposito S, Pascual-Leone A. The use of noninvasive brain stimulation in childhood psychiatric disorders: new diagnostic and therapeutic opportunities and challenges. *Revista De Neurologia* 2011; **53**(4): 209-25.
95. Mattai A, Miller R, Weisinger B, et al. Tolerability of transcranial direct current stimulation in childhood-onset schizophrenia. *Brain Stimulation* 2011; **4**(4): 275-80.
96. Varga ET, Terney D, Atkins MD, et al. Transcranial direct current stimulation in refractory continuous spikes and waves during slow sleep: A controlled study. *Epilepsy Research* 2011; **97**(1-2): 142-5.
97. Auvichayapat N, Rotenberg A, Gersner R, et al. Transcranial direct current stimulation for treatment of refractory childhood focal epilepsy. *Brain Stimulation* 2013.
98. Andrade AC, Magnavita GM, Allegro JV, Neto CE, Lucena ReC, Fregni F. Feasibility of transcranial direct current stimulation use in children aged 5 to 12 years. *J Child Neurol* 2014; **29**(10): 1360-5.
99. Minhas P, Bikson M, Woods AJ, Rosen AR, Kessler SK. Transcranial direct current stimulation in pediatric brain: A computational modeling study. 2012; 2012. p. 859-62.
100. Fiocchi S, Ravazzani P, Priori A, Parazzini M. Cerebellar and Spinal Direct Current Stimulation in Children: Computational Modeling of the Induced Electric Field. *Front Hum Neurosci* 2016; **10**: 522.
101. Saleem GT, Crasta JE, Slomine BS, Cantarero GL, Suskauer SJ. Transcranial Direct Current Stimulation in Pediatric Motor Disorders: A Systematic Review and Meta-analysis. *Arch Phys Med Rehabil* 2019; **100**(4): 724-38.
102. Palm U, Segmiller FM, Eppler AN, et al. Transcranial direct current stimulation in children and adolescents: a comprehensive review. *J Neural Transm (Vienna)* 2016; **123**(10): 1219-34.
103. Hameed MQ, Dhamne SC, Gersner R, et al. Transcranial Magnetic and Direct Current Stimulation in Children. *Curr Neurol Neurosci Rep* 2017; **17**(2): 11.
104. Rivera-Urbina GN, Nitsche MA, Vicario CM, Molero-Chamizo A. Applications of transcranial direct current stimulation in children and pediatrics. *Rev Neurosci* 2017; **28**(2): 173-84.

105. Doruk Camsari D, Kirkovski M, Croarkin PE. Therapeutic Applications of Noninvasive Neuromodulation in Children and Adolescents. *Psychiatr Clin North Am* 2018; **41**(3): 465-77.
106. Amatachaya A, Auvichayapat N, Patjanasoonporn N, et al. Effect of anodal transcranial direct current stimulation on autism: a randomized double-blind crossover trial. *Behav Neurol* 2014; **2014**: 173073.
107. Osório AAC, Brunoni AR. Transcranial direct current stimulation in children with autism spectrum disorder: a systematic scoping review. *Dev Med Child Neurol* 2019; **61**(3): 298-304.
108. Brandejsky L, Franchi JAM, Lopez R, et al. Noninvasive cerebral stimulation for treatment of ADHD: A review of the literature. *Encephale-Revue De Psychiatrie Clinique Biologique Et Therapeutique* 2017; **43**(5): 457-63.
109. Salehinejad MA, Wischniewski M, Nejati V, Vicario CM, Nitsche MA. Transcranial direct current stimulation in attention-deficit hyperactivity disorder: A meta-analysis of neuropsychological deficits. *PLoS One* 2019; **14**(4): e0215095.
110. Yang D, Du Q, Huang Z, et al. Transcranial Direct Current Stimulation for Patients With Pharmacoresistant Epileptic Spasms: A Pilot Study. *Front Neurol* 2019; **10**: 50.
111. Elbanna ST, Elshennawy S, Ayad MN. Noninvasive Brain Stimulation for Rehabilitation of Pediatric Motor Disorders Following Brain Injury: Systematic Review of Randomized Controlled Trials. *Arch Phys Med Rehabil* 2019.
