

UNIVERSIDADE EVANGÉLICA DE GOIÁS - UniEVANGÉLICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU EM MOVIMENTO HUMANO E
REABILITAÇÃO (PPGMHR)

ROBERTA CARNEIRO DE TOLEDO

**EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE
CONTÍNUA ASSOCIADA AOS EXERCÍCIOS PROPRIOCEPTIVOS EM
CRIANÇAS E ADOLESCENTES COM DEFICIÊNCIA VISUAL: ESTUDO CLÍNICO
RANDOMIZADO.**

ANÁPOLIS - GO

2025

Roberta Carneiro De Toledo

**EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE
CONTÍNUA ASSOCIADA AOS EXERCÍCIOS PROPRIOCEPTIVOS EM
CRIANÇAS E ADOLESCENTES COM DEFICIÊNCIA VISUAL: ESTUDO CLÍNICO
RANDOMIZADO.**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-
Graduação Stricto Sensu em Movimento Humano e
Reabilitação (PPGMHR).

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Cláudia Santos Oliveira

Coorientador: Prof. Dr. Rodolfo Borges Parreira

ANÁPOLIS-GO

2025

Roberta Carneiro De Toledo

**EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE
CONTÍNUA ASSOCIADA AOS EXERCÍCIOS PROPRIOCEPTIVOS EM
CRIANÇAS E ADOLESCENTES COM DEFICIÊNCIA VISUAL: ESTUDO CLÍNICO
RANDOMIZADO.**

Tese apresentado ao Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Movimento Humano e Reabilitação (PPGMHR) da Universidade Evangélica de Goiás - UniEVANGÉLICA, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor^a em Movimento Humano e Reabilitação.

Aprovado em: ____/____/____

BANCA EXAMINADORA:

Prof.^a Dra. Cláudia Santos Oliveira (Orientadora)
Universidade Evangélica de Anápolis - UniEVANGÉLICA

Prof. Dr. Luiz Alfredo Braun Ferreira
Universidade Estadual do Centro Oeste - UNICENTRO

Prof. Dr. Ivo Ilvan Kerppers
Universidade Estadual do Centro Oeste – UNICENTRO

Prof. Dr. Iransé Oliveira Silva
Universidade Evangélica de Anápolis - UniEVANGÉLICA

ANÁPOLIS – GO

2025

T649

Toledo, Roberta Carneiro de.

Efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua associada aos exercícios proprioceptivos em crianças e adolescentes com deficiência visual: estudo clínico randomizado / Roberta Carneiro de Toledo - Anápolis: Universidade Evangélica de Goiás, 2025.

215 p.; il.

Orientadora: Profa. Dra. Cláudia Santos Oliveira.

Coorientador: Prof. Dr. Rodolfo Borges Parreira.

Dissertação (Mestrado) – Programa de pós-graduação em Movimento Humano e Reabilitação – Universidade Evangélica de Goiás, 2025.

1. Transtornos da visão 2. Marcha 3. Equilíbrio postural
5. Estimulação transcraniana por corrente contínua 6. Propriocepção

CDU 615.8

Catálogo na Fonte

Elaborado por Rosilene Monteiro da Silva CRB1/3038

DEDICATÓRIA

Dedico esta Tese aos meus pais, Carlos Roberto de Toledo e Luizane Cerqueira da Silva, por todo o investimento em educação, princípios e valores que me fizeram chegar até aqui. Agradeço por serem minha fonte de inspiração e força, por me ensinarem a importância da dedicação, da resiliência e do amor. Sem o apoio incondicional e o exemplo de vocês, esta conquista não seria possível.

AGRADECIMENTOS

A jornada para a realização desta tese foi repleta de desafios, aprendizados e, acima de tudo, apoio de pessoas essenciais que merecem meu mais profundo reconhecimento.

Primeiramente, agradeço a Deus por me conceder força, saúde e perseverança para seguir adiante em cada etapa desta caminhada acadêmica.

À minha orientadora, Claudia Santos Oliveira, minha gratidão pelas inestimáveis contribuições ao longo deste processo.

À minha família, que esteve ao meu lado nos momentos mais difíceis e celebrou comigo cada conquista. Em especial, aos meus pais Carlos Roberto de Toledo e Luizane Cerqueira da Silva pelo amor incondicional e pelo apoio inabalável; e ao meu irmão Luiz Carneiro da Silva Neto, por sempre me ofertar conselhos sensatos e cheios de amor.

Ao meu companheiro de vida, João Paulo, agradeço por todo apoio, por sempre estar ao meu lado me incentivando a crescer como pessoa e profissional.

Aos meus amigos, que compartilharam comigo essa caminhada, seja oferecendo palavras de encorajamento, seja dividindo dúvidas e conquistas. A convivência com vocês tornou este percurso mais leve e significativo.

Aos colegas de pesquisa, em especial ao Rodolfo Parreira, Pedro Augusto e Deborah Cardoso, minha eterna gratidão por toda ajuda fornecida, pelas discussões enriquecedoras e apoio técnico-científico durante a realização deste trabalho.

Às minhas alunas de Iniciação Científica, que contribuíram imensamente com este trabalho. Obrigada por todo o empenho, pela curiosidade científica e pelo comprometimento em cada etapa da pesquisa. A participação de vocês foi fundamental para que este estudo se concretizasse.

Aos pacientes com deficiência visual, que gentilmente se dispuseram a participar deste estudo. Sem vocês, esta pesquisa não teria sido possível. Agradeço imensamente pela colaboração, paciência e disposição em contribuir para o avanço do conhecimento na área.

Por fim, agradeço a todas as pessoas que, de alguma forma, fizeram parte dessa trajetória, acreditando no meu potencial e me incentivando a seguir em frente. Cada gesto de apoio foi essencial para a concretização deste sonho.

Muito obrigada!

RESUMO

A deficiência visual compromete o controle postural devido à ausência de informações visuais, exigindo estratégias compensatórias, como ajustes na marcha e na postura. Embora a neuroplasticidade permita certo grau de adaptação, indivíduos com deficiência visual continuam enfrentando dificuldades no equilíbrio e na mobilidade funcional. A Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC), técnica não invasiva de neuromodulação que modula a excitabilidade cortical, tem sido estudada como adjuvante aos exercícios proprioceptivos na reabilitação sensório-motora. O objetivo da presente tese foi analisar os efeitos da ETCC combinada aos exercícios proprioceptivos na marcha, mobilidade funcional e equilíbrio estático de crianças e adolescentes com deficiência visual. O Estudo 1, de caráter observacional transversal, avaliou 23 participantes com idades entre 6 e 12 anos, sendo 12 com deficiência visual (cegueira total ou baixa visão) e 11 videntes pareados por idade e sexo. O Estudo 2, delineado como ensaio clínico randomizado, incluiu 11 participantes com deficiência visual submetidos à intervenção com ETCC ativa ou placebo, combinada com exercícios proprioceptivos. A metodologia incluiu análise da marcha e do equilíbrio por meio de plataformas de força, sensores inerciais, avaliação tridimensional e testes funcionais como o TUG. As comparações iniciais indicaram alterações discretas na marcha e no equilíbrio, sem diferenças estatisticamente significativas. As avaliações com plataforma de força e o teste Timed Up and Go (TUG) não mostraram variações significativas entre os grupos, embora tenham evidenciado desafios funcionais para os participantes com deficiência visual. Os resultados sugerem que a ETCC pode potencializar os efeitos da intervenção, com expectativa de benefícios superiores aos obtidos com os exercícios isolados. Novos estudos são necessários para aprofundar esses achados.

PALAVRAS-CHAVE: Transtornos da Visão; Marcha; Equilíbrio Postural; Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua; Propriocepção.

ABSTRACT

Visual impairment compromises postural control due to the absence of visual information, requiring compensatory strategies such as adjustments in gait and posture. Although neuroplasticity allows a certain degree of adaptation, individuals with visual impairment face difficulties in balance and functional mobility. Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS), a non-invasive neuromodulation technique that modulates cortical excitability, has been scientifically used as an adjunct to proprioceptive exercises in sensorimotor rehabilitation. The objective of this thesis was to analyze the effects of tDCS combined with proprioceptive exercises on gait, functional mobility and static balance of children and adolescents with visual impairment. Study 1, an observational cross-sectional study, evaluated 23 participants aged between 6 and 12 years, 12 with visual impairment (total blindness or low vision) and 11 sighted individuals matched by age and sex. Study 2, designed as a randomized clinical trial, included 11 visually impaired participants who underwent intervention with active or placebo tDCS, combined with proprioceptive exercises. The methodology included gait and balance analysis using force platforms, inertial sensors, three-dimensional assessment, and functional tests such as the TUG. Initial comparisons indicated slight changes in gait and balance, with no statistically significant differences. Assessments with force platforms and the Timed Up and Go (TUG) test did not show significant variations between groups, although they did reveal functional challenges for visually impaired participants. The results suggest that tDCS may enhance the effects of the intervention, with the expectation of greater benefits than those obtained with the exercises alone. Further studies are needed to further investigate these findings.

KEYWORDS: *Vision Disorders; Gait; Postural Balance; Transcranial Direct Current Stimulation; Proprioception*

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Estratégias de movimento.....	20
Figura 2 - Sensor inercial	26
Figura 3 - Walk Test (Teste de Caminhada)	28
Figura 4 - Simulações de células de Purkinje reconstruídas morfológicamente com propriedades de membrana passiva em um campo elétrico uniforme.....	35
Figura 5 - Interpretação de como a tDCS cerebelar age sobre a via tálamo-cortical-cerebelar	36
Figura 6 - Tabela de Snellen.....	43
Figura 7 - G-sensor, BTS Bioengenharia.	44
Figura 8 - Teste Timed Up and Go.....	45
Figura 9 - Posicionamento dos marcadores, de acordo com o protocolo de Davis Hell.....	47
Figura 10 - Avaliação da marcha com sistema SMART-D 140®.....	48
Figura 11 - Posição dos eletrodos (região supraorbital e cerebelo).....	50
Figura 12 - Modelo do aparelho utilizado na intervenção - Transcranial Stimulation (Transcranial Technologies, USA)	50
Figura 13 - Exercícios Proprioceptivos Estáticos.....	51
Figura 14 - Imagem da intervenção realizada com o uso da ETCC associada aos exercícios proprioceptivos dinâmicos.....	52
Figura 15 - Fluxograma de Distribuição dos Pacientes por Grupo de Treino.....	108

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Classificação da deficiência visual.	15
Quadro 2 - Descrição dos principais parâmetros analisados no COP	24
Quadro 3 - Efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua (tDCS) sobre o controle postural.	31
Tabela 1 - Dados antropométricos dos grupos com deficiência visual (DV) e videntes.	95
Tabela 2 - Comparação dos Parâmetros de Mobilidade Funcional entre os Grupos.....	95
Tabela 3 - Comparação dos Parâmetros da Marcha entre os Grupos com Deficiência Visual (DV) e Videntes.....	97
Tabela 4 - Parâmetros de equilíbrio postural entre os grupos.	98
Tabela 5 - Mediana dos parâmetros da mobilidade funcional através do TUG	99

Tabela 6 - Mediana dos parâmetros do teste de Walk.....	100
Tabela 7 - Características demográficas e clínicas dos participantes incluídos no estudo	108
Tabela 8 - Média e desvio padrão (\pm) dos parâmetros do teste TUG.....	109
Tabela 9 - Média e desvio padrão (\pm) dos parâmetros da análise tridimensional da marcha...	111
Tabela 10 - Média e desvio padrão (\pm) dos parâmetros espaço-temporais da marcha, obtidos pelo <i>Walk Test</i>	112

LISTA DE ABREVIATURAS

AVC	Acidente vascular cerebral
AVD	Atividade de vida diária
A/P	Ântero-posterior
COM	Centro de massa
COG	Centro de gravidade
COP	Centro de pressão
CP	Controle postural
DV	Deficientes visuais
EMG	Eletromiografia
IMC	Índice de massa corporal
iTUG	TUG instrumental
M/L	Médio-lateral
ONU	Organização das Nações Unidas
PF	Plataforma de força
EMG	Eletromiografia de superfície
SNC	Sistema nervoso central
ETCC	Estimulação Transcraniana Por Corrente Contínua
tDCS	<i>Transcranial Direct Current Stimulation</i>
TUG	<i>Timed Up & Go</i>

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	14
2.1 Definição e classificação da deficiência visual	14
2.2 Impacto da deficiência visual no desenvolvimento infantil	15
2.3 Equilíbrio e postura	17
2.3.1 Equilíbrio estático e dinâmico	18
2.3.2 Estratégias de movimento – MARCHA E EMG.....	19
2.3.3 Controle postural em indivíduos com deficiência visual	20
2.3.4 Marcha.....	21
2.4 Instrumentos de avaliação	22
2.4.1 Plataforma de força (PF)	22
2.4.2 Avaliação tridimensional da marcha	24
2.4.3 <i>Time Up and Go</i> (TUG) e seu uso com sensor inercial.....	25
2.4.4 <i>Walk Test</i> para avaliação da mobilidade	27
2.5 Estimulação transcraniana por corrente contínua (tDCS): conceitos gerais e aplicações ..	28
2.5.1 Uso da estimulação transcraniana por corrente contínua (tDCS) em crianças.....	32
2.5.2 Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (tDCS) Cerebelar.....	34
3 OBJETIVOS	37
3.1 Objetivo geral	37
3.2 Objetivos específicos	37
4 MATERIAIS E METODOS	38
4.1 Aspectos éticos	38
4.2 Tipo de estudo	38
4.3 Tipos de estudo.....	39
4.3.1 Estudo 1.....	39

4.3.2 Estudo 2.....	39
4.4 Local de estudo.....	39
4.5 Seleção e caracterização da amostra.....	40
4.6 Critérios de inclusão.....	41
4.7 Critérios de exclusão.....	41
4.8 Instrumentos de coleta de dados.....	42
4.8.1 Ficha de identificação para triagem.....	42
4.8.2 Avaliação.....	42
4.8.3 Protocolo de avaliação.....	43
4.9 Aleatorização e distribuição da amostra.....	49
4.10 Protocolo de intervenção.....	50
5 ANÁLISE DE DADOS.....	54
5.1 Análise estatística.....	54
5.2 Resultados.....	547
Estudo 1.....	56
Estudo 2.....	68
Estudo 3.....	91
Estudo 4.....	104
5.3 CONCLUSÃO.....	117
5.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	117
REFERÊNCIAS.....	119
6 APÊNDICES.....	131
6.1 APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido- TCLE FASE 1.....	131
6.2 APÊNDICE B - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido- TCLE FASE 2.....	136
6.3 APÊNDICE C - Termo de Assentimento do Menor- TAM FASE 1.....	141
6.4 APÊNDICE D - Termo de Assentimento do Menor- TAM FASE 2.....	144
6.5 APÊNDICE E - Termo de assentimento do menor lúdico- FASE 1.....	148

6.6 APÊNDICE F - Termo de assentimento do menor lúdico- FASE 2	149
6.7 APÊNDICE G - Termo de autorização de uso de imagem	150
6.8 APÊNDICE H - Declaração de Coparticipante – CEMAD	151
6.9 APÊNDICE I - Questionário de avaliação para efeitos adversos.....	154
7 ANEXOS	159
7.1 ANEXO A- Tabela de Snellen	159
7.2 ANEXO B - Inventário de Avaliação Pediátrica de Disfunções (PEDI)	160
7.3 ANEXO C- Escala de Equilíbrio Pediátrica.....	168
7.4 ANEXO D – Assessment of functional mobility in a childwith total blindness and another with lowvision using an inertial sensor: Case report.....	177
7.5 ANEXO E – Assessment and comparison of posturalcontrol between children and adults withvisual impairment: A preliminary study.....	181
7.6 ANEXO F – Impact of Vision on Static Balance with Proprioceptive Perturbation and on Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Actions in Individuals with Visual Impairment and Sighted Individuals.....	185
7.7 ANEXO G - Use of TDCS with proprioceptive exercises to improve gait and balance in visually impaired children and preadolescents: a protocol for randomized clinical trial study	202

1 INTRODUÇÃO

A visão humana é fundamental para o comportamento motor, pois permite a captação de informações sensoriais e a organização das respostas cognitivas e motoras. Alterações nas estruturas visuais podem comprometer o controle postural, resultando em deficiência visual parcial ou total (SABEL et al., 2018). A Organização Mundial da Saúde (OMS) classifica a função visual em quatro níveis: visão normal, déficit visual moderado, déficit visual severo e deficiência visual total (DANDONA; DANDONA, 2006). Apesar da neuroplasticidade cerebral permitir algumas adaptações, essa reorganização não compensa totalmente a perda das informações visuais essenciais para o equilíbrio postural (KUPERS; PTITO, 2014; PARREIRA et al., 2017).

A deficiência visual infantil é amplamente causada por fatores evitáveis, como cicatrizes corneanas, catarata, glaucoma e retinopatia da prematuridade. A prevalência global de deficiência visual infantil é estimada entre 0,3 e 1,5 por 1.000 crianças, com 500.000 novos casos de cegueira a cada ano, sendo a maioria no período crítico do desenvolvimento sensorio-motor (IAPB, 2014/2019). A ausência de visão desde os primeiros anos de vida pode levar a alterações posturais significativas, como assimetrias e escoliose, devido à privação sensorial visual. Embora o sistema proprioceptivo seja crucial para o equilíbrio, ele não consegue compensar a falta da visão, especialmente pela limitação na percepção da orientação corporal e do ambiente (JUODŽBALIENĖ; MUCKUS, 2006; GIAGAZOGLU et al., 2009).

Crianças com deficiência visual geralmente apresentam adaptações motoras, como marcha mais lenta, base de suporte ampliada, rotação externa dos pés e maior flexão cervical, o que prejudica o controle antecipatório e a integração sensorial necessários para manter a estabilidade durante a marcha (GAZZELLINI et al., 2012). O treino proprioceptivo tem mostrado eficácia na reabilitação dessas crianças, promovendo melhorias no equilíbrio e no controle postural (SÁ; BIM, 2012). Recentemente, a associação entre treino proprioceptivo e Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC) tem sido investigada como uma forma de potencializar a neuroplasticidade. A ETCC, ou também conhecida internacionalmente como tDCS, especialmente em sua forma anódica, pode modular a excitabilidade cortical e promover reorganização funcional durante tarefas motoras, mostrando-se segura e eficaz (ZHOU et al., 2014; GRECCO et al., 2014a; GILLICK et al., 2015).

A integração sensorial dos sistemas visual, somatossensorial e vestibular é crucial para o equilíbrio postural. A ausência da visão prejudica essa integração, afetando diretamente o controle postural e a marcha (HALLEMANS et al., 2010a; O'CONNOR; KUO, 2009). Crianças com deficiência visual adotam estratégias compensatórias, como aumentar a base de suporte e reduzir a velocidade de marcha, para melhorar a estabilidade (GAZZELLINI et al., 2012). A combinação de treino proprioceptivo com ETCC surge como uma abordagem promissora, visando otimizar a reabilitação funcional dessas crianças e melhorar seu desempenho motor, embora ainda faltem estudos específicos sobre a aplicação dessa técnica em indivíduos com deficiência visual.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Definição e classificação da deficiência visual

A deficiência visual é definida como uma condição que limita a capacidade de enxergar, resultando em dificuldades de visão que interferem nas atividades diárias e na qualidade de vida. A Organização Mundial da Saúde (OMS) classifica a deficiência visual em categorias baseadas na acuidade visual e no campo de visão, que variam desde baixa visão até cegueira total (Quadro 1). De acordo com a OMS, uma pessoa é considerada cega quando sua acuidade visual é inferior a 3/60, o que significa que ela só consegue enxergar objetos a 3 metros de distância ou menos, enquanto uma pessoa com baixa visão tem uma acuidade visual entre 60/03 e 18/06 (Organização Mundial da Saúde, 2019).

A classificação da deficiência visual é composta por níveis, cada um deles caracterizando o grau de comprometimento visual do indivíduo. Essas classificações incluem baixa visão moderada, onde a pessoa apresenta dificuldades para enxergar detalhes a uma distância padrão; a baixa visão grave, que impacta de forma significativa nas atividades cotidianas, mesmo com o uso de Correção visual; e a cegueira, que representa a ausência completa ou praticamente total de visão funcional (SOUZA et al., 2009). Essa distinção é crucial para o desenvolvimento de políticas públicas e para a adaptação de serviços de saúde, educação e assistência social que atendam de maneira mais eficaz às necessidades de cada grupo.

Estudos recentes indicam que a deficiência visual pode ser causada por uma série de condições, incluindo doenças como retinopatia diabética, catarata, glaucoma e degeneração macular relacionada à idade. O tratamento e a reabilitação variam de acordo com a causa subjacente e o grau de comprometimento, mas incluem intervenções médicas, o uso de tecnologias assistivas e programas de reabilitação visual (LIMA et al., 2021). O avanço das pesquisas em oftalmologia trouxe novas possibilidades para a melhoria da qualidade de vida dessas pessoas, contribuindo para que se tornem mais integrações e integradas na sociedade.

Quadro 1 - Classificação da deficiência visual.

Classificação	Descrição	Impacto
Visão Normal	Acuidade visual superior a 6/18	Nenhum impacto nas atividades diárias.
Baixa Visão Moderada	Acuidade visual entre 6/18 e 3/60, com dificuldades para enxergar detalhes a uma distância padrão.	Dificuldades em atividades que requerem visão detalhada, mas com capacidade de realizar algumas tarefas.
Baixa Visão Severa	Acuidade visual entre 3/60 e 1/60, impactando de forma significativa nas atividades cotidianas.	Significativa limitação em atividades diárias, requerendo adaptações.
Cegueira	Acuidade visual inferior a 3/60, resultando na ausência completa ou praticamente total de visão funcional.	Exige adaptações profundas e o uso de tecnologias assistivas para a realização de atividades.

Fonte: Próprio autor (2025).

2.2 Impacto da deficiência visual no desenvolvimento infantil

A deficiência visual na infância tem um impacto profundo no desenvolvimento das crianças, afetando aspectos motores, cognitivos e socioemocionais. O desenvolvimento motor é particularmente suscetível à deficiência visual, uma vez que a visão desempenha um papel crucial na progressão e na aprendizagem de habilidades motoras. Segundo Silva et al. (2020), crianças com deficiência visual podem apresentar atrasos significativos no desenvolvimento motor, resultando em dificuldades em atividades diárias que prejudicam a coordenação e o equilíbrio. A falta de estímulos visuais impede a exploração do ambiente, o que é essencial para o aprendizado motor. Esses desafios levam a um ciclo vicioso, onde a limitação física resulta em menor oportunidade de interação social e, conseqüentemente, em um desenvolvimento emocional prejudicado.

Além das implicações motoras, a deficiência visual também afeta o desenvolvimento cognitivo. Estudos indicam que crianças com deficiência visual enfrentam dificuldades no processamento de informações, o que pode impactar suas habilidades de aprendizagem. De acordo com Lima et al. (2021), a dificuldade em perceber estímulos visuais limita a capacidade da criança de absorver e processar informações, resultando em atrasos acadêmicos. A ausência de estímulos visuais significa que muitas crianças não têm acesso à riqueza de informações que a visão proporciona, o que pode dificultar a formação de conceitos e a aquisição de habilidades permitidas para a vida escolar. Essa limitação cognitiva pode afetar a autoestima e a autoconfiança da criança.

Estudos indicam que crianças com deficiência visual enfrentam dificuldades significativas no processamento de informações, o que impacta diretamente suas habilidades de aprendizagem. A ausência de estímulos visuais dificulta a formação de conceitos e a aquisição de conhecimentos, resultando em um desempenho acadêmico inferior em comparação a crianças videntes. Mason (2005) aponta que essas crianças frequentemente têm dificuldades em ambientes educacionais que não são adaptados às suas necessidades, prejudicando o desenvolvimento de habilidades fundamentais.

Sullivan et al. (2014) também corroboram essa ideia, destacando que as crianças com deficiência visual apresentam resultados acadêmicos mais baixos, especialmente em disciplinas que dependem fortemente de habilidades visuais, como matemática e leitura. Além disso, Miller et al. (2016) observaram que as dificuldades de aprendizado estão relacionadas à capacidade limitada de processar informações auditivas e visuais, o que sugere a necessidade de estratégias educacionais adaptativas para apoiar essas crianças em suas jornadas acadêmicas.

Por fim, Sapp et al. (2020) ressaltam que as crianças com deficiência visual enfrentam desafios adicionais em tarefas que exigem manipulação de informações espaciais e percepção ambiental. Esses fatores cumulativos evidenciam a importância de abordagens educacionais personalizadas que considerem as necessidades únicas de cada criança com deficiência visual, a fim de promover um aprendizado mais eficaz e inclusivo.

A esfera emocional e social também é significativamente afetada pela deficiência visual. Crianças com deficiência visual podem sentir-se isoladas ou restaurações de suas interações sociais, o que pode resultar em dificuldades no desenvolvimento de habilidades sociais. Segundo Barbosa et al. (2018), a interação social é vital para a formação da

identidade e autoestima das crianças. A falta de oportunidades para interagir com outras crianças pode levar a sentimentos de inadequação e solidão, aumentando o risco de problemas emocionais e psicológicos, como depressão e ansiedade. É fundamental que as aulas se concentrem não apenas nas habilidades visuais e motoras, mas também no desenvolvimento de habilidades sociais e na promoção da inclusão social.

Com isso, a reabilitação precoce e a inclusão de tecnologias assistivas são essenciais para mitigar os efeitos negativos da deficiência visual no desenvolvimento infantil. Programas de intervenção que combinam terapia ocupacional, fisioterapia e apoio psicológico apresentam eficácia na promoção da autonomia e na melhoria da qualidade de vida de crianças com deficiência visual (Lima et al., 2021). Essas abordagens não apenas ajudam a desenvolver habilidades motoras e cognitivas, mas também promovem a interação social e a inclusão, essencial para o desenvolvimento saudável da criança.

2.3 Equilíbrio e postura

O equilíbrio é uma função essencial do sistema motor humano, permitindo que os indivíduos mantenham a estabilidade durante a realização de atividades cotidianas e esportivas. Ele resulta da interação entre os sistemas sensoriais, que incluem o visual, o vestibular e o proprioceptivo, além do controle motor. Esses sistemas trabalham em conjunto para garantir que o corpo se mantenha em uma posição estável, ajustando-se continuamente às mudanças no ambiente e nas demandas de movimento. A pesquisa de Kearney e Bruin (2019) destaca que o equilíbrio não é apenas uma habilidade física, mas também envolve aspectos cognitivos, como a percepção espacial e a antecipação de movimentos, essenciais para a execução de tarefas de forma segura e eficiente.

A postura, por sua vez, refere-se à maneira como o corpo é alinhado em relação à gravidade, influenciando diretamente a capacidade de manter o equilíbrio. Uma postura adequada é fundamental para a prevenção de lesões, pois o alinhamento correto dos segmentos corporais reduz a tensão sobre as articulações e os músculos. Ferreira et al. (2020) enfatizam que a má postura pode levar a desajustes musculares e a condições como dor crônica, especialmente em atividades que exigem longos períodos em uma única posição, como o trabalho em escritório. A consciência postural é, portanto, crucial para manter uma posição alinhada e funcional.

Assim, a inter-relação entre equilíbrio e postura é vital para a saúde e a funcionalidade do indivíduo. Promover a educação sobre a importância de manter uma postura adequada e incentivar a prática de exercícios que melhorem o equilíbrio pode resultar em benefícios duradouros, não apenas na prevenção de lesões, mas também na melhoria geral da qualidade de vida.

2.3.1 Equilíbrio estático e dinâmico

O equilíbrio é uma habilidade fundamental que permite a realização de atividades diárias e esportivas, sendo amplamente dividido em duas categorias principais: equilíbrio estático e equilíbrio dinâmico. O equilíbrio estático refere-se à capacidade de manter uma posição fixa sem movimento, como ficar em pé sobre uma perna ou em posturas de yoga, enquanto o equilíbrio dinâmico envolve a habilidade de manter a estabilidade durante o movimento, especialmente em situações que requerem mudanças rápidas de direção ou aceleração. Segundo Shumway-Cook e Woollacott (2017), a manutenção do equilíbrio estático é vital para a execução de tarefas cotidianas, como vestir-se e cozinhar, ressaltando a importância dessa habilidade no dia a dia.

A avaliação do equilíbrio estático ocorre em condições de suporte, onde o indivíduo deve sustentar uma posição fixa. A manutenção desse equilíbrio requer a integração de informações sensoriais dos sistemas visual, vestibular e proprioceptivo, que trabalham juntos para garantir a estabilidade. O equilíbrio dinâmico, por outro lado, é crucial em atividades que demandam movimento, como correr, pular e mudar de posição rapidamente. A habilidade de manter o equilíbrio durante o movimento é especialmente importante para atletas, onde a estabilidade dinâmica pode ser a diferença entre o sucesso e a ocorrência de lesões. De acordo com Schedler et al. (2020), o treinamento para melhorar o equilíbrio dinâmico deve incluir exercícios que desafiem a estabilização do corpo em movimento, como atividades em superfícies instáveis e treinos de agilidade. Esses exercícios são fundamentais para desenvolver a propriocepção e a força dos músculos estabilizadores.

A inter-relação entre equilíbrio estático e dinâmico é crucial em diversas atividades físicas e em programas de reabilitação. O fortalecimento do equilíbrio estático pode servir como uma base sólida para o desenvolvimento do equilíbrio dinâmico, facilitando transições entre diferentes tipos de movimentos. Assim, é imperativo que programas de treinamento abordem ambos os aspectos do equilíbrio para otimizar o

desempenho físico e prevenir lesões. A incorporação de exercícios de fortalecimento muscular, prática de equilíbrio e conscientização postural são estratégias essenciais a serem implementadas em intervenções de saúde e fitness, beneficiando uma ampla gama de populações, desde atletas até idosos.

2.3.2 Estratégias de movimento

Existem duas principais estratégias de movimento que podem ser empregadas para restaurar o corpo ao estado de equilíbrio. A primeira é a estratégia do tornozelo (ver Fig. 1 a, b), que se ativa quando o corpo se desloca sobre o tornozelo, utilizando a musculatura flexora e extensora do tornozelo. Este movimento gera um torque articular que controla a oscilação do corpo como um pêndulo invertido, especialmente durante pequenas oscilações em superfícies firmes (HORAK, 1987; HORAK, 2006; MAKI & MCILROY, 1997; RUNGE ET AL., 1999; WINTER, 1995). Esta estratégia é eficaz em situações em que a perturbação é leve e o centro de massa (COM) do corpo permanece relativamente próximo à base de suporte.

A segunda estratégia, denominada estratégia do quadril (ver Fig. 1 c, d), ocorre quando o corpo gera um torque nos quadris através da musculatura da pelve, utilizando movimentos de flexão/extensão e adução/abdução do quadril. Essa abordagem é necessária para mover rapidamente o COM em resposta a perturbações mais significativas, como forças externas ou dificuldades na execução de tarefas motoras, especialmente quando a estratégia do tornozelo se torna inadequada devido ao deslocamento rápido do COM para fora da base de suporte (ASSAIANTE & AMBLARD, 1993; HORAK, 1987; HORAK, 2006; MAKI & MCILROY, 1997; RUNGE et al., 1999).

Além disso, as estratégias posturais antecipatórias desempenham um papel crucial na manutenção da estabilidade, compensando a desestabilização que pode ocorrer antes do movimento voluntário. A perda de informação sensorial pode influenciar a seleção e o uso dessas estratégias. Estudos demonstram que a interrupção do input sensorial visual afeta a cinemática articular, levando os sujeitos a mudarem da estratégia do tornozelo para a do quadril (Buchanan & Horak, 1999; Jilk et al., 2014). Contudo, a literatura é escassa no que diz respeito à seleção de estratégias de movimento para recuperar o equilíbrio em indivíduos com cegueira total. Algumas pesquisas indicam que pessoas com

prejuízo visual tendem a utilizar mais a estratégia do quadril para manter a estabilidade estática em comparação com indivíduos videntes (RAY et al., 2007; RUSSO et al., 2016).

Figura 1 - Estratégias de movimento

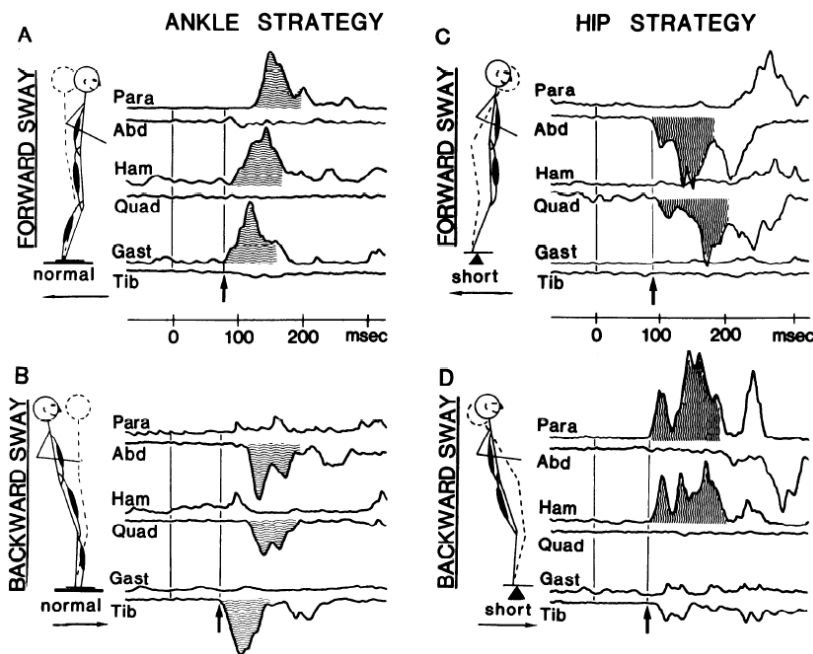


FIGURA 1. Os padrões de resposta muscular durante a oscilação para frente e para trás são cruciais para a manutenção do equilíbrio. Em superfícies normais, a estratégia de tornozelo é utilizada (Fig. 1 A e B), onde músculos como os paravertebrals lombares, reto abdominal, gastrocnêmio e tibial anterior se ativam para controlar pequenas oscilações do centro de massa. Em superfícies menores, a estratégia de quadril se torna necessária (Fig. 1 C e D), envolvendo a ativação dos isquiotibiais e reto femoral para permitir ajustes rápidos e dinâmicos. A resposta muscular é avaliada nos primeiros 100 ms do eletromiograma (EMG), com a área sombreada indicando a atividade elétrica muscular. A figura pontilhada representa a posição corporal ideal, enquanto a seta indica a latência do EMG, mostrando a rapidez das respostas musculares. Esses padrões são fundamentais para compreender as estratégias de movimento e sua aplicação em intervenções para melhorar o equilíbrio (HORAK & NASHNER, 1986).

Fonte: Horak e Nashner (1986).

2.3.3 Controle postural em indivíduos com deficiência visual

Estudos demonstram que, em indivíduos videntes, a visão é a principal fonte de informação sensorial na manutenção do controle postural (CP). Na ausência dessa informação, ocorre um aumento na oscilação postural (CHOY et al., 2003; HSU et al., 2007). Já os indivíduos deficientes visuais utilizam as fontes sensoriais remanescentes, especialmente o sistema somatossensorial, para estabelecer o equilíbrio e ajustar sua posição no espaço (NAKATA; YABE, 2001; PARREIRA et al., 2017; SCHWESIG et al., 2011). Essa dependência do sistema somatossensorial e da informação auditiva torna os deficientes visuais mais atentos e sensíveis às mudanças na base de suporte, como a

superfície sob seus pés, permitindo evitar obstáculos e prevenir quedas durante a locomoção.

Ao utilizar uma guia, os deficientes visuais conseguem adaptar rapidamente seu controle postural. Jeka et al. (1996), Nakata e Yabe (2001), Schieppati et al. (2014) e Sozzi et al. (2018) relatam que, ao caminhar com uma guia, há uma diminuição de aproximadamente 80% da amplitude de oscilação medial/lateral e do deslocamento do centro de pressão (COP) em menos de um segundo. Esse ajuste rápido pode ser favorecido pela plasticidade cortical observada em deficientes visuais (NAKATA; YABE, 2001; SCHIEPPATI et al., 2014; SCHMID et al., 2007; 2008). Essa plasticidade sugere que o sistema somatossensorial e a propriocepção favorecem uma estratégia de equilíbrio mais segura durante tarefas dinâmicas. No entanto, a contribuição específica de cada componente sensorial e do sistema motor para o controle postural nesta população ainda não está bem esclarecida. Embora a guia potencialize as informações somatossensoriais e proprioceptivas, não há na literatura um entendimento claro sobre a influência do calçado nos receptores cutâneos da sola do pé, levantando questões sobre como isso poderia impactar as informações sensoriais essenciais para os deficientes visuais.

2.3.4 Marcha

A marcha é um padrão motor cíclico, automatizado e coordenado, que permite o deslocamento humano no espaço por meio da alternância dos membros inferiores, exigindo a integração dos sistemas neuromuscular, musculoesquelético e sensorial, especialmente os sistemas visual, vestibular e proprioceptivo (PERRY; BURNFIELD, 2010). Seu desenvolvimento inicia-se entre 12 e 18 meses de idade, após a aquisição de habilidades como o controle postural e o equilíbrio estático e dinâmico. Durante os primeiros anos de vida, a marcha apresenta características imaturas — como base de apoio alargada, passos curtos e braços em abdução — que são progressivamente refinadas até a consolidação de um padrão mais maduro por volta dos sete anos de idade (SUTHERLAND et al., 1980; MANCINI; PRADO, 2021).

Em crianças e adolescentes com deficiência visual, a ausência de informações visuais compromete diretamente a qualidade do padrão locomotor, uma vez que a visão exerce papel fundamental na orientação espacial e na antecipação de obstáculos. Estudos mostram que indivíduos com deficiência visual apresentam maior base de apoio, menor velocidade de marcha, aumento do tempo de apoio duplo e rigidez dos movimentos do

tronco, como estratégias compensatórias para manter o equilíbrio e evitar quedas (AGMON et al., 2015; WOLFF et al., 2017). Além disso, em comparação com indivíduos videntes, observam-se alterações como maior variabilidade do comprimento dos passos e assimetrias no ciclo da marcha, especialmente em ambientes não familiares (GOULART e FERREIRA, 2013).

A avaliação da marcha pode ser realizada por meio de métodos clínicos e instrumentais. Entre os clínicos, destacam-se o Timed Up and Go (TUG) e o 10-Meter Walk Test, que avaliam funcionalidade e segurança de forma prática e rápida (PODSIADLO e RICHARDSON, 1991). Já os métodos instrumentais, como a análise tridimensional da marcha, a baropodometria e os sensores inerciais, permitem quantificações precisas dos parâmetros cinemáticos, temporais e espaciais do movimento (ROSA et al., 2020; MIRELIS et al., 2022). A escolha do método depende do objetivo da análise, do perfil do paciente e da disponibilidade de recursos, sendo essencial, em indivíduos com deficiência visual, considerar também aspectos sensoriais e adaptativos.

2.4 Instrumentos de avaliação

Diferentes métodos de avaliação estática e dinâmica dos componentes do controle postural foram desenvolvidos para identificar as causas subjacentes aos distúrbios de equilíbrio e avaliar o risco de quedas. Essas ferramentas de medição são projetadas para serem quantitativas e devem refletir tanto as capacidades funcionais quanto a qualidade das estratégias posturais, além de serem sensíveis e seletivas às anormalidades do controle postural (BLASZCZYK, 2016; HORAK, 1987; MANCINI; HORAK, 2010; QUIJOUX et al., 2019). Dentre os equipamentos utilizados para analisar o controle postural, destacam-se os métodos de avaliação que serão empregados nesta tese.

2.4.1 Plataforma de força (PF)

A plataforma de força (PF) é composta por sensores (células de carga) que quantificam a magnitude da força de reação dos pés na posição vertical (WINTER, 1995). A partir das medições da PF, os sinais elétricos de força incidentes sobre a plataforma são convertidos por meio de uma análise estabilográfica, permitindo a extração dos principais parâmetros de equilíbrio associados aos movimentos do centro de pressão (COP) (BIZZO et al., 1985; PRIETO et al., 1996; WINTER, 1995). É importante ressaltar que as medições do COP não são sinônimas à localização do centro de gravidade (COG) do

corpo, mas seu deslocamento reflete, além dos movimentos do COG no plano transversal, os torques aplicados na superfície de suporte para controlar a aceleração do centro de massa (COM) (GEURTS et al., 1993). Assim, o COP se ajusta para manter o COM dentro dos limites de suporte, definidos por uma área trapezoidal imaginária representada pela posição dos pés em paralelo quando em pé e parado.

Os parâmetros do centro de pressão (COP) calculados a partir dos dados da plataforma de força (PF) oferecem informações cruciais sobre o controle postural (CP) e as estratégias biomecânicas e neuromusculares necessárias para manter o equilíbrio em diferentes populações e condições clínicas (DE OLIVEIRA, 2017). A estabilometria, por sua vez, coleta informações que revelam o funcionamento em estado estacionário do sistema de controle postural e seu sucesso em estabilizar o corpo contra a gravidade, examinando propriedades de procedimentos direta ou indiretamente relacionadas à oscilação postural (KAPTEYN et al., 1983).

As medidas de equilíbrio postural obtidas por meio da estabilometria são quantificadas através dos parâmetros do COP, que podem ser calculados em diferentes domínios, como o domínio do tempo (exemplo: velocidade) e o domínio das frequências (frequências altas), tanto no plano ântero-posterior (A/P) quanto no plano medial/lateral (M/L) (BARATTO et al., 2002; CORRIVEAU et al., 2000; LECLAIR; RIACH, 1996; PORTFORS-YEOMANS; RIACH, 1995; PRIETO et al., 1996). Essa abordagem permite uma análise detalhada das dinâmicas de equilíbrio, essencial para compreender as variações nas estratégias de controle postural entre indivíduos com diferentes condições clínicas.

Os dados coletados por estabilometria, como velocidade e amplitude de oscilação do COP, são indicadores importantes da capacidade do sistema neuromuscular de manter o equilíbrio em resposta a perturbações externas. Essas medidas fornecem insights valiosos para o desenvolvimento de intervenções clínicas voltadas à melhora do controle postural, contribuindo para a prevenção de quedas e a promoção da qualidade de vida em populações vulneráveis, conforme apresentado na Tabela 1:

Quadro 2 - Descrição dos principais parâmetros analisados no COP

Parâmetro	Definição	Unidade de Medida	Interpretação Clínica
Área do COP	Área de superfície coberta pela trajetória do COP com um intervalo de confiança de 95%, que é uma medida de variabilidade espacial do COP.	cm ² ou mm ²	Quanto menor a superfície de deslocamento, maior a estabilidade postural.
Deslocamento do COP	Comprimento total da trajetória do deslocamento do COP na plataforma de força.	Mm	Quanto menor o comprimento do traçado do COP, melhor a estabilidade postural.
Amplitude de deslocamento do COP	Diferença das distâncias máxima e mínima percorrida pelo COP sem levar em conta a direção da oscilação postural.	Mm	Representa a medida global que permite estimar o desempenho postural geral, geralmente associado ao risco de quedas.
Velocidade de deslocamento do COP	Distância total percorrida pelo COP dividida pelo tempo de duração da análise.	mm/s	Constitui um bom indicador de estabilidade. Quanto menor a velocidade, melhor o controle postural.

Fonte: Próprio autor (2025).

2.4.2 Avaliação tridimensional da marcha

A avaliação tridimensional da marcha é uma técnica avançada que permite uma análise profunda e abrangente dos padrões de movimento humano. Este método utiliza sistemas de captura de movimento que combinam câmeras de alta velocidade e marcadores refletivos, possibilitando a quantificação precisa de variáveis cinemáticas e dinâmicas durante a marcha. As medidas obtidas incluem ângulos articulares, velocidades de marcha, e forças de reação do solo, fornecendo uma visão detalhada do comportamento motor. Essa abordagem é fundamental para identificar disfunções biomecânicas em diferentes populações, especialmente em indivíduos com condições clínicas, como distúrbios neurológicos ou ortopédicos. Estudos, como os de Wooldridge et al. (2021), mostram que a avaliação tridimensional é eficaz na detecção de compensações biomecânicas que podem levar a dor ou funcionalidade reduzida.

Além de ser uma ferramenta diagnóstica, a avaliação tridimensional da marcha desempenha um papel crucial na personalização de intervenções terapêuticas. A pesquisa de Hreljac (2020) destaca a importância dessa técnica na detecção precoce de desordens

de marcha, como a marcha antálgica, onde os indivíduos alteram seus padrões de movimento para evitar dor. Ao fornecer uma análise detalhada dos padrões de marcha, os profissionais de saúde podem desenvolver estratégias de reabilitação específicas que atendem às necessidades biomecânicas do paciente. Isso permite não apenas a correção de desvios na marcha, mas também a promoção da recuperação funcional e a prevenção de novas lesões.

A monitorização do progresso também é um aspecto fundamental da avaliação tridimensional. Cruz et al. (2022) demonstraram que intervenções baseadas em dados obtidos dessa análise podem levar a melhorias significativas na marcha, possibilitando a avaliação da eficácia das terapias ao longo do tratamento. Essa capacidade de avaliação contínua é especialmente importante em contextos clínicos, onde o ajuste dinâmico das intervenções pode ser necessário para atender às respostas do paciente. Assim, a avaliação tridimensional da marcha não apenas melhora a compreensão dos mecanismos subjacentes à marcha, mas também atua como uma ferramenta prática na reabilitação e otimização do desempenho funcional.

Por fim, a crescente disponibilidade de tecnologias de análise de movimento e sua incorporação em ambientes clínicos e de pesquisa estão estabelecendo a avaliação tridimensional da marcha como um padrão de referência. Essa abordagem oferece insights valiosos que podem guiar o planejamento de intervenções e a reabilitação em diversas condições clínicas, incluindo as voltadas para crianças, idosos e atletas. A integração dessas tecnologias no processo de avaliação e intervenção é um passo importante para melhorar a qualidade de vida dos indivíduos afetados por disfunções de marcha (HRELJAC, 2020; PIZZIGALLI et al. 2021)

2.4.3 *Time Up and Go* (TUG) e seu uso com sensor inercial

O Teste *Time Up and Go* (TUG) é uma ferramenta amplamente utilizada para avaliar a mobilidade e o equilíbrio de indivíduos, especialmente em populações idosas e em pacientes com condições que afetam a marcha. O teste consiste em medir o tempo que um indivíduo leva para se levantar de uma cadeira, caminhar uma distância de três metros, retornar à cadeira e sentar-se novamente. Este teste é particularmente valioso, pois fornece informações sobre a capacidade funcional, o equilíbrio dinâmico e a velocidade da marcha, fatores críticos na avaliação do risco de quedas. Estudos têm mostrado que o TUG é um preditor confiável de eventos adversos relacionados à mobilidade, e a sua

aplicação clínica é bem estabelecida em diversas configurações, incluindo reabilitação e geriatria (BOHANNON et al., 2017; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2017).

Recentemente, a incorporação de sensores inerciais ao TUG tem proporcionado uma análise mais detalhada e objetiva da mobilidade e do controle postural durante o teste. Esses sensores, que podem ser acoplados ao corpo do indivíduo ou ao ambiente, permitem a coleta de dados sobre a cinemática da marcha, como a aceleração, a velocidade e os ângulos articulares em tempo real. Segundo estudos de Chiari et al. (2020), o uso de sensores inerciais pode identificar padrões de movimento que não são visíveis na simples medição do tempo de execução do TUG. Esses dados adicionais oferecem insights valiosos sobre a mecânica da marcha e podem ajudar a detectar deficiências específicas que contribuam para a instabilidade.