112. Fleming MK, Theologis T, Buckingham R, Johansen-Berg H. Transcranial direct current stimulation for promoting motor function in cerebral palsy: a review. *J Neuroeng Rehabil* 2018; **15**(1): 121.
113. de Moura MCDS, Hazime FA, Marotti Aparicio LV, Grecco LAC, Brunoni AR, Hasue RH. Effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) on balance improvement: a systematic review and meta-analysis. *Somatosens Mot Res* 2019; **36**(2): 122-35.
114. Duarte NDC, Grecco LAC, Galli M, Fregni F, Oliveira CS. Effect of Transcranial Direct-Current Stimulation Combined with Treadmill Training on Balance and Functional Performance in Children with Cerebral Palsy: A Double-Blind Randomized Controlled Trial. *Plos One* 2014; **9**(8).
115. Grecco LAC, Duarte NAC, Zanon N, Galli M, Fregni F, Oliveira CS. Effect of a single session of transcranial direct-current stimulation on balance and spatiotemporal gait variables in children with cerebral palsy: A randomized sham-controlled study. *Brazilian Journal of Physical Therapy* 2014; **18**(5): 419-27.
116. Lazzari RD, Politti F, Santos CA, et al. Effect of a single session of transcranial direct-current stimulation combined with virtual reality training on the balance of children with cerebral palsy: a randomized, controlled, double-blind trial. *Journal of Physical Therapy Science* 2015; **27**(3): 763-8.

117. Lazzari RD, Politti F, Belina SF, et al. Effect of Transcranial Direct Current Stimulation Combined With Virtual Reality Training on Balance in Children With Cerebral Palsy: A Randomized, Controlled, Double-Blind, Clinical Trial. *Journal of Motor Behavior* 2017; **49**(3): 329-36.
118. Grecco LAC, Duarte NDC, Mendonca ME, Galli M, Fregni F, Oliveira CS. Effects of anodal transcranial direct current stimulation combined with virtual reality for improving gait in children with spastic diparetic cerebral palsy: a pilot, randomized, controlled, double-blind, clinical trial. *Clinical Rehabilitation* 2015; **29**(12): 1212-23.
119. Grecco LAC, Mendonca ME, Duarte NAC, Zanon N, Fregni F, Oliveira CS. Transcranial Direct Current Stimulation Combined with Treadmill Gait Training in Delayed Neuro-psychomotor Development. *Journal of Physical Therapy Science* 2014; **26**(6): 945-50.
120. Barretto TL, Bandeira ID, Jagersbacher JG, et al. Transcranial direct current stimulation in the treatment of cerebellar ataxia: A two-phase, double-blind, auto-matched, pilot study. *Clin Neurol Neurosurg* 2019; **182**: 123-9.
121. Grecco LAC, Oliveira CS, Duarte NDC, Lima V, Zanon N, Fregni F. Cerebellar transcranial direct current stimulation in children with ataxic cerebral palsy: A sham-controlled, crossover, pilot study. *Developmental Neurorehabilitation* 2017; **20**(3): 142-8.
122. Ferrucci R, Priori A. Transcranial cerebellar direct current stimulation (tcdcs): Motor control, cognition, learning and emotions. *NeuroImage* 2013: No Pagination Specified.
123. Grimaldi G, Argyropoulos GP, Boehringer A, et al. Non-invasive Cerebellar Stimulation-a Consensus Paper. *Cerebellum* 2014; **13**(1): 121-38.
124. Galea JM, Jayaram G, Ajagbe L, Celnik P. Modulation of cerebellar excitability by polarity-specific noninvasive direct current stimulation. *J Neurosci* 2009; **29**(28): 9115-22.
125. Benussi A, Koch G, Cotelli M, Padovani A, Borroni B. Cerebellar transcranial direct current stimulation in patients with ataxia: A double-blind, randomized, sham-controlled study. *Mov Disord* 2015; **30**(12): 1701-5.
126. Benussi A, Dell'Era V, Cotelli MS, et al. Long term clinical and neurophysiological effects of cerebellar transcranial direct current stimulation in patients with neurodegenerative ataxia. *Brain Stimul* 2017; **10**(2): 242-50.