Figura 2 - Sensor inercial



Imagem de um sensor inercial e do posicionamento para a realização do teste de TUG. Dependendo do tipo de teste a ser realizado, o sensor é posicionado em diferentes pontos anatômicos da coluna lombar. Aqui o sensor está na altura da quinta vértebra lombar e de ficar o mais vertical possível.

(Fonte: BTS G-Walk user manual v. 6.1.0; BTS Bioengineering; Italy, 2015).

Além disso, a utilização de sensores inerciais durante o TUG facilita a monitorização da progressão funcional ao longo do tempo, permitindo que os profissionais de saúde ajustem as intervenções terapêuticas com base em dados objetivos. Por exemplo, em pacientes em reabilitação, a análise dos dados de sensores inerciais pode revelar melhorias na dinâmica da marcha que não seriam percebidas apenas pela observação visual (BOURKE et al., 2020). Essa capacidade de fornecer feedback

detalhado é especialmente útil na criação de programas de exercício personalizados, que visam melhorar a mobilidade e reduzir o risco de quedas.

Em suma, a combinação do TUG com tecnologia de sensores inerciais representa um avanço significativo na avaliação da mobilidade e no entendimento do controle postural em diversas populações. Essa abordagem não apenas melhora a precisão das avaliações, mas também oferece um potencial considerável para a otimização das intervenções de reabilitação e prevenção de quedas, contribuindo assim para a melhoria da qualidade de vida dos indivíduos avaliados. (BOHANNON et al. 2017; SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. 2017).

2.4.4 *Walk Test* para avaliação da mobilidade

O *Walk Test*, também conhecido como Teste de Caminhada, é uma ferramenta amplamente utilizada na avaliação da capacidade funcional e da resistência em diversas populações, incluindo idosos, pacientes com doenças crônicas e indivíduos em reabilitação. Este teste consiste em medir a distância que um indivíduo consegue percorrer em um tempo determinado, geralmente em um percurso de 6 minutos (Teste de Caminhada de 6 Minutos - 6MWT) ou 10 metros (Teste de Caminhada de 10 Metros - 10MWT). Os resultados fornecem uma indicação clara da capacidade aeróbica, da força muscular e do equilíbrio, fatores essenciais para a mobilidade e a qualidade de vida. Estudos têm mostrado que o desempenho em *Walk Tests* pode ser um preditor confiável de eventos adversos, como quedas e hospitalizações, especialmente em populações vulneráveis (CAMERON et al., 2019; HYWANG et al., 2020).

A utilização do *Walk Test* é especialmente relevante em ambientes clínicos, pois oferece uma avaliação simples e objetiva do desempenho funcional. O Teste de Caminhada de 6 Minutos, por exemplo, permite aos profissionais de saúde observar a capacidade do paciente de manter um esforço contínuo e a sua resposta a essa atividade física ao longo do tempo. Pesquisas, como a de Gibbons et al. (2021), indicam que o 6MWT é eficaz na avaliação da progressão de doenças pulmonares, cardíacas e musculoesqueléticas, proporcionando dados valiosos para orientar intervenções e monitorar a eficácia de tratamentos.

Além disso, a inclusão de tecnologias de monitoramento, como sensores inerciais e pedômetros, tem aprimorado a análise dos dados coletados durante os *Walk Tests*. Esses dispositivos podem fornecer informações adicionais sobre a mecânica da marcha,

incluindo parâmetros como a cadência, a velocidade e a simetria dos passos, permitindo uma avaliação mais abrangente da mobilidade do paciente. De acordo com a pesquisa de Kluge et al. (2021), a combinação do *Walk Test* com tecnologia *wearable* pode ajudar na identificação de padrões de movimento que podem ser indicativos de instabilidade ou risco de quedas, contribuindo para uma abordagem mais proativa na reabilitação e na promoção da saúde.

Contudo, o *Walk Test* é uma ferramenta essencial para a avaliação da mobilidade e da capacidade funcional em diversas populações. Sua simplicidade, aliada à possibilidade de incorporar tecnologias avançadas, faz dele um método valioso para profissionais de saúde, permitindo intervenções mais precisas e personalizadas.

Figura 3 - Walk Test (Teste de Caminhada)



Imagem do sensor inercial e do posicionamento para a realização *Walk test*.

(Fonte: BTS G-Walk user manual v. 6.1.0; BTS Bioengineering; Italy, 2015).

2.5 Estimulação transcraniana por corrente contínua (tDCS): conceitos gerais e aplicações

A estimulação transcraniana por corrente contínua (tDCS) é uma técnica de neuromodulação não invasiva que utiliza uma corrente elétrica de baixa intensidade para modular a excitabilidade cortical. Seu funcionamento baseia-se na aplicação de eletrodos na superfície do couro cabeludo, sendo um eletrodo anódico responsável por aumentar a excitabilidade neuronal e um eletrodo catódico que reduz essa excitabilidade (NITSCHKE; PAULUS, 2000). A tDCS tem sido amplamente estudada devido ao seu potencial

terapêutico em diversas condições neurológicas e psiquiátricas, como depressão, dor crônica, reabilitação pós-AVC e transtornos do desenvolvimento, incluindo o transtorno do espectro autista (TEA) e transtorno de déficit de atenção e hiperatividade (TDAH) (FREGNI et al., 2015). O Quadro 3 abrange alguns estudos e seus respectivos resultados da utilização da tDCS em adultos.

Os efeitos da tDCS ocorrem por meio da modulação da atividade sináptica e da plasticidade neural. Estudos demonstram que a estimulação anódica pode facilitar a potencialização de longo prazo (LTP), um mecanismo essencial para a aprendizagem e a memória, enquanto a estimulação catódica pode inibir a atividade neural excessiva em algumas condições patológicas (STAGG; NITSCHKE, 2011). Essas alterações podem ser mantidas por períodos prolongados após a aplicação, o que sugere que a tDCS tem o potencial de gerar efeitos terapêuticos duradouros. Devido à sua segurança e custo relativamente baixo em comparação com outras intervenções neuromodulatórias, como a estimulação magnética transcraniana (TMS), a tDCS tem sido cada vez mais explorada em pesquisas clínicas e experimentais (BRUNONI et al., 2012).

A estimulação transcraniana por corrente contínua (tDCS) modula a excitabilidade cortical de forma polaridade-dependente: enquanto o ânodo promove despolarização e aumento da excitabilidade neuronal, o cátodo gera hiperpolarização e reduz a excitabilidade (BIKSON et al., 2004; LIEBETANZ et al., 2002). Esses efeitos, no entanto, dependem da orientação das estruturas neuronais e da seletividade funcional da rede ativa. A tDCS é considerada segura e não invasiva, como demonstrado por Bikson et al. (2016), que revisaram mais de 33 mil sessões sem evidência de lesões irreversíveis dentro dos parâmetros convencionais (≤ 40 min, ≤ 4 mA). A segurança é reforçada por recomendações clínicas (FREGNI et al., 2015; UNAL & BIKSON, 2018). Embora a excitabilidade não se mantenha elevada por longos períodos, os ganhos funcionais podem persistir quando a tDCS é associada a intervenções terapêuticas (VAN DER VLIET et al., 2017). Esses efeitos duradouros podem estar relacionados a mecanismos sinápticos mediados por receptores NMDA, alterações no gradiente iônico e aumento do BDNF (ARDOLINO et al., 2005; LÓPEZ-ALONSO et al., 2015). Estudos indicam que áreas como o córtex motor primário (M1) e o vermis cerebelar são alvos relevantes para melhora do controle postural e da marcha, atuando por meio de conexões com regiões locomotoras do tronco encefálico e tálamo (DEMAIN et al., 2014; TAKAKUSAKI, 2017).

Entre as aplicações mais promissoras da tDCS, destaca-se o seu uso na reabilitação neurológica, especialmente em pacientes que sofreram acidente vascular cerebral (AVC). Estudos indicam que a estimulação anódica aplicada no córtex motor do hemisfério afetado pode facilitar a recuperação funcional, melhorando a força muscular e o controle motor (FREGNI et al., 2005). Além disso, a tDCS tem sido utilizada para o tratamento da dor crônica, especialmente em condições como fibromialgia e dor neuropática, onde a estimulação do córtex motor demonstrou reduzir a percepção da dor e melhorar a qualidade de vida dos pacientes (BOGLIOLO et al., 2020).

No campo da psiquiatria, a tDCS tem sido estudada como uma alternativa ou complemento para o tratamento da depressão resistente a medicamentos. Pesquisas indicam que a estimulação anódica no córtex pré-frontal dorsolateral esquerdo pode promover melhorias significativas nos sintomas depressivos, possivelmente modulando redes neurais associadas à regulação do humor (BRUNONI et al., 2016). Da mesma forma, a tDCS tem sido investigada para o tratamento de esquizofrenia, ansiedade e transtorno bipolar, com resultados preliminares sugerindo efeitos benéficos em sintomas cognitivos e emocionais (FREGNI; ELBOGEN, 2021).

Apesar dos avanços na pesquisa sobre a tDCS, ainda existem desafios a serem superados antes de sua ampla adoção na prática clínica. Questões como a variabilidade individual na resposta à estimulação, a necessidade de protocolos padronizados e a falta de estudos de longo prazo sobre sua segurança e eficácia limitam sua aplicabilidade clínica generalizada (MINHAS et al., 2012). No entanto, com o crescente número de pesquisas na área e o desenvolvimento de novas tecnologias para otimizar a precisão da estimulação, a tDCS continua sendo uma ferramenta promissora para a neurociência translacional e a reabilitação neuromodulatória.

Os efeitos da tDCS sobre o controle postural têm sido amplamente investigados nos últimos anos, com resultados promissores em diferentes populações. O Quadro 3 apresenta uma síntese dos principais estudos experimentais que avaliaram o impacto da tDCS sobre variáveis relacionadas ao controle postural em indivíduos saudáveis e em pacientes com comprometimentos neurológicos. Resumo dos principais ensaios clínicos experimentais publicados entre 2014 e 2021 que analisaram os efeitos agudos de diferentes montagens de tDCS sobre variáveis de controle postural (COP, equilíbrio e estabilidade) em indivíduos saudáveis, idosos e pacientes com doenças neurológicas (AVC, Parkinson). São apresentados o tipo de delineamento, características dos

participantes, parâmetros de estimulação e principais desfechos observados em relação ao centro de pressão (COP) e à estabilidade postural.

Quadro 3 - Efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua (tDCS) sobre o controle postural.

Autores	Estudo	Sujeitos	Protocolo tDCS	Resultados
Babyar et al., 2018	Estudo piloto, sham	10 pacientes com AVC agudo (média 66 anos)	1 sessão de HD-tDCS (sinusoidal 0-2mA; 20 min); montagem: ânodo no CVIP e 4 cátodos ao redor	Melhora do CP verificado por meio das baixas frequências do COP (relacionado ao sistema visual).
Beretta et al., 2020	Cross-over, duplo cego	24 pacientes com doença de Parkinson	1 sessão de AtDCS 1mA, 2mA, ou sham (20 min); montagem: M1-SO contralateral	Resultado com 2mA mostrou mais eficiência na recuperação do CP após perturbação externa da postura.
Beretta et al., 2021	Cross-over	24 pacientes com doença de Parkinson (12 tDCS ativo e 12 sham)	1 sessão de AtDCS (2mA; 20 min); montagem M1-SO contralateral	Moderada melhora dos parâmetros do COP, com maior efeito em pacientes com pior baseline.
Craig, Doumas, 2017	Cross-over, duplo cego, controlado, sham	22 adultos saudáveis (média 20,8 anos); 20 idosos saudáveis (média 70,4 anos)	1 sessão de AtDCS M1-SO contralateral; AtDCS cerebelar (Cer-Bucc direito) ou sham (2mA; 20 min)	Efeitos mínimos sobre o CP para ambas as estimulações nos idosos e na estimulação cerebelar para adultos.
Dutta et al., 2014	Uni cego, sham controlado	10 idosos saudáveis (> 50 anos); 5 adultos saudáveis (média 26,4 anos)	2 sessões de AtDCS (0,5mA; 15 min); montagem: M1-SO	Melhora do controle postural em idosos, mas não em adultos.
Ehsani et al., 2017	Duplo cego, aleatorizado, sham controlado	29 idosos saudáveis (média 65,8 anos): 15 AtDCS; 14 sham	1 sessão de AtDCS cerebelar (1,5 mA; 20 min); montagem: Cer-braço direito	Melhora do controle postural no grupo AtDCS e não no grupo sham.
Inukai et al., 2016	Uni cego, sham controlado	16 adultos saudáveis (média 20 anos)	1 sessão de tDCS cerebelar (2mA; 20 min); Experimento 1: AtDCS e CtDCS (Cer-SO central); Experimento 2: CtDCS (Cer-Bucc direito)	Apenas a CtDCS Cer-SO melhorou o controle postural.
Pineau et al., 2021	Cross-over, sham	24 sujeitos saudáveis (12 tDCS ativo; 12 sham)	1 sessão de AtDCS (2mA; 20 min); montagem CPFDL-SO direito	Sem evidência de melhora do CP em relação às variáveis do COP.
Poortvliet et al., 2018	Sham controlado	28 adultos saudáveis (média 25 anos): 14 AtDCS; 14 sham	1 sessão de AtDCS cerebelar (1 mA; 20 min); montagem Cer-SO central	Melhora do CP, com recuperação rápida do equilíbrio após cessar a estimulação em comparação com o grupo sham.
Ranjan et al., 2021	Cross-over, uni cego, sham	12 pacientes com AVC crônico e hemiplegia	1 sessão de tDCS cerebelar (2mA; 15 min); montagem bilateral: núcleo denteado e lóbulos VII-IX	Melhora dos índices do COP com estímulo do núcleo denteado; efeito inibitório quando estimulados os lóbulos VII-IX.

Zandvliet et al., 2018	Cross-over, sham	15 pacientes com AVC crônico (média 57,1 anos) e 15 sujeitos saudáveis (média 57,8 anos)	1 sessão de AtDCS e CtDCS cerebelar (1,5mA; 20 min); montagem Cer-Bucc contralesional e ipsilesional	AtDCS contralesional apresentou melhores resultados nos parâmetros do COP.
Zhou et al., 2015	Cross-over, sham	20 idosos saudáveis (média 63 anos)	1 sessão de AtDCS (2mA; 20 min); montagem CPFDL-SO esquerdo	Melhora da oscilação postural, especialmente na condição de dupla tarefa.

Fonte: Próprio autor (2025).

2.5.1 Uso da estimulação transcraniana por corrente contínua (tDCS) em crianças.

A estimulação transcraniana por corrente contínua (tDCS) tem sido amplamente investigada como uma abordagem terapêutica promissora para diversas condições neurológicas e psiquiátricas em crianças e adolescentes. Essa técnica não invasiva utiliza uma corrente elétrica de baixa intensidade para modular a atividade cortical, promovendo efeitos plásticos no cérebro em desenvolvimento. Estudos demonstram que a tDCS pode melhorar funções cognitivas, emocionais e motoras, sendo explorada no tratamento de transtorno do espectro autista (TEA), transtorno de déficit de atenção e hiperatividade (TDAH), epilepsia refratária e dificuldades de aprendizado, como dislexia e discalculia (AMATACHAYA et al., 2014; BREITLING et al., 2020; AUVICHAYAPAT et al., 2013).

Os protocolos de tDCS variam conforme a condição tratada e os objetivos terapêuticos. Em geral, a intensidade utilizada nos estudos pediátricos fica entre 1 e 2 mA, com sessões que duram de 20 a 30 minutos, aplicadas por períodos que podem ir de cinco dias consecutivos a várias semanas. A estimulação anódica tem sido usada para aumentar a excitabilidade cortical em regiões responsáveis por funções cognitivas e motoras, enquanto a estimulação catódica tem sido aplicada para reduzir a hiperatividade cortical, como em casos de epilepsia (AUVICHAYAPAT et al., 2013). Além disso, a tDCS tem sido combinada com terapias convencionais, como treinamentos cognitivos e terapia comportamental, visando potencializar seus efeitos terapêuticos (ANDRADE et al., 2014; GALLOP et al., 2023).

Embora os achados iniciais sejam promissores, a aplicação da tDCS em crianças ainda requer cautela. Estudos indicam que a técnica é segura e bem tolerada, com efeitos colaterais leves, como formigamento no local da estimulação ou desconforto passageiro (CARDOSO et al., 2021; PALM et al., 2016). No entanto, devido à intensa plasticidade

cerebral na infância, é fundamental que protocolos sejam rigorosamente controlados e adaptados às necessidades individuais dos pacientes. A heterogeneidade das respostas e a necessidade de estudos longitudinais reforçam a importância de mais pesquisas para estabelecer diretrizes precisas e protocolos padronizados para o uso clínico da tDCS em pediatria (SALEHINEJAD et al., 2023).

Quadro 4 - Uso da ETCC em crianças.

Transtorno/ Condição	Autores e Ano	Protocolo de ETCC	Intervenção Associada	Resultados
Transtorno do Espectro Autista (TEA)	Amatachaya et al., 2014	Anodal ETCC de 1 mA por 30 min/dia durante 5 dias consecutivos	Nenhuma	Melhora significativa na comunicação social e redução de comportamentos repetitivos
Transtorno de Déficit de Atenção/ Hiperatividade (TDAH)	Breitling et al., 2020	ETCC de 1 mA por 20 min/dia durante 5 dias consecutivos	Nenhuma	Melhora na atenção sustentada e redução de sintomas de desatenção
Epilepsia Refratária	Auvichayapat et al., 2013	ETCC catódica de 1 mA por 20 min/dia durante 5 dias consecutivos	Nenhuma	Redução significativa na frequência de crises epiléticas
Transtornos de Linguagem	Andrade et al., 2014	ETCC anódica de 1 mA por 20 min/dia durante 10 dias	Terapia de linguagem	Melhora na fluência verbal e na nomeação de objetos
Depressão Maior	Gallop et al., 2023	ETCC anódica de 2 mA por 30 min/dia durante 10 dias	Terapia cognitivo-comportamental	Redução significativa dos sintomas depressivos
Regulação Emocional em TDAH	Salehinejad et al., 2023	ETCC anódica de 1 mA por 20 min/dia durante 5 dias consecutivos	Nenhuma	Melhora na regulação emocional e redução de comportamentos impulsivos
Transtornos Psiquiátricos Diversos	Muszkat et al., 2016	Varia conforme o estudo; geralmente entre 1-2 mA por 20-30 min/dia	Nenhuma	ETCC bem tolerada; necessidade de mais estudos para confirmar eficácia
Revisão Sistemática de TECC em Crianças	Palm et al., 2016	Varia conforme os estudos revisados	Nenhuma	ETCC considerada segura; efeitos terapêuticos promissores em várias condições pediátricas

Fonte: Próprio autor (2025).

2.5.2 Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (tDCS) cerebelar

Considerando o papel central do cerebelo na regulação do equilíbrio, coordenação, marcha e controle postural, estudos recentes têm investigado os efeitos da tDCS aplicada nessa região sobre o controle postural (CP). Os primeiros achados consistentes nessa linha surgiram com os trabalhos de Galea et al. (2011) e Jayaram et al. (2012), os quais demonstraram que a estimulação cerebelar é capaz de acelerar a adaptação motora e promover melhorias na locomoção e na aprendizagem motora. Isso se justifica pela função integradora do cerebelo, reconhecidamente envolvido no processamento de informações visuais, vestibulares e somatossensoriais – os três principais sistemas sensoriais responsáveis pelo controle postural (MANTO et al., 2012).

Estudos de modelagem computacional como o de Parazzini et al. (2014), confirmaram que a tDCS aplicada sobre a região occipital inferior alcança ampla área do cerebelo e do tronco encefálico, indicando potencial para modulação funcional abrangente.

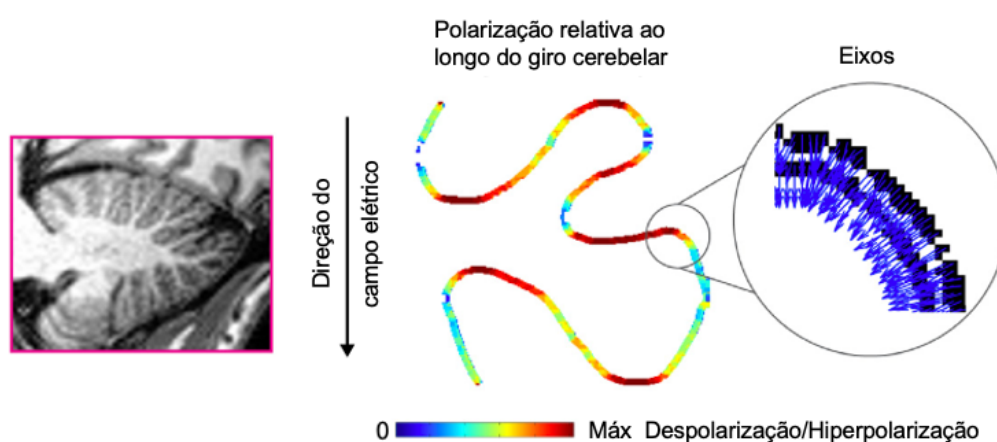
Ao contrário do que ocorre no córtex motor, onde a estimulação anódica tende a aumentar a excitabilidade neuronal, no cerebelo há evidências de que a estimulação catódica produza efeitos mais favoráveis, possivelmente por inibir a atividade das células de Purkinje, responsáveis por controlar a saída inibitória do córtex cerebelar (Figura 4). Como esses neurônios modulam a atividade dos núcleos cerebelares profundos, que se conectam com o córtex motor primário (M1) por meio de vias tálamicas, essa inibição pode resultar em uma desinibição de M1 – fenômeno conhecido como "inibição cortical cerebelar" (GRIMALDI et al., 2014). Ao reduzir essa inibição, a tDCS catódica favorece o aumento da excitabilidade em M1 e, por consequência, influencia positivamente estruturas envolvidas na regulação do tônus postural, como a formação reticular e o núcleo vestibular lateral, por meio dos tratos reticuloespinal e vestibuloespinal lateral (TAKAKUSAKI, 2017) (Figura 5).

Entretanto, os efeitos da tDCS cerebelar não são uniformes e podem variar conforme a polaridade da estimulação, a tarefa realizada, a condição clínica do indivíduo e a posição dos eletrodos (GRIMALDI et al., 2014; NITSCHKE & PAULUS, 2000).

Estudos apontam que a estimulação cerebelar influencia não apenas funções motoras, mas também processos cognitivos e afetivos, indicando que os resultados podem depender de diferentes regiões e redes neurais cerebelares ativadas durante a intervenção. Revisões sistemáticas e metanálises recentes sugerem que a tDCS cerebelar é capaz de

modular a excitabilidade corticoespinal (BEHRANGRAD et al., 2019) e promover melhorias no controle postural (DE MOURA et al., 2019), reforçando seu potencial terapêutico. Apesar disso, aspectos como a padronização dos protocolos, a duração dos efeitos neuromodulatórios e os mecanismos plásticos envolvidos ainda carecem de investigação mais aprofundada. Há indícios, no entanto, de que a combinação da tDCS com atividades motoras específicas potencialize os efeitos funcionais, fortalecendo sua aplicabilidade clínica.

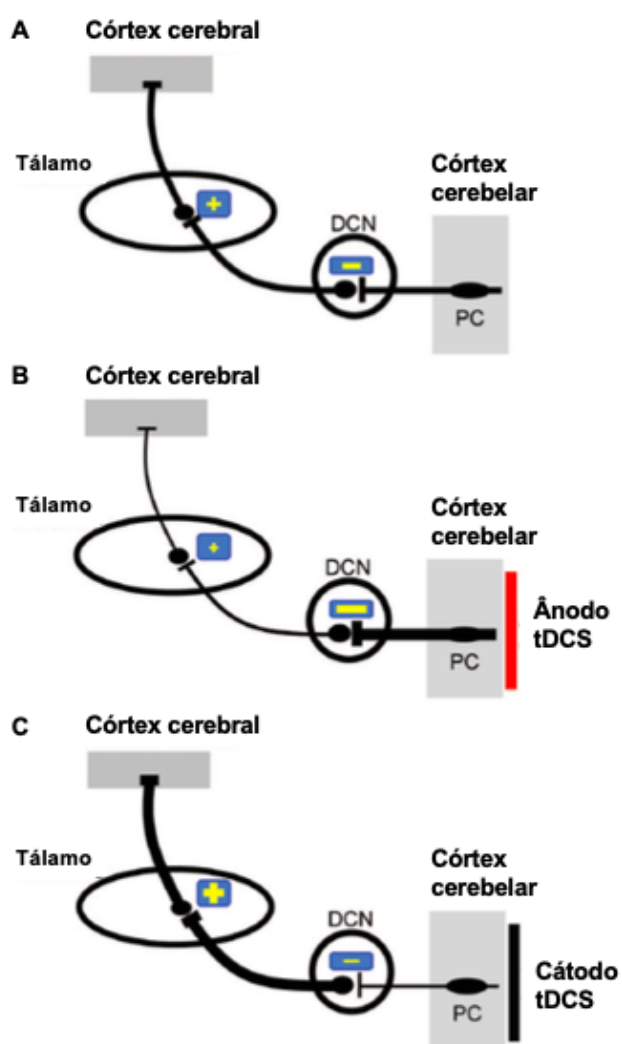
Figura 4 - Simulações de células de Purkinje reconstruídas morfologicamente com propriedades de membrana passiva em um campo elétrico uniforme



O dobramento cerebelar influenciará a polarização ao longo dos giros. O eixo principal das células de Purkinje ao longo de um traço de giros cerebelares estão sujeitos a um campo elétrico. A polarização resultante (hiperpolarização ou despolarização máxima) é indicada em cores falsas ao longo do traçado.

Fonte: (Adaptado de Rahman et al., 2013).

Figura 5 - Interpretação de como a tDCS cerebelar age sobre a via tálamocortical-cerebelar



A) a célula de Purkinje (PC) exerce um efeito inibitório sobre o núcleo cerebelar profundo (NCP) (-: via inibitória) e este, se projeta para o núcleo talâmico contralateral (+: via talâmica excitatória) na qual se projeta difusamente para o córtex cerebral; B) AtDCS aumentando a excitabilidade das PCs. Neste modelo, a inibição do córtex cerebelar para o NCP aumenta e, desta forma, reduz a facilitação núcleotalâmica para as áreas corticais; C) tDCS catódica diminui a atividade do córtex cerebelar e, desta forma, a inibição do NCP é diminuída facilitando a via núcleotalâmica.

Fonte: (adaptado de GRIMALDI et al, 2014).

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

Analisar os efeitos da ETCC combinada aos exercícios proprioceptivos na marcha, mobilidade funcional e equilíbrio estático de crianças e adolescentes com deficiência visual.

3.2 Objetivos específicos

- Analisar a mobilidade funcional e os parâmetros da marcha, comparando o desempenho de crianças e adolescentes com deficiência visual (DV) e videntes;
- Avaliar o controle do equilíbrio com interferência sensorial proprioceptiva, comparando o desempenho em condições com e sem espuma, em crianças e adolescentes com deficiência visual e videntes;
- Avaliar os efeitos dos exercícios proprioceptivos associados à ETCC nos padrões de marcha, equilíbrio estático, e mobilidade funcional em crianças e adolescentes com deficiência visual;
- Analisar os efeitos dos exercícios proprioceptivos estáticos na marcha, equilíbrio estático, e mobilidade funcional em crianças e adolescentes com deficiência visual;
- Investigar a presença de assimetria entre os membros esquerdo e direito durante as fases da marcha em crianças e adolescentes com deficiência visual;
- Realizar uma análise comparativa entre os efeitos da ETCC ativa e placebo, associada aos exercícios proprioceptivos, em relação à marcha, equilíbrio estático, e mobilidade funcional em crianças e adolescentes com deficiência visual.

4 MATÉRIAS E METODOS

4.1 Aspectos éticos

O presente estudo seguiu as Diretrizes e Normas da Resolução CNS nº 466/2012 para pesquisas com seres humanos, com aprovação do Comitê de Ética do Centro Universitário de Anápolis – UniEVANGÉLICA, com CAAE: 4610052.6.00000.5076. Os responsáveis legais foram devidamente informados sobre os objetivos, procedimentos, riscos e benefícios, e consentiram formalmente por meio da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). As crianças participantes receberam explicações adequadas à sua faixa etária e, quando concordaram, assinaram ou registraram sua digital no Termo de Assentimento do Menor, incluindo versão lúdica. Foi autorizada a gravação das análises de marcha por meio de termo específico de uso de imagem. O estudo garantiu o reembolso de despesas de transporte conforme a Resolução 466/2012, assegurando que não houvesse custos adicionais às famílias. A participação foi voluntária, com liberdade de desistência a qualquer momento, e todas as informações foram tratadas com sigilo, respeitando os princípios éticos de confidencialidade e privacidade.

4.2 Tipo de estudo

O presente trabalho foi composto por dois estudos metodologicamente distintos e não complementares, ambos conduzidos por amostras por conveniência. O primeiro estudo trata-se de um estudo transversal prospectivo com o objetivo de caracterizar o desempenho motor de crianças e adolescentes com deficiência visual, em comparação a crianças e adolescentes videntes, com idades entre 6 e 15 anos. Foram avaliados o equilíbrio postural estático e dinâmico por meio de plataforma de força com protocolo de perturbação proprioceptiva; os parâmetros espaço-temporais da marcha utilizando o Walk Test (com e sem guia, calçados e descalços); a mobilidade funcional pelo teste Timed Up and Go (TUG), e o padrão de marcha por meio de análise tridimensional do movimento. O segundo estudo corresponde a um estudo clínico randomizado, com o objetivo de analisar os efeitos da ETCC anódica sobre o cerebelo, associada a exercícios proprioceptivos estáticos e dinâmicos, na marcha e no controle do equilíbrio de crianças e adolescentes com deficiência visual. Os participantes dessa fase foram alocados aleatoriamente em dois grupos de intervenção.

Grupo 1 (G1) - ETCC ativo + exercícios proprioceptivos;

Grupo 2 (G2) - ETCC placebo + exercícios proprioceptivos;

4.3 Caracterização dos estudos

4.3.1 Estudo 1

O primeiro estudo foi caracterizado por uma avaliação dos parâmetros espaço-temporais da marcha, do controle do equilíbrio estático e dinâmico e da mobilidade funcional em crianças e adolescentes com deficiência visual, comparados a crianças e adolescentes videntes da mesma faixa etária. Todas as avaliações foram realizadas em um único momento, no mesmo dia, configurando um delineamento observacional transversal.

4.3.2 Estudo 2

O segundo estudo corresponde a um ensaio clínico controlado, randomizado e preliminar, no qual não foi realizado cálculo amostral, sendo a amostra composta por conveniência, com base nos critérios de elegibilidade previamente estabelecidos. Participaram crianças e adolescentes com deficiência visual, alocados aleatoriamente em dois grupos: Grupo 1 (G1) – submetido à ETCC ativa associada a exercícios proprioceptivos; e Grupo 2 (G2) – submetido à ETCC placebo associada aos mesmos exercícios proprioceptivos. As variáveis analisadas incluíram o desempenho na marcha (avaliado por meio de análise tridimensional do movimento), o equilíbrio postural estático e dinâmico e a mobilidade funcional. As avaliações foram realizadas antes da intervenção e imediatamente após a conclusão do protocolo. O protocolo de intervenção foi composto por 10 sessões, aplicadas de forma padronizada para ambos os grupos.

4.4 Local de estudo

O estudo foi desenvolvido na Universidade Evangélica de Goiás - UniEVANGÉLICA, Anápolis - Goiás, após a aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa. A instituição UniEVANGÉLICA possuía infraestrutura adequada, assim como apoio institucional suficiente para garantir a realização do estudo no Laboratório de Análise do Movimento Humano - LAAMH, que contava com um sistema completo de Análise Tridimensional do Movimento Humano. Este sistema foi composto por um sistema

SMART-D® - BTS Engineering, um computador SMART-D INTEGRATED WORKSTATION®11 com 32 canais analógicos, duas plataformas de força Kistler Model 9286BA e um Eletromiógrafo FREEEMG® – BTS Engineering, com oito canais contendo amplificador de sinais bioelétricos, transmissão de dados sem fio (sistema wireless) e eletrodos bipolares com um ganho total de 2000 e uma frequência de 20-450 Hz, necessários para o desenvolvimento do protocolo proposto no estudo. Além disso, havia um G-Sensor®, da BTS Bioengineering S.p.A. Itália, e dois aparelhos de Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (DC-Stimulator NeuroConn, Germany).

4.5 Seleção e caracterização da amostra

A seleção e caracterização da amostra para os 2 estudos foram realizadas da mesma forma, onde as crianças e adolescentes com deficiência visual foram indicados pelos profissionais do Centro Municipal de Atendimento à Diversidade (CEMAD) de Anápolis (APÊNDICE A - Declaração de coparticipante), onde a pesquisadora explicou o objetivo da pesquisa. Após esta primeira triagem, os pais ou responsáveis e as crianças indicadas foram contatados pela pesquisadora no local e receberam a explicação da finalidade e objetivo da pesquisa. Caso concordassem com a participação, foram convidados a assinar os termos: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE (APÊNDICE A - FASE 1 e APÊNDICE A - FASE 2), de autorização da participação da criança, o Termo de Assentimento do Menor - TAM (APÊNDICE B - FASE 1 e APÊNDICE B - FASE 2), e o Termo de Assentimento do Menor lúdico, que foi narrado para a criança (APÊNDICE C - FASE 1 e APÊNDICE C - FASE 2).

Também foi solicitada a assinatura do termo de autorização do uso de imagem em ambas as fases do estudo, por ser um laboratório de análise do movimento que gravou o caminhar da criança (APÊNDICE D). A criança recebeu a explicação de forma lúdica e figurativa e, assim, assinou o consentimento da participação, o qual continha informações sobre o objetivo da pesquisa e sobre o aspecto voluntário da participação, com a preservação do sigilo e anonimato, baseado nos princípios éticos de confidencialidade e privacidade, além do direito de se retirar do estudo a qualquer momento, sem sofrer nenhuma pressão ou prejuízo no acompanhamento pelos serviços do CEMAD. Após a assinatura dos termos, as coletas foram iniciadas.

4.6 Critérios de inclusão

Os critérios de inclusão para a amostra deste estudo foram definidos para garantir que os participantes atendessem às necessidades específicas da pesquisa, que envolveu a análise do desempenho funcional, do equilíbrio e da marcha em crianças e adolescentes com deficiência visual. Assim, as crianças e adolescentes incluídos cumpriram os seguintes critérios:

Foram incluídos no estudo crianças e adolescentes com deficiência visual, de ambos os sexos, que atendessem aos seguintes critérios:

- a) Diagnóstico de deficiência visual, independentemente do grau, confirmado previamente por documentação clínica;
- b) Idade entre 6 e 15 anos, abrangendo uma fase crítica do desenvolvimento motor e postural;
- c) Capacidade de compreensão e colaboração, demonstrando habilidade para seguir instruções simples e participar ativamente das avaliações;
- d) Consentimento livre e esclarecido assinado pelos responsáveis legais, garantindo ciência sobre os objetivos, procedimentos, riscos e benefícios da pesquisa.

4.7 Critérios de exclusão

Foram excluídos crianças e adolescentes com deficiência visual, tanto de origem adquirida quanto de origem congênita, que atenderam a um dos seguintes critérios:

- a) Procedimentos Cirúrgicos Recentes: Aqueles que haviam sido submetidos a procedimentos cirúrgicos nos últimos 12 meses antes do início das sessões de treinamento foram excluídos. Essa medida foi tomada para evitar interferências nos resultados devido a recuperações cirúrgicas ainda em andamento.
- b) Deformidades Ortopédicas: Participantes que apresentavam deformidades ortopédicas estruturais nos membros superiores ou na coluna vertebral, com indicações cirúrgicas, foram considerados inadequados para o estudo, uma vez que essas condições poderiam afetar a capacidade de realizar os testes de marcha e equilíbrio.
- c) Epilepsia Não Controlada: Crianças e adolescentes portadores de epilepsia não controlada foram excluídos, visando garantir a segurança dos participantes e minimizar riscos durante as avaliações e intervenções.
- d) Implantes Metálicos e Aparelhos Auditivos: Os indivíduos que possuíam implante metálico no encéfalo ou usavam aparelhos auditivos foram excluídos da amostra, uma

vez que tais dispositivos poderiam interferir nos resultados das avaliações ou causar complicações.

e) Patologia Neurológica Associada: Participantes que apresentavam qualquer patologia neurológica associada foram excluídos, a fim de manter a homogeneidade da amostra e garantir que os efeitos observados pudessem ser atribuídos à deficiência visual e não a outras condições.

f) Marcapasso Cardíaco: Aqueles que tinham um marcapasso cardíaco foram excluídos, para evitar riscos potenciais durante os procedimentos de avaliação e treinamento.

4.8 Instrumentos de coleta de dados

Para realização deste estudo em ambas as fases foram utilizados os seguintes instrumentos:

4.8.1 Ficha de identificação para triagem

A primeira triagem foi realizada por meio da ficha de identificação do paciente onde serão analisados todos os critérios de inclusão e exclusão e contato com os pais/responsáveis dos possíveis participantes. Se deu por meio de ligação telefônica convidando-os à participarem do estudo e orientando-os quanto ao objetivo da pesquisa, assim havendo uma concordância foi solicitado a assinatura do Termo de Consentimento Livre Esclarecido (TCLE) e Termo de Assentimento do Menor (TAM) pelos pesquisadores aos pais/responsáveis.

4.8.2 Avaliação

Após a triagem, os participantes passaram pelas avaliações na UniEVANGÉLICA, no Laboratório de Análise do Movimento Humano - LAAMH, realizadas pela mesma fisioterapeuta e auxiliares devidamente treinados, totalizando dois encontros. Foi solicitado ao responsável que trouxesse roupas de banho (para os meninos, sunga; para as meninas, maiô), e para aqueles que não se sentiam confortáveis com roupas de banho, foi permitida a utilização de um short durante o momento de coleta, enquanto as meninas poderiam usar short e bustiê. Cada sessão teve uma duração média de quarenta minutos, conforme o protocolo abaixo:

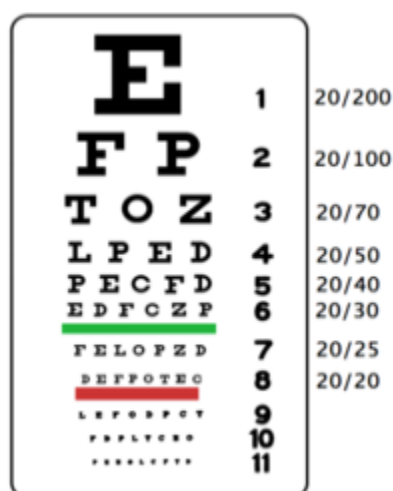
4.8.3 Protocolo de avaliação

Este protocolo de avaliação foi utilizado em ambas as fases do estudo: na fase 1 para avaliação e na fase 2 para avaliação pré-intervenção, após as 10 sessões de intervenção e um mês após a intervenção.

Avaliação da Acuidade Visual com o Snellen:

A Tabela de Snellen (ANEXO A) foi implementada apenas para caracterização do tipo de deficiência visual (baixa visão ou cegueira total). Trata-se do teste mais amplamente utilizado devido à sua simplicidade e rapidez de aplicação, embora não substituísse a consulta ao médico oftalmologista. As políticas públicas asseguraram, na letra da lei, a inclusão das pessoas com deficiência. Com base nessas políticas, a aplicação da Tabela de Snellen na escola se tornou necessária, a fim de contribuir com a identificação de problemas de visão, entre os quais se destacou a questão da baixa visão. Ao reconhecer alunos com problemas de tal natureza, os profissionais da instituição de ensino puderam buscar recursos e tecnologias assistivas, visando atender o aluno em suas especificidades. A luz que entrava no olho passava por várias camadas e atingia a retina, onde era transformada em estímulos elétricos, os quais eram enviados ao cérebro através do nervo óptico. O cérebro interpretava as informações recebidas e as armazenava na memória, de maneira semelhante a um banco de dados de um computador (OLIVEIRA, 2001).

Figura 6 - Tabela de Snellen



Fonte: (Wikipédia, Disponível em: <https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/e/e7/Snellen06.png>)

Avaliação dos parâmetros espaço temporais da marcha por meio do Walk Test:

A avaliação dos parâmetros espaço-temporais da marcha foi realizada por meio do sensor inercial (G-Sensor®, BTS Bioengineering S.p.A. Itália) (Figura 6), com análise da marcha através do Walk Test, que foi previamente validado para indivíduos saudáveis e aqueles com doença de Parkinson (BUGANÉ et al., 2012; PAU et al., 2015). O G-Sensor portátil é um sistema *wireless* de sensores inerciais destinado à análise do movimento humano. Os sensores foram controlados por uma unidade de registro de dados (capaz de gerenciar até 16 elementos) por meio de comunicação de rádio do tipo ZigBee. Cada sensor possui dimensões de 62 mm × 36 mm × 16 mm, peso de 60 g e é composto por um acelerômetro de três eixos (com escala máxima de ± 6 g), um giroscópio de três eixos (com escala completa de $\pm 300^\circ/s$) e um magnetômetro de três eixos (com escala completa de ± 6 Gauss). Este dispositivo foi calibrado com a aceleração da gravidade imediatamente após a fabricação. Para este trabalho, foi utilizado apenas um dispositivo, que coletou os dados a uma frequência de amostragem de 50 Hz. Os dados do sensor inercial foram transmitidos via Bluetooth para um computador e processados usando um *software* específico (BTS G-STUDIO, versão 2.6.12.0), que forneceu automaticamente os parâmetros necessários (GALLI et al., 2015).

Figura 7 - G-sensor, BTS Bioengenharia.



Fonte: Manual da BTS Bioengenharia.

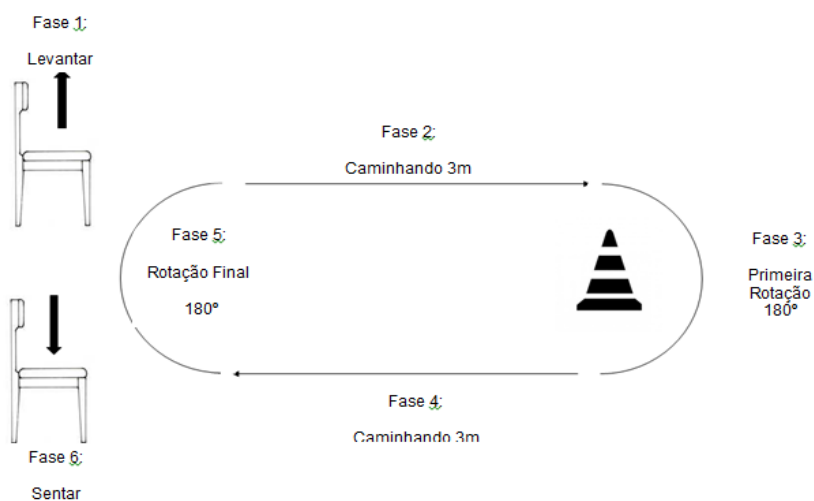
Comprimento mesmo pé (m); Velocidade de marcha: velocidade instantânea média dentro do ciclo de marcha ($m s^{-1}$); Cadência: número de etapas por minuto (passos min^{-1}); Posição e duração da fase de balanço: expressa como uma porcentagem do ciclo da marcha, representando a proporção de um ciclo de marcha que envolve suporte de pé (do calcanhar para o pé com o mesmo pé) e balanço do membro inferior; Duração do

apoio duplo: a duração da fase de apoio em ambos os pés, expressa como uma porcentagem do ciclo de marcha; Angulação da pelve (inclinação, obliquidade e rotação) do passo: distância entre dois contatos de calcanhar consecutivos.

Avaliação da mobilidade funcional por meio o teste Timed Up Go (TUG):

A avaliação da mobilidade foi realizada utilizando o sensor inercial G-Sensor, da BTS Bioengenharia (Figura 6), que é amplamente empregado para avaliar a mobilidade funcional. O dispositivo quantificou em segundos o tempo que o indivíduo levou para realizar a tarefa, ou seja, o tempo necessário para se levantar de uma cadeira padronizada, sem apoio para os braços, deambular três metros, virar, voltar em direção à cadeira e sentar-se novamente (Figura 7) (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991). Os sujeitos foram instruídos a realizar o teste em uma velocidade auto selecionada, de forma segura. O teste foi realizado cinco vezes, nas condições de calçado com guia, calçado sem guia, descalço com guia e descalço sem guia, sendo a primeira execução destinada à familiarização com o procedimento.

Figura 8 - Teste *Timed Up and Go*.



Fonte: Adaptado de Galli et al. (2012).

Avaliação do controle do equilíbrio com perturbação proprioceptiva:

Para avaliar o equilíbrio estático com perturbação proprioceptiva, foi utilizado o Sistema SMART-D 140® (BTS Engineering), que continha duas plataformas de força Kistler Model 9286BA. A frequência de aquisição da plataforma foi de 100 Hz, capturada por quatro sensores piezoelétricos posicionados nas extremidades da plataforma de força,

medindo 400/600 mm. Os dados foram gravados e interpretados por um software (SWAY; *BTS Engineering*), que foi integrado e sincronizado ao sistema SMART-D 140®.

Os participantes foram instruídos a ficarem em pé, o mais parados possível, com os braços pendentes ao longo do corpo e a cabeça mantida na posição vertical. Foram realizadas medidas de 45 segundos do deslocamento do centro de pressão (COP) nos eixos X (ântero-posterior) e Y (médio-lateral), além do COP-GOG. As avaliações ocorreram nas seguintes condições: olhos abertos, olhos fechados e com a perturbação proprioceptiva em uma superfície macia, coletando dados com os olhos abertos e fechados em todos os momentos por trinta segundos.

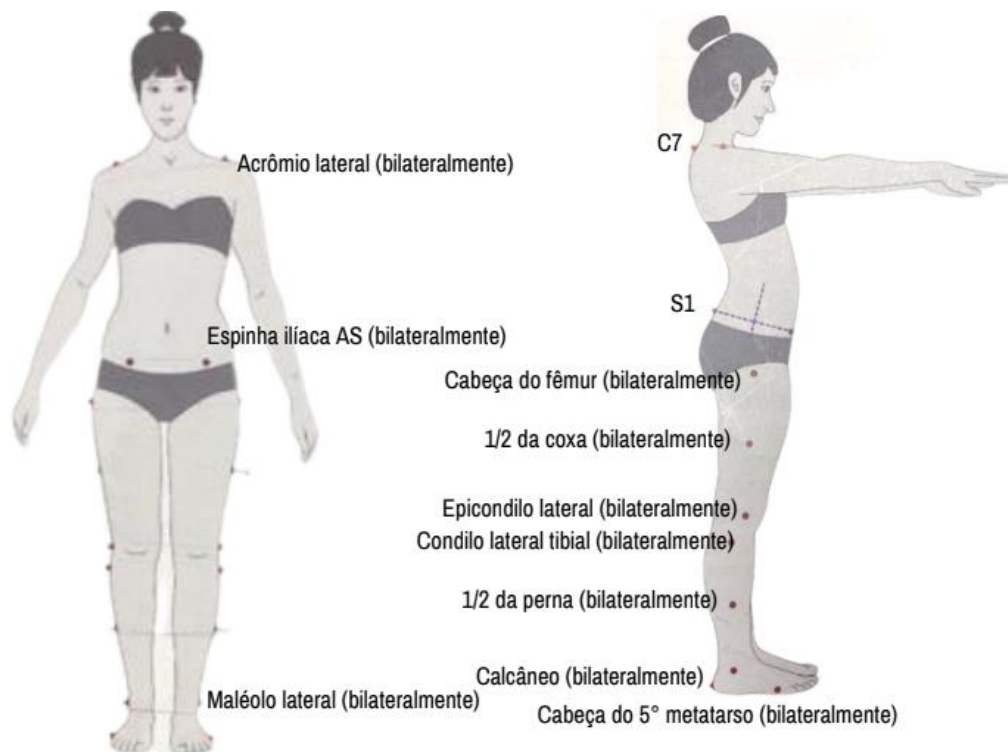
Avaliação do equilíbrio funcional:

Para a avaliação do equilíbrio funcional, foi aplicada a Escala de Equilíbrio Pediátrica (EEP) (ANEXO 2), uma escala que foi traduzida e adaptada para a cultura e população brasileiras, sendo semelhante à escala de equilíbrio de Berg. Esta escala consistiu em 14 tarefas que refletiram várias atividades de vida diária. Os itens foram pontuados em uma escala ordinal de cinco pontos (0, 1, 2, 3 ou 4), onde zero indicava a incapacidade de exercer atividades sem auxílio e quatro representava a habilidade de realizar as tarefas com independência. A pontuação máxima foi de 56 pontos. Os pontos foram baseados no tempo que uma posição pôde ser mantida, na distância que o membro superior foi capaz de alcançar à frente do corpo e no tempo para completar a tarefa (RIES, et al., 2012).

Análise Tridimensional da Marcha associada à Eletromiografia:

A avaliação tridimensional da marcha, associada à avaliação da atividade muscular, foi iniciada com a mensuração dos dados antropométricos, que incluíram: massa corporal, estatura, peso, distância entre as cristas ilíacas anteriores, comprimento da perna, diâmetro do joelho e diâmetro do tornozelo (Figura 8).

Figura 9 - Posicionamento dos marcadores, de acordo com o protocolo de Davis Hell.



Fonte: Manual da BTS Bioengenharia adaptado.

A marcha dos participantes foi analisada ao longo de uma passarela, medindo 90 centímetros de largura por cinco metros de comprimento. Para a avaliação da marcha, foi utilizado o sistema SMART-D 140® (BTS Engineering), que contava com oito câmeras captoras com espectro de resposta sensível ao infravermelho, sincronizadas a um sistema de vídeo e a um computador SMART-D INTEGRATED WORKSTATION® com 32 canais analógicos. Duas plataformas de força (Kistler, modelo 9286BA) foram utilizadas para a coleta dos dados cinemáticos da marcha, capturando os registros dos deslocamentos do centro de pressão e do tempo de contato do pé com a superfície da plataforma.

Para facilitar a fixação dos marcadores retro reflexivos na pele, os participantes foram orientados a estarem vestidos com roupa de banho, e a fixação dos marcadores ocorreu precisamente nos locais anatômicos de referência, conforme descrito por Davis et al. (1991), para adquirir os movimentos dos membros inferiores e do tronco (KADABA et al., 1990). Os marcadores foram posicionados de acordo com o protocolo Helen Hayes para a análise dos movimentos.

Após a colocação dos marcadores, os participantes foram orientados a andar ao longo da pista, onde as duas plataformas de força (modelo 9286A) estavam posicionadas

ao centro. Durante a marcha sobre as plataformas, os dados cinéticos foram coletados e calculados por um sistema de vídeo (BTS, Milão, IT), que estava sincronizado com o sistema de coleta dos dados cinemáticos.

Figura 10 - Avaliação da marcha com sistema SMART-D 140®



Fonte: Próprio autor (2025)

A atividade elétrica do músculo foi coletada simultaneamente com o sistema de análise tridimensional da marcha, sincronizado ao eletromiógrafo FREEEMG® (BTS Engineering), que possuía oito canais com amplificadores de sinais bioelétricos, transmissão de dados sem fio (sistema wireless) e eletrodos bipolares com um ganho total de 2000 e uma frequência de 20-450 Hz. A impedância e o modo de rejeição comum do equipamento eram $>1015 \Omega/0.2 \text{ pF}$ e 60/10Hz 92 dB. Para a colocação dos eletrodos, os pontos motores dos músculos foram identificados, e a limpeza da área foi realizada com álcool a 70% para reduzir a bioimpedância, com base nas recomendações da Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) (HERMENS, et al., 1999).

Todos os dados eletromiográficos foram coletados e digitalizados a uma taxa de 1000 quadros por segundo utilizando o software BTS MYOLAB®. Os dados foram coletados simultaneamente à cinemática e cinética, e ambos foram gerenciados pelo sistema BTS® e pelo software Smart Capture®. As sondas EMG foram anexadas nos músculos retos femorais, tibial anterior, bíceps femoral e sóleo bilateralmente, e cada avaliação foi realizada três vezes.

4.9 Aleatorização e distribuição da amostra

Para garantir a imparcialidade na alocação dos participantes, a distribuição dos pacientes nos grupos de treino foi realizada por um outro membro da pesquisa, sem envolvimento direto na coleta ou análise dos dados. Essa estratégia assegurou um procedimento de randomização cega e alocação sigilosa, impedindo que o avaliador ou os participantes soubessem qual tipo de treinamento estava sendo aplicado.

O método empregado na randomização seguiu um critério de alocação aleatória, onde cada participante foi distribuído entre os grupos de forma equitativa.

4.10 Protocolo de intervenção com Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC):

A intervenção terapêutica consistiu no uso da Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC) durante as dez sessões de intervenção, atuando como um método facilitador de mudanças comportamentais por meio da criação de uma rede neural favorável ao ambiente. A estimulação transcraniana foi aplicada com um aparelho ETCC Transcranial Stimulation (Transcranial Technologies, USA), utilizando dois eletrodos-esponja de superfície (não metálicos) de 5x7 cm², umedecidos em solução salina entre 15-140 mm (DUNDAS et al., 2007), juntamente com o protocolo de exercícios proprioceptivos dinâmicos e estáticos.

Durante as dez sessões de treino, a ETCC estimulou com o eletrodo anódico posicionado centralmente no cerebelo e o eletrodo cátodo na região central supraorbital. Na estimulação placebo, todos os procedimentos de colocação dos eletrodos foram realizados, e o estimulador foi ligado durante 30 segundos, proporcionando aos sujeitos a sensação inicial, mas sem receber estimulação no tempo restante. Este procedimento representou uma forma válida de controle em estudos de estimulação transcraniana por corrente contínua. Uma corrente de 1,5 mA foi aplicada para a estimulação dos córtexes durante os 20 minutos intermediários de cada sessão. O aparelho utilizado para a estimulação elétrica possuía um botão que permitia ao operador controlar a intensidade da corrente, sendo elevada até 1,5 mA e diminuída gradualmente no período final de dez segundos.

Neste estudo, optou-se pela posição dos eletrodos na região supraorbital e cerebelar (Figura 11) para aplicação da tDCS. A escolha dessa montagem baseou-se em evidências que indicam a influência do cerebelo na modulação do controle postural, da

marcha e da coordenação motora, especialmente em populações com déficits sensoriais. A região supraorbital foi utilizada como referência (eletrodo de retorno), por ser uma área comumente empregada em montagens não invasivas, segura e bem tolerada por crianças e adolescentes. Essa configuração tem se mostrado eficaz na indução de efeitos neurofisiológicos relevantes sobre circuitos motores e sensorio-motores, favorecendo a integração proprioceptiva e o equilíbrio postural (FERRUCCI et al., 2015; CELNIK et al., 2008).

Figura 11 - Posição dos eletrodos (região supraorbital e cerebelo).



Fonte: Próprio autor (2025).

Figura 12 - Modelo do aparelho utilizado na intervenção - Transcranial Stimulation (Transcranial Thecnologes, USA)



Fonte: Próprio autor (2025).

Os potenciais efeitos adversos da ETCC foram avaliados no final de cada sessão, utilizando um questionário administrado à criança. O questionário abordou a percepção dos sintomas que ocorreram durante a sessão, como formigamento, sensação de queimação, dor de cabeça, dor nos locais dos eletrodos, sonolência e humor alterado. As crianças foram instruídas a responder usando uma escala de três pontos. Os cuidadores e as crianças também receberam perguntas abertas no início de cada sessão sobre a ocorrência de dor de cabeça, dor no couro cabeludo, sensações de queimação,

vermelhidão da pele, sonolência, dificuldade de concentração e mudanças de humor durante os períodos entre as sessões (APÊNDICE F - Questionário de Avaliação para Efeitos Adversos).

Protocolo de Intervenção com Exercícios Proprioceptivos:

Os exercícios proprioceptivos foram realizados individualmente, em ambiente controlado quanto à temperatura, luminosidade e ruídos, em uma sala ampla (8 × 5 metros), livre de mobiliários e adaptada para o atendimento de crianças e adolescentes com deficiência visual. Todos os participantes realizaram as atividades descalços, com roupas adequadas para a prática de exercícios físicos, e sob supervisão direta de um fisioterapeuta, a fim de garantir segurança e prevenir quedas. Conforme a alocação no protocolo do estudo, cada participante realizou apenas um dos dois programas de exercícios proprioceptivos: estático ou dinâmico.

Figura 13 - Exercícios Proprioceptivos Estáticos



Fonte: Próprio autor (2025).

O programa de exercícios proprioceptivos estáticos incluiu as seguintes posturas: (1) em pé com dedos e pés afastados; (2) em pé com os pés juntos; (3) apoio unipodal sobre o pé direito; (4) apoio unipodal sobre o pé esquerdo; e (5) posição tandem (pé direito à frente com o calcanhar encostado nos dedos do pé esquerdo e vice-versa). Todos os exercícios foram realizados sobre uma superfície instável (prancha de propriocepção),

com estímulos nos eixos anteroposterior (3 séries) e látero-lateral (3 séries), totalizando 6 séries de 30 segundos cada, com 1 minuto de descanso entre as séries. O programa de exercícios proprioceptivos dinâmicos foi composto por: (1) caminhada alternando velocidades sobre cama elástica; (2) caminhada para trás, posicionando um pé atrás do outro; (3) caminhada para frente sobre uma trave de equilíbrio; (4) subida e descida de um lance de escada; e (5) exercícios de deslocamento anteroposterior, látero-lateral, circundação e “quicar” sentado sobre uma bola suíça de 65 cm. As atividades de 1 a 4 foram realizadas em 3 séries de 1 minuto, e a atividade 5 em séries de 30 segundos.

Figura 14 - Imagem da intervenção realizada com o uso da ETCC associada aos exercícios proprioceptivos dinâmicos.



A) Sentado sobre uma bola suíça de 65 cm, realizando movimentos de deslocamentos látero-laterais e anteroposteriores, circundação e “quicar”.

B) Caminhar ora devagar, ora rápido sobre uma cama elástica.



C) Subir e descer escada.



D) Caminhar de costas, posicionando um pé atrás do outro.



E) Andar para frente sobre uma trave.

Fonte: Próprio autor (2025).

5 ANÁLISE DE DADOS

5.1 Análise estatística

Para testar a normalidade dos dados, utilizou-se o teste de Shapiro-Wilk, e para a homogeneidade das variâncias, o teste de Levene. Quando os dados apresentaram distribuição normal e homogeneidade de variância, aplicaram-se análises paramétricas. Caso contrário, utilizaram-se testes não paramétricos ou transformações logarítmicas. O tamanho do efeito (Cohen's d) foi calculado com base na diferença entre as médias das avaliações pré e pós-intervenção, com respectivos intervalos de confiança de 95%.

No estudo 1, comparações entre sujeitos com deficiência visual e videntes foram feitas por meio do teste t independente ou teste de Mann-Whitney, considerando variáveis de marcha, equilíbrio, WALK teste e TUG.

Nos estudos 2 e 3, utilizou-se ANOVA de modelo misto com medidas repetidas, com fatores fixos: grupo (quatro níveis) e tempo (pré, pós e acompanhamento de um mês). O eta-quadrado parcial (η^2p) foi usado para estimar a magnitude dos efeitos. Testes não paramétricos foram considerados quando apropriado.

Empregou-se o teste de Kruskal-Wallis para comparações entre grupos (tDCS ativo vs. placebo), tempo (pré e pós) e interação. Para avaliar assimetria entre membros em variáveis de marcha, foi utilizado o teste de Wilcoxon.

Foi implementada uma análise interina no estudo 2, com objetivo de avaliar desfechos primários em pontos pré-definidos, permitindo decisões sobre continuidade, modificação ou interrupção do ensaio. Essa análise foi conduzida conforme plano estatístico preestabelecido, assegurando validade e integridade dos resultados.

Em caso de dados ausentes, os participantes foram excluídos da análise para evitar viés. Adotou-se um nível de significância de $p < 0,05$. A organização e tabulação dos dados foi realizada no SPSS (v.19.0).

5.2 Resultados

Os resultados da presente Tese serão apresentados no formato de artigos científicos. O estudo I, intitulado Análise Do Padrão Da Marcha Em Crianças E Adolescentes Com Deficiência Visual: Revisão Sistemática foi submetido ao periódico *Infant Behavior and Development*, o estudo II, intitulado Uso De Etcc Com Exercícios Proprioceptivos Para Melhorar A Marcha E O Equilíbrio Em Crianças E Pré-

Adolescentes Com Deficiência Visual: Um Protocolo Para Estudo Clínico Randomizado foi publicado no periódico *Frontiers*. O estudo III, intitulado Desempenho Funcional, Marcha E Equilíbrio Postural Em Crianças E Adolescentes Com Deficiência Visual: Estudo Observacional Transversal foi submetido ao periódico *Journal of Physical Therapy*; por último o estudo IV intitulado Efeitos Da Combinação De Exercícios Proprioceptivos E Estimulação Transcraniana Por Corrente Contínua Na Marcha E Mobilidade Funcional De Crianças E Adolescentes Com Deficiência Visual submetido ao periódico *Brazilian Journal of Physical Therapy*. Além destes resultados, os resultados secundários oriundos desta Tese também se encontram disponíveis nos APÊNDICES D, E e F.

Estudo 1**ANÁLISE DO PADRÃO DA MARCHA EM CRIANÇAS E ADOLESCENTES
COM DEFICIÊNCIA VISUAL: REVISÃO SISTEMÁTICA**

Roberta Carneiro de Toledo¹, Rodolfo Borges Parreira², Deborah Carvalho da Silva Cardoso¹, Claudia Santos Oliveira².

¹ Discente do Programa de Doutorado em Movimento Humano e Reabilitação, Universidade Evangélica de Goiás, Anápolis, Brasil.

² Docente do Programa de Doutorado em Movimento Humano e Reabilitação, Universidade Evangélica de Goiás, Anápolis, Brasil.

Correspondência:

Roberta Carneiro de Toledo

E-mail: robertatole dofisio@gmail.com

RESUMO

Introdução: A visão é uma das principais fontes de informação sensorial e está intimamente relacionada à atividade motora global, ao controle postural, às habilidades, à coordenação, à inteligência e à personalidade. A orientação e a locomoção na ausência da visão representam um desafio, especialmente quando a perda ocorre precocemente, forçando crianças com deficiência visual a integrar e sintetizar informações por meio de outros sentidos. **Objetivo:** Analisar dados da literatura sobre o padrão de marcha de crianças e adolescentes com deficiência visual. **Métodos:** Foi realizada uma busca sistemática nas bases de dados BVS Bireme, PubMed, Scopus e EMBASE, considerando artigos relevantes publicados em inglês, português e espanhol. Os descritores utilizados incluíram os termos “cegueira”, “criança” e “análise da marcha”. **Resultados:** Entre os 11 artigos inicialmente pré-selecionados, quatro foram excluídos por não apresentarem dados cinemáticos ou por não contemplarem a faixa etária de interesse. Nove estudos foram incluídos na análise. **Conclusão:** Existem diferenças significativas no padrão de marcha entre crianças e adolescentes com deficiência visual em comparação com seus pares videntes. Essas alterações incluem menor velocidade da marcha, menor comprimento do passo e aumento da fase de duplo apoio, sugerindo estratégias motoras compensatórias associadas à ausência de visão.

Palavras-chave: Fisioterapia; Marcha; Baixa visão; Análise da marcha.

Introdução

A visão desempenha um papel fundamental na orientação espacial. A visão humana é complexa e fortemente ligada à atividade motora global, ao controle postural, às habilidades, à coordenação, à inteligência e à personalidade (Gesell e Amatruda, 1972; Stones e Kosma, 1987). Para compreender as propriedades espaciais de um ambiente e orientar-se continuamente nele, sinais visuais – juntamente com sinais auditivos, vestibulares, proprioceptivos e motores – são integrados para atualizar as representações espaciais mentais (Loomis et al., 1993; Medendorp e Selen, 2017; Schinazi, Thrash e Chebat, 2016).

Na infância, a locomoção com características funcionais depende da harmonia dos movimentos, que é determinada pelo controle postural estático e dinâmico que a criança adquire. Um conjunto de fatores exerce influência direta ou indireta na qualidade da locomoção em indivíduos com deficiência visual, como a segurança do local, a presença de fatores de risco ambientais, a presença/ausência de um indivíduo que assuma a função de guia e a orientação oferecida por esse indivíduo, as técnicas de orientação e mobilidade empregadas e a disponibilidade de recursos que ofereçam auxílio à marcha (Navarro et al., 2004).

A orientação espacial e a locomoção sem visão constituem um desafio particular (Loomis et al., 1993; Schinazi, Thrash, & Chebat, 2016). Na ausência de informação visual, a navegação é realizada principalmente pela integração de informações resultantes da estimativa de direção, distância percorrida e velocidade derivadas de pistas vestibulares e proprioceptivas (Allen et al., 2004; Cullen e Taube, 2017; Medendorp e Selen, 2017). Crianças cegas precisam integrar e sintetizar informações de outros sentidos e devem ser estimuladas constante e adequadamente desde cedo para garantir que se desenvolvam adequadamente, sem quaisquer deficiências neuropsicomotoras (Veríssimo, 1982; Revuelta, 2000).

Avaliar a forma como crianças cegas andam oferece uma oportunidade intrigante para estudar como a ausência de visão impacta a aquisição e a automatização dos mecanismos de controle dinâmico envolvidos nessa habilidade motora. Portanto, o objetivo do presente estudo foi realizar uma revisão sistemática da literatura sobre a análise do padrão de marcha de crianças e adolescentes com deficiência visual.

2. Materiais e Métodos

2.1 Estratégia de Busca

Esta revisão sistemática foi conduzida de acordo com os Itens de Relato Preferenciais para Revisões Sistemáticas e Meta-Análises (declaração PRISMA) (Moher et al., 2009). O protocolo não foi registrado prospectivamente. Uma busca eletrônica sistemática foi realizada entre janeiro e março de 2025 nas bases de dados BVS Bireme, PubMed, Scopus e EMBASE. As listas de referências de todos os manuscritos recuperados também foram analisadas para identificar estudos relevantes adicionais. Operadores booleanos como "AND", "OR" e "NOT" foram aplicados e adaptados a cada base de dados. A estratégia de busca incluiu os seguintes termos: #1 (blind OR blindness OR “visual impairment” OR “total blindness” OR “sight loss”) AND #2 (child OR children) AND #3 (gait analysis OR gait kinematics OR gait parameters OR walking analysis OR locomotion). O processo de triagem foi gerenciado pelo software Rayyan, e um fluxograma PRISMA foi utilizado para documentar o processo de seleção dos estudos.

2.2 Critérios de Elegibilidade

Foram considerados elegíveis os estudos que atenderam aos seguintes critérios de inclusão: (a) delineamento transversal ou observacional; (b) artigos completos disponíveis em português, inglês ou espanhol; (c) análise da marcha e de variáveis relacionadas à marcha; e (d) inclusão de crianças e adolescentes com idade entre 6 e 17 anos.

Os critérios de exclusão foram: (a) editoriais, revisões, relatos de experiência, resumos, anais de congressos, monografias, dissertações, teses e revisões sistemáticas ou metanálises; (b) participantes com condições médicas associadas.

2.3 Seleção dos Artigos

Na primeira fase, dois revisores independentes (RBP e DCSC) selecionaram os títulos e resumos de acordo com os critérios de elegibilidade. Em casos de incerteza, o texto completo foi recuperado para análise posterior. Durante a segunda fase, os artigos completos foram revisados para confirmar a elegibilidade. As discordâncias foram resolvidas por consenso ou consulta com um terceiro revisor (COS). Uma busca manual adicional nas listas de referências foi realizada para capturar estudos potencialmente ausentes.

2.4 Extração e Síntese de Dados

Os dados foram extraídos de forma independente por dois revisores, utilizando um formulário padronizado que incluía as seguintes variáveis: características do estudo (autores, ano, país), delineamento do estudo, tamanho da amostra, idade dos participantes, tipo de deficiência visual, métodos de avaliação da marcha e principais achados. Devido à heterogeneidade dos delineamentos e desfechos dos estudos, foi realizada uma síntese qualitativa dos achados.

2.5 Avaliação do Risco de Viés

A qualidade metodológica dos estudos incluídos foi avaliada utilizando a lista de verificação Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) (Von Elm et al., 2007). Esta lista de verificação consiste em 22 itens aplicáveis a estudos de coorte, caso-controle e transversais. Cada item foi pontuado como "1" (totalmente atendido), "0,5" (parcialmente atendido) ou "0" (não atendido), para uma pontuação total possível de 22. Pontuações mais altas indicaram melhor qualidade metodológica e relatórios mais abrangentes. A lista de verificação foi aplicada individualmente a cada estudo por dois revisores.

3. Resultados

Um total de 236 registros foram inicialmente identificados por meio de buscas em bases de dados: BVS Bireme (n=88), PubMed (n=128), Scopus (n=11) e Embase (n=9). Após a remoção de 12 registros duplicados, restaram 224 registros. Destes, 98 foram selecionados com base em títulos e resumos, resultando na exclusão de 128 registros. Posteriormente, 96 artigos completos foram avaliados quanto à elegibilidade. Após essa avaliação, 87 artigos foram excluídos por não atenderem aos critérios de inclusão. Portanto, 9 estudos foram incluídos na síntese qualitativa final. A Figura 1 exibe o fluxograma do processo de seleção de artigos de acordo com a declaração PRISMA (Moher et al., 2006). As principais características e o escore de qualidade metodológica dos estudos incluídos na revisão são apresentados na Tabela 1.

Indivíduos de ambos os sexos foram incluídos em todos os estudos. Foram encontradas diferenças entre os estudos quanto às características dos participantes. Uma grande faixa etária na amostra foi encontrada em alguns estudos (Hallemans et al., 2011). O tipo de deficiência visual também variou, como cegueira congênita (Rogge et al., 2021) e cegueira adquirida (Rogge et al., 2021); cegueira total (Uysal et al., 2010; Hallemans et

al., 2011; Gazzellini et al., 2016; Tsaklis, Zorzos, & Mertyri, 2017) e baixa visão (Uysal et al., 2010; Hallemans et al., 2011; Tsaklis, Zorzos, & Mertyri, 2017). Apenas um estudo não relatou o tipo de deficiência visual (Karami et al., 2020).

Diferentes instrumentos foram utilizados para análise da marcha. Quatro estudos empregaram análise cinemática para avaliar variáveis da marcha em crianças e adolescentes (Hallemans et al., 2011; Gazzellini et al., 2016; Tsaklis, Zorzos, & Mertyri, 2017; Karami et al., 2020). Um estudo utilizou um sensor inercial (Rogge et al., 2021). A análise da marcha em um estudo (Uysal et al., 2010) envolveu a aplicação de talco nos pés dos participantes e a caminhada sobre uma plataforma escura. As medidas foram obtidas pelas pegadas e as medições foram realizadas manualmente com o auxílio de uma fita métrica.

As análises da marcha revelaram diferenças gerais significativas entre crianças e adolescentes com deficiência visual e controles (Tabela 1). Indivíduos com deficiência visual levaram mais tempo para realizar o teste em comparação ao grupo controle em cinco estudos (Hallemans et al., 2011; Uysal et al., 2010; Tsaklis, Zorzos e Mertyri, 2017; Karami et al., 2020; Rogge et al., 2021). Os estudos também relataram um comprimento de passo menor (Hallemans et al., 2011; Gazzellini et al., 2016; Karami et al., 2020), maior tempo na fase de apoio simples (Rogge et al., 2021), maior tempo na fase de apoio duplo (Hallemans et al., 2011; Rogge et al., 2021) e uma velocidade de caminhada mais lenta (Uysal et al., 2010; Hallemans et al., 2011; Gazzellini et al., 2016; Karami et al., 2020; Rogge et al., 2021) em comparação com controles com visão. Duas investigações relataram a rotação externa do ângulo de progressão do pé durante a marcha no grupo com deficiência visual (Uysal et al., 2010; Gazzellini et al., 2016). Um estudo (Tsaklis, Zorzos e Mertyri, 2017) constatou que a velocidade média de caminhada de crianças com os olhos vendados no grupo controle não diferiu significativamente daquela do grupo com deficiência visual. Esses achados se alinham com evidências anteriores e fornecem uma visão mais aprofundada dos mecanismos por trás da adaptação da marcha e do equilíbrio em indivíduos com deficiência visual.

O uso de estratégias posturais mais conservadoras (Zarei et al., 2023), a diminuição do controle do tronco (Rasouli Kahaki et al., 2024) e a dependência de pistas multissensoriais (Guarischì et al., 2025) refletem os ajustes neuroplasticidade necessários para compensar a falta de informação visual. Esses estudos corroboram a hipótese de que a privação visual induz adaptações motoras e destacam a importância de intervenções que

aprimorem a integração proprioceptiva e vestibular. A classificação média da qualidade metodológica dos estudos que utilizaram o checklist STROBE foi de 18,7.

4. Discussão

O objetivo desta revisão sistemática foi analisar se crianças e adolescentes com deficiência visual apresentam um padrão de marcha diferente em comparação com aqueles com visão normal. Com base nos resultados dos estudos incluídos, a deficiência visual exerce impacto na cinética e cinemática da marcha em crianças e adolescentes, como velocidade de marcha mais lenta, comprimento do passo menor, aumento do tempo de contato entre o pé e o solo e fase de apoio duplo mais longa. Karami et al. (2020) identificaram um tempo significativamente maior e um número maior de passos no teste de caminhada em estudantes cegos em comparação com estudantes videntes. Isso se deve ao fato de os estudantes cegos utilizarem um comprimento de passo menor para superar a incerteza da marcha causada pela cegueira.

Hallems et al. (2011) relataram que indivíduos cegos apresentaram marcha significativamente mais lenta, com comprimento do passo menor e maior duração da fase de apoio em comparação com um grupo controle e um grupo com baixa visão. Isso foi atribuído à incapacidade das informações vestibulares e proprioceptivas de compensar completamente a ausência de visão. Assim, crianças cegas tendem a adquirir uma marcha mais cautelosa como medida de segurança para superar instabilidades posturais relacionadas à falta de visão. O padrão da marcha também pode ser adaptado para evitar quedas. Hallems constatou que, apesar de apresentarem bom desempenho durante a locomoção no solo, a fase de duplo apoio do ciclo da marcha foi mais longa em indivíduos com deficiência visual.

Esses achados estão de acordo com os dados descritos por Gazzellini et al. (2016). Os autores realizaram uma análise das variáveis da marcha e constataram que crianças com cegueira congênita apresentaram velocidade de caminhada mais lenta, menor comprimento do passo, maior largura do passo, fase de duplo apoio mais longa, maior ângulo de progressão da rotação externa do pé, menor força de reação do solo, menor ângulo máximo do tornozelo, menor momento e potência durante o apoio tardio, maior inclinação da cabeça e menor anteversão pélvica em comparação ao grupo controle. Durante a fase tardia de duplo apoio do ciclo da marcha, pode-se observar um aumento na duração da fase de duplo apoio, bem como reduções nas características dinâmicas da marcha, como flexão plantar máxima do tornozelo, momento dorsal máximo do

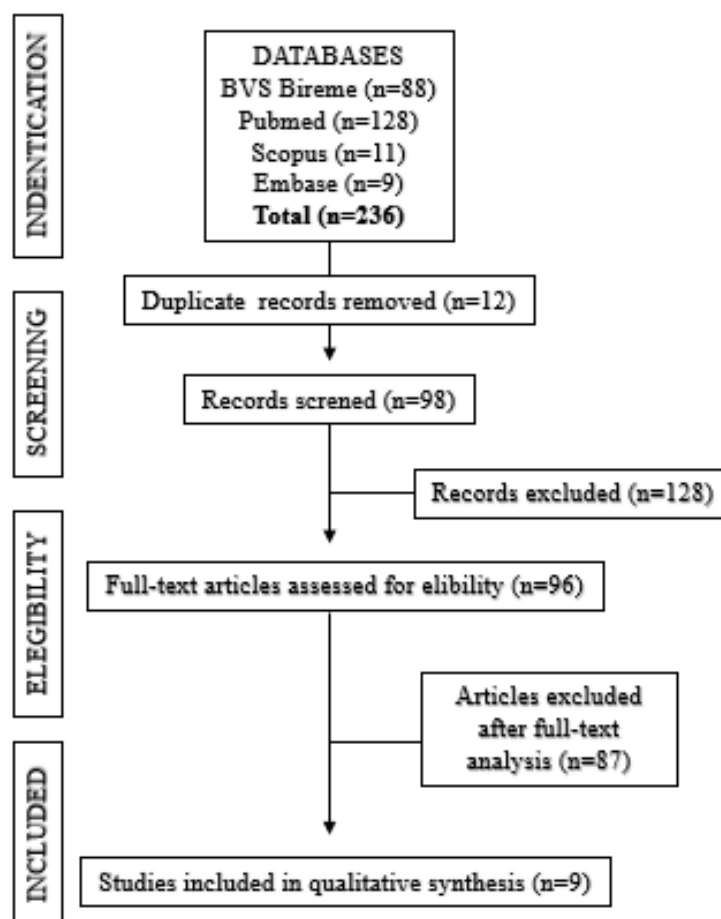
tornozelo, geração de força máxima, força de reação horizontal máxima do solo e força de reação vertical máxima do solo. Esse tipo de padrão surge da inviabilidade do uso da estratégia de controle antecipatório e da necessidade de contar apenas com estratégias preditivas e reativas guiadas por informações vestibulares, acústicas e somatossensoriais contínuas (Patla e Vickers; 2003). Assim, o aumento da largura do passo está associado a um comportamento cauteloso que deve ser devido à incapacidade de antecipar todos os eventos dinâmicos correlacionados à marcha (Gazzellini et al., 2016).

Uysal et al. (2010) também observaram a ocorrência de marcha cautelosa no grupo de crianças com deficiência visual em comparação com crianças videntes. Os autores encontraram uma maior rotação externa dos pés, o que pode ser uma estratégia para aumentar a sensação de segurança e equilíbrio. Além disso, crianças com deficiência visual apresentaram passos mais curtos e um ritmo de caminhada mais lento em comparação aos controles. Acredita-se que a falta de informação visual cause insegurança nas crianças, o que afeta seu equilíbrio e marcha (Russel & Nagaishi, 2005). Verificou-se também que crianças cegas tentavam minimizar seus movimentos independentes, provavelmente para se protegerem de tropeços e quedas. Mesmo quando guiadas por estímulos auditivos, essas crianças se sentiam inquietas (Uysal et al., 2010).

No estudo de Rogge et al. (2021), diferenças significativas nas variáveis da marcha de indivíduos videntes foram encontradas comparando olhos abertos e fechados, com menor variabilidade no tempo da passada e maior estabilidade dinâmica local quando os olhos estavam abertos. Esses achados sugerem que a estabilidade postural é afetada pela ausência de pistas visuais. Os resultados foram interpretados como a ausência de mecanismos compensatórios em indivíduos cegos, sem uso aprimorado ou superior de estímulos não visuais para o controle do equilíbrio. No estudo de Tsaklis, Zorzos e Mertyri (2017), a velocidade média de caminhada de crianças do grupo controle com os olhos vendados (removendo todas as possibilidades de estímulo visual) não diferiu significativamente daquela de crianças com deficiência visual. Além disso, a velocidade de caminhada no grupo controle com os olhos vendados foi maior durante a marcha para frente do que para trás. Isso pode estar relacionado à necessidade de compensar a instabilidade devido à ausência de visão – os participantes adotaram um padrão de marcha mais cauteloso, provavelmente utilizado porque as informações dos proprioceptores e dos órgãos vestibulares não conseguem substituir suficientemente o sistema visual (Saucedo e Yang, 2017).

Os estudos observacionais recentes expandem e reforçam as evidências de que a deficiência visual altera significativamente as estratégias de controle motor em crianças e adolescentes. Zarei et al. (2023) demonstraram que pessoas com deficiência visual

Figura 1. Fluxograma PRISMA mostrando o processo de seleção dos artigos incluídos na presente revisão sistemática.



Legenda: n = número de estudos.

Tabela 1. Principais características dos artigos selecionados e pontuação de qualidade metodológica com base na lista de verificação STROBE.

Autor (Ano)	Faixa etária	Tipo de deficiência visual	Grupos estudados	Método de análise da marcha	Principais resultados	Qualidade metodológica (STROBE)
Uysal et al., 2010	Média de 9,3 a 12,2 anos	16 cegos totais, 4 com baixa visão	GV (n=20), GC (n=20)	Análise da marcha com pés empoeirados e instrumentos básicos em superfície escura	Crianças com DV apresentaram marcha mais lenta, maior rotação dos pés e dificuldades de equilíbrio	16/22
Hallems et al., 2011	6 a 18 anos	4 cegos e 6 com baixa visão	GV (n=28), GC (n=60)	Velocidade da marcha, comprimento do passo e duração do apoio	Grupo com DV apresentou marcha mais lenta, passos mais curtos e maior tempo nas fases de apoio simples e duplo	21/22
Gazzellini et al., 2016	Média de 7,9 a 8,3 anos	Cegueira total congênita	GV (n=12), GC (n=11)	Análise cinemática e cinética da marcha; forças de reação do solo	Crianças com DV apresentaram menor velocidade, passos mais curtos e largos, ângulos alterados de tronco e pelve, e menor potência	20/22
Tsaklis et al., 2017	7 a 12 anos	Cegueira total ou parcial congênita	GV (n=10), GC (n=10)	Análise tridimensional da marcha (avanço e retrocesso), velocidade	Sem diferença significativa de velocidade no avanço; DV mais lenta na marcha para trás	19,5/22
Karami et al., 2020	8 a 16 anos	Tipo de DV não especificado	GV (n=18), GC (n=27)	Análise cinemática da marcha: comprimento do passo, cadência, velocidade	Crianças com DV caminharam mais lentamente, deram passos mais curtos e levaram mais tempo no teste	17,5/22
Rogge et al., 2021	8 a 18 anos	9 com cegueira congênita, 5 adquirida	GV (n=14), GC (n=14)	Sensor inercial sem fio; teste de caminhada de 6 minutos	Participantes com DV fisicamente ativos demonstraram melhor estabilidade e navegação na marcha	18/22
Zarei et al., 2023	Crianças	Com e sem deficiência visual ou auditiva	DV, DA, Controle	Estratégias de recuperação de equilíbrio diante de perturbações	Crianças com DV adotaram estratégias mais conservadoras de recuperação postural	18,5/22

Rasouli Kahaki et al., 2024	Não especificado	Cegos e videntes	DV vs. Videntes	Estabilidade dinâmica do tronco por acelerometria	Indivíduos com DV apresentaram menor estabilidade dinâmica do tronco	19,5/22
Guarichi et al., 2025	Crianças com DV	Foco na integração multissensorial e comportamento motor	Grupo DV	Observação naturalística do comportamento motor	A integração multissensorial foi essencial para interação motora das crianças com DV	18/22

Legenda: GC – grupo controle; GVI – grupo deficiência visual.

REFERÊNCIAS

- Gesell, A., Amatruda, CS. (1972). Avaliação e tratamento do desenvolvimento neuropsicológico no lactente e na criança pequena: o normal e o patológico (3ª ed.) São Paulo: Atheneu.
- Stones, M.J., & Kozma, A. (1987). Balance and age in the sighted and blind. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 68(2), 85–89.
- Loomis, J.M., Klatzky, R.L., Golledge, R.G., Cicinelli, J.G., Pellegrino, J.W., & Fry, P. A. (1993). Nonvisual navigation by blind and sighted: assessment of path integration ability. *Journal of experimental psychology. General*, 122(1), 73–91. <https://doi.org/10.1037//0096-3445.122.1.73>.
- Medendorp, W.P., & Selen, L. (2017). Vestibular contributions to high-level sensorimotor functions. *Neuropsychologia*, 105, 144–152. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2017.02.004>.
- Schinazi, V. R., Thrash, T., & Chebat, D. R. (2016). Spatial navigation by congenitally blind individuals. *Wiley interdisciplinary reviews. Cognitive science*, 7(1), 37–58. <https://doi.org/10.1002/wcs.1375>.
- Navarro, A., Fukujima, M.M., Fontes, S.V., Matas, S.L.A., & Prado, GF. (2004). Coordenação motora e equilíbrio não são totalmente desenvolvidos em crianças cegas com 7 anos de idade. *Arquivos de Neuropsiquiatria, São Paulo*, 62(3), 654-65. <https://doi.org/10.1590/S0004-282X2004000400016>.
- Allen, G. L., Kirasic, K. C., Rashotte, M. A., & Haun, D. B. (2004). Aging and path integration skill: kinesthetic and vestibular contributions to wayfinding. *Perception & psychophysics*, 66(1), 170–179. <https://doi.org/10.3758/bf03194870>.
- Cullen, K., & Taube, J. (2017). Our sense of direction: progress, controversies and challenges. *Nature Neuroscience*, 20, 1465–1473. <https://doi.org/10.1038/nn.4658>.
- Veríssimo, H. (1982). Aprendizagem e déficit visual. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- Revuelta, R.M.L. (2000). Palmo a palmo. *Madrid: Guias*.
- Von, E.E., Altman, D.G., Egger, M., Pocock, S.J., Gøtzsche, P.C., & Vandenbroucke, J.P. (2007). Strengthening the reporting of observational studies in epidemiology (STROBE) statement: guidelines for reporting observational studies. *British Medical Journal*, 335(7624):806-8.
- Moher, D., Liberati, A., Tetzlaff, J., & Altman, D.G. (2009). The PRISMA Group. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA Statement. *PLoS Med.* 2009;6(7):e1000097. <https://doi.org/10.7326/0003-4819-151-4-200908180-00135>.
- Hallems, A., Ortibus, E., Truijen, S., & Meire, F. (2011). Development of independent locomotion in children with a severe visual impairment. *Research in developmental disabilities*, 32(6), 2069–2074. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2011.08.017>.

Karami, H., Karami, K., Khafaie, MA., Zahednejad, S., & Arastoo, AA. The Physiological Cost Index and Some Kinematic Parameters of Walking and Jogging in Blind and Sighted Students

Rogge, A. K., Hamacher, D., Cappagli, G., Kuhne, L., Hötting, K., Zech, A., Gori, M., & Röder, B. (2021). Balance, gait, and navigation performance are related to physical exercise in blind and visually impaired children and adolescents. *Experimental brain research*, 239(4), 1111–1123. <https://doi.org/10.1007/s00221-021-06038-3>.

Best, K. L., Rushton, P. W., Sheriko, J., Arbour-Nicitopoulos, K. P., Dib, T., Kirby, R. L., Lamontagne, M. E., Moore, S. A., Ouellet, B., & Routhier, F. (2023). Effectiveness of wheelchair skills training for improving manual wheelchair mobility in children and adolescents: protocol for a multicenter randomized waitlist-controlled trial. *BMC pediatrics*, 23(1), 485. <https://doi.org/10.1186/s12887-023-04303-8>.

Zarei, H., Norasteh, A. A., Lieberman, L. J., & Brian, A. (2023). Balance Recovery Strategy in Children With and Without Hearing or Visual Impairments. *Motor control*, 28(1), 1–14. <https://doi.org/10.1123/mc.2023-0029>.

Guarisch, M., Montagnani, E., Catalano, G., Saligari, E., Signorini, S., & Gori, M. (2025). From motion to interaction: How multisensory information shapes motor behaviors in children with visual impairment. *Research in developmental disabilities*, 159, 104956. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2025.104956>.

Gazzellini, S., Lispi, M.L., Castelli, E., Trombetti, A., Carniel, S., Vasco, G., Napolitano, A., & Petrarca, M., (2016). The impact of vision on the dynamic characteristics of the gait: strategies in children with blindness. *Experimental Brain Research*, (234), 2619–2627. <https://doi.org/10.1007/s00221-016-4666-9>.

Uysal, S. A., Erden, Z., Akbayrak, T., & Demirtürk, F. (2010). Comparison of Balance and Gait in Visually or Hearing Impaired Children. *Perceptual and Motor Skills*, 111(1), 71–80. <https://doi.org/10.2466/10.11.15.25.PMS.111.4.71-80>.

Tsaklis, P., Zorzos, S., & Mertyri, D. (2017). Gait adaptations after vestibular stimulation in children with congenital visual impairments: a comparative study. *Human Movement*, 18(4), 3–11. <https://doi.org/10.1515/humo-2017-0034>.

Patla, A.E., & Vickers, J. (1997) Where and when do we look as we approach and step over an obstacle in the travel path. *Neuroreport*, 8:3661–3665.

Saucedo, F., & Yang, F. (2017). Effects of visual deprivation on stability among young and older adults during treadmill walking. *Gait Posture*. 54:106–111; doi: 10.1016/j.Gaitpost.2017.03.001.

Estudo 2

USO DE ETCC COM EXERCÍCIOS PROPRIOCEPTIVOS PARA MELHORAR A MARCHA E O EQUILÍBRIO EM CRIANÇAS E PRÉ-ADOLESCENTES COM DEFICIÊNCIA VISUAL: UM PROTOCOLO PARA ESTUDO CLÍNICO RANDOMIZADO

Roberta Carneiro de Toledo^{1}, Rodolfo Borges Parreira¹, Deborah Carvalho da Silva Cardoso¹, Natália de Almeida Carvalho Duarte¹, Jamile Benite Palma Lopes¹, Lorraine Barbosa Cordeiro², Daniela Rosana Pedro Fonseca¹, Iranse Oliveira Silva³, Renata Calhes Franco³, Karla Cristina Naves de Carvalho³, Andrei Machado Viegas da Trindade¹, Samara Lamounier Santana Parreira³, Manuela Galli⁴, Venorina Cimolin⁴, Claudia Santos Oliveira^{2,3}*

¹ Mestrado e Doutoral Programas em Humanas Movimento e Reabilitação , Evangélica Universidade de Goiás, Anápolis, Brasil

² Física Terapia Departamento , Evangélico Universidade de Goiás, Anápolis, Brasil

³ Mestrado e Doutoral Programas em Ciências da Saúde , Faculdade de Ciências Médicas , Santa Casa de São Paulo, São Paulo, Brasil

⁴ Departamento de Eletrônicos , Informação e Bioengenharia , Politécnico di Milano, Milão, Itália

* Correspondência:

Roberta Carneiro de Toledo

e-mail: robertatole dofisio@gmail.com

Resumo

Na ausência de informações do sistema visual, o equilíbrio é guiado por apenas dois dos três sistemas aferentes. Se não houver estimulação precoce desses sistemas, crianças cegas tendem a se tornar passivas, o que pode ter um impacto negativo no tônus muscular, na coordenação e no equilíbrio. O objetivo do presente protocolo de estudo é investigar se a estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) pode aumentar os efeitos de exercícios proprioceptivos estáticos e dinâmicos no controle da marcha e do equilíbrio em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida ou congênita. Este ensaio clínico randomizado será conduzido em três fases, começando com uma análise transversal, seguida por um estudo piloto e concluindo com um ensaio clínico em grande escala. O estudo será conduzido após a aprovação do conselho de ética em pesquisa da Universidade Evangélica de Anápolis, Anápolis, GO, Brasil (número do certificado: 4610052.6.0000.5076). O estudo será dividido em três fases. A fase 1 será um estudo transversal para caracterizar a marcha, o controle postural e o equilíbrio (estático e dinâmico) na amostra. A fase 2 será um estudo piloto que servirá para determinar o tamanho da amostra na fase 3. Ambas as fases 2 e 3 empregarão os mesmos métodos e constituirão um ensaio clínico randomizado, controlado, duplo-cego. Os participantes serão divididos aleatoriamente em quatro grupos: G1) tDCS ativa + exercícios proprioceptivos estáticos; G2) tDCS simulada + exercícios proprioceptivos estáticos; G3) tDCS ativa + exercícios proprioceptivos dinâmicos; G4- tDCS simulada + exercícios proprioceptivos dinâmicos. Os resultados serão baseados em avaliações realizadas em três momentos (pré-intervenção, pós-intervenção [após dez sessões de tratamento] e acompanhamento de um mês) e envolverão análise tridimensional da marcha, bem como avaliações da mobilidade funcional e do equilíbrio (estático e dinâmico). Os resultados esperados deste protocolo de estudo incluem a determinação das diferenças posturais, da mobilidade funcional e do equilíbrio estático entre

crianças e pré-adolescentes com deficiência visual congênita e adquirida, e possibilitarão o estabelecimento de novos protocolos de reabilitação.

Palavras-chave: Cegueira ¹; Estimulação Transcraniana ²; Marcha ³; Criança ⁴; Desenvolvimento Infantil ⁵; tDCS ⁶.

Introdução

De acordo com o Plano de Ação do Programa Visão 2020 da Agência Internacional para a Prevenção da Cegueira (IAPB), estima-se que 1,4 milhão de crianças em todo o mundo tenham alguma forma de deficiência visual [1]. A agência relata que as principais causas da cegueira infantil incluem cicatrizes na córnea, catarata, glaucoma, retinopatia da prematuridade, erros de refração e baixa visão, que abrange deficiência visual intratável e cegueira em todas as regiões do mundo. A orientação espacial e a mobilidade independente sem visão apresentam desafios [2,3]. Na ausência de informações visuais, a navegação depende principalmente da integração de pistas relacionadas à direção, distância e velocidade derivadas de estímulos vestibulares e proprioceptivos [4,5]. Crianças cegas precisam integrar e sintetizar informações de outros sentidos e devem receber estimulação consistente e adequada desde cedo para apoiar seu desenvolvimento típico sem déficits neuropsicomotores [6,7].

O equilíbrio é resultado de interações entre os sistemas visual, somatossensorial e vestibular, que fornecem feedback ao sistema nervoso central sobre os ajustes necessários. Na ausência de informação visual, o equilíbrio é guiado por apenas dois desses três sistemas aferentes [7]. Assim, indivíduos com deficiência visual dependem mais fortemente de informações vestibulares e somatossensoriais para manter o equilíbrio, enquanto indivíduos com visão dependem principalmente de estímulos visuais [8]. Para manter o equilíbrio e evitar quedas, indivíduos com deficiência visual apresentam desvios posturais desde a infância até a idade adulta e adotam posturas compensatórias para manter uma postura ereta, o que influencia os padrões da marcha [9,10]. Indivíduos cegos apresentam estratégias comportamentais no sistema de controle postural que produzem maior oscilação corporal, aprimorando as informações aferentes dos sentidos restantes [11]. Curiosamente, quando crianças cegas são estimuladas com exercícios proprioceptivos, o controle postural melhora, conforme demonstrado por reduções na velocidade de oscilação e no deslocamento do centro de pressão [12].