127. Mariën P, Wackenier P, De Surgeloose D, De Deyn PP, Verhoeven J. Developmental coordination disorder: disruption of the cerebello-cerebral network evidenced by SPECT. *Cerebellum* 2010; **9**(3): 405-10.
128. Mariën P, de Smet E, de Smet HJ, Wackenier P, Dobbeleir A, Verhoeven J. "Apraxic dysgraphia" in a 15-year-old left-handed patient: disruption of the cerebello-cerebral network involved in the planning and execution of graphomotor movements. *Cerebellum* 2013; **12**(1): 131-9.

129. Grimaldi G, Manto M. Anodal Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS) Decreases the Amplitudes of Long-Latency Stretch Reflexes in Cerebellar Ataxia. *Annals of Biomedical Engineering* 2013; **41**(11): 2437-47.
130. Inukai Y, Saito K, Sasaki R, Kotan S, Nakagawa M, Onishi H. Influence of Transcranial Direct Current Stimulation to the Cerebellum on Standing Posture Control. *Frontiers in Human Neuroscience* 2016; **10**.
131. Poortvliet P, Hsieh B, Cresswell A, Au J, Meinzer M. Cerebellar transcranial direct current stimulation improves adaptive postural control. *Clinical Neurophysiology* 2018; **129**(1): 33-41.
132. Ehsani F, Samaei A, Zoghi M, Hedayati R, Jaberzadeh S. The effects of cerebellar transcranial direct current stimulation on static and dynamic postural stability in older individuals: a randomized double-blind sham-controlled study. *European Journal of Neuroscience* 2017; **46**(12): 2875-84.
133. Yosephi MH, Ehsani F, Zoghi M, Jaberzadeh S. Multi-session anodal tDCS enhances the effects of postural training on balance and postural stability in older adults with high fall risk: Primary motor cortex versus cerebellar stimulation. *Brain Stimul* 2018; **11**(6): 1239-50.
134. Craig CE, Doumas M. Anodal Transcranial Direct Current Stimulation Shows Minimal, Measure-Specific Effects on Dynamic Postural Control in Young and Older Adults: A Double Blind, Sham-Controlled Study. *Plos One* 2017; **12**(1).
135. Foerster A, Melo L, Mello M, et al. Cerebellar Transcranial Direct Current Stimulation (ctDCS) Impairs Balance Control in Healthy Individuals. *Cerebellum* 2017; **16**(4): 872-5.
136. Steiner KM, Enders A, Thier W, et al. Cerebellar tDCS Does Not Improve Learning in a Complex Whole Body Dynamic Balance Task in Young Healthy Subjects. *Plos One* 2016; **11**(9).
137. Zandvliet SB, Meskers CGM, Kwakkel G, van Wegen EEH. Short-Term Effects of Cerebellar tDCS on Standing Balance Performance in Patients with Chronic Stroke and Healthy Age-Matched Elderly. *Cerebellum* 2018; **17**(5): 575-89.
138. Grecco LAC, Tomita SM, Christovao TCL, Pasini H, Sampaio LMM, Oliveira CS. Effect of treadmill gait training on static and functional balance in children with cerebral palsy: a randomized controlled trial. *Revista Brasileira De Fisioterapia* 2013; **17**(1): 17-23.
139. Grecco LAC, Duarte NDC, Mendonca ME, et al. Transcranial direct current stimulation during treadmill training in children with cerebral palsy: A randomized controlled double-blind clinical trial. *Research in Developmental Disabilities* 2014; **35**(11): 2840-8.
140. Ciechanski P, Kirton A. Transcranial Direct-Current Stimulation Can Enhance Motor Learning in Children. *Cereb Cortex* 2017; **27**(5): 2758-67.

141. Cole L, Dukelow SP, Giuffre A, Nettel-Aguirre A, Metzler MJ, Kirton A. Sensorimotor Robotic Measures of tDCS- and HD-tDCS-Enhanced Motor Learning in Children. *Neural Plast* 2018; **2018**: 5317405.
142. Kessler SK, Minhas P, Woods AJ, Rosen A, Gorman C, Bikson M. Dosage considerations for transcranial direct current stimulation in children: a computational modeling study. *PLoS One* 2013; **8**(9): e76112.