A baixa visão em crianças de oito a onze anos afetou a estabilidade postural na posição em pé, bem como a velocidade dos ajustes posturais, impactando negativamente o equilíbrio [13]. Essas descobertas fornecem insights valiosos sobre os mecanismos de ajuste que contribuem para

a manutenção de uma postura ereta em situações desafiadoras. Houwen et al. [14] descobriram que indivíduos com deficiência visual apresentaram velocidade de marcha reduzida, menor comprimento da passada e maior duração da fase de apoio durante a marcha em comparação com indivíduos videntes. Exercícios que estimulam as vias vestibulares e proprioceptivas são, portanto, cruciais para indivíduos com deficiência visual. Por exemplo, exercícios proprioceptivos podem melhorar o equilíbrio e favorecer a estabilidade corporal, reduzindo os movimentos do centro de pressão ou permitindo uma recuperação mais rápida [15].

A propriocepção e as informações sensoriais da superfície plantar são essenciais para a manutenção do controle postural em condições típicas de indivíduos cegos [16,17]. Crianças cegas que não são estimuladas desde cedo tendem a se tornar passivas, com impactos negativos no tônus muscular, na coordenação motora e no equilíbrio. Portanto, a intervenção precoce é crucial para prevenir potenciais atrasos neuromotores nesses indivíduos [18].

A combinação de terapias motoras com métodos que estimulam áreas específicas do cérebro, como o cerebelo, pode produzir resultados mais eficazes do que a terapia motora sozinha [17,18]. O cerebelo desempenha um papel crucial na coordenação motora e no controle do equilíbrio, tornando-se uma região estratégica para intervenções que visam melhorar a postura e a marcha. De acordo com Zhou et al. [17], a estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) influencia as redes corticais e cerebelares durante o controle postural e tarefas de marcha, modulando a excitabilidade cortical, o que pode melhorar a função motora durante tarefas cognitivas. Estudos recentes indicam que a ETCC cerebelar também promove a plasticidade neural e melhora o controle motor em crianças com distúrbios neuromotores [18-21]. Parreira et al. [20] demonstraram que a ETCC pode melhorar os parâmetros do potencial evocado motor (PEM), correlacionando-se com melhorias no controle motor. A PEM reflete a excitabilidade dos neurônios corticoespinais [23] e está associada à plasticidade neural [23]. Além disso, as alterações na PEM vão além das áreas diretamente estimuladas pela ETCC [23,24]. No entanto, os efeitos da ETCC cerebelar em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual ainda são pouco compreendidos, o que reforça a necessidade de investigar seu potencial na melhoria do controle postural e da coordenação motora nessa população.

Este estudo, portanto, visa avaliar se a tDCS pode amplificar os efeitos de exercícios proprioceptivos estáticos e dinâmicos na marcha e no equilíbrio em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual. O estudo busca correlacionar diferenças em resultados relacionados à marcha, equilíbrio estático e dinâmico e mobilidade funcional entre exercícios proprioceptivos dinâmicos e estáticos. Ele também analisa os efeitos específicos desses exercícios na marcha, equilíbrio e mobilidade funcional conduzindo uma análise comparativa dos efeitos da tDCS

ativa versus simulada, combinada com exercícios proprioceptivos, nas mesmas variáveis em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual. Nossa hipótese é que a tDCS combinada com exercícios proprioceptivos estáticos e dinâmicos pode melhorar a marcha e o equilíbrio, pois esses indivíduos apresentam déficits em equilíbrio, postura e marcha devido à falta de coordenação visomotora. Acreditamos que o protocolo proposto pode melhorar a marcha, o equilíbrio e o controle postural nesses indivíduos modulando a neuroplasticidade [20,24].

Materiais e métodos

Desenho do estudo

Este estudo de protocolo é uma proposta para um estudo de ensaio clínico que seguiu os itens de protocolo padrão para ensaios clínicos de acordo com a declaração SPIRIT 2013 [28]. O estudo será dividido em três fases (Tabela 1). Fase 1: compreenderá um estudo transversal para caracterizar o controle postural, o equilíbrio estático e dinâmico e a marcha da amostra. Fase 2: compreenderá um estudo piloto com uma amostra de conveniência de crianças e pré-adolescentes de 6 a 12 anos com deficiência visual e crianças e pré-adolescentes com visão normal. O objetivo do estudo piloto será observar os efeitos da tDCS no controle postural e na marcha durante um protocolo de exercício proprioceptivo. Os resultados desta fase serão utilizados para estimar o tamanho amostral da Fase 3, descrita na Figura 1. Fase 3: será um ensaio clínico randomizado, controlado, duplo-cego, em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual, onde buscaremos se haverá diferenças entre a pré-intervenção, a pós-intervenção e após 1 mês de tratamento por meio da análise tridimensional da marcha, eletromiografia, mobilidade funcional e avaliação estática e dinâmica da marcha.

Aprovação ética

O estudo proposto será conduzido seguindo as diretrizes e normas regulamentadoras estipuladas pelo Conselho Nacional de Saúde em outubro de 1996 e atualizadas na Resolução 466 de 2012, que regulamenta a pesquisa envolvendo seres humanos no Brasil. O estudo será conduzido após aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da *Universidade Evangélica de Goiás*, Anápolis, GO, Brasil (número do certificado: 4610052.6.0000.5076). O protocolo do estudo foi registrado no *Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos* (ReBEC) (número RBR-3chg6v5) disponível em {<https://ensaiosclinicos.gov.br/>}.

Tamanho da amostra e recrutamento

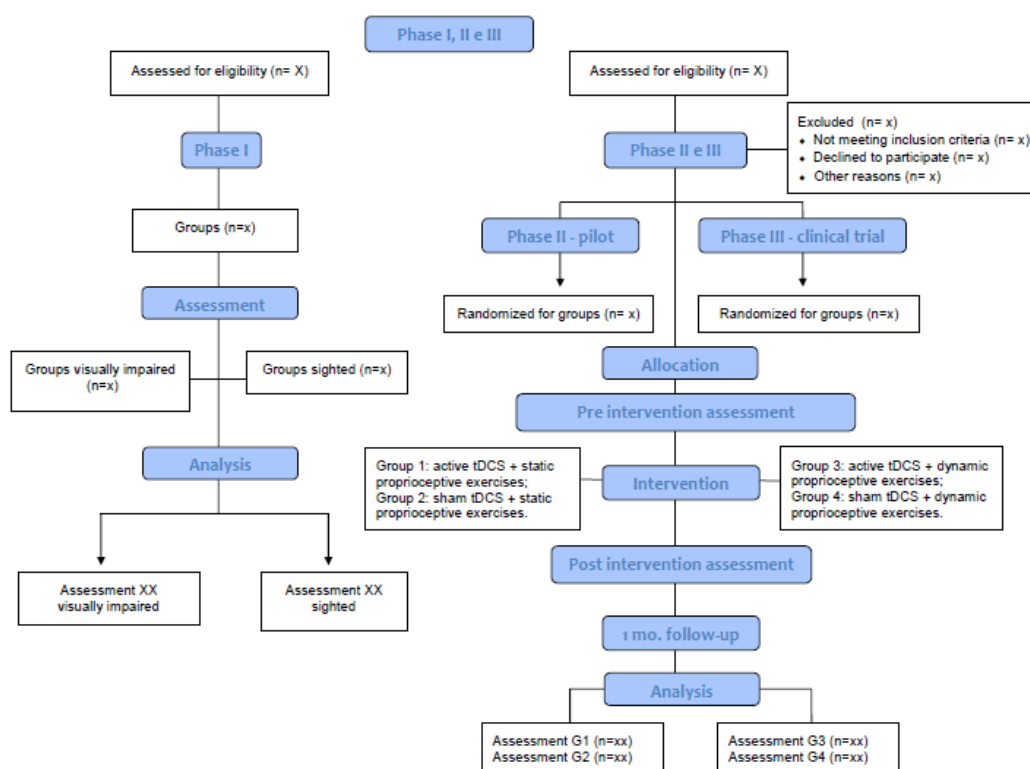
O tamanho da amostra para a Fase 3 do estudo será estimado com base na diferença mínima entre a média dos resultados da análise de variância obtidos tanto da velocidade da marcha quanto do deslocamento do centro de pressão (COP) como desfecho primário obtido nos grupos do estudo piloto (Fase 2) considerando o desfecho primário. Assim, o tamanho da amostra será estimado com um alfa unidirecional de 0,05 e um poder estatístico de 85%. A amostra determinada pelo cálculo será acrescida de 20% para compensar possíveis desistências. Como este é um estudo de proposta para um ensaio clínico, para a parte do estudo, o objetivo principal do estudo será estabelecer um tamanho do efeito para o tratamento tDCS em associação com exercícios proprioceptivos. Isso é independente do número de voluntários, mas nos permite estimar o número que seria necessário para atingir significância estatística dependendo do tamanho do efeito que observamos.

Crianças e pré-adolescentes com deficiência visual serão encaminhados por profissionais de saúde do Centro Municipal de Atendimento à Diversidade (CEMAD) da cidade de Anápolis, Brasil. Os indivíduos pré-selecionados serão submetidos a triagem, coleta de informações pessoais e medidas antropométricas. A deficiência visual será caracterizada com base na classificação do grau de deficiência visual proposta pela Organização Mundial da Saúde, pela Classificação Estatística Internacional de Doenças e pela 10ª edição da Classificação Internacional de Doenças, na qual a acuidade visual $< 20/400$ ou $< 20/200$ no melhor olho é classificada como deficiência visual [27,28].

O estudo será dividido em três fases. Os resultados da Fase 2 servirão de base para a Fase 3. A Fase 3 foi delineada de acordo com as diretrizes atualizadas para relato de ensaios clínicos randomizados de grupos paralelos CONSORT, 2010 [29]. Na primeira fase será utilizada uma amostra de conveniência, composta por 10 crianças e pré-adolescentes de ambos os sexos com deficiência visual entre seis e 12 anos de idade, que serão recrutados no CEMAD da cidade de Anápolis, e um grupo controle de 10 crianças e pré-adolescentes de ambos os sexos com visão na mesma faixa etária, que serão recrutados por meio de convites informais. Os pacientes com deficiência visual serão encaminhados com diagnóstico médico realizado por oftalmologista. Esses 20 indivíduos serão utilizados para caracterizar o padrão de marcha, equilíbrio e mobilidade funcional. A segunda fase será um estudo piloto conduzido com os mesmos métodos do estudo principal e fornecerá dados para o cálculo do tamanho da amostra [Fig. 1]. Para determinar diferenças no padrão da marcha, equilíbrio e mobilidade funcional, indivíduos cegos realizarão a avaliação e os testes com/sem uma bengala-guia e usando sapatos e descalços.

Como esta pesquisa envolve crianças e pré-adolescentes, os pais e/ou responsáveis serão consultados previamente para esclarecimento dos objetivos da pesquisa, bem como riscos e benefícios, e aqueles que aceitarem participar da pesquisa assinarão um termo de consentimento por meio da assinatura do Formulário de Consentimento do Adulto. As crianças e os pré-adolescentes também serão informados sobre os objetivos e propósitos da pesquisa, os quais, caso também concordem, deverão assinar o Termo de Assentimento da Criança desenvolvido em linguagem específica para a faixa etária. Ao final do estudo, os sujeitos do grupo sham receberão tDCS ativa como forma de tratamento e adesão ao estudo. Por fim, caso o paciente decida se retirar do acompanhamento, os motivos da retirada serão registrados para posterior análise na interpretação dos resultados.

Figura 1. Fluxograma do desenho do estudo baseado na orientação CONSORT 2010 para protocolos de ensaios clínicos.



Legenda: G1 (Grupo 1) - tDCS ativa combinada com exercícios proprioceptivos estáticos; G2 (Grupo 2) - tDCS simulada combinada com exercícios proprioceptivos estáticos; G3 (Grupo 3) - tDCS ativa combinada com exercícios proprioceptivos dinâmicos; G4 (Grupo 4) - tDCS simulada combinada com exercícios proprioceptivos dinâmicos; t – tempo em meses; n – número da amostra.

Crítérios de elegibilidade

Para serem incluídos no estudo, crianças e pré-adolescentes devem apresentar quaisquer anormalidades do sistema visual que os levem à cegueira total, como: distúrbios da retina, glaucoma, degeneração macular, retinite pigmentosa, toxoplasmose, catarata, descolamento de

retina, anormalidades do nervo óptico, amaurose de Leber e astrocitoma. Como critérios de exclusão, definiremos: uso de medicamentos que afetem o sistema nervoso central, equilíbrio ou coordenação, sintomas de vertigem ou tontura, condição clínica que afete o equilíbrio e a marcha, cirurgia de membro inferior, doença vascular e sensorial. Critérios de exclusão adicionais que serão considerados para tDCS são: enxaqueca/cefaleia frequente, implante metálico na cabeça ou pescoço, condição do couro cabeludo ou da pele e convulsões.

Randomização e alocação em grupos

A randomização ocorrerá em blocos. Os participantes e pesquisadores serão cegos quanto à alocação da condição tDCS . Os indivíduos que atenderem aos critérios de elegibilidade serão alocados aleatoriamente a um dos quatro grupos de estudo usando uma plataforma digital de randomização (www.randomization.com). Envelopes opacos e selados serão usados para ocultar as informações do grupo. Após a assinatura do consentimento informado, os indivíduos escolherão um envelope com o nome do grupo ao qual serão alocados nas fases 2 e 3. Esta etapa será gerenciada por uma terceira pessoa que não faz parte do estudo. Os grupos serão divididos de acordo com o tipo de terapia: Grupo 1 (G1) – tDCS ativa combinada com exercícios proprioceptivos estáticos; Grupo 2 (G2) – tDCS simulada combinada com exercícios proprioceptivos estáticos; Grupo 3 (G3) – tDCS ativa combinada com exercícios proprioceptivos dinâmicos; Grupo 4 (G4) – tDCS simulada combinada com exercícios proprioceptivos dinâmicos.

Mascaramento

Os participantes, terapeutas e avaliadores envolvidos no estudo serão cegos quanto à alocação do tratamento. Durante a intervenção, tanto na condição tDCS ativa quanto na simulada , os eletrodos serão aplicados da mesma maneira. No entanto, na condição simulada, a estimulação será aplicada apenas nos primeiros 30 segundos para simular a sensação da tDCS , após os quais nenhuma corrente será aplicada durante o tempo restante da sessão.

Os terapeutas que administram a intervenção não terão acesso à sequência de alocação e realizarão os mesmos exercícios proprioceptivos para todos os participantes, independentemente do grupo. Para evitar qualquer viés, os indivíduos responsáveis pela coleta e análise dos dados também não terão acesso à alocação dos grupos.

Medidas

Teste Timed Up and Go

O teste Timed Up and Go (TUG) é amplamente utilizado para avaliar a mobilidade funcional e consiste no tempo em segundos necessário para se levantar de uma cadeira padrão, caminhar em linha reta por três metros, virar-se, caminhar de volta para a cadeira e sentar-se novamente. Um tempo maior necessário para completar a tarefa denota uma mobilidade funcional mais pobre. No início do teste, o participante estará sentado com as costas contra o encosto da cadeira e deverá retornar a esta mesma posição no final do teste. O teste começará com o comando “Vá”. O teste TUG será realizado quatro vezes nas seguintes condições: com sapatos e bengala; com sapatos sem bengala; descalço com bengala; e descalço sem bengala. Os participantes primeiro farão um teste prático para se familiarizarem com o teste. Durante o teste, o sensor G (BTS Bioengineering) será usado para a quantificação precisa do tempo necessário para realizar a tarefa [30]. Analisaremos a mobilidade funcional por meio de variáveis como: duração da fase (s), aceleração e velocidade do TUG, passagem de sentado para em pé, de em pé para sentado, giro médio e giro final.

Teste de caminhada

No teste de caminhada, o participante será instruído a andar em linha reta por sete metros. A avaliação será realizada utilizando um sensor inercial (G-Sensor®), que coletará variáveis espaço-temporais, parâmetros cinemáticos gerais, índice de simetria, índice de propulsão e cinemática pélvica. [31]. Participantes vai executar o teste três vezes, e o significado de o ensaios vai ser usado para análise estatística.

Sensor G

O G-Sensor® (BTS Bioengineering, Itália) é um sistema portátil e sem fio composto por sensores inerciais utilizados para a análise do movimento humano. O dispositivo será fixado ao corpo por meio de uma cinta específica, permitindo total liberdade de movimento ao participante. Os dados coletados são transmitidos via Bluetooth para um computador e processados em tempo real. Ao final de cada teste, um relatório detalhado é gerado com todas as variáveis registradas.

Os sensores são controlados por uma unidade de gravação de dados (com suporte para até 16 sensores simultaneamente), utilizando comunicação via rádio ZigBee. Cada sensor possui dimensões de $62 \times 36 \times 16$ mm, peso de 60 g e é composto por: um acelerômetro triaxial (com escala máxima de ± 6 g), um giroscópio triaxial (escala total de $\pm 300^\circ/\text{s}$) e um magnetômetro triaxial (escala total de ± 6 Gauss). O dispositivo é calibrado utilizando a

aceleração gravitacional imediatamente após sua fabricação, garantindo precisão nos dados coletados.

Neste estudo, o G-Sensor® será utilizado durante a aplicação do teste Timed Up and Go (TUG) e do teste de caminhada para obtenção de dados precisos relacionados a variáveis espaço-temporais e mobilidade funcional. Os dados serão processados pelo software BTS G-STUDIO® (versão 2.6.12.0), que fornece automaticamente os seguintes parâmetros: Comprimento do passo (m); Velocidade da marcha: velocidade média instantânea dentro do ciclo da marcha (m/s); Cadência: número de passos por minuto (passos/min); Duração da fase de oscilação: expressa como porcentagem do ciclo da marcha (correspondente à fase entre a saída da ponta do pé e o contato do calcanhar do mesmo pé); Duração da fase de duplo apoio: tempo com ambos os pés em contato com o solo, expresso como porcentagem do ciclo da marcha; Angulação pélvica: incluindo inclinação, obliquidade e rotação; Comprimento da passada: distância entre dois contatos consecutivos do calcanhar.

Inventário de Avaliação Pediátrica de Incapacidade (PEDI)

O desempenho funcional será avaliado quantitativamente por meio do Inventário de Avaliação Pediátrica de Incapacidade (PEDI), um questionário aplicado em forma de entrevista a um cuidador com informações sobre o desempenho da criança em relação às atividades e tarefas rotineiras. O teste é composto por três partes: a primeira aborda habilidades do repertório da criança agrupadas em três domínios funcionais: autocuidado (73 itens), mobilidade (59 itens) e função social (65 itens). Cada item recebe pontuação 0 (a criança é incapaz de realizar a atividade) ou 1 (a atividade faz parte do repertório de habilidades da criança). As pontuações são totalizadas por domínio [34].

Escala de Equilíbrio Pediátrica (PBS)

A Escala de Equilíbrio Pediátrica (*Pediatric Balance Scale – PBS*) é uma versão modificada da Escala de Equilíbrio de Berg, desenvolvida especificamente para avaliar o equilíbrio em crianças em idade escolar com deficiências motoras leves a moderadas [37]. Neste protocolo, será utilizada a versão brasileira da PBS, previamente traduzida e culturalmente adaptada para a população brasileira [37]. A escala é composta por 14 tarefas que simulam atividades da vida diária e são pontuadas em uma escala ordinal de cinco pontos, de 0 a 4. Os critérios de pontuação são: 0 = incapaz de executar a tarefa de forma independente; 1 = requer assistência máxima; 2 = requer assistência moderada ou supervisão próxima; 3 = requer mínima assistência ou supervisão; 4 = realiza a tarefa de forma completamente independente. A

pontuação total varia de 0 a 56 pontos, sendo que escores mais elevados indicam melhor desempenho de equilíbrio.

As 14 tarefas que compõem a escala incluem: sentar-se e levantar-se; levantar-se e sentar-se; transferências (como de sentado para deitado); manter-se em pé sem apoio (até 2 minutos); permanecer em pé com os olhos fechados (até 10 segundos); permanecer em pé com os pés juntos (até 10 segundos); manter-se em pé na postura tandem (um pé à frente do outro); manter-se em pé sobre uma perna (até 10 segundos); girar 360 graus; girar a cabeça para olhar para trás; pegar um objeto do chão; alternar os pés ao subir em um degrau (step-ups); alcançar à frente com o braço estendido enquanto está em pé; e manter-se em pé com um pé à frente do outro em linha reta (calcanhar-toe) [38,39]. Todas as tarefas serão realizadas com os participantes descalços para melhor avaliação da estabilidade postural.

Avaliação do equilíbrio com distúrbio proprioceptivo

A avaliação do equilíbrio estático com perturbação proprioceptiva será realizada utilizando o sistema SMART-D 140® (BTS *Engineering*) com duas plataformas de força Kistler (modelo: 9286BA). A frequência de aquisição será de 100 Hz e a força será captada por quatro sensores piezoelétricos medindo 400/600 mm posicionados nas extremidades da plataforma de força. Os dados serão registrados e interpretados por um software (SWAY; BTS 161 *Engineering*) integrado e sincronizado com o sistema SMART-D 140®. Os participantes serão instruídos a permanecer em posição estática em pé, com os braços ao longo do corpo e a cabeça na posição vertical. Três medidas (45 s cada) serão realizadas para coletar o equilíbrio postural do COP (área da elipse com 95% de confiança; velocidade e RMS nas direções anteroposterior e mediolateral) em quatro condições diferentes: equilíbrio estático com perturbação proprioceptiva (superfície macia) e olhos abertos; equilíbrio estático com perturbação proprioceptiva e olhos fechados; equilíbrio estático em superfície firme com olhos abertos; e equilíbrio estático em superfície firme com olhos fechados.

Análise tridimensional da marcha e eletromiografia

A marcha será analisada em uma pista de 90 cm de largura por cinco metros de comprimento, utilizando o sistema SMART-D 140® (BTS *Engineering*), composto por oito câmeras infravermelhas sincronizadas com duas plataformas de força (modelo Kistler 9286BA) e um sistema de vídeo. As plataformas de força serão utilizadas para a coleta de dados cinemáticos da marcha, permitindo o registro do deslocamento do centro de pressão (COP) e do tempo de contato entre o pé e a superfície da plataforma [38,39].

Para isso, será utilizado um protocolo de marcação anatômica no qual os pontos ósseos de referência serão identificados por meio de palpação manual realizada pelo investigador principal. Marcadores esféricos reflexivos serão firmemente fixados à pele com fita adesiva dupla face. Os participantes estarão vestidos com roupas apropriadas (como roupas de banho ou vestimentas justas) para facilitar a visualização dos marcadores. A colocação dos marcadores seguirá o protocolo descrito por Davis et al. [39], totalizando 22 marcadores distribuídos da seguinte forma: três no tronco, três em cada coxa, três em cada perna (região da canela) e dois em cada pé.

Serão coletadas informações antropométricas como massa corporal, estatura, distância entre as espinhas ilíacas ântero-superiores, comprimento das pernas, diâmetro dos joelhos e diâmetro dos tornozelos. Após a fixação dos marcadores, os participantes serão instruídos a caminhar ao longo da pista, passando pelas plataformas de força posicionadas no centro. Quando os pés tocarem as plataformas, os dados cinemáticos da marcha serão capturados e analisados por meio do sistema de vídeo (BTS, Milão, Itália), sincronizado ao sistema de coleta de dados. Os parâmetros analisados incluirão variáveis espaço-temporais (velocidade da marcha, cadência, comprimento do passo, comprimento da passada, fase de apoio e fase de balanço) e ângulos articulares nos momentos específicos do ciclo da marcha, como inclinação da pelve, flexoextensão do quadril, do joelho e do tornozelo, além do ângulo de progressão do pé. A atividade elétrica dos músculos será coletada simultaneamente à análise tridimensional da marcha por meio do eletromiógrafo FREEEMG® (BTS Engineering), composto por oito canais de amplificação de sinais bioelétricos, com eletrodos bipolares, ganho total de 2000 vezes, faixa de frequência de 20–450 Hz e transmissão de dados sem fio. O equipamento apresenta impedância de entrada $>1015 \Omega/0,2 \text{ pF}$ e relação de rejeição ao modo comum de 92 dB a 60/10 Hz. Os eletrodos serão posicionados sobre o ponto motor dos músculos-alvo após limpeza da pele com álcool a 70% para reduzir a bioimpedância, seguindo as diretrizes do projeto SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) [40].

Todos os sinais eletromiográficos serão adquiridos e digitalizados a uma taxa de 1000 quadros por segundo utilizando o software BTS MYOLAB®. Os dados eletromiográficos serão sincronizados com os dados cinemáticos da marcha, sendo ambos gerenciados pelo sistema BTS® e pelo software Smart Capture®. Os eletrodos serão posicionados bilateralmente nos músculos reto femoral, tibial anterior, bíceps femoral e sóleo. No total, serão gravadas no mínimo cinco tentativas de marcha por participante. Dentre essas, três serão utilizadas para análise, após familiarização do participante com o protocolo. Para garantir a segurança durante

a execução da marcha, um pesquisador acompanhará o participante e fornecerá estímulos verbais de orientação durante todo o percurso. Para minimizar o potencial de viés, todos os protocolos de avaliação padronizados foram projetados para garantir uma coleta de dados precisa e confiável. Além disso, serão oferecidas várias sessões de treinamento para os avaliadores e terapeutas, com o objetivo de assegurar a padronização dos procedimentos de tratamento, avaliação e análise de dados. A carga horária de treinamento será ajustada conforme o nível de familiaridade dos profissionais com as escalas clínicas e as técnicas terapêuticas utilizadas. Procedimentos operacionais padrão deverá ser rigorosamente seguidos durante todas as etapas do estudo. Serão realizadas reuniões periódicas nas quais o investigador principal será atualizado sobre os eventos do estudo e estará disponível para esclarecimentos e orientações.

Embora tenha sido adotado um protocolo de mascaramento envolvendo pacientes, terapeutas e avaliadores, é improvável que o cegamento completo de pacientes e terapeutas se mantenha ao longo de todo o estudo, devido à natureza da intervenção. No entanto, para minimizar o risco de viés, os participantes serão registrados no banco de dados utilizando códigos de identificação anônimos, garantindo que os avaliadores permaneçam cegos quanto à alocação dos grupos durante as análises. Apenas o investigador principal terá acesso à distribuição dos participantes nos diferentes grupos experimentais.

Medidas de resultados

Medidas de resultados primários

Os resultados primários se concentram na quantificação de melhorias na marcha, equilíbrio e mobilidade funcional:

Avaliações instrumentais:

1. Análise tridimensional da marcha:

- Velocidade da marcha (m/s)
- Comprimento da passada (m)
- Duração da fase de apoio (porcentagem do ciclo da marcha)
- Força de reação do solo

2. Equilíbrio (plataforma de força):

- Deslocamento do COP ao longo dos eixos X (anteroposterior) e Y (mediolateral): analisado durante tarefas de equilíbrio estático realizadas com perturbação proprioceptiva (superfícies macias e firmes).

Avaliações clínicas:

1. Teste Timed Up and Go (TUG):

- Tempo (segundos) para completar o teste TUG em várias condições (com e sem uma haste-guia, com e sem sapatos) para avaliar a mobilidade funcional.

2. Eletromiografia (EMG):

- Atividade muscular (μV)

3. Escala de Equilíbrio Pediátrica (EEP):

- Avalia o controle postural com 14 tarefas pontuadas de 0 (incapaz de realizar) a (realiza independentemente). Pontuação máxima: 56 pontos.

Medidas de resultados secundários

Os resultados secundários visam fornecer insights adicionais sobre o impacto geral da intervenção na função diária e no controle postural.

Avaliações instrumentais:

1. Análise do G-sensor®:

- Avalia parâmetros espaço-temporais da marcha (por exemplo, cadência, comprimento do passo, índice de propulsão) usando um dispositivo G-sensor® sem fio portátil durante tarefas de caminhada.

Avaliações clínicas:

1. Inventário de Avaliação Pediátrica de Incapacidade (PEDI):

- Avalia as capacidades funcionais em três domínios: autocuidado, mobilidade e função social. Cada item é pontuado de 0 (incapaz) a 1 (capaz).

Protocolo de avaliação

As avaliações serão realizadas em todas as fases do estudo. Serão conduzidas antes da intervenção, imediatamente após a intervenção e um mês após o término da intervenção.

Protocolo de intervenção

A intervenção terapêutica consistirá em dez sessões de estimulação transcraniana por corrente contínua, que serão aplicadas utilizando o dispositivo de Estimulação Transcraniana (Transcranial Technologies, EUA) com dois eletrodos de esponja (não metálicos) medindo 5 x

7 cm umedecidos com solução salina [41]. A estimulação será administrada simultaneamente durante os protocolos.

Cada sessão terá duração de 30 minutos, com a mesma duração para os protocolos de estimulação ativa e simulada, garantindo uma comparação válida. Durante as dez sessões de treinamento, a tDCS será administrada com o ânodo posicionado centralmente sobre o cerebelo e o cátodo posicionado na região supraorbital central. Para a estimulação simulada, os eletrodos serão posicionados da mesma forma e o estimulador será ligado durante os primeiros 30 segundos, dando ao participante a sensação inicial de estimulação, mas nenhuma corrente elétrica será fornecida pelo restante da sessão. Este é um procedimento de controle válido para estudos envolvendo tDCS. Nos grupos ativos, uma corrente de 1,5 mA será administrada para a estimulação dos córtices durante os 20 minutos intermediários de cada sessão. O dispositivo de estimulação aumentará automática e gradualmente para 1,5 mA no início do tratamento e diminuirá gradualmente nos 10 segundos finais.

Exercícios proprioceptivos estáticos

Os exercícios proprioceptivos estáticos serão realizados em uma superfície instável, utilizando uma prancha de equilíbrio (diâmetro de 40 cm e altura de 10 cm), permitindo o movimento tanto na direção anteroposterior quanto na mediolateral. Os exercícios estáticos também incluirão ficar na ponta dos pés com os pés afastados, ficar na ponta dos pés com os pés juntos, ficar apenas no pé direito sem apoio, ficar apenas no pé esquerdo sem apoio e realizar uma postura em tandem (ficar em pé com um pé à frente do outro em linha reta). Cada exercício será realizado por 30 segundos, repetido em seis séries, com intervalos de descanso de um minuto entre as séries. Esses exercícios serão realizados descalços para otimizar o feedback proprioceptivo.

Exercícios proprioceptivos dinâmicos

Os exercícios proprioceptivos dinâmicos envolvem uma série de tarefas funcionais projetadas para desafiar o equilíbrio e a coordenação motora. Esses exercícios incluem 1 - caminhar lentamente e depois rapidamente em um mini-trampolim (diâmetro de 100 cm e altura de 20 cm, proporcionando uma superfície instável que envolve os sistemas vestibular e proprioceptivo); 2 - Caminhar para frente e para trás colocando um pé imediatamente atrás do outro (a trave de equilíbrio mede: 3 metros de comprimento, 10 cm de largura e 15 cm de altura do chão); 3 - Exercícios de subir escadas, usando uma escada com cinco degraus, onde cada degrau mede 20 cm de altura e 30 cm de profundidade; 4 - Os participantes realizarão exercícios

sentados em uma bola de exercícios de 65 cm, como movimentos anteroposteriores e laterolaterais, circundação e saltos. Os exercícios envolvendo o mini-trampolim, a trave e as escadas serão realizadas em três séries de um minuto cada, com intervalos de descanso de 30 segundos. Os exercícios com bola serão realizados em séries de 30 segundos, com intervalos de um minuto para descanso. Ambos os protocolos serão realizados em uma sala especialmente preparada para pessoas com deficiência visual, em um espaço de aproximadamente 8 x 5 m, livre de móveis e com temperatura, luz e som ideais. Todos os participantes realizarão os exercícios descalços e com roupas adequadas para a prática de atividade física. Durante toda a intervenção, o participante será acompanhado por dois fisioterapeutas para evitar desequilíbrios e quedas.

Efeitos adversos

Considerando que tanto a ETCC quanto os exercícios proprioceptivos são não invasivos, a probabilidade de eventos adversos graves é baixa. No entanto, monitoraremos constantemente quaisquer efeitos colaterais potenciais ao longo de cada sessão. A ETCC é geralmente bem tolerada, mas os participantes podem apresentar efeitos colaterais leves, como sensações de formigamento ou coceira nos locais dos eletrodos, dores de cabeça durante ou após a estimulação, fadiga ou sonolência e irritação ou vermelhidão cutânea leve nas áreas de colocação dos eletrodos. Para gerenciar esses problemas potenciais, os participantes serão instruídos a relatar qualquer desconforto imediatamente. Se necessário, a sessão pode ser pausada e ajustes serão feitos. Para irritação cutânea, a colocação dos eletrodos pode ser ajustada ou as esponjas podem ser umedecidas ainda mais. Dores de cabeça ou fadiga geralmente podem ser controladas com repouso, e os participantes serão orientados a beber água e descansar se os sintomas persistirem. Os exercícios proprioceptivos, particularmente os dinâmicos, apresentam um pequeno risco de desconforto físico ou lesão, como dor muscular ou desequilíbrio temporário, especialmente durante tarefas mais desafiadoras, como postura em tandem, caminhar na trave de equilíbrio ou subir escadas. Para evitar quedas ou lesões, dois fisioterapeutas estarão presentes para supervisionar e dar suporte a cada sessão. Caso um participante sinta tontura ou perda de equilíbrio, ele poderá descansar, e a intensidade dos exercícios poderá ser ajustada de acordo com sua capacidade. Caso os participantes relatem algum desconforto durante as avaliações, serão feitos ajustes no protocolo ou no equipamento conforme necessário, e a sessão poderá ser pausada para maior conforto do participante.

Status e cronograma do estudo

O período do estudo é apresentado na Tabela 1.

Tabela 1. Cronograma de desenvolvimento do estudo.

TIMEPOINT**	STUDY PERIOD							
	Enrolment	Allocation	Post-allocation					Close-out
	-t ₁	0	t ₁	t ₂	t ₃	t ₄	etc.	t _x
ENROLMENT:								
Eligibility screen	X							
Informed consent	X							
[List other procedures]	X							
Allocation		X						
INTERVENTIONS:								
[Intervention A]			←————→					
[Intervention B]			X		X			
[List other study groups]			←————→					
ASSESSMENTS:								
[List baseline variables]	X	X						
[List outcome variables]				X		X	etc.	X
[List other data variables]			X	X	X	X	etc.	X

*Recommended content can be displayed using various schematic formats. See SPIRIT 2013 Explanation and Elaboration for examples from protocols.

**List specific timepoints in this row.

Legenda: G1 (Grupo 1) - tDCS ativa combinada com exercícios proprioceptivos estáticos; G2 (Grupo 2) - tDCS simulada combinada com exercícios proprioceptivos estáticos; G3 (Grupo 3) - tDCS ativa combinada com exercícios proprioceptivos dinâmicos; G4 (Grupo 4) - tDCS simulada combinada com exercícios proprioceptivos dinâmicos; t – tempo em meses.

Tabela 1. Cronograma de desenvolvimento do estudo.

tDCS ativa + exercícios proprioceptivos estáticos; G2 (Grupo 2) - tDCS simulada + exercícios proprioceptivos estáticos; G3 (Grupo 3) - tDCS ativa + exercícios proprioceptivos dinâmicos; G4 (Grupo 4) - tDCS simulada + exercícios proprioceptivos dinâmicos; t – tempo em meses.

Análise estatística

Para testar a normalidade dos dados, usaremos o teste de Shapiro-Wilk e o teste de Levene para homogeneidade de variâncias. Quando os dados forem distribuídos normalmente e a suposição de homogeneidade não for violada, análises paramétricas serão conduzidas. Quando uma suposição não for atendida, testes não paramétricos serão empregados ou uma transformação logarítmica da distribuição será aplicada. O tamanho do efeito (estimativa d de

Cohen)²³ nas mudanças de PLP para comparações dentro do grupo e entre grupos (grupo tDCS vs. MT) foi calculado. O tamanho do efeito (estimativa *d de Cohen*) [43] será calculado com base na diferença entre as médias das avaliações pré e pós-intervenção e apresentado com seus respectivos intervalos de confiança de 95% com base na média e desvio padrão.

Para encontrar diferenças entre os grupos (sujeitos cegos e videntes) na Fase 1, um teste t independente ou um teste de Mann-Whitney para distribuição não paramétrica será empregado para investigar a variável de análise de marcha 3D, equilíbrio (plataforma de força), teste TUG e PBS como desfecho primário e EMG e PEDI como desfecho secundário. Para as fases 2 e 3, para analisar os desfechos primários, será empregada uma ANOVA (Análise de Variância) de modelo misto com medidas repetidas, onde os fatores fixos serão grupos (com quatro níveis) e tempo (pré-intervenção, pós-intervenção e acompanhamento de um mês). O eta-quadrado parcial (η^2p) será usado para calcular os tamanhos de efeito e determinar a magnitude das diferenças observadas. Testes não paramétricos serão considerados, se necessário.

Implementaremos um plano de análise interina neste estudo para avaliar os dados acumulados em pontos de tempo específicos antes da conclusão do estudo (fase 2). A análise interina teve como objetivo avaliar as medidas de desfecho primário do estudo e tomar decisões informadas sobre a continuação, modificação ou término do ensaio. A análise interina foi pré-planejada e conduzida de acordo com um plano de análise estatística predefinido. Essa abordagem permitiu uma avaliação contínua da eficácia e segurança do estudo, garantindo a integridade e a validade dos resultados finais. Em caso de dados ausentes, os participantes serão simplesmente excluídos da análise para evitar viés. Todos os testes usarão o valor de $p < 0,05$. Os dados serão organizados e tabulados usando o Statistical Product and Service Solutions (SPSS, v.19.0).

Discussão

O presente protocolo propõe investigar os efeitos combinados da estimulação transcraniana por corrente contínua (tDCS) e de exercícios proprioceptivos sobre marcha, equilíbrio e funcional mobilidade em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual. Embora anterior pesquisar sugere que ETCC pode modular neuroplasticidade e melhorar o controle motor e que proprioceptivo os exercícios são eficazes para melhorar o equilíbrio e a estabilidade postural, combinação de esses dois intervenções tem não esteve extensivamente estudou na população pediátrica, especialmente naquelas com deficiência visual. O que é conhecido é que interferência no sistema visual gera impacto direto sobre a manutenção de

equilíbrio e marcha [40,41]. Baixa visão pode exercer impactos negativos sobre sensorio - motor, cognitivo e linguagem desenvolvimento em crianças. Estes as crianças usam sua visão residual para explorar o ambiente e precisar para usar sua visão no melhor caminho possível para compensar o comprometimento [42,43]. Schmid et al. [44] encontraram que a estimulação de diferentes sistemas sensoriais através da plasticidade cerebral no início da vida era impossível para substituir normal visão.

Além disso, cego indivíduos exposição maior corpo balançar, provavelmente como uma forma para aumentar aferente Informação de o restante sentidos. Enquanto os efeitos de dos exercícios proprioceptivos no balanço estão bem documentados, o proposto estudar procura para estabelecer se o neuromodulador efeitos de ETCC pode melhorar a eficácia desses exercícios. Espera-se que os exercícios proprioceptivos, quando combinados com a tDCS ativa, promovam melhorias superiores em comparação com a estimulação simulada. Essas melhorias devem se refletir em ajustes mais refinados no controle postural e em maior ativação das vias motoras, contribuindo para efeitos mais duradouros e significativos no desempenho da marcha e do equilíbrio. Estas melhorias poder ser refletido no ajuste fino de controle postural mecanismos e maior ativação das vias motoras, que poderia contribuir para mais pronunciado e duradouro efeitos no equilíbrio e desempenho da marcha.

De acordo com para Bennett et al. [45], cegueira exerce um impacto sobre marcha, liderança para um mais lento andando velocidade, mais curto passo largo comprimento e flexão plantar restrita. Uma alteração do padrão de marcha na ausência de visão tem estive interpretado como uma atitude mais cautelosa andando estratégia para evitar quedas e acidentes. Outros estudos encontrados que cego indivíduos com melhorar desempenho da marcha foram aqueles Quem relatado maior níveis de físico atividade [14,46]. Além disso, um melhor desempenho em relação locomoção poderia ser relacionado para melhorar localização e habilidades de orientação. Os sistemas que participar do manutenção de equilíbrio são visão, tato, propriocepção e o sistema vestibular [45].

Terapias que fornecer proprioceptivo e a estimulação vestibular são de fundamental importância para os cegos indivíduos [47]. Em recente décadas, um crescimento número de estudos ter avaliado o curto prazo e longo prazo eficácia de não invasivo cérebro estimulação técnicas para vários saúde condições, com aumentando interesse no uso de tDCS como facilitador de neuroplasticidade [21,22,47,48]. Corrente contínua transcraniana estimulação é simples, relativamente barato e pode ser administrado em combinação com outro cognitivo e protocolos de treinamento motor [49]. Estudos ter demonstrado a eficácia de tDCS para diferentes distúrbios neuropsiquiátrico em adultos [48]. No entanto, poucos estudos ter estive

conduzido com crianças e adolescentes [50]. Se o esperado os resultados são confirmados, os resultados de esse protocolo estudar poderia ter significativo implicações para o campo de pediátrico neuroreabilitação, especialmente para crianças com deficiência visual. Estabelecendo a eficácia de esse combinado intervenção poderia levar a o desenvolvimento de mais eficaz, de baixo custo e facilmente implementado a protocolos de reabilitação. De uma perspectiva mais ampla, os achados deste estudo poderão incentivar pesquisas futuras sobre os benefícios em longo prazo da combinação entre técnicas de neuromodulação e exercícios tradicionais de reabilitação. Isso poderá incluir a investigação de quais regimes de exercícios são mais eficazes, bem como a extensão na qual essas intervenções podem prevenir o declínio da função motora ou atenuar os desafios associados à deficiência visual.

Limitações do estudo

É importante reconhecer que, como este é um protocolo proposto, todas as hipóteses permanecem especulativas até que o estudo seja concluído. Os resultados, embora promissores em teoria, podem ser influenciados por vários fatores, incluindo diferenças individuais na neuroplasticidade, adesão ao programa de exercícios e a gravidade da deficiência visual. Assim, embora estejamos otimistas quanto ao impacto potencial desta intervenção combinada, o estudo precisará confirmar essas hipóteses por meio de testes e análises rigorosos. Outra limitação deste estudo é a falta de descrição de neuroimagens para verificar o caminho das correntes geradas pelos estímulos e seus efeitos no sistema nervoso central.

Conflito de interesses

Os autores declaram não possuir relações comerciais ou financeiras que possam ser interpretadas como potencial conflito de interesses em relação ao presente estudo.

Contribuições dos autores

O RCT foi responsável pela conceituação, metodologia, análise formal, redação do rascunho original, revisão, edição e supervisão. O SL contribuiu para a metodologia, coleta de dados, investigação e revisão e edição. O AM realizou a análise formal, utilizou software, visualização de dados e participou da revisão e edição. O NACD participou da coleta de dados, investigação, fornecimento de recursos e revisão e edição. O JBPL contribuiu para a metodologia, análise formal, administração do projeto e revisão e edição. O DC auxiliou na revisão e edição, aquisição de financiamento e fornecimento de recursos. O LC participou da revisão e edição, visualização de dados e fornecimento de recursos. O RBP foi responsável pela

supervisão, conceituação, revisão e edição. O RCF contribuiu para a investigação, curadoria de dados e revisão e edição. O KCNC auxiliou na investigação, metodologia, revisão e edição. O IOS participou da coleta de dados, investigação, revisão e edição. O VC contribuiu para a metodologia, análise formal, revisão e edição. O MG realizou análise formal, revisão e edição, bem como supervisão. O CSO foi responsável pela supervisão, conceituação, aquisição de financiamento e revisão e edição.

Financiamento

Este estudo foi apoiado pela *Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Goiás* (FAPEG) na forma de bolsa de doutorado concedida a RT. O financiamento auxiliou na concepção do estudo, coleta de dados, análise dos dados e tradução do artigo.

Disponibilidade de dados

Todos os dados que apoiam as conclusões deste artigo estão disponíveis aos autores mediante solicitação razoável.

Referências

1. Ottaiano JAA, Ávila MP, Umbelino CC, Taleb AC. As condições de saúde ocular no Brasil [Internet]. São Paulo: CBO; 2019 [citado 2020 25 fev]. 104 pág. Disponível em: http://www.cbo.com.br/novo/publicacoes/condicoes_saude_ocular_brasil2019.pdf
2. Loomis JM, Klatzky RL, Golledge RG, Cicinelli JG, Pellegrino JW, Fry PA. Não visual navegação por cego e avistado: avaliação da integração do caminho habilidade. *J Exp Psychol Gen.* 1993;122(1):73-91. doi:10.1037//0096-3445.122.1.73. PMID: 8440978.
3. Schinazi VR, Thrash T, Chebat DR. Espacial navegação por congênitamente cego indivíduos. *Wiley Interdisciplinaridade Rev Cogn Ciência.* 2016;7(1):37-58. doi:10.1002/wcs.1375. PMID: 26683114; PMCID: PMC4737291.
4. Allen GL, Kirasic KC, Rashotte MA, Haun DB. Envelhecimento e habilidade de integração de caminho: cinestésica e contribuições vestibulares para orientação. *Percepção Psicofísica.* 2004;66(1):170-9. doi:10.3758/bf03194870. PMID: 15095949.
5. Cullen KE, Taube JS. Nosso senso de direção: progresso, controvérsias e desafios. *Nat Neurosci.* 2017;20(11):1465-73. doi:10.1038/nn.4658. PMID: 29073639.
6. Veríssimo H. Aprendizagem e déficit visual. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1982.
7. Revolta RML. Polegada por polegada. Madri: Guias; 2000.
8. Engel-Yeger B, Hamed-Daher S. Comparando desempenho motor, praxia, coordenação e equilíbrio entre crianças com deficiência visual e tipicamente em desenvolvimento pares. *Res Dev Desativar.* 2017;71:137 -145. doi:10.1016/j.ridd.2017.10.015.
9. Stergiou N, Decker LM. Human movimento variabilidade, dinâmica não linear e patologia: É Existe alguma conexão? *Hum Mov Ciência.* 2011;30(5):869-888. doi:10.1016/j.humov.2011.06.002.

10. Hallemans A, Ortibus E, Truijten S, Meire F. Desenvolvimento de independente locomoção em crianças com deficiência visual grave. *Res Dev Desativar*. 2011;32(6):2069-74. doi:10.1016/j.ridd.2011.08.017.
11. Atasavun Uysal S, Erden Z, Akbayrak T, Demirtürk F. Comparação de equilíbrio e marcha visualmente ou audição prejudicado crianças. *Percepção Habilidades Mot*. 2010;111(1):71-80. doi:10.2466/10.11.15.25.PMS.111.4.71-80. PMID: 21058587.
12. de Sá CG, Bim CR. Análise estabilométrica pré e pós-exercícios fisioterapêuticos em crianças com deficiência visual. *Fisioter Mov*. 2012;25(4):811-9. doi:10.1590/S0103-51502012000400014.
13. Nakamura T. Quantitativo análise de marcha no visualmente deficiente. *Deficiência Reabilitação*. 1997;19(5):194-7. doi:10.3109/09638289709166526. PMID: 9184784.
14. Houwen S, Visscher C, Hartman E, Lemmink KA. Desempenho de habilidades motoras de crianças com deficiência visual e sua relação à participação social. *Hum Mov Ciência*. 2019;63:255 -264. doi:10.1016/j.humov.2018.11.004.
15. CD MacKinnon. Sensorimotor anatomia e controlar de equilíbrio e marcha. Em: *Manual de Clínico Neurologia*. 2018;159:3 -27. doi:10.1016/B978-0-444-63916-5.00001-1.
16. Farias GC. Intervenção precoce: reflexões sobre o desenvolvimento da criança cega até 2 anos de idade. *Benj Constant*. 2003;26:3 -11. doi: 10.5216/ rpp.v 7i1.68.
17. Zhou J, Hao Y, Wang Y, Jor'dan A, Pascual-Leone A, Zhang J, Fang J, Manor B. Corrente contínua transcraniana estimulação reduz o custo de realizando uma tarefa cognitiva tarefa sobre marcha e controle postural. *Eur J Neurosci*. 2014;39(8):1343-8. doi:10.1111/ejn.12492. PMID: 24443958.
18. Davis NJ, Brunoni AR. Corrente contínua transcraniana estimulação: desafios e direções futuras para a terapêutica aplicações. *Front Psychol*. 2017;8:2017. doi:10.3389/fpsyg.2017.01838.
19. Coffman BA, Clark VP, Parasuraman R. Battery alimentado pensamento: aprimoramento de atenção, aprendizagem e memória em estado saudável adultos usando corrente contínua transcraniana estimulação. *NeuroImage*. 2014;85:895 -908. doi:10.1016/j.neuroimage.2013.07.083.
20. Parreira RB, Oliveira CS. Melhoria do controle motor em neurologia pacientes através de estímulos motores potencial mudanças induzido por corrente contínua transcraniana estimulação terapia: uma meta- análise estudo. *Marcha Postura*. 2023;106:53 -64.
21. Wolpert DM, Diedrichsen J, Flanagan JR. Princípios de sensório-motor aprendendo. *Nat Rev Neurociências*. 2011;12(12):739-51. doi:10.1038/nrn3112.
22. Lesinski M, Hortobágyi T, Muehlbauer T, Gollhofer A, Granacher U. Efeitos do treinamento de equilíbrio no desempenho do equilíbrio em pessoas saudáveis mais velho adultos: uma revisão sistemática e meta- análise. *Sports Med*. 2015;45(11):1721-38. doi:10.1007/s40279-015-0375-y.
23. Hallett M. Transcraniano magnético estimulação e o humano cérebro. *Natureza*. 2000;406(6792):147-50.
24. Groppa S, Schlaak BH, Münchau A, Werner -Petroll N, Dünneberger J, Bäumer T, et al. O pré-motor dorsal humano córtex facilita o excitabilidade de ipsilateral córtex motor primário por meio de uma curta latência via córtico -cortical. *Hum Brain Mapa*. 2012;33(2):419-30.
25. Chan AW, Hróbjartsson A, Haahr MT, Gøtzsche PC, Altman DG. Empírico evidências para seletiva relatórios de resultados em estudos randomizados ensaios: comparação de protocolos para publicado artigos. *JAMA*. 2004 maio;291(20):2457-65. <https://doi.org/10.1001/jama.291.20.2457>
26. Relatório mundial sobre visão. Genebra: Organização Mundial da Saúde ; 2019. Acessado 08 de março de 2024: [<https://www.who.int/publications / i/item/9789241516570>].

27. Dandona L, Dandona R. Revisão de deficiência visual definições no Internacional Estatística Classificação de Doenças. BMC Med. 2006;4:7.
28. Schulz KF, Altman DG, Moher D. Declaração CONSORT 2010: Atualizada diretrizes para relatórios paralelo grupo randomizado ensaios. Int J Surg. 2011;9(8):672-677. doi:10.1016/j.ijvsu.2011.09.004.
29. Podsiadlo D, Richardson S. O " Up & Go" cronometrado: um teste de básico funcional mobilidade para frágeis idoso pessoas. J Am Geriatr Soc. 1991;39(2):142-8. doi:10.1111/j.1532- 5415.1991.tb 01616.x. PMID: 1991946.
30. Gieysztor E, Kowal M, Paprocka-Borowicz M. Marcha Parâmetros em Saudável Pré-escola e Escola Crianças Avaliado Usando sensor inercial sem fio. Sensores (Basel). 2021;21(19):6423. doi:10.3390/s21196423. PMID: 34640743; PMCID: PMC8512031.
31. Bugané F, Benedetti MG, Casadio G, Attala S, Biagi F, Manca M, Leardini A. Estimativa de marcha espaço -temporal parâmetros em nível andando baseado em um único acelerômetro: validação sobre assuntos normais por marcha padrão análise. Computação Métodos Programas Biomed. 2012 Out;108(1):129-37. doi: 10.1016/j.cmpb.2012.02.003. Epub 2012 Mar 3. PMID: 22391334.
32. Pau M, Mandaresu S, Leban B, Nussbaum MA. Curto prazo efeitos de mochila transporte na pressão plantar e marcha em escolares. J Electromyogr Cinesiol. 2015;25(2):406-12. doi:10.1016/j.jelekin.2014.11.006.
33. Galli M, Kleiner A, Gaglione M, Sale P, Albertini G, Stocchi F, De Pandis MF. Cronometrado Acima e teste Go e vestível sensor inercial: uma nova ferramenta de combinação para avaliar mudança de assunto com Parkinson doença depois automatizado mecânico periférico estimulação tratamento. Internacional Jornal de Engenharia e Tecnologia Inovadora. 2015; 4(11):155-163. ISSN: 2277-3754.
34. Haley SM, Coster WJ, Faas RM. Conteúdo A Validade Estudar de o Pediátrico Avaliação de Inabilidade Inventário. Pediatr Física Ther. 1991;3(4):177-184. doi:10.1097/00001577-199103040-00002.
35. Duarte NA, Grecco LA, Lima VL. Clínico escalas para avaliar o equilíbrio e marcha em pediatria físico terapia: uma revisão. Fisioterapia Teoria Pratique. 2022;38(6):785-793. doi:10.1080/09593985.2021.1877337.
36. Lamontagne A, Fung J. Técnicas de avaliação da marcha para neuroreabilitação em crianças. Dev. Neuroreabilitação. 2021;24(3):155-162. doi:10.1080/17518423.2020.1757984.
37. Alotaibi NM, Long T, Kennedy E. Escala de Equilíbrio Pediátrica: Uma Validação Estudar com uma amostra de Pré-escolares. Pediatr Física Ter. 2015;27(3):260-268. doi:10.1097/PEP.000000000000161.
38. Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR. Uma marcha coleta de dados de análise e redução técnica. Hum Mov Ciência. 1991;10(5):575-87. doi:10.1016/0167-9457(91)90046-Z.
39. Stegeman DF, Hermens HJ. Padrões para eletromiografia de superfície: o europeu projeto "EMG de superfície para avaliação não invasiva de músculos (SENIAM)". Europeu Recomendações para eletromiografia de superfície, Disselhorst -Klug, 1999.
40. Mütürsepp I, Arjokesse R, Erelina J, Pääsuke M, Gapeyeva H. Impacto de deficiência visual sobre estático e controle postural dinâmico e físico habitual atividade em crianças com idade entre 10 e 16 anos. Br J Vis Impair. 2018;36(3):227-237. doi:10.1177/0264619618780918.
41. Zipori AB, Colpa L, Wong AMF, Cushing SL, Gordon KA. Estabilidade postural e deficiência visual: Avaliação do equilíbrio em crianças com estrabismo e ambliopia. PLoS Um. 2018;13(10). doi:10.1371/journal.pone.0205857.

42. Brasil. Ministério da Educação. Estratégias e orientações pedagógicas para a educação de crianças com necessidades educacionais especiais: dificuldade de comunicação e sinalização (deficiência visual). Brasília: MEC/SEESS; 2002.
43. Fritz CO, Morris PE, Richler JJ. Estimativas do tamanho do efeito: uso atual, cálculos e interpretação. *J Exp Psychol Gen.* 2012;141: 2–18.
44. Schmid M, Nardone A, De Nunzio AM, et al. Equilíbrio durante estático e dinâmico tarefas às cegas assuntos: nenhuma evidência de plasticidade intermodal. *Cérebro.* 2007;130(Pt 8):2097-107. doi:10.1093/ brain / awm157.
45. Bennett HJ, Valenzuela KA, Fleenor K, Morrison S, Haegele JA. Andando biomecânica e energética de indivíduos com deficiência visual: um relatório preliminar. *Hum Mov.* 2019;20(4):8–18. doi:10.5114/hm.2019.85094.
46. Russo MM, Lemos T, Imbiriba LA, Gawryszewski LG, Pereira A. Além déficit ou compensação: novos insights sobre controle postural depois perda visual total a longo prazo. *Exp Revista Brasileira de Neurologia* 2017;235(2):437–446. doi:10.1007/s00221-016-4799-x.
47. Hallemans A, Beccu S, Van Loock K, Ortibus E, Truijen S, Aerts P. A privação visual leva a marcha adaptações que são idade- e específico do contexto: I. Parâmetros de tempo de passo. *Marcha Postura.* 2009;30(1):55–59. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.02.018.
48. Alonzo A, Fong J, Ball N, Martin D, Chand N, Loo CK. Repetitivo transcraniano magnético estimulação para depressão: resultados de 6 meses de um grande naturalista estudo. *NeuroImage Clin.* 2018;19:970 –975. doi:10.1016/j.nicl.2018.06.007.
49. Hameed N, Mohd Yusoff MSB. Corrente contínua transcraniana estimulação como uma adjunto para marcha e treinamento de equilíbrio em crianças com paralisia cerebral espástica. *Cérebro Ciência.* 2021;11(4):464. doi:10.3390/brainsci11040464.
50. Krishnan C, Santos L, Peterson MD, Ehinger M. Segurança de não invasivo cérebro estimulação em crianças e adolescentes. *Cérebro Estímulo.* 2015;8(1):76-87

Estudo 3

DESEMPENHO FUNCIONAL, MARCHA E EQUILÍBRIO POSTURAL EM CRIANÇAS E ADOLESCENTES COM DEFICIÊNCIA VISUAL: ESTUDO OBSERVACIONAL TRANSVERSAL

Roberta Carneiro de Toledo^{1*}, Rodolfo Borges Parreira¹, Deborah Carvalho da Silva Cardoso¹, Milena Carvalho Pires², Gabrielly R. Costa Silva², Claudia Santos Oliveira³

¹ Discente do Programas de Mestrado e Doutorado em Movimento Humano e Reabilitação, Universidade Evangélica de Goiás, Anápolis, Brasil

² Curso de Graduação em Fisioterapia, Universidade Evangélica de Goiás, Anápolis, Brasil

³ Docente do Programa de Mestrado e Doutorado em Movimento Humano e Reabilitação, Universidade Evangélica de Goiás, Anápolis, Brasil

Correspondência:

Roberta Carneiro de Toledo

E-mail: robertatole dofisio@gmail.com

RESUMO: A visão exerce papel fundamental na regulação postural, planejamento motor e controle da marcha. A deficiência visual (DV) em crianças e adolescentes pode comprometer o desempenho motor, resultando em alterações na mobilidade, equilíbrio e padrões de marcha. Este estudo observacional, transversal e quantitativo teve como objetivo comparar parâmetros de mobilidade funcional, marcha e equilíbrio postural entre crianças e adolescentes com e sem DV. Participaram 23 indivíduos, com idades entre 6 e 12 anos, sendo 12 com DV (cegueira total ou baixa visão) e 11 videntes. Foram aplicados três testes principais: *Timed Up and Go* (TUG) para avaliar mobilidade funcional; Walk Test com análise espaço-temporal e cinemática da marcha; e avaliação do equilíbrio postural por plataforma de força em diferentes condições sensoriais. Os dados foram analisados por testes não paramétricos, com nível de significância de $p < 0,05$. Os resultados indicaram que crianças com DV apresentaram desempenho inferior nas tarefas de mobilidade e marcha, caracterizado por maior tempo de execução e ajustes compensatórios no movimento do tronco. O equilíbrio postural estático não apresentou diferenças significativas, embora o padrão motor observável fosse mais cauteloso. Tais achados reforçam a importância de estratégias fisioterapêuticas específicas que considerem as limitações sensoriais e promovam maior autonomia funcional nesse público.

Palavras-chave: Deficiência visual; Desenvolvimento motor; Marcha infantil; Mobilidade funcional; Reabilitação neurofuncional.

1. Introdução

A visão é um dos principais sistemas sensoriais envolvidos na regulação da postura, na coordenação dos movimentos e no planejamento motor durante atividades funcionais e de locomoção. Através das informações visuais, o sistema nervoso central é capaz de antecipar

obstáculos, manter o alinhamento corporal e realizar ajustes motores precisos (PERRIN et al., 2010; HATWELL, 2003). Em crianças e adolescentes, cuja maturação neuromotora ainda está em desenvolvimento, a ausência ou limitação da visão pode comprometer significativamente o desempenho motor global, refletindo-se em alterações posturais, de equilíbrio e marcha (WIEGEROVA; BELICOVA, 2019).

Indivíduos com deficiência visual (DV) frequentemente adotam estratégias compensatórias para lidar com a ausência de informações visuais. Entre essas estratégias estão o aumento do tempo de apoio durante a marcha, passos mais curtos, maior cautela nas transferências posturais e maior rigidez do tronco (OLIVEIRA E SILVA, 2019; JUNIOR et al., 2013). Essas adaptações têm como objetivo aumentar a estabilidade e reduzir o risco de quedas, mas também podem prejudicar a eficiência funcional. Estudos prévios apontam que a privação visual precoce impacta negativamente o desenvolvimento das habilidades motoras, exigindo reorganização cortical e maior dependência dos sistemas somatossensorial e vestibular (HALLSCHMIDT; SIMPSON, 2014; SANTOS et al., 2024).

Durante o crescimento e desenvolvimento infantil, a experiência motora é fundamental para a aquisição de habilidades funcionais. No entanto, crianças com DV enfrentam restrições no acesso a essas experiências, o que pode limitar o desenvolvimento da mobilidade independente e do controle postural (BLOOMFIELD et al., 2005). Alterações na cinemática do tronco, como redução da amplitude de flexão e extensão, assim como alterações na cadência e velocidade da marcha, têm sido relatadas na literatura como características comuns nesse público (LIMA et al., 2022; SOUZA et al., 2021).

Embora diversos estudos já tenham descrito alterações motoras em indivíduos com DV, poucos trabalhos investigaram de forma integrada variáveis de mobilidade funcional, marcha e equilíbrio postural em crianças e adolescentes com diferentes graus de perda visual. A análise detalhada desses parâmetros é essencial para compreender os efeitos da deficiência visual sobre o controle motor e orientar estratégias terapêuticas mais eficazes no contexto da reabilitação neurofuncional pediátrica (REZENDE et al., 2023; COSTA et al., 2022).

Diante disso, este estudo teve como objetivo comparar o desempenho funcional, os parâmetros espaço-temporais da marcha, a cinemática do tronco e o equilíbrio postural entre crianças e adolescentes com deficiência visual (cegueira total ou baixa visão) e seus pares videntes. Espera-se que os resultados possam contribuir para a compreensão das estratégias compensatórias adotadas por esses indivíduos e para o desenvolvimento de intervenções baseadas em evidências, capazes de promover maior independência e segurança nas atividades diárias.

2. Materiais e Métodos

2.1 Delineamento do Estudo

Este é um estudo observacional, de caráter transversal, com abordagem quantitativa, realizado com o objetivo de comparar parâmetros de mobilidade funcional, marcha e equilíbrio postural entre crianças e adolescentes com e sem deficiência visual, sendo que, a amostra com DV foram recrutadas a partir do Centro Municipal de Atendimento à Diversidade (CEMAD) de Anápolis e as videntes por meio de convite informal. O presente estudo seguiu as Diretrizes e Normas da Resolução CNS nº 466/2012 para pesquisas com seres humanos, com aprovação do Comitê de Ética do Centro Universitário de Anápolis – UniEVANGÉLICA, com CAAE: 4610052.6.00000.5076.

2.2 Participantes

A amostra foi composta por 23 participantes, sendo 12 com deficiência visual (DV) – incluindo casos de cegueira total e baixa visão – e 11 videntes, com idades entre 6 e 12 anos. Todos os participantes estavam matriculados em instituições de ensino e não apresentavam doenças associadas que pudessem interferir nos testes motores. Os critérios de inclusão foram: idade entre 6 e 12 anos, capacidade de compreender e executar comandos verbais simples, ausência de comprometimento motor ou cognitivo. Foram excluídos indivíduos com síndromes neurológicas associadas, distúrbios vestibulares conhecidos ou uso de dispositivos auxiliares de marcha. Os dados antropométricos (idade, altura, peso e IMC) foram coletados previamente e encontram-se descritos na Tabela 1.

2.3 Procedimentos de Avaliação

2.3.1 Avaliação da Mobilidade Funcional – Timed Up and Go (TUG)

O teste TUG foi utilizado para avaliar a mobilidade funcional dos participantes. Cada criança foi instruída a levantar-se de uma cadeira, caminhar 3 metros, realizar uma volta de 180°, retornar e sentar-se novamente. O tempo total de execução foi cronometrado e registrado. Além do tempo total, foram analisadas as fases específicas da tarefa (sentado para levantar, ida, virada média, volta, virada final e em pé para sentar), utilizando sensores inerciais fixados ao tronco para coleta de dados cinemáticos (aceleração vertical, médio-lateral e ântero-posterior, picos e amplitudes de flexão e extensão do tronco).

2.3.2 Avaliação da Marcha – Walk Test

Os participantes realizaram um teste de caminhada em linha reta por um percurso de 10 metros, repetido três vezes. Foram registrados os parâmetros espaço-temporais da marcha (tempo total, cadência, velocidade, comprimento do passo e da passada, propulsão), além dos índices de qualidade da marcha para os membros direito e esquerdo. As avaliações foram conduzidas em ambiente controlado e iluminado, com apoio de sensores inerciais e filmagem para análise posterior.

2.3.3 Avaliação do Equilíbrio Postural – Plataforma de Força

O equilíbrio postural foi avaliado por meio de plataforma de força em quatro condições: olhos abertos e fechados, com e sem espuma sob os pés. Os parâmetros extraídos foram deslocamento do centro de pressão (COP) nas direções médio-lateral (M/L) e ântero-posterior (A/P), velocidade média do COP, e frequência do deslocamento nas três direções. Cada condição foi mantida por 30 segundos, com três repetições e intervalos de repouso entre as tentativas.

2.4 Análise Estatística

Os dados foram organizados e analisados utilizando o software SPSS versão 19.0. Inicialmente, aplicou-se o teste de Shapiro-Wilk para verificação da normalidade dos dados. Como os dados não apresentaram distribuição normal, utilizaram-se testes não paramétricos. Para comparações entre dois grupos (DV e videntes), empregou-se o teste de Mann-Whitney.

Nas análises que envolveram três grupos (cegos, baixa visão e videntes), utilizou-se o teste de Kruskal-Wallis, seguido de comparações múltiplas quando apropriado. O nível de significância adotado foi de $p < 0,05$. Adicionalmente, foram calculados os tamanhos de efeito (r) com base nos valores da estatística Z dos testes não paramétricos, classificados conforme Cohen (1988) em pequeno ($r \approx 0,1$), médio ($r \approx 0,3$) e grande ($r \geq 0,5$).

3. Resultados

Participaram do estudo 23 crianças e adolescentes com idades entre 6 e 12 anos (média de 9 anos). Do total, 12 apresentavam algum grau de deficiência visual (cegueira total ou baixa visão) e 11 eram videntes. Houve predominância do sexo masculino (56%). Os dados antropométricos estão apresentados na Tabela 1, sem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos quanto à idade, peso, altura e IMC.

Tabela 1 - Dados antropométricos dos grupos com deficiência visual (DV) e videntes.

	DV		Videntes	
	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão
<i>Idade (anos)</i>	9	(±2,0)	9	(±2,09)
<i>Altura (cm)</i>	1,40	(±16,30)	1,38	(±10,81)
<i>Peso (kg)</i>	38,30	(±18,70)	36,33	(±8,98)
<i>IMC (Kg/m²)</i>	19,37	(±6,70)	18,37	(±9,80)

Legenda: cm (centímetros); kg (quilogramas); IMC (índice de massa corporal).

O grupo com deficiência visual apresentou maior tempo de execução no Timed Up and Go Test (TUG) (mediana = 13,78 s) comparado aos videntes (9 s), com diferença estatisticamente significativa ($p = 0,03$; $r = 0,50$). A fase de “em pé para sentar” também foi mais lenta no grupo DV (1,91 s vs. 1,5 s; $p = 0,01$; $r = 0,53$), Tabela 2.

No Walk Test, o grupo DV apresentou maior tempo total de execução (26,9 s) em comparação aos videntes (23,4 s; $p = 0,033$). Também foram observadas diferenças no comprimento da passada direita (0,84 m vs. 1,06 m) e na propulsão (5,7% nos DV vs. 7,2% nos videntes; $p = 0,01$). A cadência e velocidade também foram menores no grupo com deficiência visual, Tabela 3.

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos nos parâmetros de equilíbrio postural em nenhuma das condições testadas (olhos abertos/fechados; com/sem espuma). Os valores de deslocamento do centro de pressão (COP), velocidade e frequência média de oscilação não diferiram significativamente ($p > 0,05$), conforme descrito na Tabela 4.

Os parâmetros do teste TUG indicaram diferenças significativas entre os grupos (baixa visão, cegos e videntes) em várias variáveis (Tabela 5). Os indivíduos cegos apresentaram a maior mediana de tempo (265,9 segundos), seguidos pelo grupo com baixa visão (113,7 segundos) e pelos videntes (90 segundos), com diferença significativa entre os grupos ($p = 0,013$); levaram mais tempo (71,6 segundos) do que os indivíduos com baixa visão (26,7 segundos) e os videntes (22,8 segundos), com $p = 0,021$. O tempo médio da virada final também foi significativamente maior nos cegos (31,7 segundos) comparado aos outros grupos, sendo semelhante entre baixa visão (15 segundos) e videntes (15 segundos), $p = 0,026$.

Os videntes apresentaram maior pico (21), seguidos pelos cegos (11,5) e pelo grupo com baixa visão (6,1), com diferença significativa ($p = 0,006$). Este parâmetro foi menor nos

cegos (35,2) comparado aos videntes (48,3) e ao grupo de baixa visão (38,3), com $p = 0,016$. Outras variáveis, como aceleração vertical, M/L (médio-lateral) e A/P (ântero-posterior), apresentaram padrões característicos, mas sem diferenças estatisticamente significativas em muitos casos.

Tabela 2 - Comparação dos Parâmetros de Mobilidade Funcional entre os Grupos.

	Duração das fases (s)	DV	Vidente	Valor de p
Fases do Teste	Duração da análise	13,78	9	0,027
	Sentado para levantar	1,4	1,23	
	Marcha ida	2,9	2,28	
	Virada média	2,31	1,99	
	Marcha volta	3,5	5,5	
	Virada final	2	1,5	
	Em pé para sentar	1,91	1,5	0,016
Sentado para levantar	Aceleração vertical (m/s^2)	1,89	2,64	
	Aceleração M/L (m/s^2)	0,94	1,87	
	Aceleração A/P (m/s^2)	1,89	2,36	
	Pico extensão tronco ($^\circ$)	8,8	21	0,001
	Amplitude extensão tronco ($^\circ$)	27,7	28,2	
	Pico flexão tronco ($^\circ$)	36,9	49,3	0,008
	Amplitude flexão tronco ($^\circ$)	37,1	48,3	0,006
Em pé para sentar	Aceleração vertical (m/s^2)	3,4	7,38	0,04
	Aceleração M/L (m/s^2)	1,89	2,37	
	Aceleração A/P (m/s^2)	3,01	2,37	
	Pico extensão tronco ($^\circ$)	5,75	10,5	
	Amplitude extensão tronco ($^\circ$)	35,55	38,4	
	Pico flexão tronco ($^\circ$)	38,55	40,2	
	Amplitude flexão tronco ($^\circ$)	30,1	25,7	

Legenda: Apresenta a duração das fases do teste TUG (em segundos – s) para os grupos com deficiência visual (DV) e videntes, incluindo: duração da análise completa, sentado para levantar, marcha de ida, virada média, marcha de volta, virada final e em pé para sentar. Inclui ainda os parâmetros de aceleração vertical, médio-lateral (M/L) e ântero-posterior (A/P), expressos em m/s^2 , e os picos e amplitudes de flexão e extensão do tronco, expressos em graus ($^\circ$). Os valores de $p > 0,05$ indicam diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Tabela 3 - Comparação dos Parâmetros da Marcha entre os Grupos com Deficiência Visual (DV) e Videntes.

		DV	Vidente	Valor de p
Índice de qualidade da marcha	Direita	96,69	97,5	
	Esquerda	97,55	97,05	
Ciclo da marcha	Fase de apoio D	58,96	59,14	
	Fase de apoio E	59,88	60,18	
	Fase de balanço D	41,04	40,86	
	Fase de balanço E	40,11	40,08	
	Fase de apoio único D	40,82	40,04	
	Fase de apoio único E	41,09	40,72	
Parâmetros espaço-temporal	Duração da análise (s)	26,9	23,4	0,033
	Cadência (passos/min)	108,2	120,2	
	Velocidade (m/s ²)	0,86	1,09	
Duração do ciclo da marcha (s)	Direita	1,18	1,02	
	Esquerda	1,18	1,01	
Comprimento da passada (m)	Direita	0,84	1,06	
	Esquerda	0,85	1,04	
Comprimento do passo (m)	Direita	50,38	51,25	
	Esquerda	49,61	47,91	
	Propulsão			
	Direita	5,7	7,2	0,01
	Esquerda	6,5	7,3	

Legenda: Apresenta os índices de qualidade da marcha (em %) para os membros direito e esquerdo, além dos parâmetros do ciclo da marcha: fases de apoio, balanço e apoio único, expressos em porcentagem (%). Apresenta os parâmetros espaço-temporais da marcha, incluindo duração da análise (em segundos – s), cadência (em passos/minuto), velocidade (em m/s²), duração do ciclo da marcha (em segundos – s), comprimento da passada e do passo (em metros – m), além da propulsão (em %). Os valores correspondem aos grupos com deficiência visual (DV) e videntes, com diferenças estatisticamente significativas indicadas pelo valor de $p > 0,05$.

Tabela 4 - Parâmetros de equilíbrio postural entre os grupos.

	DV	Vidente	Valor de p	
OLHOS ABERTOS	SEM ESPUMA			
	COP M/L	3,37	2,57	p > 0,05
	COP A/P	6,54	1,79	p > 0,05
	COP TOTAL	6,16	4,22	p > 0,05
	COP VELOCIDADE	2,1	1,55	p > 0,05
	COP Hz M/L	2,58	5,28	p > 0,05
	COP Hz A/P	0,5	2,15	p > 0,05
	COP Hz TOTAL	4,69	3,52	p > 0,05
	COM ESPUMA			
	COP M/L	4,36	3,66	p > 0,05
	COP A/P	3,32	3,76	p > 0,05
	COP TOTAL	5,07	4,98	p > 0,05
	COP VELOCIDADE	2,33	1,87	p > 0,05
	COP Hz M/L	3,29	4,49	p > 0,05
COP Hz A/P	5	4,38	p > 0,05	
COP Hz TOTAL	1,72	3,39	p > 0,05	
OLHOS FECHADOS	SEM ESPUMA			
	COP M/L	3,37	3,56	p > 0,05
	COP A/P	4,72	4,43	p > 0,05
	COP TOTAL	5,39	5,71	p > 0,05
	COP VELOCIDADE	1,99	1,9	p > 0,05
	COP Hz M/L	1,75	1,79	p > 0,05
	COP Hz A/P	3,34	2,99	p > 0,05
	COP Hz TOTAL	4,95	4,62	p > 0,05
	COM ESPUMA			
	COP M/L	5,25	4,44	p > 0,05
	COP A/P	4,72	2,14	p > 0,05
	COP TOTAL	4,74	6,6	p > 0,05
	COP VELOCIDADE	2,4	2,19	p > 0,05
	COP Hz M/L	2,1	2,08	p > 0,05
COP Hz A/P	3,29	1,58	p > 0,05	
COP Hz TOTAL	2,91	3,31	p > 0,05	

Legenda: Apresenta os parâmetros do deslocamento do centro de pressão (COP) para os grupos com deficiência visual (DV) e videntes em diferentes condições de equilíbrio: olhos abertos e fechados, e com ou sem espuma. Os parâmetros incluem: COP M/L (deslocamento médio-lateral, em mm); COP A/P (deslocamento ântero-posterior, em mm); COP TOTAL (deslocamento total, em mm); COP VELOCIDADE (velocidade média do deslocamento, em mm/s); COP Hz M/L, COP Hz A/P, COP Hz TOTAL (frequência média do deslocamento nas direções médio-lateral, ântero-posterior e total, em Hz). Os valores são apresentados como medianas para ambos os grupos, com as diferenças estatísticas indicadas pelo valor de p (> 0,05 para todas as variáveis).

Tabela 5 - Mediana dos parâmetros da mobilidade funcional através do TUG

		Baixa visão	Cegos	Videntes	Valor p
Duração das fases	Duração da análise	113,7	265,9	90	0,013
	Sentado para levantar	14	15	12,3	
	Fase de ida	26,7	71,6	22,8	0,021
	Virada média	19,4	35	19,3	
	Fase de volta	21,3	53	19,9	
	Virada final	15	31,7	15	0,026
Sentado para levantar	Aceleração vertical	19,4	18,4	26,4	
	Aceleração M/L	0,69	29,7	18,7	
	Aceleração A/P	18,9	19	23,6	
	Pico de extensão do tronco	6,1	11,5	21	0,006
	Amplitude de extensão do tronco	27,7	24,6	28,2	
	Pico de flexão do tronco	40	35,8	49,3	0,023
	Amplitude de flexão do tronco	38,3	35,2	48,3	0,016
Em pé para sentar	Aceleração vertical	36	14,5	73,8	
	Aceleração M/L	19,5	18,5	23,7	
	Aceleração A/P	35	20	36,5	
	Pico de extensão do tronco	5,5	12,5	10,5	
	Amplitude de extensão do tronco	35,1	38,7	38,4	
	Pico de flexão do tronco	37,8	51,2	40,2	
	Amplitude de flexão do tronco	31,1	28,7	25,7	

Legenda: Apresenta os parâmetros do teste TUG, incluindo a duração das fases (análise completa, sentado para levantar, fase de ida, virada média, fase de volta e virada final, expressas em segundos – s), as acelerações verticais, médio-laterais (M/L) e ântero-posteriores (A/P), expressas em m/s^2 , além dos picos e amplitudes de flexão e extensão do tronco, expressos em graus ($^{\circ}$). Os resultados estão agrupados para indivíduos com baixa visão, cegos e videntes. Valores expressos como medianas; diferenças estatisticamente significativas indicadas pelo valor de p .

Os parâmetros do teste Walk (Tabela 7) indicaram alterações significativas na qualidade da marcha, nos índices de fase e nos parâmetros espaço-temporais entre os grupos. Índice de qualidade da marcha: O grupo de videntes apresentou melhores índices de qualidade da marcha para ambos os lados (direito: 96,4; esquerdo: 97) em comparação aos grupos de baixa visão e cegos, embora sem significância estatística.

Os videntes apresentaram maior velocidade ($1,01 m/s^2$) em relação ao grupo de baixa visão ($1,03 m/s^2$) e aos cegos ($0,67 m/s^2$); apresentaram maior cadência (119,4 passos/minuto) comparados aos grupos com baixa visão (104,9) e cegos (111,5); tiveram o maior valor (1,04 m), seguido pelo grupo com baixa visão (1,1 m) e pelos cegos (0,31 m), com significância ($p = 0,05$). A propulsão também foi maior no grupo de videntes (7,4), seguido pelo grupo com baixa visão (5,9) e pelos cegos (4,9), com diferença significativa ($p = 0,01$).

Tabela 6 - Mediana dos parâmetros do teste de Walk.

Índice de qualidade da marcha (%)	Baixa visão	Cego	Vidente	Valor p	
Direita	96,8	90,9	96,4		
Esquerda	98,2	95,3	97		
Ciclo da marcha					
FASE DE APOIO	Direita	59,3	57,7	59,1	
	Esquerda	58,9	63,6	59,7	
FASE DE BALANÇO	Direita	40,6	42,3	40,8	
	Esquerda	41	36,3	40,2	
FASE DE APOIO ÚNICO	Direita	41,1	40,3	40	
	Esquerda	41	42,4	40,7	
Parâmetros espaço-temporais					
Duração da análise (s)		26,7	34,7	21,7	
Cadência (passos/minuto)		104,9	111,5	119,4	
Velocidade (m/s ²)		1,03	0,67	1,01	
Duração do ciclo da marcha (s)	Direita	1,15	1,21	1,01	
	Esquerda	1,16	1,22	1,01	
Comprimento da passada (m)	Direita	1,1	0,31	1,04	p = 0,05
	Esquerda	1,07	0,3	1,02	
Comprimento do passo (m)	Direita	50,5	46,4	51,2	
	Esquerda	49,4	53,5	48,7	
Propulsão	Direita	5,9	4,9	7,4	p = 0,01
	Esquerda	6,6	5,1	7,5	

Legenda: Apresenta os índices de qualidade da marcha (em %), as fases de apoio e balanço para os membros direitos e esquerdos (em %), e os parâmetros espaço-temporais: duração da análise (em segundos – s), cadência (em passos/minuto), velocidade (em metros por segundo – m/s), duração do ciclo da marcha (em segundos – s), comprimento da passada (em metros – m) e propulsão (em %). Os resultados estão agrupados para indivíduos com baixa visão, cegos e videntes. Valores expressos como medianas; diferenças estatisticamente significativas indicadas pelo valor de p ($\leq 0,05$).

4. Discussão

Os achados deste estudo evidenciam que crianças e adolescentes com deficiência visual (DV) apresentam desempenho funcional inferior em tarefas que exigem mobilidade e controle postural dinâmico, como o *Timed Up and Go* (TUG) e o *Walk Test*, quando comparados a seus pares videntes. O tempo maior de execução das tarefas pelo grupo DV reflete um padrão motor mais cauteloso, que se manifesta em transições posturais mais lentas e menor mobilidade de tronco. Tais características estão alinhadas à literatura que descreve que a ausência de estímulos visuais compromete a antecipação motora e exige maior rigidez postural como estratégia compensatória (AGMON et al., 2015; ESPOSITO et al., 2019).

A menor amplitude de movimento do tronco observada nos participantes com DV, tanto na extensão quanto na flexão, reforça a hipótese de comprometimento na coordenação entre segmentos corporais, especialmente entre cabeça, tronco e membros inferiores. Estudos como o de Nakata e Yabe (2020) sugerem que a privação visual precoce reduz a eficácia das respostas autorregulatórias, aumentando a dependência de outros sistemas sensoriais, como o tátil e o vestibular, para garantir a estabilidade postural. Essa adaptação, embora eficiente em termos de segurança, pode comprometer a fluidez e a eficiência dos movimentos funcionais.

A análise da marcha também revelou alterações relevantes, como a redução da velocidade, da cadência e da propulsão, além de passadas mais curtas. Esses ajustes posturais e espaço-temporais são amplamente relatados na literatura como estratégias comuns em indivíduos com DV para reduzir o risco de quedas (HALLEMANS et al., 2010b; WANG et al., 2019). O uso do pé como sonda e o aumento da base de apoio são algumas das táticas compensatórias observadas, conforme discutido por Giagazoglou et al. (2013), e parecem estar presentes também nos participantes deste estudo.

Os parâmetros de equilíbrio postural estático não apresentaram diferenças estatísticas significativas entre os grupos. Essa ausência de diferença pode ser atribuída à plasticidade neural e à maior ativação de mecanismos somatossensoriais e vestibulares nos indivíduos com DV, conforme proposto por Easton (2017) e Barollo et al. (2020). Esses autores apontam que, em situações de privação visual, ocorre uma reorganização cortical que favorece a adaptação funcional, permitindo que outras vias sensoriais compensem a ausência de visão.

Esses achados reforçam a importância da adaptação sensorial em indivíduos com DV, evidenciando a utilização de estratégias compensatórias, como o aumento da percepção tátil e da estabilidade fornecida pelo feedback somatossensorial. Além disso, os resultados corroboram estudos que destacam o papel do sistema vestibular e proprioceptivo na manutenção do equilíbrio em condições de privação visual. Programas que integram exercícios proprioceptivos dinâmicos e estáticos, como os descritos por Ribeiro e Oliveira (2011) e Garcia et al. (2019), podem melhorar o controle postural, reduzir os riscos de quedas e promover maior independência funcional.

Entre as principais limitações deste estudo, destaca-se o tamanho reduzido da amostra, o uso de amostragem por conveniência, com recrutamento realizado em instituições específicas, o que pode introduzir viés de seleção. Fatores contextuais, como o nível socioeconômico, acesso a serviços de reabilitação, escolaridade e suporte familiar, não foram controlados, podendo influenciar o desempenho funcional e motor dos participantes. Adicionalmente, a heterogeneidade da deficiência visual pode ter gerado variabilidade nos resultados. Embora

essa diversidade reflita a realidade clínica, ela também dificulta análises mais precisas sobre o impacto de diferentes graus de perda visual no desempenho motor.

5. Conclusão

Crianças e adolescentes com deficiência visual apresentam desempenho funcional inferior em tarefas de mobilidade e marcha, caracterizado por maior tempo de execução, menor amplitude de movimento do tronco e ajustes compensatórios evidentes. Embora o equilíbrio postural estático não tenha diferido entre os grupos, os dados indicam um padrão motor cauteloso e adaptado à ausência de visão.

Esses resultados destacam a necessidade de intervenções fisioterapêuticas específicas que considerem as limitações sensoriais desses indivíduos, promovendo estratégias compensatórias eficazes e seguras. A estimulação multissensorial e o fortalecimento da integração sensório-motora devem ser componentes centrais no planejamento terapêutico, contribuindo para maior autonomia e qualidade de vida das crianças com deficiência visual.

Referências

- AGMON, M. et al. Sit-to-stand test performance and its association with balance in older adults with visual impairment. **Journal of Geriatric Physical Therapy**, v. 38, n. 2, p. 84–89, 2015.
- BAROLLO, M. et al. Cortical reorganization and enhanced somatosensory processing in visually impaired individuals: A neuroplastic response to sensory loss. **Neuroscience Letters**, v. 729, 134957, 2020.
- BRACCIALLI, A. L.; BARAÚNA, M. A. M. Oscilação postural em crianças com e sem deficiência visual. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 22, n. 2, p. 123–129, 2015.
- EASTON, R. D. Multisensory and sensorimotor interactions in postural control and navigation by blind persons. **Multisensory Research**, v. 30, n. 7–8, p. 715–737, 2017.
- ESPOSITO, G. et al. Motor strategies in blind children during balance and posture control tasks. **Experimental Brain Research**, v. 237, p. 2141–2151, 2019.
- GARCIA, L. F. R. et al. Efeitos de um protocolo de exercícios proprioceptivos sobre o equilíbrio postural de crianças com deficiência visual. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 33, n. 2, p. 299–308, 2019.
- GIAGAZOGLU, P. et al. Adaptations in gait and balance in blind children: A comparison with sighted peers. **International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology**, v. 77, n. 12, p. 1989–1994, 2013.

HALLEMANS, A. et al. Visual deprivation leads to gait adaptations that are age- and context-specific: I. Step-to-step variability. **Gait & Posture**, v. 31, n. 1, p. 94–99, 2010b.

NAKATA, H.; YABE, K. Automatic postural response to lateral perturbation in the blind. **Gait & Posture**, v. 81, p. 143–148, 2020.

RIBEIRO, R. M.; OLIVEIRA, R. J. Intervenção fisioterapêutica na melhora do equilíbrio em indivíduos com deficiência visual: uma revisão. **Revista Brasileira de Ciências da Saúde**, v. 9, n. 1, p. 87–94, 2011.

WANG, Y. et al. Gait characteristics in blind and visually impaired children: A systematic review. **Gait & Posture**, v. 70, p. 285–294, 2019.

Estudo 4

EFEITOS DA COMBINAÇÃO DE EXERCÍCIOS PROPRIOCEPTIVOS E ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA (TDCS) NA MARCHA E MOBILIDADE FUNCIONAL DE CRIANÇAS E ADOLESCENTES COM DEFICIÊNCIA VISUAL

Roberta Carneiro de Toledo^{1*}, Rodolfo Borges Parreira¹, Deborah Carvalho da Silva Cardoso¹, Milena Carvalho Pires², Gabrielly R. Costa Silva², Claudia Santos Oliveira³

¹ Discente do Programa de Mestrado e Doutorado em Movimento Humano e Reabilitação, Universidade Evangélica de Goiás, Anápolis, Brasil

² Curso de Graduação em Fisioterapia, Universidade Evangélica de Goiás, Anápolis, Brasil

³ Docente do Programa de Mestrado e Doutorado em Movimento Humano e Reabilitação, Universidade Evangélica de Goiás, Anápolis, Brasil

Correspondência:

Roberta Carneiro de Toledo

E-mail: robertatole dofisio@gmail.com

Resumo

A deficiência visual está associada a padrões de marcha alterados, como redução da cadência, aumento da base de suporte e aumento do tempo de apoio duplo, indicativos de uma estratégia mais cautelosa de locomoção. Este estudo teve como objetivo investigar os efeitos da combinação de exercícios proprioceptivos e estimulação transcraniana por corrente contínua (tDCS) sobre a marcha e a mobilidade funcional em crianças e adolescentes com deficiência visual. Os dados foram analisados utilizando o Walk Test, o teste Timed Up and Go (TUG) e a análise tridimensional da marcha. Embora não tenham sido observadas diferenças estatisticamente significativas entre os momentos pré e pós-intervenção, algumas tendências clínicas indicaram melhorias. No grupo placebo, houve aumento do índice de qualidade da marcha e redução da assimetria entre os lados. No grupo tDCS ativo, observou-se um aumento na velocidade da marcha e no comprimento do passo, além de um discreto aumento da fase de apoio e redução da fase de balanço, sugerindo maior estabilidade postural. No entanto, a alta variabilidade dos dados e o pequeno tamanho amostral limitaram a detecção de efeitos mais robustos.

Palavras-chave: Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua; Reabilitação; Análise de Marcha; Tecnologia de Reabilitação.

1. Introdução

A visão é um dos principais sentidos envolvidos na regulação do equilíbrio, orientação espacial e marcha. Em crianças e adolescentes, ela contribui de forma decisiva para o desenvolvimento motor, controle postural e aquisição de habilidades funcionais (PERRIN et al., 2010). A ausência ou redução da acuidade visual pode comprometer essas habilidades, levando a adaptações compensatórias que, embora funcionais, são geralmente menos eficientes e podem aumentar o risco de quedas (SANTOS et al., 2024).

Diversos estudos demonstram que a deficiência visual está associada a padrões de marcha alterados, como redução da cadência, aumento da base de suporte e aumento do tempo de apoio duplo, indicativos de uma estratégia mais cautelosa de locomoção (JUNIOR et al., 2013; LIMA et al., 2022). Esses padrões refletem tentativas de compensação frente à ausência de referências visuais, impactando a autonomia e a segurança desses indivíduos em atividades cotidianas. Nesse contexto, investigar intervenções capazes de melhorar a estabilidade e a eficiência da marcha é essencial.

Os exercícios proprioceptivos têm sido amplamente utilizados como estratégia para o aprimoramento do equilíbrio e da consciência corporal, especialmente em populações com déficit sensorial. Tais exercícios, ao desafiarem os sistemas posturais em diferentes superfícies e posições, promovem adaptações neurofisiológicas que favorecem o controle motor (SOUZA et al., 2021). Quando aplicados de forma sistemática, esses treinos contribuem para o aumento da estabilidade e da confiança durante a marcha em indivíduos com deficiência visual (REZENDE et al., 2023).

A estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) é uma técnica neuromodulatória não invasiva que tem sido investigada por sua capacidade de potencializar os efeitos de intervenções motoras e sensoriais. Estudos recentes apontam que a ETCC pode modular a excitabilidade cortical e induzir plasticidade sináptica, com impacto positivo sobre a aprendizagem motora (FREGNI et al., 2006; LINDENBERG et al., 2010). A combinação de ETCC com exercícios proprioceptivos pode representar uma abordagem inovadora para otimizar os ganhos funcionais em populações pediátricas com deficiência visual, embora ainda haja escassez de estudos específicos com esse público.

Diante do exposto, o presente estudo teve como objetivo avaliar os efeitos de uma intervenção combinando exercícios proprioceptivos e estimulação transcraniana por corrente contínua sobre parâmetros funcionais, de marcha e equilíbrio em crianças e adolescentes com deficiência visual. A análise envolveu medidas clínicas e instrumentais, com o intuito de identificar possíveis adaptações motoras e padrões compensatórios. Espera-se que os achados

contribuam para ampliar as estratégias de reabilitação voltadas a essa população, promovendo maior autonomia e segurança na locomoção.

2. Metodologia

2.1 Tipo de estudo

Este estudo caracteriza-se como um estudo clínico randomizado.

2.2 Participantes

A amostra foi composta por crianças e adolescentes com DV recrutadas a partir do Centro Municipal de Atendimento à Diversidade (CEMAD) de Anápolis e as videntes por meio de convite informal. O presente estudo seguiu as Diretrizes e Normas da Resolução CNS nº 466/2012 para pesquisas com seres humanos, com aprovação do Comitê de Ética do Centro Universitário de Anápolis – UniEVANGÉLICA, com CAAE: 4610052.6.00000.5076.

Os critérios de inclusão foram: (a) diagnóstico de deficiência visual (cegueira total ou baixa visão); (b) idade entre 6 e 15 anos; (c) ausência de outras deficiências associadas que pudessem comprometer a marcha; e (d) disponibilidade para participar de todas as etapas do estudo. Foram excluídos os participantes com histórico de crises convulsivas, lesões neurológicas graves; uso atual de dispositivos ortopédicos de locomoção; ou que fizessem uso de aparelho auditivo, coclear ou marcapasso.

2.3 Procedimentos

Os participantes foram alocados em dois grupos de treino distintos, conforme o protocolo experimental da intervenção. A alocação foi realizada de forma cega por um pesquisador independente. Os dados foram coletados antes e após a intervenção, que teve duração total de quatro semanas, com sessões realizadas duas vezes por semana. Os exercícios proprioceptivos incluíram atividades estáticas e dinâmicas em superfícies instáveis, com progressões de dificuldade. A ETCC foi aplicada concomitantemente, com eletrodos posicionados de acordo com as diretrizes da literatura (FREGNI et al., 2006), utilizando corrente contínua anódica de 1 mA, por 20 minutos, sobre o córtex motor bilateral.

2.4 Instrumentos e medidas

A avaliação da mobilidade funcional foi realizada utilizando o teste Timed Up and Go (TUG) com o sensor inercial G-Sensor da BTS Bioengenharia, que quantificou em segundos o tempo necessário para que o indivíduo se levantasse de uma cadeira, caminhasse três metros,

virasse, voltasse e se sentasse novamente (Podsiadlo & Richardson, 1991). Os participantes foram instruídos a realizar o teste em uma velocidade auto-selecionada e de forma segura. O teste foi realizado cinco vezes, considerando diferentes condições de calçado (com e sem guia, descalço com e sem guia), sendo a primeira execução destinada à familiarização com o procedimento.