143. Roche N, Geiger M, Bussel B. Mechanisms underlying transcranial direct current stimulation in rehabilitation. *Ann Phys Rehabil Med* 2015; **58**(4): 214-9.
144. Prado MS. TRADUÇÃO E ADAPTAÇÃO CULTURAL DO DEVELOPMENTAL COORDINATION DISORDER QUESTIONNAIRE (DCDQ) UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS; 2007.
145. Ferreira L, Gabbard C, Vieira J, et al. RECONSIDERING THE USE OF CUT-OFF SCORES: DCDQ - BRAZIL. *Revista Brasileira De Medicina Do Esporte* 2019; **25**(4): 344-8.
146. Duarte M, Freitas SM. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Rev Bras Fisioter* 2010; **14**(3): 183-92.
147. Di Fabio RP, Foudriat BA. Responsiveness and reliability of a pediatric strategy score for balance. *Physiother Res Int* 1996; **1**(3): 180-94.
148. Fong SS, Lee VY, Pang MY. Sensory organization of balance control in children with developmental coordination disorder. *Res Dev Disabil* 2011; **32**(6): 2376-82.
149. Chothia M, Doeltgen S, Bradnam LV. Anodal Cerebellar Direct Current Stimulation Reduces Facilitation of Propriospinal Neurons in Healthy Humans. *Brain Stimul* 2016; **9**(3): 364-71.
150. Hendy AM, Tillman A, Rantalainen T, et al. Concurrent transcranial direct current stimulation and progressive resistance training in Parkinson's disease: study protocol for a randomised controlled trial. *Trials* 2016; **17**(1): 326.
151. Homan RW, Herman J, Purdy P. Cerebral location of international 10-20 system electrode placement. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1987; **66**(4): 376-82.
152. Steinmetz H, Fürst G, Meyer BU. Craniocerebral topography within the international 10-20 system. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1989; **72**(6): 499-506.
153. Kaski D, Quadir S, Patel M, Yousif N, Bronstein AM. Enhanced locomotor adaptation aftereffect in the "broken escalator" phenomenon using anodal tDCS. *J Neurophysiol* 2012; **107**(9): 2493-505.
154. Kaski D, Dominguez RO, Allum JH, Bronstein AM. Improving gait and balance in patients with leukoaraiosis using transcranial direct current stimulation and physical training: an exploratory study. *Neurorehabil Neural Repair* 2013; **27**(9): 864-71.

155. UGAWA Y, UESAKA Y, TERAOKA Y, HANAJIMA R, KANAZAWA I. MAGNETIC STIMULATION OVER THE CEREBELLUM IN HUMANS. *Annals of Neurology* 1995; **37**(6): 703-13.
156. Celnik P. Understanding and modulating motor learning with cerebellar stimulation. *Cerebellum* 2015; **14**(2): 171-4.
157. Grimaldi G, Argyropoulos GP, Bastian A, et al. Cerebellar Transcranial Direct Current Stimulation (ctDCS): A Novel Approach to Understanding Cerebellar Function in Health and Disease. *Neuroscientist* 2016; **22**(1): 83-97.
158. Foerster Á, Rocha S, Wiesiolek C, et al. Site-specific effects of mental practice combined with transcranial direct current stimulation on motor learning. *European Journal of Neuroscience* 2013; **37**(5): 786-94.
159. Zwicker JG, Missiuna C, Harris SR, Boyd LA. Developmental coordination disorder: a pilot diffusion tensor imaging study. *Pediatr Neurol* 2012; **46**(3): 162-7.
160. Barnea-Goraly N, Lotspeich LJ, Reiss AL. Similar white matter aberrations in children with autism and their unaffected siblings: a diffusion tensor imaging study using tract-based spatial statistics. *Arch Gen Psychiatry* 2010; **67**(10): 1052-60.
161. Rollins NK, Vachha B, Srinivasan P, et al. Simple developmental dyslexia in children: alterations in diffusion-tensor metrics of white matter tracts at 3 T. *Radiology* 2009; **251**(3): 882-91.
162. Finisguerra A, Borgatti R, Urgesi C. Non-invasive Brain Stimulation for the Rehabilitation of Children and Adolescents With Neurodevelopmental Disorders: A Systematic Review. *Front Psychol* 2019; **10**: 135.