A avaliação dos parâmetros espaço-temporais da marcha foi conduzida por meio do Walk Test, utilizando o G-Sensor, um sistema validado para indivíduos saudáveis e com doença de Parkinson (Bugané et al., 2012; Pau et al., 2015). O G-Sensor é um dispositivo wireless que captura dados de aceleração, giroscópio e magnetômetro, com comunicação por ZigBee, permitindo a coleta de dados cinemáticos da marcha com alta precisão.

Além disso, a análise tridimensional da marcha foi realizada com o sistema SMART-D 140® (BTS Engineering), que utiliza câmeras sensíveis ao infravermelho e é sincronizado com plataformas de força Kistler para coletar dados cinemáticos e temporais, como o deslocamento do centro de pressão e o tempo de contato do pé com a superfície da plataforma. A avaliação incluiu a coleta de dados antropométricos, como massa corporal, estatura e comprimento das pernas.

2.5 Análise estatística

Os dados foram analisados utilizando o software SPSS®, versão 26.0. Inicialmente, foi avaliada a normalidade das variáveis pelo teste de Shapiro-Wilk e a homogeneidade das variâncias pelo teste de Levene. Para variáveis com distribuição normal e variâncias homogêneas, aplicou-se o teste t pareado. Para aquelas que não atenderam a esses pressupostos, foi utilizado o teste de Wilcoxon. Todas as análises compararam os momentos pré e pós-intervenção dentro dos grupos.

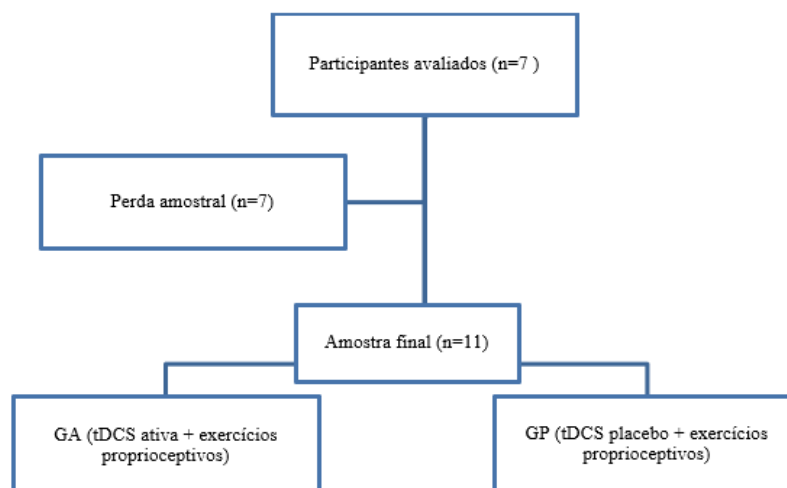
Além das comparações temporais, foi realizada análise de assimetria entre os lados direito e esquerdo para variáveis de marcha, também por meio do teste de Wilcoxon. Foram calculadas médias, desvios padrão e medianas, conforme a distribuição dos dados. O tamanho do efeito (Cohen's d) foi calculado com base na diferença entre os momentos pré e pós, com intervalos de confiança de 95%.

Em caso de dados ausentes, os participantes foram excluídos da análise. O nível de significância adotado foi de $p < 0,05$, e os resultados estatisticamente significativos estão destacados nas tabelas apresentadas ao longo do texto.

3. Resultados

Foram avaliados 11 crianças e adolescentes, distribuídos em quatro grupos de treino. Os resultados apresentados referem-se às coletas realizadas até o momento. A distribuição dos participantes por grupo de treino foi representada na Figura 1.

Figura 1 - Fluxograma de Distribuição dos Pacientes por Grupo de Treino.



Legenda: "(n)" representa o número de pacientes em cada grupo; GA – grupo ativo; GP – grupo placebo.

Fonte: Próprio autor (2025).

A amostra foi composta por 11 crianças e adolescentes com deficiência visual, com idades variando entre 6 e 15 anos e média estimada de 10,5 anos. Observou-se uma distribuição com predominância do sexo masculino (54,5%). Quanto ao tipo de deficiência visual, a maioria dos participantes (63,6%) apresentava deficiência visual congênita, enquanto 36,4% possuíam deficiência adquirida (Tabela 1).

Tabela 1 - Características demográficas e clínicas dos participantes incluídos na fase 2 do estudo (n = 11).

Variável	n	%
Sexo		
Feminino	5	45,5%
Masculino	6	54,5%
Tipo de Deficiência Visual		
Congênita	7	63,6%
Adquirida	4	36,4%
Média		
Idade (anos)	10,5 anos	

Legenda: n = número absoluto de participantes; % = percentual em relação ao total da amostra. A média de idade foi estimada com base na faixa etária informada. Valores exatos de média e desvio padrão serão determinados conforme os dados individuais.

Na análise dos parâmetros do teste TUG (Tabela 2), não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os momentos pré e pós-intervenção no grupo com tDCS ativa ($p > 0,05$ para todos os itens). No entanto, alguns resultados indicam tendência de melhora clínica. Houve redução no tempo total de análise no grupo tDCS ativo (de $12,95 \pm 1,42$ s para $9,63 \pm 1,57$ s), sugerindo um desempenho funcional mais eficiente após a intervenção, embora sem significância estatística ($p = 0,86$). Da mesma forma, a duração da fase de ida reduziu de $3,51 \pm 2,66$ s para $2,17 \pm 0,47$ s e a fase de volta de $3,10 \pm 0,62$ s para $2,05 \pm 0,38$ s. Esses dados, embora não estatisticamente significativos, apontam para uma execução mais rápida e potencialmente mais segura da tarefa.

Além disso, a aceleração vertical durante a transição de "sentado para levantar" aumentou levemente no grupo tDCS ativo (de $2,62 \pm 1,54$ para $3,4 \pm 1,32$), sugerindo um possível ganho de força ou controle motor na fase inicial do teste. Esses achados, associados à melhora nos tempos parciais do teste, podem refletir efeitos positivos da estimulação transcraniana por corrente contínua sobre a mobilidade funcional e o controle postural dinâmico em crianças e adolescentes com deficiência visual. No entanto, o tamanho reduzido da amostra e a alta variabilidade dos dados podem ter limitado a detecção de significância estatística, ressaltando a necessidade de investigações futuras com maior poder amostral e controle experimental.

Tabela 2 - Média e desvio padrão (\pm) dos parâmetros do teste TUG.

	tDCS placebo		tDCS ativo		Valor p
	Antes	Depois	Antes	Depois	
Duração das fases	Média (\pm DP)	Média (\pm DP)	Média (\pm DP)	Média (\pm DP)	
Duração da análise	16,09 ($\pm 9,56$)	12,29 ($\pm 0,35$)	12,95 ($\pm 1,42$)	9,63 ($\pm 1,57$)	0.86
Sentado para levantar	1,27 ($\pm 0,18$)	1,20 ($\pm 0,35$)	1,42 ($\pm 0,17$)	1,20 ($\pm 0,25$)	0.93
Fase de ida	5,14 ($\pm 3,71$)	3,51 ($\pm 2,66$)	3,18 ($\pm 1,35$)	2,17 ($\pm 0,47$)	0.59
Virada média	2,09 ($\pm 9,77$)	2,45 ($\pm 1,52$)	2,59 ($\pm 0,67$)	2,13 ($\pm 0,63$)	0.74
Fase de volta	3,38 ($\pm 2,94$)	3,10 ($\pm 2,0$)	3,28 ($\pm 1,19$)	2,05 ($\pm 0,38$)	0.86
Virada final	1,53 ($\pm 0,87$)	1,58 ($\pm 0,55$)	1,75 ($\pm 0,83$)	1,18 ($\pm 0,27$)	0.86
Em pé para sentar	1,45 ($\pm 0,73$)	1,1 ($\pm 0,54$)	1,18 ($\pm 0,44$)	1,25 ($\pm 0,28$)	0.89
Sentado para levantar					
Aceleração vertical	2,98 ($\pm 2,11$)	2,62 ($\pm 1,54$)	2,25 ($\pm 1,33$)	3,4 ($\pm 1,32$)	0.93
Em pé para sentar					
Aceleração vertical	20,52 ($\pm 1,91$)		22,41 ($\pm 1,53$)	20,28 ($\pm 15,32$)	0.89

Legenda: tDCS - *Transcranial Direct Current Stimulation*; DP – desvio padrão; Valor de $p \leq 0,05$.

Na análise tridimensional da marcha (Tabela 3), não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os momentos pré e pós-intervenção, tanto no grupo tDCS

ativo quanto no grupo placebo. No entanto, algumas tendências clínicas foram identificadas. O grupo tDCS ativo apresentou aumento na velocidade média da marcha (de 0,72 m/s para 0,78 m/s no lado esquerdo), além de maior comprimento do passo no membro direito (de 0,41 m para 0,67 m), sugerindo alta variabilidade interindividual. Também se observou discreta redução na largura do passo e aumento da fase de apoio, indicativos de maior estabilidade postural. Apesar da ausência de significância estatística ($p > 0,05$), esses achados podem refletir adaptações motoras sutis induzidas pela combinação de exercícios proprioceptivos com a tDCS.

Já na análise dos parâmetros da marcha de acordo com o *Walk Test* (Tabela 4), não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os momentos pré e pós-intervenção em ambos os grupos (placebo e tDCS ativo). No entanto, é importante destacar alguns achados que indicam tendências clínicas relevantes. No grupo tDCS placebo, houve aumento do índice de qualidade da marcha no lado esquerdo (de $95,73 \pm 2,58$ para $108,58 \pm 3,08$), com redução da assimetria entre os lados, cujo valor de p foi significativo ($p = 0,02$), sugerindo melhora da simetria, ainda que sem relação direta com a intervenção. Já no grupo tDCS ativo, o índice de qualidade da marcha permaneceu estável, assim como os parâmetros espaço-temporais como cadência, duração da análise e velocidade média.

Em relação ao ciclo da marcha, observou-se no grupo placebo um aumento da fase de apoio e redução da fase de balanço, enquanto no grupo tDCS ativo os valores se mantiveram semelhantes antes e após a intervenção. Os valores de cadência e duração do ciclo também apresentaram pequenas variações, sem significância estatística. Quanto aos parâmetros lineares, os dados referentes ao comprimento da passada e do passo nos grupos ativo e placebo apresentam valores discrepantes, provavelmente decorrentes de erro na digitação ou extração dos dados, como evidenciado pelas médias excessivamente altas (ex: 83,83 m e 72,13 m), incompatíveis com a realidade biomecânica da marcha humana.

Por fim, os dados de propulsão indicaram discreta redução no grupo tDCS ativo (de $46,74 \pm 4,60$ para $42,79 \pm 17,56$ na perna direita), embora sem significância estatística ($p = 0,32$). De modo geral, os achados não demonstraram efeito relevante da tDCS ativa sobre os parâmetros da marcha.

Tabela 3 - Média e desvio padrão (\pm) dos parâmetros da análise tridimensional da marcha.

PARÂMETROS		tDCS placebo		tDCS ativo				Assimetria					
		Antes		Depois		Antes		Depois		tDCS placebo		tDCS ativo	
		Média (\pm DP)	Média (\pm DP)	Média (\pm DP)	Média (\pm DP)	Média (\pm DP)	Média (\pm DP)	Valor de p	Antes	Depois	Antes	Depois	
Tempo da passada (s)	Direita	1,33 (\pm 0,19)	1,32 (\pm 0,14)	1,13 (\pm 0,12)	1,12 (\pm 0,16)	0,97	0,7	0,93	0,98	0,93			
	Esquerda	1,36 (\pm 0,18)	0,87 (\pm 0,22)	1,11 (\pm 0,13)	1,15 (\pm 0,25)	0,98							
Tempo de apoio (s)	Direita	0,84 (\pm 0,21)	0,85 (\pm 0,22)	0,74 (\pm 0,11)	0,75 (\pm 0,19)	0,97	0,64	0,74	0,96	0,96			
	Esquerda	0,82 (\pm 0,24)	0,36 (\pm 0,06)	0,72 (\pm 0,08)	0,78 (\pm 0,25)	0,96							
Velocidade média (m/s)		0,67 (\pm 0,12)	0,76 (\pm 0,25)	0,74 (\pm 0,20)	0,77 (\pm 0,31)	0,99							
Comprimento passada (m)	Direita	0,9 (\pm 0,09)	0,92 (\pm 0,11)	0,83 (\pm 0,18)	0,84 (\pm 0,23)	0,99	0,92	0,57	0,73	0,87			
	Esquerda	0,92 (\pm 0,14)	0,96 (\pm 0,13)	0,82 (\pm 0,2)	0,8 (\pm 0,25)	0,95							
Comprimento passo (m)	Direita	0,41 (\pm 0,47)	0,43 (\pm 0,07)	0,41 (\pm 0,12)	0,67 (\pm 1,70)	0,97	0,73	0,62	0,29	0,8			
	Esquerda	0,6 (\pm 0,07)	0,47 (\pm 0,18)	0,41 (\pm 0,09)	0,64 (\pm 1,01)	0,93							
Largura do passo (m)		0,9 (\pm 0,02)	0,66 (\pm 1,38)	0,19 (\pm 0,17)	0,15 (\pm 0,06)	0,87							
Inclinação da pelve	Direita	-3,66 (\pm 5,07)	1,36 (\pm 9,62)	-1,56 (\pm 2,79)	-1,66 (\pm 2,05)	0,86	0,97	0,94	0,96	0,99			
	Esquerda	3,66 (\pm 5,07)	0,25 (\pm 1,27)	0,44 (\pm 3,25)	1,66 (\pm 2,05)	0,94							
Abd-Add quadril	Direita	-20,28 (\pm 10,48)	-10,85 (\pm 11,34)	-11,94 (\pm 7,32)	26,34 (\pm 9,54)	0,81	0,4	0,82	0,68	0,81			
	Esquerda	-10,55 (\pm 8,37)	-19,33 (\pm 10,24)	-11,08 (\pm 9,45)	22,68 (\pm 3,2)	0,88							
Flex-Ext quadril	Direita	16,05 (\pm 11,36)	12,63 (\pm 11,28)	34,92 (\pm 40,8)	10,62 (\pm 7,18)	0,94	0,43	0,66	0,79	0,9			
	Esquerda	16,81 (\pm 5,68)	14,85 (\pm 12,33)	40,18 (\pm 37,54)	8,42 (\pm 7,74)	0,85							
Flex-Ext joelho	Direita	-1,93 (\pm 2)	0,85 (\pm 11,33)	14,24 (\pm 34,22)	36,32 (\pm 38,32)	0,43	0,87	0,75	0,56	0,54			
	Esquerda	13,68 (\pm 11,37)	-1,16 (\pm 7,15)	26,08 (\pm 30,54)	41,71 (\pm 41,21)	0,41							
Dorsi-Plant tornozelo	Direita	7,3 (\pm 5,93)	6,1 (\pm 0,53)	14,52 (\pm 1,18)	19,12 (\pm 21,22)	0,92	0,32	0,46	0,34	0,64			
	Esquerda	3,41 (\pm 4,24)	4,78 (\pm 8,45)	32,14 (\pm 10,98)	35,8 (\pm 29,98)	0,88							

Legenda: tDCS - *Transcranial Direct Current Stimulation*; DP – desvio padrão; s- segundos; m – metros; m/s – metros por segundos. Valor de $p \leq 0,05$.

Tabela 4 - Média e desvio padrão (\pm) dos parâmetros espaço-temporais da marcha, obtidos pelo *Walk Test*.

	tDCS placebo				tDCS ativo				Valor de p	Assimetria			
	Média (\pm DP)				Média (\pm DP)					tDCS placebo		tDCS ativo	
Índice de qualidade da marcha	Antes		Depois		Antes		Depois			Antes	Depois	Antes	Depois
Direita	94,25	(\pm 4,89)	96,21	(\pm 2,63)	95,76	(\pm 4,09)	94,66	(\pm 2,51)	0,55	0,61	0,02	0,88	0,3
Esquada	95,73	(\pm 2,58)	108,58	(\pm 3,08)	96,76	(\pm 2,39)	95,27	(\pm 3,46)	0,73				
Ciclo da marcha													
Fase de apoio	57,55	(\pm 2,41)	65,41	(\pm 12,75)	58,64	(\pm 2,47)	59,19	(\pm 2,94)	0,43				
Fase de balanço	61,67	(\pm 2,58)	51,88	(\pm 15,31)	61,8	(\pm 1,44)	60,06	(\pm 3,28)	0,54				
Parâmetros espaço-temporais													
Duração da análise (s)	41,25	(\pm 3,64)	40,73	(\pm 14,26)	40,18	(\pm 3,03)	39,92	(\pm 3,83)	0,20				
Cadência (passos/minuto)	39,74	(\pm 2,95)	34,17	(\pm 14,14)	39,53	(\pm 2,05)	41,12	(\pm 2,34)	0,26				
Velocidade (m/s ²)	9,17	(\pm 1,54)	20,94	(\pm 6,86)	10,2	(\pm 0,57)	9,71	(\pm 2,27)	0,83				
Duração do ciclo da marcha (s)													
Direita	10,09	(\pm 1,03)	15,09	(\pm 4,15)	10,17	(\pm 0,57)	9,54	(\pm 2,43)	0,80	0,88	0,82	0,99	0,64
Esquada	30,93	(\pm 7,07)	23,36	(\pm 2,57)	25,84	(\pm 5,51)	29,16	(\pm 0,41)	0,91				
Comprimento da passada (m)													
Direita	0,37	(\pm 0,40)	1,94	(\pm 0,95)	0,1	(\pm 0,01)	0,95	(\pm 8,28)	0,88	0,4	0,4	0,13	0,57
Esquada	0,38	(\pm 0,33)	0,68	(\pm 0,22)	0,23	(\pm 0,28)	0,70	(\pm 1,09)	0,40				
Comprimento do passo (m)													
Direita	1,25	(\pm 0,82)	1,94	(\pm 0,95)	1,21	(\pm 1,16)	0,69	(\pm 6,60)	0,87	0,5	0,93	0,9	0,95
Esquada	1,24	(\pm 0,81)	8,33	(\pm 0,71)	1,2	(\pm 1,15)	0,72	(\pm 7,04)	0,98				
Propulsão													
Direita	40,55	(\pm 15,28)	1,1	(\pm 1,16)	46,74	(\pm 4,60)	42,79	(\pm 17,56)	0,32	0,54	0,3	0,73	0,88
Esquada	46,58	(\pm 18,07)	1,28	(\pm 1,04)	51,54	(\pm 5,62)	41,76	(\pm 16,98)	0,31				

Legenda: tDCS - *Transcranial Direct Current Stimulation*; DP – desvio padrão; s- segundos; m – metros; m/s² – metros por segundos ao quadrado. Valor de p \leq 0,05.

4. Discussão

Os resultados obtidos neste estudo indicam que a intervenção combinada com exercícios proprioceptivos e tDCS promoveu ajustes sutis, porém relevantes, no padrão funcional de marcha e equilíbrio em crianças e adolescentes com deficiência visual. Embora a maioria dos parâmetros espaciotemporais e cinemáticos não tenha apresentado diferenças estatisticamente significativas após a intervenção, observou-se uma melhora em aspectos específicos da marcha, como o aumento da fase de apoio duplo à esquerda e a redução do comprimento do passo direito, sugerindo possíveis estratégias compensatórias para maior estabilidade postural. Esses achados corroboram estudos anteriores que descrevem a adoção de padrões de marcha mais cautelosos por indivíduos com deficiência visual como forma de compensar a ausência de informação visual (SANTOS et al., 2024; OLIVEIRA E SILVA, 2019).

Esses resultados sugerem que a intervenção promoveu ajustes discretos e localizados no padrão de marcha, com melhoras observadas no membro inferior direito, tanto na dinâmica do ciclo quanto na amplitude do passo. A presença de assimetria funcional significativa em alguns parâmetros também destaca a importância de monitorar adaptações compensatórias, especialmente em populações com deficiência sensorial. Ainda que a maioria dos parâmetros não tenha apresentado mudanças estatisticamente significativas, as tendências de melhora na velocidade e cadência sugerem efeitos positivos da intervenção na eficiência da marcha.

Estudos recentes corroboram essas observações, segundo Lima et al. (2022), indivíduos com deficiência visual tendem a adotar padrões de marcha mais cautelosos, mas intervenções terapêuticas específicas podem promover melhora na cadência e no comprimento do passo, sem comprometer o equilíbrio. Da mesma forma, Souza et al. (2021) demonstraram que o treinamento sensório-motor melhora significativamente a simetria e a fluidez da marcha em pessoas com limitações visuais, com redução do tempo de apoio unilateral e aumento da propulsão, mesmo quando a velocidade média não sofre alterações significativas. Esses achados reforçam que mesmo variações sutis em parâmetros espaço-temporais, como observadas neste estudo, podem refletir adaptações motoras funcionais e benéficas na marcha de pessoas com deficiência visual.

Um estudo relevante é o de Junior et al. (2013), que investigou o equilíbrio na marcha de indivíduos cegos utilizando baropodometria e *software* específico para análise da estabilidade. Os resultados indicaram diferenças significativas na estabilidade do lado esquerdo dos participantes, sugerindo a adoção de estratégias compensatórias para manter o equilíbrio durante a locomoção. Além disso, o aumento do tempo de apoio e a redução da velocidade de

caminhada indicam tentativas de compensar a ausência de referências visuais, refletindo um comportamento motor adaptativo para melhorar a estabilidade postural.

As limitações deste estudo incluem o tamanho reduzido da amostra e a duração relativamente curta da intervenção que pode ter limitado a observação de efeitos mais substanciais na marcha e no equilíbrio dos participantes. Além disso, embora tenha sido adotado um protocolo de mascaramento, o cegamento completo de participantes, avaliadores e terapeutas não foi possível devido à natureza da intervenção.

Dessa forma, novos estudos com amostras maiores e maior controle experimental são necessários para confirmar os achados deste estudo. Aumentar o tempo de intervenção pode permitir a detecção de melhorias mais duradouras e significativas, possibilitando uma melhor compreensão dos efeitos combinados da tDCS e dos exercícios proprioceptivos em populações com deficiência visual. Tais estudos podem contribuir para a otimização das intervenções terapêuticas e para o desenvolvimento de estratégias mais eficazes de reabilitação.

5. Conclusão

Apesar das tendências observadas sugerirem potenciais benefícios da intervenção combinada de tDCS e exercícios proprioceptivos, a ausência de diferenças estatisticamente significativas ressalta a necessidade de futuras pesquisas com amostras maiores e duração mais prolongada da intervenção. Estes estudos adicionais são fundamentais para validar os efeitos da estimulação cerebral não invasiva na marcha e mobilidade funcional de crianças e adolescentes com deficiência visual, além de ajudar a otimizar as abordagens terapêuticas para essa população. No grupo placebo, observou-se um aumento no índice de qualidade da marcha e uma redução da assimetria entre os lados. No grupo tDCS ativo, foram detectadas pequenas melhorias, como um aumento na velocidade da marcha, no comprimento do passo e uma discreta melhoria na estabilidade postural, com aumento da fase de apoio e redução da fase de balanço. Contudo, o tamanho reduzido da amostra dificulta a detecção de efeitos mais expressivos. Mais estudos são necessários.

REFERÊNCIAS

BUGANÉ, R. et al. Validity of the Walk Test in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 27, n. 3, p. 234-237, 2012.

FREGNI, F. et al. Transcranial direct current stimulation of the prefrontal cortex modulates the desire for specific foods. **Appetite**, v. 51, n. 1, p. 34-41, 2006.

- JUNIOR, R. P. et al. Alterações posturais e estratégias de marcha em indivíduos com deficiência visual. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 35, n. 4, p. 899–914, 2013.
- LIMA, P. M. C. et al. Marcha e equilíbrio em crianças cegas: implicações para a reabilitação funcional. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 36, n. 2, p. 301–308, 2022.
- LINDENBERG, R. et al. Combining transcranial direct current stimulation and neurorehabilitation in stroke patients. **Annals of Neurology**, v. 68, n. 5, p. 618–627, 2010.
- PAU, M. et al. Walk Test in Parkinson’s disease: A reliability study. **Neurological Sciences**, v. 36, n. 5, p. 731-735, 2015.
- PERRIN, P. et al. Postural behavior of blind subjects: effects of sensory substitution and visual memory. **Neuropsychologia**, v. 48, n. 12, p. 3683–3688, 2010.
- PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 39, n. 2, p. 142-148, 1991.
- REZENDE, C. M. et al. Proprioceptive training and balance in visually impaired children: a pilot intervention study. **Fisioterapia em Movimento**, v. 36, e36102, 2023.
- SANTOS, M. G. et al. Estratégias compensatórias durante a marcha em deficientes visuais: uma revisão sistemática. **Revista Neurociências**, v. 32, n. 1, p. 102–110, 2024.
- SOUZA, A. C. L. et al. Treinamento sensório-motor e simetria da marcha em pessoas com deficiência visual. **Revista Brasileira de Reabilitação**, v. 27, n. 3, p. 48–55, 2021.

5.3. CONCLUSÃO

Em conclusão, os achados deste estudo evidenciam que crianças e adolescentes com deficiência visual apresentam desempenho funcional inferior em tarefas de mobilidade e marcha, com maior tempo de execução, menor amplitude de movimento do tronco e ajustes compensatórios evidentes. Embora o equilíbrio postural estático não tenha demonstrado diferenças significativas entre os grupos, os dados indicam um padrão motor cauteloso e adaptado à ausência de visão, refletindo a necessidade de intervenções fisioterapêuticas específicas.

Esses resultados destacam a importância de estratégias terapêuticas que considerem as limitações sensoriais dos indivíduos com deficiência visual, promovendo adaptações eficazes e seguras. A estimulação multissensorial e o fortalecimento da integração sensório-motora devem ser componentes centrais no planejamento terapêutico, com o objetivo de promover maior autonomia e qualidade de vida para essas crianças e adolescentes.

Embora os resultados preliminares sugiram que a combinação de tDCS e exercícios proprioceptivos possa oferecer benefícios no desempenho funcional e mobilidade, as limitações do estudo, como o tamanho reduzido da amostra e a alta variabilidade nos dados, indicam que mais pesquisas são necessárias. Futuros estudos com amostras maiores e uma intervenção mais prolongada são essenciais para validar os efeitos da estimulação cerebral não invasiva e refinar as abordagens terapêuticas, garantindo uma melhoria significativa na reabilitação e qualidade de vida dessa população.

5.4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os achados deste estudo apontam para um desempenho funcional significativamente inferior em crianças e adolescentes com deficiência visual em tarefas relacionadas à mobilidade e marcha. Esse desempenho inferior é refletido por um maior tempo de execução nas tarefas, o que indica uma maior dificuldade em realizar os movimentos com a mesma eficiência e rapidez dos indivíduos com visão normal. A maior duração nas execuções de tarefas de mobilidade pode ser atribuída a um conjunto de fatores, incluindo a necessidade desses indivíduos adaptarem sua postura e movimentos para lidar com a falta de informações visuais, o que pode gerar um ritmo mais lento e uma execução mais cuidadosa das atividades.

Além disso, a menor amplitude de movimento do tronco observada nos participantes com deficiência visual sugere um controle motor mais rígido, possivelmente como uma estratégia compensatória para compensar a ausência de informações visuais. Isso reflete o

esforço para manter o equilíbrio e a estabilidade do corpo, já que a visão desempenha um papel crucial na percepção do ambiente e na coordenação dos movimentos. Sem a visão, esses indivíduos podem adotar padrões motores mais limitados e controlados para evitar quedas ou lesões, o que pode comprometer a fluidez e a amplitude dos movimentos.

Os ajustes compensatórios evidentes durante as tarefas também são um indicativo de como o sistema motor desses indivíduos se adapta para superar a falta de informações visuais. Esses ajustes podem incluir, por exemplo, a utilização de outros sentidos, como a audição ou o tato, para perceber o ambiente ao seu redor e ajustar os movimentos em tempo real. No entanto, esses ajustes podem não ser suficientes para compensar completamente a falta de visão, o que resulta em um desempenho inferior nas tarefas motoras e em uma maior dependência de estratégias compensatórias.

Embora os resultados preliminares sugiram potenciais benefícios da intervenção combinada de tDCS e exercícios proprioceptivos, diversas limitações foram observadas, incluindo a falta de diferenças estatisticamente significativas entre os grupos e a alta variabilidade nos dados. A ausência de análise neuroimagem para monitorar os efeitos da estimulação sobre o sistema nervoso central também foi uma limitação importante, que compromete a compreensão mais aprofundada dos mecanismos envolvidos.

Além disso, as diferenças individuais na neuroplasticidade, adesão ao programa de exercícios e a gravidade da deficiência visual podem ter influenciado os resultados, tornando-os ainda mais especulativos neste estágio do estudo. As observações de desempenho funcional inferior em tarefas de mobilidade e marcha entre crianças com deficiência visual, bem como as estratégias compensatórias adotadas por esse grupo, ressaltam a necessidade urgente de intervenções fisioterapêuticas específicas. Tais intervenções devem considerar as limitações sensoriais e motoras desse público, visando não apenas melhorar o equilíbrio postural, mas também fortalecer a integração sensório-motora e promover maior autonomia nas atividades diárias.

Embora o estudo tenha mostrado tendências que apontam para a eficácia da intervenção proposta, a amostra reduzida e a duração limitada da intervenção exigem cautela na interpretação dos resultados. Futuros estudos, com amostras maiores e protocolos mais longos, são essenciais para confirmar os achados e validar a estimulação cerebral não invasiva como uma estratégia terapêutica viável para melhorar a marcha e a mobilidade funcional em crianças e adolescentes com deficiência visual. Essas pesquisas adicionais são fundamentais para otimizar as abordagens terapêuticas e promover melhores resultados em termos de qualidade de vida e independência funcional para essa população.

Entre as limitações do estudo, destaca-se o tamanho da amostra, que é relativamente pequeno. Além disso, a amostra foi constituída por conveniência, recrutando crianças e adolescentes com deficiência visual e videntes de diferentes locais, o que pode ter introduzido um viés na seleção dos participantes, especialmente em termos de fatores socioeconômicos e ambientais não controlados. Outro ponto importante é que, embora tenha sido realizado um controle rigoroso, fatores como a variação nas condições de deficiência visual (cegueira total versus baixa visão) e o nível de adaptação ao uso de dispositivos de auxílio (como bengalas ou guias) podem ter influenciado os resultados de forma não totalmente controlada.

Além disso, durante a execução deste estudo, enfrentamos uma grande perda amostral, o que impactou a representatividade e a robustez dos resultados. A pandemia de COVID-19 gerou dificuldades significativas no início da pesquisa, com atrasos no recrutamento dos participantes e interrupções nas atividades devido às restrições sanitárias. Além disso, a baixa assiduidade de alguns participantes comprometeu ainda mais a coleta de dados, o que pode ter influenciado os resultados observados. Esses fatores representam limitações importantes que devem ser consideradas na interpretação dos achados deste estudo.

Como produtos desta tese, ressaltamos a publicação de 2 resumos na *Gait & Posture*, um estudo protocolo publicado na *Frontiers*, um estudo comparando as estratégias de sentar e levantar de adultos e crianças com deficiência visual, além de 3 estudos submetidos para publicação. Esses produtos refletem a continuidade do desenvolvimento da pesquisa e sua contribuição para o avanço do conhecimento na área da reabilitação de crianças e adolescentes com deficiência visual.

REFERÊNCIAS

- AGMON, M.; KODESH, E.; KEINAN-BOKER, L. Associations between physical activity and functional limitations in visually impaired older adults. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 27, n. 1, p. 47-53, 2015.
- AMATACHAYA, A. et al. Effects of anodal transcranial direct current stimulation on autism spectrum disorder: A pilot study. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 8, p. 1-7, 2014.
- AMAYA, J. M. M.; De CABRERA, B. C. Postura em niños videntes e invidentes congênitos. **Acta pediatric Mex**, v. 12, n. 3, p. 136-47, 1991.
- ANDRADE, S. M. et al. Transcranial direct current stimulation combined with speech therapy in children with speech sound disorder: A randomized, sham-controlled pilot study. **Neuro Rehabilitation**, v. 34, n. 2, p. 423-430, 2014.
- ARDOLINO G.; BOSSI B.; BARBIERI S.; PRIORI A. Non-synaptic mechanisms underlie the after-effects of cathodal transcutaneous direct current stimulation of the human brain. **J Physiol**, v. 15, n. 568(Pt 2), p. 653-63. 2005.
- ASSAIANTE, C.; AMBLARD, B. Postural strategies in humans. **Journal of Neurophysiology**, v. 69, n. 1, p. 122-134, 1993. DOI: 10.1152/jn.1993.69.1.122.
- AULISA, L.; BERTOLINI, C.; PIANTELLI, S.; PIAZZINI, D. B. Axial deviations of the spine in blind children. **Ital J Orthop Traumatol.**, v. 12, n. 1, p. 85-92, 1986.
- AUVICHAYAPAT, P. et al. Transcranial direct current stimulation in pediatric epilepsy: A pilot study. **Frontiers in Neurology**, v. 4, p. 1-7, 2013.
- BARATTO, L.; MORASSO, P. G.; R. E., C.; SPADA, G. Um novo olhar para a análise posturográfica no contexto clínico: densidade de oscilação versus outras técnicas de parametrização. **Motor Control**, v. 6, n. 3, p. 246-270, 2002.
- BARBERINI, C. L.; MACPHERSON, J. M. Effect of head position on postural orientation and equilibrium. **Experimental brain research**, v. 122, n. 2, p. 175-184, 1998.
- BARBOSA, P. da S. R.; MARQUES, A. C.; REICHERT, F. F. Objectively measured physical activity in Brazilians with visual impairment: description and associated factors. **Disability and rehabilitation**, v. 40, n. 18, p. 2131-2137, 2018.
- BAROLLO, F. et al. **Adaptação do controle postural e habituação durante a estimulação proprioceptiva vibratória: uma investigação de HD-EEG do recrutamento cortical e da cinemática.** arXiv preprint arXiv:2004, 2020.
- BEHRANGRAD S.; ZOGHI M.; KIDGELL D.; JABERZADEH S. Does cerebellar non-invasive brain stimulation affect corticospinal excitability in healthy individuals? A systematic review of literature and meta-analysis. **Neurosci Lett**, v. 706, p. 128-139, 2019.
- BIKSON M.; GROSSMAN P.; THOMAS C.; ZANNOU A. L.; JIANG J.; ADNAN T, et al. Safety of Transcranial Direct Current Stimulation: Evidence Based Update. **Brain Stimul.** ed. 5, p.641-661, 2016.

- BIKSON M.; INOUE M.; AKIYAMA H.; DEANS J. K.; FOX J. E.; MIYAKAWA H. et al. Effects of uniform extracellular DC electric fields on excitability in rat hippocampal slices in vitro. **J Physiol**, v. 557 (Pt 1), p. 175-90, 2004
- BIZZO, G.; GUILLET, N.; PATAT, A.; GAGEY, P. M. Especificações para construção de uma plataforma de força vertical projetada para estabilometria clínica. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 23, n. 5, p. 474-476, 1985.
- BLOMQUIST, S.; REHN, B. Validity and reliability of the dynamic one leg stance (DOLS) in people with vision loss. **Advances in Physiotherapy**, v. 9, n. 3, p. 129-135, 2007.
- BOGGIO, P. S. et al. Repeated sessions of noninvasive brain DC stimulation is associated with motor function improvement in stroke patients. **Restorative neurology and neuroscience**, v. 25, n. 2, p. 123-29, 2007.
- BOGLIOLO, L. et al. Non-invasive brain stimulation in fibromyalgia: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. **Journal of Pain Research**, v. 13, p. 1697-1711, 2020.
- BOHANNON, R. W.; WANG, Y. -C.; BUBELA, D.; GERSHON, R. C. Força de preensão manual: Um estudo populacional de normas e trajetórias etárias para crianças de 3 a 17 anos. **Pediatric Physical Therapy**, v. 29, n. 2, p. 118–123, 2017.
- BOLOGNINI, N.; PASCUAL, L.; ALVARO, F. F. Using non-invasive brain stimulation to augment motor training-induced plasticity. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 6, n. 1, p. 8, 2009.
- BOURKE, A. K; O'CONNOR, M.; BLAKE, C.; FERGUSON, C. A. O uso da acelerometria na avaliação da marcha e do equilíbrio. **Gait & Posture**, v. 74, p. 54-58, 2020. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2019.10.001.
- BRACCIALLI, L.; BARAÚNA, M. A. Postural control and vision: A comprehensive review. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 19, n. 2, p. 105-113, 2015.
- BRADNAM, L. V.; STINEAR, C. M.; BYBLOW, W. D. Cathodal transcranial direct current stimulation suppresses ipsilateral projections to presumed propriospinal neurons of the proximal upper limb. **Journal of neurophysiology**, v. 105, n. 5, p. 2582-2589, 2011.
- BREITLING, C. et al. Effects of transcranial direct current stimulation on executive control functions in children and adolescents with ADHD: A double-blind, sham-controlled randomized trial. **Journal of Neural Transmission**, v. 127, n. 4, p. 1-10, 2020.
- BRUNONI, A. R. et al. Repetitive transcranial direct current stimulation for treatment-resistant depression: A randomized, double-blind, placebo-controlled trial. **JAMA Psychiatry**, v. 73, n. 9, p. 856-864, 2016.
- BRUNONI, A. R. et al. The clinical efficacy of transcranial direct current stimulation: A systematic review and meta-analysis of randomized sham-controlled trials. **Journal of Clinical Psychiatry**, v. 73, n. 4, p. e569-e580, 2012.

BUCHANAN, T. S.; HORAK, F. B. Visual dependence of postural stability in older adults: a comparison of balance strategies. **Experimental Brain Research**, v. 125, n. 1, p. 24-30, 1999. DOI: 10.1007/s002210050660.

BUGANÉ, F. et al. Estimation of spatial-temporal gait parameters in level walking based on a single accelerometer: Validation on normal subjects by standard gait analysis. **Computer methods and programs in biomedicine**, v. 108, n. 1, p. 129-137, 2012.

CAMERON, J. I.; LECOMPTE, L.; RAYNER, J. A. The 6-Minute Walk Test: A reliable measure of functional capacity. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 199, n. 5, p. 598-604, 2019. DOI: 10.1164/rccm.201801-0011OC.

CARDOSO, TSG; MUSZKAT, M. Segurança e tolerabilidade da estimulação transcraniana por corrente contínua anódica em crianças e adolescentes com paralisia cerebral. **Saúde e Pesquisa**, v. 1, 2021.

CHIARI, L.; BENEDETTI, M.; O papel dos sensores inerciais na avaliação do desempenho da marcha: uma revisão. **Engenharia Médica e Física**, v. 84, p. 79-92, 2020. DOI: 10.1016/j.medengphy.2020.09.004.

CHOY, G.; LIBUTTI, S.K. Current advances in molecular imaging: noninvasive in vivo bioluminescent and fluorescent optical imaging in cancer research. **Molecular Imaging**, v. 2, n. 4, p. 303-312, 2003. DOI: 10.2310/7290.2003.00032.

CORNA, S. et al. Comparison of Cawthorne-Cooksey exercises and sinusoidal support surface translations to improve balance in patients with unilateral vestibular deficit. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 84, n. 8, p. 1173-1184, 2003.

CORRIVEAU, H.; HÉBERT, R.; PRINCE, F.; RAÏCHE, M. Confiabilidade intrasessão da variável "centro de pressão menos centro de massa" do controle postural em idosos saudáveis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 81, n. 1, p. 45-48, 2000.

COSTA, L. P. et al. Efeitos de um programa de treino sensório-motor sobre a marcha de pessoas com deficiência visual. **Revista Brasileira de Ciências do Movimento Humano**, v. 30, n. 2, p. 211-220, 2022.

CRUZ, R. M.; PAZ, J. M.; SILVA, F. S. Three-dimensional gait analysis in patients with chronic knee pain: effects of a rehabilitation program. **Physical Therapy**, v. 102, n. 5, p. 1224-1231, 2022. DOI: 10.1093/ptj/pzac013.

DANDONA, L.; DANDONA, R. Revision of visual impairment definitions in the International Statistical Classification of Diseases. **BMC Medicine**, v. 4, n. 1, p. 1-7, 2006.

DE MOURA M. C. D.S.; HAZIME F.A.; MAROTTI A. L. V.; GRECCO L. A. C.; BRUNONI A. R.; HASUE R. H. Effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) on balance improvement: a systematic review and meta-analysis. **Somatosens Mot Res**. v. 36, n. 2, p. 122-135, 2019.

DEMAIN, A.; WESTBY, G. W.; FERNANDEZ-VIDAL, S.; KARACHI, C.; BONNEVILLE, F.; DO, M. C. High-level gait and balance disorders in the elderly: a midbrain disease? **J Neurol**, v. 261, n. 1, p. 196-206, 2014.

DUARTE, N. et al. 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. **PLoSOne**, v. 9, n. 8, 2014.

DUNDAS, J. E.; THICKBROOM, G. W.; MASTAGLIA, F. L. Perception of comfort during transcranial DC stimulation: effect of NaCl solution concentration applied to sponge electrodes. **Clinical Neurophysiology**, v. 118, n. 5, p. 1166-1170, 2007.

EASTON, R. D. The role of auditory information in postural control: Insights from visually impaired individuals. **Hearing Research**, v. 356, p. 22-30, 2017.

ESPOSITO, F. et al. Head-trunk coordination in blind individuals during locomotion: Challenges and adaptations. **Gait & Posture**, v. 74, p. 105-112, 2019.

FELLEMAN, D. J.; VAN, D. C. E. Distributed hierarchical processing in the primate cerebral cortex. **Cerebral cortex (New York, NY: 1991)**, v. 1, n. 1, p. 1-47, 1991.

FERREIRA, J. P.; OLIVEIRA, J. M.; SILVA, A. R. Análise da postura de indivíduos com dor lombar crônica: um estudo de caso. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 24, n. 1, p. 20-25, 2020. DOI: 10.1016/j.bjpt.2019.05.002.

FERREIRA, T. P. A.; MARTINS, M. Respostas do treinamento sensório-motor no equilíbrio e coordenação de crianças com deficiência visual. **ConScientiae Saúde**, 17(1), 79–85. 2018.

FREGNI F.; NITSCHKE M. A.; LOO C. K.; BRUNONI A. R.; MARANGOLO P.; LEITE J. Regulatory Considerations for the Clinical and Research Use of Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS): review and recommendations from an expert panel. **Clin Res Regul Aff**. v. 32, ed. 1, p. 22-35, 2015.

FREGNI, F. et al. A randomized, sham-controlled, proof of principle study of transcranial direct currents stimulation for the treatment of pain in fibromyalgia. **Arthritis & Rheumatism: Official Journal of the American College of Rheumatology**, v. 54, n. 12, p. 3988-998, 2006.

FREGNI, F. et al. Anodal transcranial direct current stimulation of pre-motor cortex enhances motor learning in healthy individuals. **European Journal of Neuroscience**, v. 21, n. 6, p. 1653-1660, 2005.

FREGNI, F. et al. Non-invasive brain stimulation for Parkinson's disease: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. **The Lancet Neurology**, v. 14, n. 2, p. 156-167, 2015.

FREGNI, F.; ELBOGEN, E. Neurophysiological mechanisms of transcranial direct current stimulation in psychiatric disorders. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 131, p. 179-190, 2021.

GALEA, J. M.; VAZQUEZ, A.; PASRICHA, N.; ORBAN DE XIVRY, J.-J.; CELNIK, P. Dissociating the roles of the cerebellum and motor cortex during adaptive learning: the motor cortex retains what the cerebellum learns. **Cereb Cortex**, v. 21, p. 1761–1770, 2011.

GALLI, M. et al. Timed Up and Go test and wearable inertial sensor: a new combining tool to assess change in subject with Parkinson's disease after automated mechanical peripheral stimulation treatment. **International Journal of Engineering and Innovative Technology**, v. 4, p. 155-163, 2015.

GALLOP, M. et al. The efficacy of transcranial direct current stimulation (tDCS) in adolescent depression: A randomized, double-blind, placebo-controlled study. **Journal of Affective Disorders**, v. 320, p. 10-18, 2023.

GARCIA, S.; CUNHA, M.; MENDES, E.; PRETO, L.; NOVO, A. Impacto de um treino proprioceptivo na capacidade funcional de idosos. **Revista Portuguesa de Enfermagem de Reabilitação**, v. 1, pág. 102-107, 2019.

GAZZELLINI, S. et al. The impact of vision on the dynamic characteristics of the gait: strategies in children with blindness. **Experimental brain research**, v. 234, n. 9, p. 2619-2627, 2012.

GEURTS, A. C.; NIENHUIS, B.; MULDER, T.W. Variabilidade intrassujeito de parâmetros selecionados da plataforma de força na quantificação do controle postural. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 74, n. 11, p. 1144-1150, 1993.

GIAGAZOGLU, P. et al. Gait dynamics in children with visual impairments: A comparative analysis. **Journal of Biomechanics**, v. 120, p. 110-117, 2021.

GIAGAZOGLU, P. et al. Static balance control and lower limb strength in blind and sighted women. **European Journal of Applied Physiology**, v. 107, n. 5, p. 571-579, 2009.

GIBBONS, W. J.; HERRERA, A.; LACEY, D. et al. The 6-Minute Walk Test as a measure of functional status in patients with pulmonary disease. **Chest**, v. 159, n. 1, p. 132-140, 2021. DOI: 10.1016/j.chest.2020.08.029.

GILLICK, B. T. et al. Safety and feasibility of transcranial direct current stimulation in pediatric hemiparesis: randomized controlled preliminary study. **Physical therapy**, v. 95, n. 3, p. 337-349, 2015.

GRECCO, L. A. C. et al. Transcranial direct current stimulation combined with treadmill gait training in delayed neuro-psychomotor development. **Journal of physical therapy science**, v. 26, n. 6, p. 945-950, 2014a.

GRECCO, L. A. 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**, v. 35, n. 11, p. 2840-2848, 2014b.

GRIMALDI G.; ARGYROPOULOS G.P.; BOEHRINGER A.; CELNIK P.; EDWARDS M. J.; FERRUCCI R. Non-invasive cerebellar stimulation--a consensus paper. **Cerebellum**. v.13, n. 1, p.121-38, 2014.

GOULART, B.; FERREIRA, M. G. Avaliação da marcha de crianças com deficiência visual. **Revista Brasileira de Educação Especial**, v. 19, n. 2, p. 195-210, 2013.

- HAKKINEN, A. et al. Neuromuscular function and balance of prepubertal and pubertalblind and sighted boys. **Acta Paediatrica**, v. 95, n. 10, p. 1277-1283, 2006.
- HALEY, S. M. et al. A content validity study of the Pediatric Evaluation of Disability Inventory. **Pediatric Physical Therapy**, v. 3, n. 4, p. 177-184, 1991.
- HALKO, M. A. et al. Neuroplastic changes following rehabilitative training correlate with regional electrical field induced with tDCS. **Neuroimage**, v. 57, n. 3, p. 885-891, 2011.
- HALLEMANS, A. et al. Adaptations in gait patterns in children with visual impairments. **Gait & Posture**, v. 32, n. 2, p. 240-244, 2010a.
- HALLEMANS, A. et al. Low vision affects dynamic stability of gait. **Gait & posture**, v. 32, n. 4, p. 547-551, 2010b.
- HERMENS, H. J. et al. Project SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles). **European Recommendations for Surface Electromyography, deliverable of the SENIAM project Disselhorst-Klug, Roessingh Research and Development bv**, 1999.
- HOLLANDS, M. A.; MARPLE-HORVAT, D. E. Visually guided stepping under conditions of step cycle-related denial of visual information. **Experimental brain research**, v. 109, n. 2, p. 343-356, 1996.
- HORAK, F. B. & NASHNER, L. M. Central programming of postural movements: Adaptation to altered conditions. **Journal of Neurophysiology**, v. 55, n. 4, p. 1039-1052, 1986. DOI: 10.1152/jn.1986.55.4.1039.
- HORAK, F.B. **Orientação postural e equilíbrio**. Em: PWD; WRDA (Ed.). Handbook of Physiology. [SI]: [sn], 1987.
- HRELJAC, A. Biomechanical analysis of running: **A review of the literature**. **Journal of Biomechanics**, v. 99, p. 32-36, 2020. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.03.001.
- HSU, M.-H.; CHANG, C.-M. Comportamento de compartilhamento de conhecimento em comunidades virtuais: a relação entre confiança, autoeficácia e expectativas de resultados. **International Journal of Human-Computer Studies**, v. 65, n. 2, p. 153-169, 2007. DOI: 10.1016/j.ijhcs.2006.09.003.
- HYWANG, K. Y.; JUNG, K. S.; KIM, D. W. The relationship between functional walking and quality of life in patients with chronic obstructive pulmonary disease. **Health and Quality of Life Outcomes**, v. 18, p. 34, 2020. DOI: 10.1186/s12955-020-1365-4.
- INTERNATIONAL AGENCY FOR THE PREVENTION OF BLINDNESS (IAPB). World report on vision. 2014/2019. Disponível em: www.iapb.org. Acesso em: 14 jun. 2025.
- JAYARAM, G.; TANG, B.; PALLEGADDA, R.; VASUDEVAN, E. V.; CELNIK, P.; BASTIAN, A. Modulating locomotor adaptation with cerebellar stimulation. **J Neurophysiol**, v. 107, n. 11, p. 2950-7, 2012.

JEKA, J. J.; SCHÖNER, G.; DIJKSTRA, T.; RIBEIRO, P.; LACKNER, J. R. Acoplamento de informação somatossensorial da ponta dos dedos ao balanço da cabeça e do corpo. **Experimental Brain Research**, v. 113, n. 3, p. 475-483, 1996.

JILK, J. S.; HOCKER, H. D.; JASTRZAB, K.; RODRIGUEZ, A.; KATZ, J. M. Visual dependency in postural control: Evidence from patients with acquired brain injury. **Neuroscience Letters**, v. 577, p. 55-60, 2014. DOI: 10.1016/j.neulet.2014.06.020.

JUNIOR, M. O. S., ZENGO, L. M., FORTALEZA, A. C. S., Silva, C. B., FREITAS, I. F., & Zengo, L. C. Análise do equilíbrio na marcha de pessoas cegas. **Revista Eletrônica Gestão & Saúde**, Edição Especial, 624-633. 2013.

JUODŽBALIENĖ, V.; MUCKUS, K. The influence of the degree of visual impairment on psychomotor reaction and equilibrium maintenance of adolescents. **Medicina (Kaunas)**, v. 42, n. 1, p. 49-56, 2006.

KADABA, M. R. N. P.; RAMAKRISHNAN, H. K.; WOOTTEN, M. E. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. **Journal of orthopaedic research**, v. 8, n. 3, p. 383-392, 1990.

KAPTEYN, T. S.; BLES, W.; NJIOKIKTJIEN, C. J.; KODDE, L.; MASSEN, C. H.; MOL, J. M. A padronização na estabilometria de plataforma faz parte da posturografia. **Agressologie**, v. 7, pág. 321-326, 1983.

KRISHNAN, C. et al. Safety of noninvasive brain stimulation in children and adolescents. **Brain stimulation**, v. 8, n. 1, p. 76-87, 2015.

KUPERS, R.; PTITO, M. Compensatory plasticity and cross-modal reorganization following early visual deprivation. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 41, p. 36-52, 2014.

LAZZARI, R. D. 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**, v. 27, n. 3, p. 763-768, 2015.

LAZZOUNI, L.; LAPORE, F. Compensatory plasticity: time matters. **Frontiers in human neuroscience**, v. 8, p. 340, 2014.

LECLAIR, K. J.; RIACH, C. L. Medidas de estabilidade postural: o que medir e por quanto tempo. **Clinical Biomechanics**, v. 11, n. 3, p. 176-178, 1996.

LIEBETANZ D.; NITSCHKE M. A.; TERGAU F.; PAULUS W. Pharmacological approach to the mechanisms of transcranial DC-stimulation-induced after-effects of human motor cortex excitability. **Brain**. v. 125 (Pt 10), p. 2238-47, 2002.

LIMA, M. R.; SANTOS, D. A.; MARQUES, L. M. Tecnologias assistivas e reabilitação para pessoas com deficiência visual. **Jornal de Pesquisa Oftalmológica**, v. 8, n. 3, p. 118-126, 2021. DOI: 10.21203/rs.3.rs-934276/v1

LINDENBERG, R. et al. Bihemispheric brain stimulation facilitates motor recovery in chronic stroke patients. **Neurology**, v. 75, n. 24, p. 2176-2184, 2010.

LÓPEZ-ALONSO, V.; CHEERAN, B.; FERNÁNDEZ-DEL-OLMO, M. Relationship between non-invasive brain stimulation-induced plasticity and capacity for motor learning. **Brain Stimul**, v. 8, n. 6, p. 1209–19, 2015.

LÓPEZ-ALONSO, V.; CHEERAN, B.; FERNÁNDEZ-DEL-OLMO, M. Relationship between non-invasive brain stimulation-induced plasticity and capacity for motor learning. **Brain Stimul**, v. 8, n. 6, p. 1209–1219, 2015.

MANCINI, F.; PRADO, D. Desenvolvimento motor e marcha funcional. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 25, n. 3, p. 203–209, 2021.

MAKI, B. E.; MCILROY, W.E. Controle postural em idosos. *Current Opinion in Neurobiology*, v. 7, n. 6, p. 810-815, 1997. DOI: 10.1016/S0959-4388(97)80103-3.

MANTO, M.; BOWER, J. M.; CONFORTO, A. B.; DELGADO-GARCÍA, J. M.; DA GUARDA, S. N.; GERWIG, M.; et al. Consensus paper: roles of the cerebellum in motor control--the diversity of ideas on cerebellar involvement in movement. **Cerebellum**, v. 11, n. 2, p. 457-87, 2012.

MASSION, J. Postural control system. **Current opinion in neurobiology**, v. 4, n. 6, p. 877-87, 1994.

MINHAS, P. et al. Electrodes for high-definition transcranial direct current stimulation: A technical guide. **Brain Stimulation**, v. 5, n. 1, p. 1-12, 2012.

MIRELIS, D. et al. Wearable inertial sensors for gait analysis: A systematic review. **Sensors**, v. 22, n. 4, p. 1331, 2022.

NAKAMURA, T. Quantitative analysis of gait in the visually impaired. **Disability and Rehabilitation**, v. 19, n. 5, p. 194-197, 1997.

NAKATA, H.; YABE, I. Postural control adaptations in visually impaired children: A systematic review. **Neuroscience Letters**, v. 735, p. 135-140, 2020.

NAKATA, H.; YABE, K. Sistemas de resposta postural automática em indivíduos com cegueira total congênita. **Marcha e Postura**, v. 1, pág. 36-43, 2001. DOI: 10.1016/S0966-6362(00)00100-4.

NITSCHKE M. A.; LIEBETANZ D.; LANG N.; ANTAL A.; TERGAU F.; PAULUS W. Safety criteria for transcranial direct current stimulation (tDCS) in humans. **Clin Neurophysiol**, v. 114, n. 11, p. 2220-2, 2003.

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

O'CONNOR, S. M.; KUO, A. D. Direction-dependent control of balance during walking and standing. **Journal of neurophysiology**, v. 102, n. 3, p. 1411-1419, 2009.

OLIVEIRA, N. M. de, & Silva, R. A. da. **Efeitos de um protocolo adaptado de Pilates em deficientes visuais**. Universidade Federal do Triângulo Mineiro. 2019.

OLIVEIRA, R. C. S. **Manual da boa visão escolar: solucionando dúvidas sobre o olho e a visão**. São Paulo, 2001.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. Relatório mundial sobre a visão. Genebra: WHO Press, 2019.

PALM, U. et al. Avaliação de estimulação transcraniana por corrente contínua simulada para ensaios clínicos randomizados e controlados por placebo. **Brain Stimulation**, v. 6, n. 4, p. 690-695, 2016.

PARAZZINI, M.; ROSSI, E.; FERRUCCI, R.; LIORNI, I.; PRIORI, A.; RAVAZZANI, P. Modelling the electric field and the current density generated by cerebellar transcranial DC stimulation in humans. **Clin Neurophysiol**, v. 125, p. 577-84, 2014.

PARREIRA, R. B. et al. Postural control in blind individuals: A systematic review. **Gait & Posture**, v. 57, p. 121-67, 2017.

PAU, M. et al. Short-term effects of back pack carriage on plantar pressure and gait in schoolchildren. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 25, n. 2, p. 406-412, 2015.

PERRY, J.; BURNFIELD, J. M. **Gait Analysis: Normal and Pathological Function**. 2. ed. Thorofare: SLACK Incorporated, 2010.

PIZZIGALLI, L.; GENTILE, A.; GUERRINI, M.; GRAZIANO, A.; PACE, M.; CANNATA, G. Gait analysis in patients with neurological disorders: a three-dimensional approach. **Gait & Posture**, v. 83, p. 14-21, 2021. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2020.09.020.

PLOW, E. B. et al. Comparison of visual field training for hemianopia with active versus sham transcranial direct cortical stimulation. **Neuro rehabilitation and neural repair**, v. 26, n. 6, p. 612-626, 2012.

PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 39, n. 2, p. 142-148, 1991.

PORTFORS-YEOMANS, C. V.; RIACH, C. L. Características de frequência do controle postural de crianças com e sem deficiência visual. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 37, n. 5, p. 456-463, 1995.

PRIETO, T. E.; MYKLEBUST, J. B.; HOFFMANN, R. G.; LOVETT, E. G.; MYKLEBUST, B. M. Medidas de estabilidade postural: diferenças entre adultos jovens e idosos saudáveis. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 43, n. 9, p. 956-966, 1996.

RAY, C. D. et al. The effects of visual and vestibular input on postural control in older adults. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, n. 6, p. 924-929, 2007. DOI: 10.1016/j.apmr.2007.02.010.

REYNOLDS, R. F.; DAY, B. L. Visual guidance of the human foot during a step. **The Journal of physiology**, v. 569, n. 2, p. 677-84, 2005.

RIBEIRO, F.; OLIVEIRA, J. Efeitos de um programa de treinamento de propriocepção de 12 semanas na estabilidade postural, função física e risco de queda em idosos: Um ensaio clínico controlado. **Geriatrics & Gerontology International**, v. 11, n. 4, p. 484-491, 2011.

RIES, L. G. et al. Cross-cultural adaptation and reliability analysis of the Brazilian version of Pediatric Balance Scale (PBS). **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 16, n. 3, p. 205-215, 2012.

ROSA, M. C. et al. Análise baropodométrica da marcha: aplicações clínicas e evidências. **Fisioterapia em Movimento**, v. 33, p. 1-9, 2020.

RUNGE, M.; HORIZON, R.; KAPLAN, S. M.; VISHWANATHAN, R. Balance strategies during stance in older adults. **Gait & Posture**, v. 10, n. 2, p. 115-123, 1999. DOI: 10.1016/S0966-6362(99)00010-6.

RUSSO, R. et al. Balance and strategies of movement in visually impaired individuals: A study comparing to sighted individuals. **International Journal of Rehabilitation Research**, v. 39, n. 1, p. 88-92, 2016. DOI: 10.1097/MRR.0000000000000140

SABEL, B. A. et al. Residual vision activation and the brain-eye-vascular triad: Dysregulation, plasticity and restoration in low vision and blindness—a review. **Restorative neurology and neuroscience**, v. 36, n. 6, p. 767-91, 2018.

SALEHINEJAD, MA et al. Estimulação transcraniana de corrente contínua em TDAH: Uma revisão sistemática de eficácia, segurança e resultados de modelagem de campo elétrico induzido por protocolo. **Neuroscience Bulletin**, v. 36, n. 10, p. 1191-1212, 2020.

SCHEDLER, S.; BROCK, K.; KISS, R.; MUEHLBAUER, T. Efeitos do treinamento de equilíbrio no desempenho do equilíbrio em jovens: há diferenças de idade? **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 91, n. 3, p. 405-414, 2020.

SCHIEPPATI, M.; TACCHINI, E.; NARDONE, A.; TARANTOLA, J.; CORNA, S. Percepção subjetiva da oscilação corporal. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 57, n. 5, p. 605-612, 2014.

SCHMID, M. et al. Equilibrium during static and dynamic tasks in blind subjects: no evidence of cross-modal plasticity. **Brain**, v. 130, n. 8, p. 2097-2107, 2007.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Controle motor: traduzindo a pesquisa para a prática clínica**. 5. ed. Filadélfia: Lippincott Williams & Wilkins, 2017.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H.; NASHNER, L. M. Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. **The International Journal of Aging and Human Development**, v. 23, n. 2, p. 97-114, 1986.

SILVA, A. M.; OLIVEIRA, J. P.; COSTA, R. F. Classificação da deficiência visual e impacto na qualidade de vida: revisão da literatura. **Revista Brasileira de Oftalmologia**, v. 1, pág. 35-40, 2020. DOI: 10.5935/0034-7280.20200010.

SOUZA, E. C. F.; SILVA, M. C. Classificações da deficiência visual: compreendendo conceitos esportivos, educacionais, médicos e legais. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 23, n. 2, p. 173-186, 2009.

SOZZI, S.; DO, MC; MONTI, A.; SCHIEPPATI, M. Integração sensório-motora durante a postura: tempo de processamento de mudanças ativas ou passivas no plano horizontal. **Journal of Neurophysiology**, v. 120, n. 1, p. 218-231, 2018.

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

SUTHERLAND, D. H. et al. The development of mature gait. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 62-B, n. 3, p. 336-343, 1980.

TAKAKUSAKI K. Functional neuroanatomy for posture and gait control. **J Mov Disord**, v. 10, p. 1e17, 2017.

TAKAKUSAKI, K. Functional neuroanatomy for posture and gait control. **J Mov Disord**, v. 10, p. 1-17, 2017.

TOMOMITSU, M. S. V. et al. Static and dynamic postural control in low-vision and normal-vision adults. **Clinics**, v. 68, n. 4, p. 517-521, 2013.

UNAL G.; BIKSON M. **Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS)**. in: Neuromodulation. Ed. 2ª: Elsevier, 2018. p. 1589-1610

UYSAL, S. A. et al. Comparison of balance and gait in visually or hearing impaired children. **Perceptual and motor skills**, v. 111, n. 1, p. 71-80, 2010.

VAN DER VLIET R, RIBBERS GM, VANDERMEEREN Y, FRENS MA, SELLES RW. BDNF Val66Met but not transcranial direct current stimulation affects motor learning after stroke. *Brain Stimul.* 2017;10(5):882-892

WANG, L. et al. Temporal gait parameters in visually impaired individuals. **PLOS ONE**, v. 14, n. 5, e0217155, 2019.

WHO. World report on vision. Geneva: **World Health Organization**; 2019.

WILLIAMS, J. A.; IMAMURA, M.; FREGNI, F. Updates on the use of non-invasive brain stimulation in physical and rehabilitation medicine. **Journal of rehabilitation medicine**, v. 41, n. 5, p. 305-311, 2009.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly and pathological**. 2. ed. Waterloo: University of Waterloo Press, 1995.

WINTER, D. A. Equilíbrio humano e controle postural durante a postura em pé e a caminhada. **Gait & Posture**, v. 3, n. 4, p. 193-214, 1995.

WOLFF, J. et al. Visuomotor control of gait in visually impaired children. **Pediatric Physical Therapy**, v. 29, n. 2, p. 112–119, 2017.

WOLPERT, D. M.; GHARAMANI, Z.; JORDAN, M. I. An internal model for sensorimotor integration. **Science**, v. 269, n. 5232, p. 1880-1882, 1995.

WOOLDRIDGE, L. M.; PIZZAGALLI, D. A.; KANGAS, B. D. Avaliações translacionais da responsividade à recompensa no sagui. **International Journal of Neuropsychopharmacology**, v. 24, n. 5, p. 409-418, 2021.

ZHOU, J. et al. Transcranial direct current stimulation reduces the cost of performing a cognitive task on gait and postural control. **European Journal of Neuroscience**, v. 39, n. 8, p. 1343-1348, 2014.

6 APÊNDICES

6.1 APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido- TCLE FASE 1

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE) 1ª Versão

EFEITO DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA ASSOCIADA AOS EXERCÍCIOS PROPRIOCEPTIVOS EM CRIANÇAS E PRÉ-ADOLESCENTES COM DEFICIÊNCIA VISUAL ADQUIRIDA E CONGÊNITA: ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO.

Prezado participante,

Você está sendo convidado(a) para participar da pesquisa: Efeito da estimulação transcraniana por corrente contínua associada aos exercícios proprioceptivos em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita: ensaio clínico randomizado.

Desenvolvida por **Deborah Carvalho da Silva Cardoso**, telefone de contato (62) 9090 99180-6491, matriculada no curso de Mestrado em Movimento Humano e Reabilitação da UniEVANGÉLICA, sob a orientação da Professora Dra. **Cláudia Santos Oliveira**, a fim de desenvolver o Mestrado, para obtenção do título de Mestre, sendo está uma das exigências do curso.

O objetivo central do estudo é: **Analisar os efeitos da ETCC associada aos exercícios proprioceptivos estáticos e dinâmicos na marcha e no controle do equilíbrio em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita.**

O convite a sua participação se deve à realização da fase 1 do estudo, onde a primeira fase será caracterizada por uma avaliação dos níveis de acuidade visual- Snellen, avaliação do desempenho funcional por meio do Inventário de Avaliação Pediátrica de Disfunções, do equilíbrio por meio da Escala de Equilíbrio Pediátrica, parâmetros espaço temporais da marcha, controle do equilíbrio estático e dinâmico, mobilidade funcional por meio Timed Up Go, realizar a análise tridimensional da marcha associada a eletromiografia em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita e em crianças e pré-adolescentes videntes da mesma faixa etária. De acordo com os critérios de inclusão que são crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita que: a) crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita; b) capacidade de entendimento e colaboração para realização dos procedimentos envolvidos no estudo; c) idade 6 a 12 anos; d) os

responsáveis concordem com a sua participação no estudo por meio da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Sua participação é voluntária, isto é, ela não é obrigatória e você tem plena autonomia para decidir se quer ou não participar, bem como retirar sua participação a qualquer momento. Você não será penalizado de nenhuma maneira caso decida não consentir sua participação, ou desistir da mesma. Contudo, ela é muito importante para a execução da pesquisa.

Serão garantidas a confidencialidade e a privacidade das informações por você prestadas todos os dados obtidos referentes as avaliações ficarão sobre responsabilidade do pesquisador responsável e colaboradores destinados restritamente ao uso acadêmico, qualquer dado que possa identificá-lo será omitido na divulgação dos resultados da pesquisa, portanto seu nome e nenhuma característica que possa identificá-lo (a) não constará em nenhuma das nossas publicações e o material das coletas tem seu armazenado em local próprio e seguro o presente estudo obedece às Diretrizes e Normas Regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos, formuladas pelo Conselho Nacional de Saúde, Ministério da Saúde, estabelecidas em outubro de 1996 e atualizadas na resolução 466 em 2012, no Brasil. Para lhe assegurar da confidencialidade e privacidade nesta pesquisa assim que realizar a triagem receberá um código numérico ao qual vai estar presente em todas as suas fichas e avaliações assim no decorrer da análise dos dados não vamos nos referir a você pelo nome ou característica e sim pelo código.

A qualquer momento, durante a pesquisa, ou posteriormente, você poderá solicitar do pesquisador informações sobre sua participação e/ou sobre a pesquisa, o que poderá ser feito através dos meios de contato explicitados neste Termo. Mesmo está fase do estudo sendo de avaliações há desconforto ou risco esperado na fase 1. Nesta fase os desconfortos ou risco esperado são brandos devidos aos procedimentos de avaliações não serem invasivos, entretanto serão submetidos a risco como por exemplo, quedas, fadiga muscular para que estes riscos sejam minimizados ao máximo serão adotadas as seguintes medidas protetivas favorecer as crianças um momento de contato e reconhecimento com o laboratório e profissionais que o atenderão no sentido de familiarização com o ambiente, durante as avaliações o paciente poderá sentir algum desconforto do toque do fisioterapeuta na fixação dos marcadores de avaliação, o fisioterapeuta pedirá licença sendo o mais profissional e rápido possível para realizar o procedimento pois o mesmo tem praticas em execução desta atividade, realizadas por profissionais da área de fisioterapia, sendo que nas avaliações motoras os participantes serão acompanhados por ao menos um voluntário e o profissional que permanecerão posicionados ao

seu lado por toda avaliação, caso queira ser retirado da pesquisa assim será realizado sem nenhum dano.

A sua participação consistirá em realizar alguns testes proposto e responder algumas escalas de acordo com o roteiro da avaliação à pesquisadora do projeto. A coleta somente será gravada se houver autorização do entrevistado (a)”. Você será convidado a ir até o centro Universitário UniEVANGÉLICA- Anápolis-Goiás, onde será realizado o estudo, o qual possui infraestrutura e pessoal acadêmico-profissional necessário para realização do mesmo com todos os equipamentos no Laboratório de Análise do Movimento Humano- LAAMH. O centro Universitário possui capacidade técnica e de infraestrutura, assim como apoio institucional suficiente para garantir a realização do projeto. Para este projeto será utilizado na instituição o Laboratório de Análise do Movimento Humano- LAAMH para análise motora com uma fisioterapeuta será solicitado a você e ao responsável que traga roupas de banho (para os meninos sunga, meninas maio) e para aqueles que não se sentem confortáveis com roupas de banho, poderão utilizar um short para o momento de coleta e as meninas short e bustiê. Ocorrerá a avaliação dos níveis de acuidade visual- Snellen, avaliação do desempenho funcional por meio do Inventário de Avaliação Pediátrica de Disfunções, do equilíbrio por meio da Escala de Equilíbrio Pediátrica, parâmetros espaço temporais da marcha, controle do equilíbrio estático e dinâmico, mobilidade funcional por meio Timed Up Go, realizar a análise tridimensional da marcha associada a eletromiografia em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita e em crianças e pré-adolescentes videntes da mesma faixa etária.

O tempo de duração das avaliações é de aproximadamente quarenta minutos, e das escalas como a de acuidade visual- Snellen, avaliação do desempenho funcional por meio do Inventário de Avaliação Pediátrica de Disfunções, do equilíbrio por meio da Escala de Equilíbrio Pediátrica aproximadamente dez minutos cada.

As avaliações serão transcritas e armazenadas no computador institucional do laboratório em pasta específica da pesquisa a qual para ter acesso será necessário senha que somente terão acesso às mesmas a pesquisadora e sua orientadora. Ao final da pesquisa, todo material será mantido em arquivo, por pelo menos 5 anos, conforme Resolução 466/12 e orientações do CEP/UniEVANGÉLICA.

O benefício (direto ou indireto) relacionado com a sua colaboração nesta pesquisa é o de ter o *feedback* em que os participantes e seus pais/responsáveis é o de que todos os

participantes serão contemplados com avaliações completas de marcha e equilíbrio com equipamentos de última geração com implicações clínicas onde serão disponibilizados estes resultados que podem ser compartilhados com a equipe que acompanha esta crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita visando auxiliar em tratamentos mais específicos de acordo com os resultados das avaliações.

Os resultados serão divulgados em palestras dirigidas ao público participante, relatórios individuais dos alunos de iniciação científica, artigos científicos e na dissertação.

Assinatura do Pesquisador Responsável – Membro do Corpo Docente da
UniEVANGÉLICA.

**Contato com o(a) pesquisador(a) responsável: Cláudia Santos Oliveira, telefone:
(11) 9090 99171-6844.**

Endereço: Avenida Universitária, Km 3,5 Cidade Universitária – Anápolis/GO CEP:
75083-580

CONSENTIMENTO DA PARTICIPAÇÃO DA PESSOA COMO PARTICIPANTE DE PESQUISA

Eu, _____ CPF nº _____, abaixo assinado, concordo voluntariamente em participar do estudo acima descrito, como participante. Declaro ter sido devidamente informado e esclarecido pelo pesquisador _____ sobre os objetivos da pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como os possíveis riscos e benefícios envolvidos na minha participação. Foi-me dada a oportunidade de fazer perguntas e recebi telefones para entrar em contato, a cobrar, caso tenha dúvidas. Fui orientado para entrar em contato com o CEP - UniEVANGÉLICA (telefone 3310-6736), caso me sinta lesado ou prejudicado. Foi-me garantido que não sou obrigado a participar da pesquisa e posso desistir a qualquer momento, sem qualquer penalidade. Recebi uma via deste documento.

Anápolis, ____ de _____ de 20____,

Assinatura do participante da pesquisa

Testemunhas (não ligadas à equipe de pesquisadores):

Nome: _____ Assinatura: _____

—

Nome: _____ Assinatura: _____

—

Em caso de dúvida quanto à condução ética do estudo, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da UniEVANGÉLICA:

Tel e Fax - (0XX) 62- 33106736 E-mail: cep@unievangelica.edu.br

6.2 APÊNDICE B - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido- TCLE FASE 2

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE) 1ª Versão

EFEITO DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTINUA ASSOCIADA AOS EXERCÍCIOS PROPRIOCEPTIVOS EM CRIANÇAS E PRÉ-ADOLESCENTES COM DEFICIÊNCIA VISUAL ADQUIRIDA E CONGÊNITA: ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO.

Prezado participante,

Você está sendo convidado(a) para participar da pesquisa: Efeito da estimulação transcraniana por corrente contínua associada aos exercícios proprioceptivos em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita: ensaio clínico randomizado.

Desenvolvida por **Roberta Carneiro de Toledo**, telefone de contato (62) 98116-0777, matriculada no curso de Mestrado em Movimento Humano e Reabilitação da UniEVANGÉLICA, sob a orientação da Professora Dra. **Cláudia Santos Oliveira**, a fim de desenvolver o Mestrado, para obtenção do título de Mestre, sendo está uma das exigências do curso.

O objetivo central do estudo é: **Analisar os efeitos da ETCC associada aos exercícios proprioceptivos estáticos e dinâmicos na marcha e no controle do equilíbrio em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita.**

O convite a sua participação se deve à realização da fase 2 do estudo, que será realizado o ensaio clínico controlado, randomizado, onde será formado por quatro grupos: Grupo 1 (G1) - ETCC ativo + exercícios proprioceptivos estáticos; Grupo 2 (G2) - ETCC placebo + exercícios proprioceptivos estáticos; Grupo 3 (G3) - ETCC ativo + exercícios proprioceptivos dinâmicos; Grupo 4 (G4) - ETCC placebo + exercícios proprioceptivos dinâmicos. Os resultados terão por base nas avaliações pré-intervenção, após as dez sessões da intervenção e um mês após, por meio da avaliação tridimensional da marcha, do equilíbrio estático e dinâmico e da mobilidade funcional. A frequência a ser realizada será de 5 dias consecutivos por 2 semanas. De acordo com os critérios de inclusão que são crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita que: a) crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita; b) capacidade de entendimento e colaboração para realização dos procedimentos

envolvidos no estudo; c) idade 6 a 15 anos; d) os responsáveis concordem com a sua participação no estudo por meio da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Sua participação é voluntária, isto é, ela não é obrigatória e você tem plena autonomia para decidir se quer ou não participar, bem como retirar sua participação a qualquer momento. Você não será penalizado de nenhuma maneira caso decida não consentir sua participação, ou desistir da mesma. Contudo, ela é muito importante para a execução da pesquisa.

Serão garantidas a confidencialidade e a privacidade das informações por você prestadas todos os dados obtidos referentes as avaliações ficarão sobre responsabilidade do pesquisador responsável e colaboradores destinados restritamente ao uso acadêmico, qualquer dado que possa identificá-lo será omitido na divulgação dos resultados da pesquisa, portanto seu nome e nenhuma característica que possa identificá-lo (a) não constará em nenhuma das nossas publicações e o material das coletas tem seu armazenado em local próprio e seguro o presente estudo obedece às Diretrizes e Normas Regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos, formuladas pelo Conselho Nacional de Saúde, Ministério da Saúde, estabelecidas em outubro de 1996 e atualizadas na resolução 466 em 2012, no Brasil. Para lhe assegurar da confidencialidade e privacidade nesta pesquisa assim que realizar a triagem receberá um código numérico ao qual vai estar presente em todas as suas fichas e avaliações assim no decorrer da análise dos dados não vamos nos referir a você pelo nome ou característica e sim pelo código.

A qualquer momento, durante a pesquisa, ou posteriormente, você poderá solicitar do pesquisador informações sobre sua participação e/ou sobre a pesquisa, o que poderá ser feito através dos meios de contato explicitados neste Termo. Mesmo nesta fase 2 os desconfortos ou risco esperado são brandos devidos aos procedimentos de intervenção não serem invasivos, entretanto serão submetidos a risco como por exemplo, quedas, fadiga muscular no treino de exercícios proprioceptivos, leve sensação de coceira na região da estimulação transcraniana por corrente continua pode ocorrer, sendo as medidas protetivas adotadas profissional experiente ao lado da crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita durante os exercícios caso haja relato de cansaço, fadiga muscular haverá uma pausa, com o relato de leve coceira na região da estimulação será reposicionado os eletrodos.

A sua participação consistirá em realizar alguns testes proposto e responder algumas escalas de acordo com o roteiro da avaliação à pesquisadora do projeto e participar das intervenções proposta. A coleta somente será gravada se houver autorização do entrevistado

(a)”. Você será convidado a ir até o centro Universitário UniEVANGÉLICA- Anápolis-Goiás, onde será realizado o estudo, o qual possui infraestrutura e pessoal acadêmico-profissional necessário para realização do mesmo com todos os equipamentos no Laboratório de Análise do Movimento Humano- LAAMH. O centro Universitário possui capacidade técnica e de infraestrutura, assim como apoio institucional suficiente para garantir a realização do projeto. Para este projeto será utilizado na instituição o Laboratório de Análise do Movimento Humano- LAAMH para análise motora com uma fisioterapeuta será solicitado a você e ao responsável que traga roupas de banho (para os meninos sunga, meninas maiô) e para aqueles que não se sentem confortáveis com roupas de banho, poderão utilizar um short para o momento de coleta e as meninas short e bustiê avaliação dos níveis de acuidade visual- Snellen, avaliação do desempenho funcional por meio do Inventário de Avaliação Pediátrica de Disfunções, do equilíbrio por meio da Escala de Equilíbrio Pediátrica, parâmetros espaço temporais da marcha, controle do equilíbrio estático e dinâmico, mobilidade funcional por meio Timed Up Go, realizar a análise tridimensional da marcha associada a eletromiografia em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita após estas avaliações haverá a randomização para lhe inserir em algum grupo de intervenção que são estes: Grupo 1 (G1) - ETCC ativo + exercícios proprioceptivos estáticos; Grupo 2 (G2) - ETCC placebo + exercícios proprioceptivos estáticos; Grupo 3 (G3) - ETCC ativo + exercícios proprioceptivos dinâmicos; Grupo 4 (G4) - ETCC placebo + exercícios proprioceptivos dinâmicos após a designação via site randomized.com de forma que o pesquisador não saiba qual grupo você está para não interferir no resultado, você passará pelo treino por cinco dias consecutivos por duas semana ou seja dez sessões de intervenção sendo avaliado após a finalização e um mês após. Mesmo que você seja alocado em um grupo com a ETCC placebo você terá por benefício as melhoras geradas pelos exercícios proprioceptivos.

O tempo de duração das avaliações é de aproximadamente quarenta minutos, e das escalas como a de acuidade visual- Snellen, avaliação do desempenho funcional por meio do Inventário de Avaliação Pediátrica de Disfunções, do equilíbrio por meio da Escala de Equilíbrio Pediátrica aproximadamente dez minutos cada.

As avaliações serão transcritas e armazenadas no computador institucional do laboratório em pasta específica da pesquisa a qual para ter acesso será necessário senha que somente terão acesso às mesmas a pesquisadora e sua orientadora. Ao final da pesquisa, todo

material será mantido em arquivo, por pelo menos 5 anos, conforme Resolução 466/12 e orientações do CEP/UniEVANGÉLICA.

O benefício (direto ou indireto) relacionado com a sua colaboração nesta pesquisa é o de ter o *feedback* em que os participantes e seus pais/responsáveis é o de que todos os participantes serão contemplados com avaliações completas de marcha e equilíbrio com equipamentos de última geração, e esperamos que, com o emprego da ETCC associado aos exercícios proprioceptivos estáticos e dinâmicos melhore a marcha, o equilíbrio, e a mobilidade funcional gerando benefício na interação social e independência bem como redução do risco de quedas e traumas.

Os resultados serão divulgados em palestras dirigidas ao público participante, relatórios individuais dos alunos de iniciação científica, artigos científicos e na dissertação.

Assinatura do Pesquisador Responsável – Membro do Corpo Docente da
UniEVANGÉLICA.

**Contato com o(a) pesquisador(a) responsável: Cláudia Santos Oliveira, telefone:
(11) 9090 99171-6844.**

Endereço: Avenida Universitária, Km 3,5 Cidade Universitária – Anápolis/GO CEP: 75083-580

CONSENTIMENTO DA PARTICIPAÇÃO DA PESSOA COMO PARTICIPANTE DE PESQUISA

Eu, _____ CPF nº _____, abaixo assinado, concordo voluntariamente em participar do estudo acima descrito, como participante. Declaro ter sido devidamente informados e esclarecido pelo pesquisador _____ sobre os objetivos da pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como os possíveis riscos e benefícios envolvidos na minha participação. Foi-me dada a oportunidade de fazer perguntas e recebi telefones para entrar em contato, a cobrar, caso tenha dúvidas. Fui orientado para entrar em contato com o CEP - UniEVANGÉLICA (telefone 3310-6736), caso me sinta lesado ou prejudicado. Foi-me garantido que não sou obrigado a participar da pesquisa e posso desistir a qualquer momento, sem qualquer penalidade. Recebi uma via deste documento.

Anápolis, ____ de _____ de 20____,

Assinatura do participante da pesquisa

Testemunhas (não ligadas à equipe de pesquisadores):

Nome: _____ Assinatura: _____

—

Nome: _____ Assinatura: _____

—

Em caso de dúvida quanto à condução ética do estudo, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da UniEVANGÉLICA:

Tel e Fax - (0XX) 62- 33106736 E-mail: cep@unievangelica.edu.br

6.3 APÊNDICE C - Termo de Assentimento do Menor- TAM FASE 1

TERMO DE ASSENTIMENTO DO MENOR

Você está sendo convidado para participar da pesquisa **“Efeito da estimulação transcraniana por corrente contínua associada aos exercícios proprioceptivos em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita: ensaio clínico randomizado.”** Seus pais permitiram que você participe.

Queremos saber se os efeitos da ETCC associada aos exercícios proprioceptivos estáticos e dinâmicos na marcha e no controle do equilíbrio em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita,

As crianças e pré-adolescentes que irão participar dessa pesquisa têm de 6 a 12 anos de idade. Você não precisa participar da pesquisa se não quiser, é um direito seu, não terá nenhum problema se desistir.

A pesquisa será feita no Laboratório de Análise do Movimento Humano- LAAMH situado no Centro Universitário UniEVANGÉLICA- Anápolis-Goiás, onde será realizado o estudo na primeira fase um estudo transversal prospectivo, onde você será avaliado por meio da avaliação dos níveis de acuidade visual- Snellen, avaliação do desempenho funcional por meio do Inventário de Avaliação Pediátrica de Disfunções, do equilíbrio por meio da Escala de Equilíbrio Pediátrica, parâmetros espaço temporais da marcha, controle do equilíbrio estático e dinâmico, mobilidade funcional por meio *Timed Up Go*, realizar a análise tridimensional da marcha associada a eletromiografia em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita e em crianças e pré-adolescentes videntes da mesma faixa etária. Para isso, será solicitado a você e ao responsável que traga roupas de banho (para os meninos sunga, meninas maiô) e para aqueles que não se sentem confortáveis com roupas de banho, poderão utilizar um short para o momento de coleta e as meninas short e bustiê. O uso dos marcadores, sensor inercial, sondas do eletromiógrafo é considerado, seguro, mas nesta primeira fase do estudo é possível ocorrer algum desconforto ou risco devidos aos procedimentos de avaliações não serem invasivos, entretanto serão submetidos a risco como por exemplo, quedas, fadiga muscular para que estes riscos sejam minimizados ao máximo serão adotadas as seguintes medidas protetivas favorecer as crianças um momento de contato e reconhecimento com o laboratório e profissionais que o atenderão no sentido de familiarização com o ambiente, durante as avaliações o paciente poderá sentir algum desconforto do toque do fisioterapeuta na fixação dos marcadores de avaliação, o fisioterapeuta pedirá licença sendo o mais profissional

e rápido possível para realizar o procedimento pois o mesmo tem praticas em execução desta atividade, realizadas por profissionais da área de fisioterapia, sendo que nas avaliações motoras os participantes serão acompanhados por ao menos um voluntário e o profissional que permanecerão posicionados ao seu lado por toda avaliação, caso queira ser retirado da pesquisa assim será realizado sem nenhum dano. Caso aconteça algo errado, você pode nos procurar pelos telefones (62) 9090 98116-0777 da pesquisadora **Roberta Carneiro de Toledo**.

Mas há coisas boas que podem acontecer com a sua colaboração nesta pesquisa é o de ter o *feedback* em que os participantes e seus pais/responsáveis é o de que todos os participantes serão contemplados com avaliações completas de marcha e equilíbrio com equipamentos de última geração com implicações clinicas onde serão disponibilizados estes resultados que podem ser compartilhados com a equipe que acompanha esta crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita visando auxiliar em tratamentos mais específicos de acordo com os resultados das avaliações.

Se você morar longe do Centro Universitário UniEVANGÉLICA- Anápolis-Goiás, nós daremos a seus pais dinheiro suficiente para transporte, para também acompanhar a pesquisa.

Ninguém saberá que você está participando da pesquisa, não falaremos a outras pessoas, nem daremos a estranhos as informações que você nos der. Os resultados da pesquisa vão ser publicados, mas sem identificar o seu nome todos os dados obtidos referentes as avaliações ficarão sobre responsabilidade do pesquisador responsável e colaboradores destinados restritamente ao uso acadêmico, qualquer dado que possa identificá-lo será omitido na divulgação dos resultados da pesquisa, portanto seu nome e nenhuma característica que possa identificá-lo (a) não constara em nenhuma das nossas publicações e o material das coletas tem seu armazenado em local próprio e seguro o presente estudo obedece às Diretrizes e Normas Regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos, formuladas pelo Conselho Nacional de Saúde, Ministério da Saúde, estabelecidas em outubro de 1996 e atualizadas na resolução 466 em 2012, no Brasil. Para lhe assegura da confidencialidade e privacidade nesta pesquisa assim que realizar a triagem recebera um código numérico ao qual vai estar presente em todas as suas fichas e avaliações assim no decorrer da análise dos dados não vamos nos referir a você pelo nome ou característica e sim pelo código.

Quando terminarmos a pesquisa os resultados serão divulgados em palestras dirigidas ao público participante, relatórios individuais dos alunos de iniciação científica, artigos científicos e na dissertação.

Se você tiver alguma dúvida, você pode me perguntar ou a pesquisadora Cláudia Santos Oliveira. Eu escrevi os telefones na parte de cima desse texto.

Eu _____ aceito participar da pesquisa “Efeito da estimulação transcraniana por corrente contínua associada aos exercícios proprioceptivos em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita: ensaio clínico randomizado”, que tem o objetivo analisar os efeitos da ETCC associada aos exercícios proprioceptivos estáticos e dinâmicos na marcha e no controle do equilíbrio em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita. Entendi as coisas ruins e as coisas boas que podem acontecer. Entendi que posso dizer “sim” e participar. Mas que, a qualquer momento, posso dizer “não” e desistir que ninguém vai ficar furioso. Os pesquisadores tiraram dúvidas e conversaram com os meus responsáveis.

Recebi uma via deste termo de assentimento e li e concordo em participar da pesquisa.

Anápolis, ____ de _____ de _____.

Assinatura do menor

Assinatura do (a) pesquisador (a)

6.4 APÊNDICE D - Termo de Assentimento do Menor- TAM FASE 2

TERMO DE ASSENTIMENTO DO MENOR

Você está sendo convidado para participar da pesquisa **“Efeito da estimulação transcraniana por corrente contínua associada aos exercícios proprioceptivos em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita: ensaio clínico randomizado.”** Seus pais permitiram que você participe.

Queremos saber se os efeitos da ETCC associada aos exercícios proprioceptivos estáticos e dinâmicos na marcha e no controle do equilíbrio em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita,

As crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita que irão participar dessa pesquisa têm de 6 a 15 anos de idade. Você não precisa participar da pesquisa se não quiser, é um direito seu, não terá nenhum problema se desistir.

A pesquisa será feita no Laboratório de Análise do Movimento Humano- LAAMH situado no Centro Universitário UniEVANGÉLICA- Anápolis-Goiás, onde será realizado o estudo na segunda fase se caracteriza por um ensaio clínico randomizado, onde você será avaliado pré intervenção, após a intervenção e um mês após a intervenção por meio da avaliação dos níveis de acuidade visual- Snellen, avaliação do desempenho funcional por meio do Inventário de Avaliação Pediátrica de Disfunções, do equilíbrio por meio da Escala de Equilíbrio Pediátrica, parâmetros espaço temporais da marcha, controle do equilíbrio estático e dinâmico, mobilidade funcional por meio *Timed Up Go*, realizar a análise tridimensional da marcha associada a eletromiografia em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita e em crianças e pré-adolescentes videntes da mesma faixa etária. Para isso, será solicitado a você e ao responsável que traga roupas de banho (para os meninos sunga, meninas maiô) e para aqueles que não se sentem confortáveis com roupas de banho, poderão utilizar um short para o momento de coleta e as meninas short e bustiê. A intervenção ocorrerá por meio da randomização aleatória em um dos quatro grupos de intervenção que são: onde será formado por quatro grupos: Grupo 1 (G1) - ETCC ativo + exercícios proprioceptivos estáticos; Grupo 2 (G2) - ETCC placebo + exercícios proprioceptivos estáticos; Grupo 3 (G3) - ETCC ativo + exercícios proprioceptivos dinâmicos; Grupo 4 (G4) - ETCC placebo + exercícios proprioceptivos dinâmicos. Ocorrerá por cinco dias consecutivos por duas semanas, ou seja, dez dias de intervenção.

O uso dos marcadores, sensor inercial, sondas do eletromiógrafo na avaliação é considerado, seguro, mas nesta primeira fase do estudo é possível ocorrer algum desconforto ou risco devidos aos procedimentos de avaliações não serem invasivos, entretanto serão submetidos a risco como por exemplo, quedas, fadiga muscular para que estes riscos sejam minimizados ao máximo serão adotadas as seguintes medidas protetivas favorecer as crianças um momento de contato e reconhecimento com o laboratório e profissionais que o atenderão no sentido de familiarização com o ambiente, durante as avaliações o paciente poderá sentir algum desconforto do toque do fisioterapeuta na fixação dos marcadores de avaliação, o fisioterapeuta pedirá licença sendo o mais profissional e rápido possível para realizar o procedimento pois o mesmo tem praticas em execução desta atividade, realizadas por profissionais da área de fisioterapia, sendo que nas avaliações motoras os participantes serão acompanhados por ao menos um voluntário e o profissional que permanecerão posicionados ao seu lado por toda avaliação, caso queira ser retirado da pesquisa assim será realizado sem nenhum dano. A intervenção mesmo não sendo procedimentos invasivos, serão submetidos a risco como por exemplo, quedas, fadiga muscular no treino de exercícios proprioceptivos, leve sensação de coceira na região da estimulação transcraniana por corrente continua pode ocorrer, sendo as medidas protetivas adotadas profissional experiente ao lado da crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita durante os exercícios caso haja relato de cansaço, fadiga muscular haverá uma pausa, com o relato de leve coceira na região da estimulação será reposicionado os eletrodos.

Caso aconteça algo errado, você pode nos procurar pelos telefones (62) 9090 98116-0777 da pesquisadora **Roberta Carneiro de Toledo**.

Mas há coisas boas que podem acontecer com a sua colaboração nesta pesquisa e o benefício (direto ou indireto) relacionado com a sua colaboração nesta pesquisa, que é o de ter o *feedback* em que os participantes e seus pais/responsáveis é o de que todos os participantes serão contemplados com avaliações completas de marcha e equilíbrio com equipamentos de última geração, e esperamos que, com o emprego da ETCC associado aos exercícios proprioceptivos estáticos e dinâmicos melhore a marcha, o equilíbrio, e a mobilidade funcional gerando benefício na interação social e independência bem como redução do risco de quedas e traumas.

Se você morar longe do Centro Universitário UniEVANGÉLICA- Anápolis-Goiás, nós daremos a seus pais dinheiro suficiente para transporte, para também acompanhar a pesquisa.

Ninguém saberá que você está participando da pesquisa, não falaremos a outras pessoas, nem daremos a estranhos as informações que você nos der. Os resultados da pesquisa vão ser publicados, mas sem identificar o seu nome todos os dados obtidos referentes as avaliações ficarão sobre responsabilidade do pesquisador responsável e colaboradores destinados restritamente ao uso acadêmico, qualquer dado que possa identificá-lo será omitido na divulgação dos resultados da pesquisa, portanto seu nome e nenhuma característica que possa identificá-lo (a) não constará em nenhuma das nossas publicações e o material das coletas tem seu armazenado em local próprio e seguro o presente estudo obedece às Diretrizes e Normas Regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos, formuladas pelo Conselho Nacional de Saúde, Ministério da Saúde, estabelecidas em outubro de 1996 e atualizadas na resolução 466 em 2012, no Brasil. Para lhe assegurar da confidencialidade e privacidade nesta pesquisa assim que realizar a triagem receberá um código numérico ao qual vai estar presente em todas as suas fichas e avaliações assim no decorrer da análise dos dados não vamos nos referir a você pelo nome ou característica e sim pelo código.

Quando terminarmos a pesquisa os resultados serão divulgados em palestras dirigidas ao público participante, relatórios individuais dos alunos de iniciação científica, artigos científicos e na dissertação.

Se você tiver alguma dúvida, você pode me perguntar ou a pesquisadora Cláudia Santos Oliveira. Eu escrevi os telefones na parte de cima desse texto.

Eu _____ aceito participar da pesquisa “Efeito da estimulação transcraniana por corrente contínua associada aos exercícios proprioceptivos em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita: ensaio clínico randomizado”, que tem o objetivo analisar os efeitos da ETCC associada aos exercícios proprioceptivos estáticos e dinâmicos na marcha e no controle do equilíbrio em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita. Entendi as coisas ruins e as coisas boas que podem acontecer. Entendi que posso dizer “sim” e participar. Mas que, a qualquer momento, posso dizer “não” e desistir que ninguém vai ficar furioso. Os pesquisadores tiraram dúvidas e conversaram com os meus responsáveis.