163. Licari MK, Billington J, Reid SL, et al. Cortical functioning in children with developmental coordination disorder: a motor overflow study. *Exp Brain Res* 2015; **233**(6): 1703-10.
164. Slobounov S, Hallett M, Stanhope S, Shibasaki H. Role of cerebral cortex in human postural control: an EEG study. *Clin Neurophysiol* 2005; **116**(2): 315-23.
165. Sohn MK, Jee SJ, Kim YW. Effect of transcranial direct current stimulation on postural stability and lower extremity strength in hemiplegic stroke patients. *Ann Rehabil Med* 2013; **37**(6): 759-65.
166. Tahtis V, Kaski D, Seemungal BM. The effect of single session bi-cephalic transcranial direct current stimulation on gait performance in sub-acute stroke: A pilot study. *Restor Neurol Neurosci* 2014; **32**(4): 527-32.
167. Saeys W, Vereeck L, Lafosse C, Truijen S, Wuyts FL, Van De Heyning P. Transcranial direct current stimulation in the recovery of postural control after stroke: a pilot study. *Disability and Rehabilitation* 2015; **37**(20): 1857-63.

168. Dutta A, Chugh S, Banerjee A. Point-of-care-testing of standing posture with Wii balance board and microsoft kinect during transcranial direct current stimulation: A feasibility study. *Neurorehabilitation* 2014; **34**(4): 789-98.
169. Kaminski E, Steele CJ, Hoff M, et al. Transcranial direct current stimulation (tDCS) over primary motor cortex leg area promotes dynamic balance task performance. *Clinical Neurophysiology* 2016; **127**(6): 2455-62.
170. Saruco E, Di Rienzo F, Nunez-Nagy S, et al. Anodal tDCS over the primary motor cortex improves motor imagery benefits on postural control: A pilot study. *Scientific Reports* 2017; **7**.
171. Nonnekens J, Arroggi A, Munneke MAM, et al. Subcortical Structures in Humans Can Be Facilitated by Transcranial Direct Current Stimulation. *Plos One* 2014; **9**(9).
172. Moliadze V, Schmanke T, Andreas S, Lyzhko E, Freitag CM, Siniatchkin M. Stimulation intensities of transcranial direct current stimulation have to be adjusted in children and adolescents. *Clin Neurophysiol* 2015; **126**(7): 1392-9.
173. Moliadze V, Lyzhko E, Schmanke T, Andreas S, Freitag CM, Siniatchkin M. 1 mA cathodal tDCS shows excitatory effects in children and adolescents: Insights from TMS evoked N100 potential. *Brain Res Bull* 2018; **140**: 43-51.
174. Hébert-Losier K, Murray L. Reliability of centre of pressure, plantar pressure, and plantar-flexion isometric strength measures: A systematic review. *Gait Posture* 2020; **75**: 46-62.
175. Prieto T, Myklebust J, Hoffmann R, Lovett E, Myklebust B. Measures of postural steadiness: Differences between healthy young and elderly adults. *Ieee Transactions on Biomedical Engineering* 1996; **43**(9): 956-66.
176. Roman-Liu D. Age-related changes in the range and velocity of postural sway. *Arch Gerontol Geriatr* 2018; **77**: 68-80.
177. Batsikadze G, Rezaee Z, Chang DI, et al. Effects of cerebellar transcranial direct current stimulation on cerebellar-brain inhibition in humans: A systematic evaluation. *Brain Stimul* 2019; **12**(5): 1177-86.
178. Kaminski E, Hoff M, Rjosk V, et al. Anodal Transcranial Direct Current Stimulation Does Not Facilitate Dynamic Balance Task Learning in Healthy Old Adults. *Frontiers in Human Neuroscience* 2017; **11**.
179. Verheyden G, Purdey J, Burnett M, Cole J, Ashburn A. Immediate Effect of Transcranial Direct Current Stimulation on Postural Stability and Functional Mobility in Parkinson's Disease. *Movement Disorders* 2013; **28**(14): 2040-1.
180. Kaski D, Dominguez RO, Allum JH, Islam AF, Bronstein AM. Combining physical training with transcranial direct current stimulation to improve gait in Parkinson's disease: a pilot randomized controlled study. *Clin Rehabil* 2014; **28**(11): 1115-24.

181. Molero-Chamizo A, Alameda Bailén JR, Garrido Béjar T, et al. Poststimulation time interval-dependent effects of motor cortex anodal tDCS on reaction-time task performance. *Cogn Affect Behav Neurosci* 2018; **18**(1): 167-75.
182. Jalali R, Chowdhury A, Wilson M, Miall RC, Galea JM. Neural changes associated with cerebellar tDCS studied using MR spectroscopy. *Exp Brain Res* 2018; **236**(4): 997-1006.
183. Wiethoff S, Hamada M, Rothwell JC. Variability in response to transcranial direct current stimulation of the motor cortex. *Brain Stimul* 2014; **7**(3): 468-75.
184. Priori A, Hallett M, Rothwell JC. Repetitive transcranial magnetic stimulation or transcranial direct current stimulation? *Brain Stimul* 2009; **2**(4): 241-5.
185. Lefaucheur JP, Antal A, Ayache SS, et al. Evidence-based guidelines on the therapeutic use of transcranial direct current stimulation (tDCS). *Clin Neurophysiol* 2017; **128**(1): 56-92.
186. Van Waelvelde H, De Weerd W, De Cock P, Janssens L, Feys H, Smits Engelsman BC. Parameterization of movement execution in children with developmental coordination disorder. *Brain Cogn* 2006; **60**(1): 20-31.
187. Kane K, Barden J. Frequency of anticipatory trunk muscle onsets in children with and without developmental coordination disorder. *Phys Occup Ther Pediatr* 2014; **34**(1): 75-89.
188. Foerster Á, Dutta A, Kuo MF, Paulus W, Nitsche MA. Effects of anodal transcranial direct current stimulation over lower limb primary motor cortex on motor learning in healthy individuals. *Eur J Neurosci* 2018; **47**(7): 779-89.
189. Bastani A, Jaberzadeh S. A-tDCS differential modulation of corticospinal excitability: The effects of electrode size. *Brain Stimulation* 2013: No Pagination Specified.
190. Villalta Santos L, Benite Palma Lopes J, Almeida Carvalho Duarte N, Galli M, Collange Grecco LA, Santos Oliveira C. Effect of Anodic tDCS Over Motor Cortex Versus Cerebellum in Cerebral Palsy: A Study Protocol. *Pediatr Phys Ther* 2019; **31**(3): 301-5.
191. Chiou SY, Wang RY, Liao KK, Yang YR. Homologous muscle contraction during unilateral movement does not show a dominant effect on leg representation of the ipsilateral primary motor cortex. *PLoS One* 2013; **8**(8): e72231.
192. Ferrucci R, Brunoni AR, Parazzini M, et al. Modulating human procedural learning by cerebellar transcranial direct current stimulation. *Cerebellum* 2013; **12**(4): 485-92.
193. Ferrucci R, Priori A. Transcranial cerebellar direct current stimulation (tcDCS): motor control, cognition, learning and emotions. *Neuroimage* 2014; **85 Pt 3**: 918-23.
194. Ferrucci R, Cortese F, Priori A. Cerebellar tDCS: how to do it. *Cerebellum* 2015; **14**(1): 27-30.

195. van Dun K, Bodranghien FC, Mariën P, Manto MU. tDCS of the Cerebellum: Where Do We Stand in 2016? Technical Issues and Critical Review of the Literature. *Front Hum Neurosci* 2016; **10**: 199.
196. Moliadze V, Andreas S, Lyzhko E, et al. Ten minutes of 1 mA transcranial direct current stimulation was well tolerated by children and adolescents: Self-reports and resting state EEG analysis. *Brain Res Bull* 2015; **119**(Pt A): 25-33.
197. Hamilton A, Wakely L, Marquez J. Transcranial Direct-Current Stimulation on Motor Function in Pediatric Cerebral Palsy: A Systematic Review. *Pediatr Phys Ther* 2018; **30**(4): 291-301.
198. Lee JC, Kenney-Jung DL, Blacker CJ, Doruk Camsari D, Lewis CP. Transcranial Direct Current Stimulation in Child and Adolescent Psychiatric Disorders. *Child Adolesc Psychiatr Clin N Am* 2019; **28**(1): 61-78.