Recebi uma via deste termo de assentimento e li e concordo em participar da pesquisa.

Anápolis, ____ de _____ de _____.

Assinatura do menor

Assinatura do (a) pesquisador (a)

6.5 APÊNDICE E - Termo de assentimento do menor lúdico- FASE 1

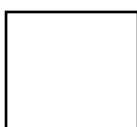
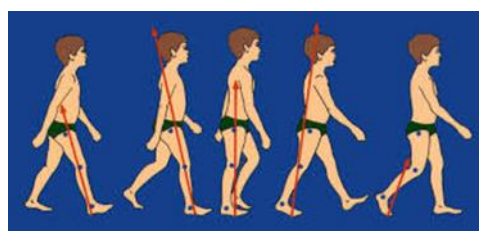
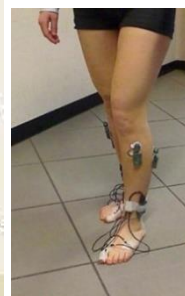
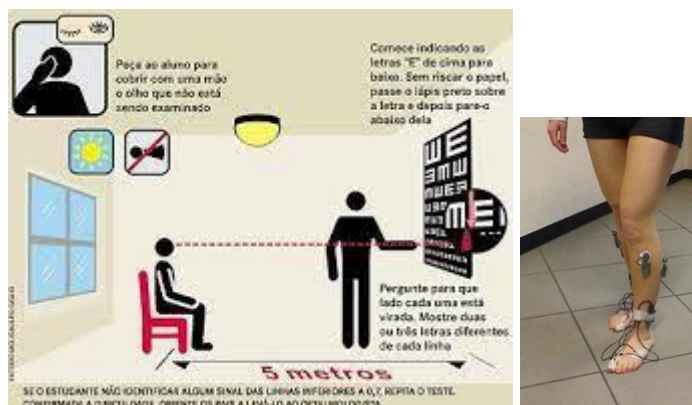
TERMO DE ASSENTIMENTO DO MENOR- FASE 1

Título da pesquisa: **Efeito da estimulação transcraniana por corrente contínua associada aos exercícios proprioceptivos em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita: ensaio clínico randomizado.**

Pesquisador Responsável: Cláudia Santos Oliveira.

Pesquisadores participantes: Roberta Carneiro de Toledo e Deborah Carvalho da Silva Cardoso.

Seus pais permitiram que você participe.



Digital do menor

Assinatura do(a) pesquisador(a)

6.6 APÊNDICE F - Termo de assentimento do menor lúdico- FASE 2

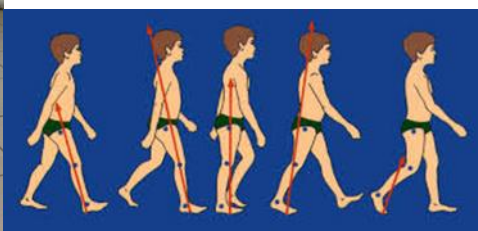
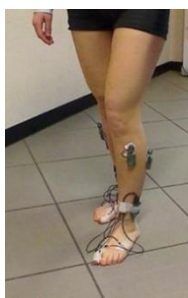
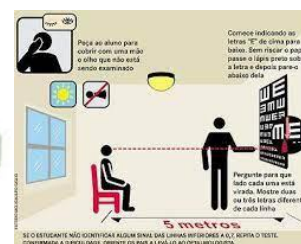
TERMO DE ASSENTIMENTO DO MENOR- FASE 2

Título da pesquisa: **Efeito da estimulação transcraniana por corrente contínua associada aos exercícios proprioceptivos em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita: ensaio clínico randomizado.**

Pesquisador Responsável: Cláudia Santos Oliveira.

Pesquisadores participantes: Roberta Carneiro de Toledo e Deborah Carvalho da Silva Cardoso.

Seus pais permitiram que você participe.



Digital do menor

Assinatura do(a) pesquisador(a)

6.7 APÊNDICE G - Termo de autorização de uso de imagem

TERMO DE AUTORIZAÇÃO DE USO DE IMAGEM

Eu _____, CPF _____, depois de conhecer e entender os objetivos, procedimentos metodológicos, riscos e benefícios da pesquisa, bem como de estar ciente da necessidade do uso de minha imagem, **AUTORIZO**, através do presente termo, os pesquisadores *Cláudia Santos Oliveira, Roberta Carneiro de Toledo e Deborah Carvalho da Silva Cardoso* envolvidas no projeto de pesquisa intitulado “*Efeito da estimulação transcraniana por corrente contínua associada aos exercícios proprioceptivos em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita: ensaio clínico randomizado*” a realizar as fotos e/ou exames de imagem que se façam necessárias sem quaisquer ônus financeiros a nenhuma das partes.

Ao mesmo tempo, **LIBERO** a utilização destas fotos e/ou imagens para fins científicos e de estudos (artigos, banner e apresentação em congressos), em favor dos pesquisadores da pesquisa, acima especificados, desde que o pesquisador não me identifique de nenhuma forma garantindo total anonimato e sigilo.

Por ser a expressão da minha vontade assino a presente autorização, cedendo, a título gratuito os direitos autorais decorrentes da minha imagem.

Anápolis, ____ de ____ de 20__.

Assinatura – Nome Completo

Participante de pesquisa

Nome pesquisador

Assinatura do pesquisador

6.8 APÊNDICE H - Declaração de Coparticipante – CEMAD

DECLARAÇÃO DE COPARTICIPANTE – CEMAD

Declaramos ciência quanto à realização da pesquisa intitulada **EFEITO DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTINUA ASSOCIADA AOS EXERCÍCIOS PROPRIOCEPTIVOS EM CRIANÇAS E PRÉ-ADOLESCENTES COM DEFICIÊNCIA VISUAL ADQUIRIDA E CONGÊNITA: ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO.**”, realizada por Roberta Carneiro de Toledo, telefone de contato 62 98116-0777, matriculada no curso de Mestrado em Movimento Humano e Reabilitação da UniEVANGÉLICA, sob a orientação da professora Dra. Cláudia Santos Oliveira, a fim de desenvolver o Mestrado, para obtenção do título de Mestre, sendo está uma das exigências do curso. No entanto, os pesquisadores garantem que as informações e dados coletados serão utilizados e guardados, exclusivamente para fins previstos no protocolo desta pesquisa.

A ciência da instituição possibilita a realização desta pesquisa, que tem como objetivo: Analisar os efeitos da ETCC associada aos exercícios proprioceptivos estáticos e dinâmicos na marcha e no controle do equilíbrio em crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita, fazendo-se necessário a coleta de dados nesta instituição, pois configura importante etapa de elaboração da pesquisa. Este estudo será realizado em duas fases, onde a primeira fase trata-se de um estudo transversal prospectivo e a segunda fase do estudo trata-se de um ensaio clínico randomizado para a coleta de dados pretende-se que haja o encaminhamento das crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita de acordo com os critérios de inclusão sendo: Os critérios de inclusão serão crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita que: a) crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita; b) capacidade de entendimento e colaboração para realização dos procedimentos envolvidos no estudo; c) idade 6 a 12 anos; d) os responsáveis concordem com a sua participação no estudo por meio da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. O nome do participante do questionário será ocultado, garantindo o sigilo nominal da pessoa.

A princípio este estudo acarreta baixos riscos aos participantes, porém se tratando de uma pesquisa com avaliação e intervenção não invasivos, os participantes poderão apresentar algum desconforto de acordo com a sua participação em cada fase.

Desconforto ou Risco Esperado na fase 1: Nesta fase os desconfortos ou risco esperado são brandos devidos aos procedimentos de avaliações não serem invasivos, entretanto serão

submetidos a risco como por exemplo, quedas, fadiga muscular para que estes riscos sejam minimizados ao máximo serão adotadas as seguintes medidas protetivas favorecer as crianças um momento de contato e reconhecimento com o laboratório e profissionais que o atenderão no sentido de familiarização com o ambiente, durante as avaliações o paciente poderá sentir algum desconforto do toque do fisioterapeuta na fixação dos marcadores de avaliação, o fisioterapeuta pedirá licença sendo o mais profissional e rápido possível para realizar o procedimento pois o mesmo tem praticas em execução desta atividade, realizadas por profissionais da área de fisioterapia, sendo que nas avaliações motoras os participantes serão acompanhados por ao menos um voluntário e o profissional que permanecerão posicionados ao seu lado por toda avaliação, caso queira ser retirado da pesquisa assim será realizado sem nenhum dano.

Desconforto ou Risco Esperado na fase 2: Nesta fase os desconfortos ou risco esperado são brandos devidos aos procedimentos de intervenção não serem invasivos, entretanto serão submetidos a risco como por exemplo, quedas, fadiga muscular no treino de exercícios proprioceptivos, leve sensação de coceira na região da estimulação transcraniana por corrente continua pode ocorrer, sendo as medidas protetivas adotadas profissional experiente ao lado da crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita durante os exercícios caso haja relato de cansaço, fadiga muscular haverá uma pausa, com o relato de leve coceira na região da estimulação será reposicionado os eletrodos.

Quanto a seus benefícios (direto ou indireto) todos os indivíduos participantes de ambas as fases do estudo poderão contar com os resultados das avaliações após o término do estudo.

O benefício direto dos participantes da fase 1 se dará no *feedback* que os participantes e seus pais/responsáveis é o de que todos os participantes serão contemplados com avaliações completas de marcha e equilíbrio com equipamentos de última geração com implicações clinicas onde serão disponibilizados estes resultados que podem ser compartilhados com a equipe que acompanha esta crianças e pré-adolescentes com deficiência visual adquirida e congênita visando auxiliar em tratamentos mais específicos de acordo com os resultados das avaliações.

O benefício direto dos participantes da fase 2 se dará com avaliações completas de marcha e equilíbrio com equipamentos de última geração, e esperamos que, com o emprego da ETCC associado aos exercícios proprioceptivos estáticos e dinâmicos melhore a marcha, o equilíbrio, e a mobilidade funcional gerando benefício na interação social e independência bem como redução do risco de quedas e traumas.

O benefício indireto é que a partir destas avaliações teremos embasamento científico para o desenvolvimento de estudos futuros verificando efeitos de intervenções mais específicas apropriadas ao desenvolvimento da criança com deficiência visual e suas complexidades.

Declaramos que a autorização para realização da pesquisa acima descrita será mediante a apresentação de parecer ético aprovado emitido pelo CEP da Instituição Proponente, nos termos da Resolução CNS nº. 466/12.

Esta instituição está ciente de suas corresponsabilidades como instituição coparticipante do presente projeto de pesquisa de seu compromisso no resguardo da segurança e bem-estar dos participantes de pesquisa nela recrutados, dispondo de infraestrutura necessária para a garantia de segurança e bem-estar.

Anápolis, ____ de _____ de _____.

Assinatura e carimbo do responsável institucional

6.9 APÊNDICE I - Questionário de avaliação para efeitos adversos

Questionário de avaliação para efeitos adversos

Nome: _____			
Sexo: () fem. () masc.			
Idade: _____ anos			
Grau de instrução: () nunca frequenta escola () 1o grau - completo () 2o grau - completo () 3o grau – completo			
Atendimento médico: () particular () SUS () outro convênio/ qual? _____			
Intervenção 1: Estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) Data __/__/____			
Sensação de pruído sob os eletrodos: () sim () não			
Dores de cabeça durante a sessão: () sim () não			
Dores de cabeça após a sessão: () sim () não			
Vermelhidão na região cefálica: () sim () não			
Queimação na região dos eletrodos durante a sessão: () sim () não			
Queimação na região dos eletrodos da pós a sessão: () sim () não			
Algum desconforto na região cefálica: () sim () não			
Algum desconforto global após o início das sessões: () sim () não			
Observações que julga necessário informar: _____			
Exercícios proprioceptivos			
Desinteresse pelo treino: () sim () não			
Fadiga muscular: () sim () não			
Cansaço geral: () sim () não			
Dores de cabeça: () sim () não			
Dores posturais: () sim () não			
Informações adicionais: _____			
Intervenção 2: Estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) Data __/__/____			
Sensação de pruído sob os eletrodos: () sim () não			
Dores de cabeça durante a sessão: () sim () não			
Dores de cabeça após a sessão: () sim () não			
Vermelhidão na região cefálica: () sim () não			
Queimação na região dos eletrodos durante a sessão: () sim () não			
Queimação na região dos eletrodos da pós a sessão: () sim () não			
Algum desconforto na região cefálica: () sim () não			
Algum desconforto global após o início das sessões: () sim () não			
Observações que julga necessário informar: _____			
Exercícios proprioceptivos			

Desinteresse pelo treino: () sim () não

Fadiga muscular: () sim () não

Cansaço geral: () sim () não

Dores de cabeça: () sim () não

Dores posturais: () sim () não

Informações

adicionais: _____

Intervenção 3: Estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) Data __/__/____

Sensação de pruído sob os eletrodos: () sim () não

Dores de cabeça durante a sessão: () sim () não

Dores de cabeça após a sessão: () sim () não

Vermelhidão na região cefálica: () sim () não

Queimação na região dos eletrodos durante a sessão: () sim () não

Queimação na região dos eletrodos da pós a sessão: () sim () não

Algum desconforto na região cefálica: () sim () não

Algum desconforto global após o início das sessões: () sim () não

Observações que julga necessário informar:

Exercícios proprioceptivos

Desinteresse pelo treino: () sim () não

Fadiga muscular: () sim () não

Cansaço geral: () sim () não

Dores de cabeça: () sim () não

Dores posturais: () sim () não

Informações

adicionais: _____

Intervenção 4: Estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) Data __/__/____

Sensação de pruído sob os eletrodos: () sim () não

Dores de cabeça durante a sessão: () sim () não

Dores de cabeça após a sessão: () sim () não

Vermelhidão na região cefálica: () sim () não

Queimação na região dos eletrodos durante a sessão: () sim () não

Queimação na região dos eletrodos da pós a sessão: () sim () não

Algum desconforto na região cefálica: () sim () não

Algum desconforto global após o início das sessões: () sim () não

Observações que julga necessário informar:

Exercícios proprioceptivos

Desinteresse pelo treino: () sim () não

Fadiga muscular: () sim () não

Cansaço geral: () sim () não

Dores de cabeça: () sim () não

Dores posturais: () sim () não

Informações

adicionais: _____

Intervenção 5: Estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) Data __/__/____

Sensação de pruído sob os eletrodos: () sim () não

Dores de cabeça durante a sessão: () sim () não

Dores de cabeça após a sessão: () sim () não

Vermelhidão na região cefálica: () sim () não

Queimação na região dos eletrodos durante a sessão: () sim () não

Queimação na região dos eletrodos da pós a sessão: () sim () não

Algum desconforto na região cefálica: () sim () não

Algum desconforto global após o início das sessões: () sim () não

Observações que julga necessário informar: _____

Exercícios proprioceptivos

Desinteresse pelo treino: () sim () não

Fadiga muscular: () sim () não

Cansaço geral: () sim () não

Dores de cabeça: () sim () não

Dores posturais: () sim () não

Informações

adicionais: _____

Intervenção 6: Estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) Data __/__/____

Sensação de pruído sob os eletrodos: () sim () não

Dores de cabeça durante a sessão: () sim () não

Dores de cabeça após a sessão: () sim () não

Vermelhidão na região cefálica: () sim () não

Queimação na região dos eletrodos durante a sessão: () sim () não

Queimação na região dos eletrodos da pós a sessão: () sim () não

Algum desconforto na região cefálica: () sim () não

Algum desconforto global após o início das sessões: () sim () não

Observações que julga necessário informar: _____

Exercícios proprioceptivos

Desinteresse pelo treino: () sim () não

Fadiga muscular: () sim () não

Cansaço geral: () sim () não

Dores de cabeça: () sim () não

Dores posturais: () sim () não

Informações

adicionais: _____

Intervenção 7: Estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) Data __/__/____

Sensação de pruído sob os eletrodos: () sim () não

Dores de cabeça durante a sessão: () sim () não

Dores de cabeça após a sessão: () sim () não

Vermelhidão na região cefálica: () sim () não

Queimação na região dos eletrodos durante a sessão: () sim () não

Queimação na região dos eletrodos da pós a sessão: () sim () não

Algum desconforto na região cefálica: () sim () não

Algum desconforto global após o início das sessões: () sim () não

Observações que julga necessário informar:

Exercícios proprioceptivos

Desinteresse pelo treino: () sim () não

Fadiga muscular: () sim () não

Cansaço geral: () sim () não

Dores de cabeça: () sim () não

Dores posturais: () sim () não

Informações

adicionais: _____

Intervenção 8: Estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) Data __/__/____

Sensação de pruído sob os eletrodos: () sim () não

Dores de cabeça durante a sessão: () sim () não

Dores de cabeça após a sessão: () sim () não

Vermelhidão na região cefálica: () sim () não

Queimação na região dos eletrodos durante a sessão: () sim () não

Queimação na região dos eletrodos da pós a sessão: () sim () não

Algum desconforto na região cefálica: () sim () não

Algum desconforto global após o início das sessões: () sim () não

Observações que julga necessário informar:

Exercícios proprioceptivos

Desinteresse pelo treino: () sim () não

Fadiga muscular: () sim () não

Cansaço geral: () sim () não

Dores de cabeça: () sim () não

Dores posturais: () sim () não

Informações

adicionais: _____

Intervenção 9: Estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) Data __/__/____

Sensação de pruído sob os eletrodos: () sim () não

Dores de cabeça durante a sessão: () sim () não

Dores de cabeça após a sessão: () sim () não

Vermelhidão na região cefálica: () sim () não
 Queimação na região dos eletrodos durante a sessão: () sim () não
 Queimação na região dos eletrodos da pós a sessão: () sim () não

Algum desconforto na região cefálica: () sim () não
 Algum desconforto global após o início das sessões: () sim () não

Observações que julga necessário informar:

Exercícios proprioceptivos

Desinteresse pelo treino: () sim () não
 Fadiga muscular: () sim () não
 Cansaço geral: () sim () não
 Dores de cabeça: () sim () não
 Dores posturais: () sim () não
 Informações

adicionais: _____

Intervenção 10: Estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) Data __/__/____

Sensação de pruído sob os eletrodos: () sim () não
 Dores de cabeça durante a sessão: () sim () não
 Dores de cabeça após a sessão: () sim () não
 Vermelhidão na região cefálica: () sim () não
 Queimação na região dos eletrodos durante a sessão: () sim () não
 Queimação na região dos eletrodos da pós a sessão: () sim () não
 Algum desconforto na região cefálica: () sim () não
 Algum desconforto global após o início das sessões: () sim () não

Observações que julga necessário informar:

Exercícios proprioceptivos

Desinteresse pelo treino: () sim () não
 Fadiga muscular: () sim () não
 Cansaço geral: () sim () não
 Dores de cabeça: () sim () não
 Dores posturais: () sim () não
 Informações

adicionais: _____

7.2 ANEXO B - Inventário de Avaliação Pediátrica de Disfunções (PEDI)

Inventário de Avaliação Pediátrica de Disfunções

Versão 1.0 – Brasileira.

Nome: _____ Data do Teste: _____

Idade: _____ Identificação: _____ Entrevistador: _____

SUMÁRIO DOS ESCORES Compostos

ÁREA								Escore Bruto			
Autocuidado				Habilidades funcionais							
Mobilidade				Habilidades funcionais							
Função Social				Habilidades funcionais							
Autocuidado				Assistência do cuidador							
Mobilidade				Assistência do cuidador							
Função Social				Assistência do cuidador							
Modificações (frequência)											
Autocuidado				Mobilidade				Função Social			
N	C	R	E	N	C	R	E	N	C	E	N

Parte I: Habilidades funcionais**Área de Autocuidado (marque cada item com 0=incapaz e 1=capaz)**

	Av 01	Av 02	Av 03
A: TEXTURA DOS ALIMENTOS	**	**	**
1. Come alimento batido\amassado\coado			
2. Come alimento moído\granulado			
3. Come alimento picado\em pedaços			
4. Come comidas de textura variada			
B: UTILIZAÇÃO DE UTENSÍLIOS	**	**	**
5. Alimenta-se com os dedos			
6. Pega comida com colher eleva até a boca			
7. Usa bem a colher			
8. Usa bem o grafo			
9. Usa faca para passar manteiga no pão, corta alimentos macios			
C: UTILIZAÇÃO DE RECIPIENTES DE BEBER	**	**	**
10. Segura mamadeira ou copo com bico ou canudo			
11. Levanta copo para beber, mas pode derramar			
12. Levanta, com firmeza, copo sem tampa usando as 2 mãos			
13. Levanta, com firmeza, copo sem tampa usando 1 mão			

14.Serve-sede líquido de uma jarra ou embalagem			
D: HIGIENE ORAL	**	**	**
15.Abra a boca para limpeza dos dentes			
16.Segura escova de dente			
17.Escova os dentes, porém sem escovação completa			
18.Escova os dentes completamente			
19.Coloca creme dental na escova			
E: CUIDADO COM OS CABELOS	**	**	**
20.Mantém a cabeça está quanto o cabelo é penteado			
21.Leva pente ou escova até o cabelo			
22.Escova ou penteia o cabelo			
23.É capaz de desembaraça e repartir o cabelo			
F: CUIDADO COM O NARIZ	**	**	**
24.Permite que o nariz seja limpo			
25.Asoa nariz com o lenço			
26.Limpa nariz usando lenço o papel solicitado			
27.Limpa nariz usando lenço ou papel sem ser solicitado			
28.Limpa e asoa o nariz sem ser solicitado			
G: LAVAR AS MÃOS	**	**	**
29.Mantém as mãos elevadas para que as mesmas sejam lavadas			
30.Esfrega as mãos uma não outra para limpá-las			
31.Abre e fecha a torneira e utiliza sabão			
32.Lava as mãos completamente			
33.Seca as mãos completamente			
H: LAVAR O CORPO E A FACE	**	**	**
34.Tenta lavar partes do corpo			
35.Lava o corpo completamente não incluindo a face			
36.Utiliza sabonete (e esponja se for costume)			
37.Seca o corpo completamente			
38.Lava e seca a face completamente			
I: AGASALHO\VESTIMENTAS ABERTAS NA FRENTE			
39.Auxilia empurrando os braços para vestir a manga da camiseta			
40.Retira camiseta, vestido ou agasalho sem fecho			
41.Retira camiseta, vestido ou agasalho com fecho			
42.Coloca e retira camisas abertas na frente, porém sem fechar			
43.Coloca e retira camisas abertas na frente, fechando-as			
J: FECHOS	**	**	**
44.Tenta participar no fechamento de vestimentas			
45.Abre e fecha fecho de correr, sem separá-lo ou fechar o botão			
46.Abre e fecha colchete de pressão			
47.Abotoa e desabotoa			
48.Abre e fecha o fecho de correr separando e fechando colchete\botão			
K: CALÇAS	**	**	**
49.Auxilia colocando as pernas dentro da calça para vestir			
50.Retira calças com elástico na cintura			
51.Veste calças com elástico na cintura			
52.Retiracalças, incluindo abrir fechos			

53. Veste calças incluindo fechar fechos			
L: SAPATOS\MEIA	**	**	**
54. Retira meias e abre os sapatos			
55. Calça sapatos\sandálias			
56. Calça meias			
57. Coloca o sapato no pé correto: maneja fechos de velcro			
58. Amarra sapatos (prepara cadarço)			
M: TAREFAS DE TOALETE	**	**	**
59. Auxilia no manejo da roupa			
60. Tenta limpar-se depois de utilizar o banheiro			
61. Utiliza vaso sanitário, papel higiênico e dá descarga			
62. Lida com roupas antes e depois de utilizar o banheiro			
63. Limpa-se completamente depois de evacuar.			
N: CONTROLE URINÁRIO	**	**	**
64. Indica quando molhou fralda ou calça			
65. Ocasionalmente indica necessidade de urinar (durante dia)			
66. Indica, consistentemente, necessidade de urinar e com tempo de utilizar o banheiro (durante o dia)			
67. Vai ao banheiro sozinho para urinar (durante o dia)			
68. Mantém-se constantemente seco durante o dia e anoite			
O: CONTROLE INTESTINAL	**	**	**
69. Indica necessidade de se trocar			
70. Ocasionalmente manifesta vontade de ir ao banheiro (durante o dia)			
71. Indica, consistentemente, necessidade de evacuar e com tempo de utilizar o banheiro (durante o dia)			
72. Faz distinção entre urinar e evacuar			
73. Vai ao banheiro sozinho para evacuar, não tem acidentes Intestinais			
Somatório da Área de Autocuidado			

Área de Mobilidade

A: TRANSFERÊNCIA NO BANHEIRO		
1. Fica sentado se estiver apoiando em equipamento uno adulto		
2. Fica sentado sem apoio na privada ou no troninho		
3. Senta e levanta da privada baixa ou troninho		
4. Senta e levanta da privada própria para adulto		
5. Senta e levanta da privada sem usar seus próprios braços		
B: TRANFERÊNCIAS DE CADEIRA\CADEIRAS DE RODAS		
6. Fica sentado se estiver apoiado em equipamento ou adulto		
7. Fica sentado em cadeira ou banco sem apoio		
8. Senta e levanta de cadeira\cadeira d erodas baixa\infantil		
9. Senta e levanta de cadeira\cadeira de rodas de tamanho adulto		
10. Senta e levanta de cadeira sem usar seus próprios braços		
C1: TRANSFERÊNCIA NO CARRO		

11.A Movimenta-se no carro: mexe-se e sobe\desce da cadeirinha de carro		
12.Entra e sai do carro com pouco auxílio ou instrução		
13.Entra e sai do carro sem assistência ou instrução		
14.Maneja cinto de segurança ou cinto da cadeirinha de carro		
15.Entra e sai do carro e abre e fecha a porta do mesmo		
C 2: TRANSFERÊNCIA NO ÔNIBUS		
11 b. Sobe e desce do banco do ônibus		
12b. Move-se com ônibus sem movimento		
13b. Desce a escada do ônibus		
14b.Passa na roleta		
15b. Sobe a escada do ônibus		
D: MOBILIDADE NA CAMA		
16.Passa de deitado para sentado na cama ou berço		
17.Passa para sentado n abeirada da cama		
18.Sobe e desce da sua própria cama		
19.Sobe e desce de sua própria cama sem usar os braços		
E: TRANSFERÊNCIA NO CHUVEIRO		
20.Entrano Box\cortinado		
21.Sai do Box\cortinado		
22.Agacha para pegar sabonete ou shampoo no chão		
23.Abre e fecha Box\cortinado		
24.Abre e fecha torneira		
F: MÉTODOS DE LOCOMOÇÃO EM AMBIENTES INTERNOS		
25.Rola, pisoteia, arrasta ou engatinha no chão		
26.Andar, porém, segurando-se na mobília, parede, adulto ou utiliza aparelhos de apoio		
27.Andar sem auxílio		
G: LOCOMOÇÃO EM AMBIENTE INTERNO DISTÂNCIA\VELOCIDADE		
28.Move-se pelo ambiente, mas com dificuldade (cai, velocidade lenta para a idade)		
29.Move-se pelo ambiente sem dificuldade		
30.Move-se entre ambientes, mas com dificuldade (cai, velocidade lenta para a idade)		
31.Move-se entre ambientes sem dificuldade		
32.Move-se em ambientes internos por 15m; abre e fecha portas internas e externas		
H: LOCOMOÇÃO EM AMBIENTE INTERNO:ARRASTAS\CARREGA OBJETOS		
33.Muda de lugar intencionalmente		
34.Move-se concomitantemente com objetos pelo chão		
35.Carrega objetos pequenos que cabem em uma mão		
36.Carrega objetos grandes que requerem a utilização das duas		
37.Carrega objetos frágeis ou que contenham líquido		
I: LOCOMOÇÃO EM AMBIENTE EXTERNO MÉTODOS		
38.Andar, mas segura em objetos, adulto ou aparelhos de apoio		
39.Andar sem apoio		
J: LOCOMOÇÃO EM AMBIENTE EXTERNO DISTÂNCIA\VELOCIDADE		
40.Move-se por 3-15 m (comprimento de um carro)		

41. Move-se por 15-30 m (comprimento de 5 a 10 carros)		
42. Move-se por 30-45 m		
43. Move-se por 45m ou mais, mas com dificuldade (tropeça velocidade lenta para a idade)		
44. Move-se por mais 45 m sem dificuldade		
K: LOCOMOÇÃO EM AMBIENTE EXTERNO SUPERFÍCIE		
45. Superfícies niveladas (passeios e ruas planas)		
46. Superfícies pouco acidentadas (asfalto rachado)		
47. Superfícies irregulares e acidentadas (gramados e ruas de cascalho)		
48. Sobe e desce rampas ou inclinações		
49. Sobe e desce meio-fio		
L: SUBIR ESCADAS		
50. Arrasta-se, engatinha para cima por partes ou lances parciais de escadas (1-11 graus)		
51. Arrasta, engatinha para cima por um lance de escadas completa (12-15 graus)		
52. Sobe partes de um lance de escadas (ereto)		
53. Sobe um lance completo, mas com dificuldade (lento para a idade)		
54. Sobe conjunto de lances de escadas sem dificuldade		
M: DESCER ESCADAS		
55. Arrasta-se, engatinha para baixo por partes ou lances parciais de escadas (1-11 graus)		
56. Arrasta, rasteja para baixo por um lance de escadas		
57. Desce parte de um lance de escadas (ereto) completo (12-15 graus)		
58. Desce um lance completo, mas com dificuldade (lento para a idade)		
59. Desce conjunto de lances de escadas sem dificuldade		
Somatória da área de mobilidade		

Área de Função Social

A: COMPREENSÃO DO SIGNIFICADO DA PALAVRA		
1. Orienta-se pelo som		
2. Reage ao “não”, reconhece o próprio nome ou de alguma pessoa familiar		
3. Reconhece 10 palavras		
4. Entende quando você fala sobre relacionamento entre pessoas e/ou coisas que são visíveis		
5. Entende quando você fala sobre tempo e sequência de eventos		
B: COMPREENSÃO DE SENTENÇAS COMPLEXAS		
6. Compreende sentenças curtas sobre objetos e pessoas familiares		
7. Compreende comando simples com palavras que descrevem pessoas ou coisas		

8. Compreende direções que descrevem onde alguma coisa está		
9. Compreende comando de dois passos, utilizando-se se\então, antes\depois, primeiro\segundo		
10. Compreende duas sentenças que falam de um mesmo sujeito, mas de uma forma diferente		
C: USO FUNCIONAL DA COMUNICAÇÃO		
11. Nomeia objetos		
12. Usa palavras específicas ou gestos para direcionar ou requisitar ações de outras pessoas		
13. Procura informações fazendo perguntas		
14. Descreve ações ou objetos		
15. Fala sobre sentimentos ou pensamentos próprios		
D: COMPLEXIDADE DA COMUNICAÇÃO EXPRESSIVA		
16. Usa gesto que têm propósito adequado		
17. Usa uma única palavra com significado adequado		
18. Combina duas palavras com significado adequado		
19. Usa sentenças de 4-5 palavras		
20. Conecta duas ou mais ideias para contar uma história simples		
E: RESOLUÇÃO DE PROBLEMAS		
21. Tenta indicar o problema ou dizer que é necessário para ajudar a resolvê-lo		
22. Se transtornado por causa de um problema, a criança precisa ser ajudada imediatamente ou o seu comportamento é prejudicado		
23. Se transtornado por causa de um problema, a criança consegue pedir ajuda e esperar se houver uma demora de pouco tempo		
24. Em situações comuns, a criança descreve o problema e seus sentimentos com algum detalhe		
25. Diante de algum problema comum, a criança pode procurar um adulto para trabalhar uma solução conjunta.		
F: JOGO SOCIAL INTERATIVO (ADULTO)		
26. Mostra interesse em relação a outro		
27. Inicia uma brincadeira familiar		
28. Aguarda sua vez em um jogo simples quando é dada dica que é sua vez		
29. Tenta imitar uma ação prévia de um adulto durante uma brincadeira		
30. Durante a brincadeira a criança pode sugerir passos novos ou diferentes, ou responder a uma sugestão de um adulto com uma outra ideia		
G: INTERAÇÃO COM OS COMPANHEIROS		
31. Percebe a presença de outras crianças e pode vocalizar ou gesticular para os companheiros		
32. Interage com outras crianças em situações breves e simples		
33. Tenta exercitar brincadeiras simples em uma atividade com outra criança		

34.Planeja e executa atividade cooperativa com outras crianças; brincadeira é complexa e mantida		
35.Brinca de jogos de regras		
H: BRINCADEIRA COM OBJETOS		
36.Manipula brinquedos, objetos ou o corpo com intenção		
37.Usa objetos reais ou substituídos em sequência simples de faz-de-conta		
38.Agrupar matéria para formar alguma coisa		
39.Inventa longas rotinas de faz-de-conta envolvendo coisas que a criança já entende ou conhece		
40.Inventa sequências e laboradas de faz-de-conta a partir da imaginação		
I: AUTO-INFORMAÇÃO		
41.Diz o primeiro nome		
42.Diz o primeiro e o último nome		
43.Dá o nome e informações descritivas sobre os membros da família		
44.Dá o endereço completo de casa, do hospital e o número do quarto		
45.Dirigi-se a um adulto para pedir auxílio sobre como voltar para casa ou voltar ao quarto do hospital		
J: ORIENTAÇÃO TEMPORAL		
46.Tem uma noção geral do horário das refeições e das rotinas durante o dia		
47.Tem alguma noção de sequência dos eventos familiares na semana		
48.Tempo conceitos simples de tempo		
49.Associa um horário específico com atividade\eventos		
50.Olha o relógio regularmente ou pergunta as horas para cumprir o curso das obrigações		
K: TAREFAS DOMÉSTICAS		
51.Começa a ajudar a cuidar dos seus pertences se for dada uma orientação e ordens constantes		
52.Começa a ajudar as tarefas domésticas simples se for dada uma orientação e ordens constantes		
53.Ocasionalmente inicia rotinas simples para cuidar dos seus próprios pertences; pode requisitar ajuda física ou ser lembrado de completá-las		
54.Ocasionalmente inicia tarefas domésticas simples; pode requisitar ajuda física ou ser lembrado de completá-las		
55.Inicia e termina pelo menos uma tarefa doméstica envolvendo vários passos e decisões; pode requisitar ajuda física		
L: AUTO PROTEÇÃO		
56.Mostra cuidado apropriado quando está perto de escadas		
57.Mostra cuidado apropriado perto de objetos quentes ou cortantes		
58.Ao atravessar a rua na presença de um adulto, a criança não precisa ser advertida sobre as normas de segurança		

59.Sabe que não deve aceitar passeios, comida ou dinheiro de estranhos		
60.Atravessa rua movimentada com segurança na ausência de adulto		
M: FUNÇÃO COMUNITÁRIA		
61.A criança brinca em casa com segurança, sem precisar ser vigiada constantemente		
62.Vai ao ambiente externo da casa com segurança e é vigiada apenas periodicamente		
63.Segue regras\expectativas da escola e de estabelecimentos comunitários		
64.Explora e atua em estabelecimentos comunitários sem Supervisão		
65.Faz transações em uma loja da vizinhança sem assistência		
Somatória da área de função social		

7.3 ANEXO C- Escala de Equilíbrio Pediátrica

Escala de Equilíbrio Pediátrica (EEP)

Nome: _____

Sexo: () fem. () masc. Data ___/___/___

Idade: _____ anos

Grau de instrução: () nunca frequenta escola () 1o grau - completo () 2o grau - completo
() 3o grau – completo

Atendimento médico: () particular () SUS () outro convênio/ qual?

1. POSIÇÃO SENTADA PARA POSIÇÃO EM PÉ

*Instrução especial: Itens nº. 1 e nº. 2 podem ser testados simultaneamente se, na determinação do examinador, puder facilitar o melhor desempenho da criança.

INSTRUÇÕES: Pede-se à criança para “Manter os braços para cima e ficar em pé”. A criança poderá selecionar a posição dos braços.

EQUIPAMENTO: Um banco de altura apropriada para permitir que os pés da criança permaneçam apoiados no chão com os quadris e joelhos mantidos a 90 graus de flexão. Melhor das três tentativas.

- () 4 capaz de levantar-se sem utilizar as mãos e estabilizar-se de forma independente.
- () 3 capaz de levantar-se de forma independente utilizando as mãos.
- () 2 capaz de levantar-se utilizando as mãos após várias tentativas.
- () 1 necessita de ajuda mínima para levantar-se ou estabilizar-se.
- () 0 necessita de ajuda moderada ou máxima para levantar-se.

2-POSIÇÃO EM PÉ PARA POSIÇÃO SENTADA

*Instrução especial: Itens nº. 1 e nº. 2 podem ser testados simultaneamente se, na determinação do examinador, puder facilitar o melhor desempenho da criança.

INSTRUÇÕES: Pede-se à criança para sentar-se devagar, sem utilizar as mãos. A criança poderá selecionar a posição dos braços.

EQUIPAMENTO: Um banco de altura apropriada para permitir que os pés da criança permaneçam apoiados no chão com os quadris e joelhos mantidos a 90 graus de flexão. Melhor das três tentativas.

- () 4 capaz de levantar-se sem utilizar as mãos e estabilizar-se de forma independente.

- () 3 controla a descida utilizando as mãos.
- () 2 utiliza a parte de trás das pernas contra a cadeira para controlar a descida.
- () 1 senta-se de forma independente, mas tem descida sem controle.
- () 0 necessita de ajuda para sentar-se.

3. TRANSFERÊNCIAS

INSTRUÇÕES: Arrume as cadeiras perpendicularmente (90 graus) para uma transferência em pivô. Peça à criança para transferir-se de uma cadeira com apoio de braço para uma cadeira sem apoio de braço.

EQUIPAMENTO: Duas cadeiras ou uma cadeira e um banco de altura ajustável. Uma superfície do assento deve ter braços. Uma cadeira/banco deve ser de tamanho adulto padrão e a outra deve ter altura apropriada para permitir que a criança sente-se confortavelmente com os pés apoiados no chão e a noventa graus de flexão de quadril e joelho. Melhor das três tentativas.

- () 4 capaz de transferir-se com segurança e uso mínimo das mãos.
- () 3 capaz de transferir-se com segurança com o uso das mãos.
- () 2 capaz de transferir-se seguindo orientações verbais e/ou supervisão (observação).
- () 1 necessita de uma pessoa para ajudar.
- () 0 necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar (monitoramento próximo) para sentir-se seguro.

4. EM PÉ SEM APOIO

INSTRUÇÕES: Pede-se à criança que fique em pé por 30 segundos sem se apoiar ou mover seus pés. Uma fita adesiva ou moldes dos pés poderão ser colocados no chão para ajudar a criança a manter a posição estática dos pés. A criança poderá se envolver em uma conversa não estressante para manter o tempo de atenção por 30 segundos. Reações de troca de peso e equilíbrio nos pés são aceitáveis; o movimento do pé no espaço (fora da superfície de suporte) indica final do tempo do teste.

EQUIPAMENTO: Um cronômetro ou relógio de mão. Uma fita adesiva de 30 cm de comprimento ou dois moldes dos pés colocados separados equivalente à distância da largura dos ombros.

- () 4 capaz de permanecer em pé por 30 segundos.
- () 3 capaz de permanecer em pé por 30 segundos sob supervisão (observação).
- () 2 capaz de permanecer em pé por 15 segundos sem apoio.

- () 1 necessita de várias tentativas para permanecer em pé por 10 segundos sem apoio.
- () 0 incapaz de permanecer em pé por 10 segundos sem ajuda ____ Tempo em segundos.

5. SENTANDO SEM APOIO NAS COSTAS E COM OS PÉS APOIADOS NO CHÃO

* Instruções especiais: Se a criança puder permanecer em pé por 30 segundos sem apoio, marque pontuação máxima para sentar-se sem apoio no item nº. 5. Continue com o item nº. 6.

INSTRUÇÕES: Por favor, sente-se com os braços cruzados sobre seu peito por 30 segundos. A criança poderá se envolver em uma conversa não estressante para manter o tempo de atenção por 30 segundos. O tempo deverá ser interrompido se reações de proteção no tronco ou extremidades superiores forem observadas.

EQUIPAMENTO: Um cronômetro ou relógio de mão. Um banco de altura apropriada para permitir que os pés fiquem apoiados no chão com os quadris e joelhos mantidos a noventa graus de flexão.

- () 4 capaz de sentar-se de forma segura por 30 segundos.
- () 3 capaz de sentar-se por 30 segundos sob supervisão (observação) ou pode necessitar de uso definitivo das extremidades superiores para manter-se na posição sentada.
- () 2 capaz de sentar-se por 15 segundos.
- () 1 capaz de sentar-se por 10 segundos.
- () 0 incapaz de sentar-se sem apoio por 10 segundos ____ Tempo em segundos.

6. EM PÉ SEM APOIO COM OS OLHOS FECHADOS

INSTRUÇÕES: Pede-se à criança que fique em pé parada com os pés separados equivalente à largura dos ombros e feche os olhos por 10 segundos. Orientação: “Quando eu disser feche os olhos, eu quero que você fique parada, feche os olhos e mantenha-os fechados até eu dizer para abri-los”. Se necessário, pode-se usar um tapa-olhos. Reações de troca de peso e equilíbrio nos pés são aceitáveis; movimento do pé no espaço (fora da superfície de suporte) indica o final do tempo do teste. Uma fita adesiva ou moldes dos pés poderão ser colocados no chão para ajudar a criança a manter a posição estática dos pés.

EQUIPAMENTO: Um cronômetro ou relógio de mão. Uma fita adesiva de 30 centímetros ou dois moldes dos pés colocados separados equivalente à distância da largura dos ombros, um tapa olhos. Melhor das três tentativas.

- () 4 capaz de permanecer em pé por 10 segundos de forma segura.
- () 3 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com supervisão.
- () 2 capaz de permanecer em pé por 3 segundos.
- () 1 incapaz de permanecer com os olhos fechados por 3 segundos, mas mantém-se firme.
- () 0 necessita de ajuda para evitar queda ____ Tempo em segundos.

7. EM PÉ SEM APOIO COM OS PÉS JUNTOS

INSTRUÇÕES: Pede-se que a criança coloque seus pés juntos e fique em pé parada sem segurar-se. A criança poderá se envolver em uma conversa não estressante para manter o tempo de atenção por 30 segundos. Reações de troca de peso e equilíbrio nos pés são aceitáveis; movimento do pé no espaço (fora da superfície de suporte) indica o final do tempo do teste. Uma fita adesiva ou moldes dos pés poderão ser colocados no chão para ajudar a criança a manter a posição estática dos pés.

EQUIPAMENTO: Um cronômetro ou relógio de mão, uma fita adesiva de 30 centímetros ou dois moldes dos pés colocados juntos. Melhor das três tentativas.

- () 4 capaz de posicionar os pés juntos de forma independente e permanecer em pé por 30 segundos de forma segura.
- () 3 capaz de posicionar os pés juntos de forma independente e permanecer em pé por 30 segundos com supervisão (observação).
- () 2 capaz de posicionar os pés juntos de forma independente, mas não pode sustentar por 30 segundos.
- () 1 necessita de ajuda para posicionar-se, mas é capaz de permanecer em pé por 30 segundos com os pés juntos.
- () 0 necessita de ajuda para posicionar-se e/ou é incapaz de permanecer nessa posição por 30 segundos ____ Tempo em segundos.

8. EM PÉ SEM APOIO COM UM PÉ À FRENTE

INSTRUÇÕES: Pede-se à criança que fique em pé, com um pé à frente do outro, com o calcanhar tocando os dedos do pé de trás. Se a criança não conseguir colocar os pés um à frente do outro (diretamente na frente), pede-se que dê um passo à frente o suficiente para permitir que o calcanhar de um pé seja colocado à frente dos dedos do pé fixo. Uma fita adesiva

e/ou moldes dos pés poderão ser colocados no chão para ajudar a criança a manter a posição estática dos pés. Além de uma demonstração visual, poderá ser dada uma dica física simples (assistência com colocação). A criança poderá se envolver em uma conversa não estressante para manter o tempo de atenção por 30 segundos. Reações de troca de peso e/ou equilíbrio nos pés são aceitáveis. O tempo do teste poderá ser interrompido se qualquer um dos pés se mover no espaço (deixar a superfície de suporte) e/ou as extremidades superiores forem utilizadas.

EQUIPAMENTO: Um cronômetro ou relógio de mão, uma fita adesiva de 30 centímetros ou dois moldes dos pés colocadas na direção calcanhar aos dedos do pé. Melhor das três tentativas.

- () 4 capaz de colocar um pé à frente do outro de forma independente e sustentar por 30 segundos.
- () 3 capaz de colocar o pé adiante do outro de forma independente e sustentar por 30 segundos Obs.: o comprimento do passo deve exceder o comprimento do pé fixo, e a largura da posição em pé deve aproximar-se da largura do passo normal da criança.
- () 2 capaz de dar um pequeno passo de forma independente e sustentar por 30 segundos. ou necessita de ajuda para colocar um pé à frente, mas pode ficar em pé por 30 segundos.
- () 1 necessita de ajuda para dar o passo, mas permanece por 15 segundos.
- () 0 perde o equilíbrio ao tentar dar o passo ou ficar em pé ____ Tempo em segundos.

9. EM PÉ SOBRE UMA PERNA

INSTRUÇÕES: Pede-se que a criança fique em pé sobre uma perna o máximo que puder sem se segurar. Se necessário, a criança poderá ser instruída a manter seus braços ao longo do corpo ou com as mãos na cintura. Uma fita adesiva e/ou moldes dos pés poderão ser colocados no chão para ajudar a criança a manter a posição estática dos pés. Reações de troca de peso e/ou equilíbrio nos pés são aceitáveis. O tempo do teste poderá ser interrompido se o pé que está sustentando o peso mover-se no espaço (deixar a superfície de suporte); se o membro superior tocar a perna oposta ou se a superfície de apoio e/ou extremidades superiores forem utilizadas para apoio.

EQUIPAMENTO: Um cronômetro ou relógio de mão, uma fita adesiva de 30 centímetros ou dois moldes dos pés colocadas na direção calcanhar para os dedos do pé. Melhor das três tentativas.

- () 4 capaz de levantar a perna de forma independente e sustentar por 10 segundos.
- () 3 capaz de levantar a perna de forma independente e sustentar de 5 a 9 segundos.

- () 2 capaz de levantar a perna de forma independente e sustentar de 3 a 4 segundos.
- () 1 tenta levantar a perna; é incapaz de sustentar por 3 segundos, mas permanece em pé.
- () 0 incapaz de tentar ou necessita de ajuda para evitar queda.

10. GIRAR 360 GRAUS

INSTRUÇÕES: Pede-se para a criança girar completamente em torno de si mesma em uma volta completa, PARE, e então gire completamente em torno de si mesma na outra direção.

EQUIPAMENTO: Um cronômetro ou relógio de mão.

- () 4 capaz de girar 360 graus de forma segura em 4 segundos ou menos cada volta (total menor que 8 segundos).
- () 3 capaz de girar 360 graus de forma segura somente em uma direção em 4 segundos ou menos; para completar a volta na outra direção requer mais que 4 segundos.
- () 2 capaz de girar 360 graus de forma segura, mas lentamente.
- () 1 necessita de supervisão próxima (observação) ou dicas verbais constantes.
- () 0 necessita de ajuda enquanto gira ____ Tempo em segundos.

11. VIRAR E OLHAR PARA TRÁS POR CIMA DO OMBRO ESQUERDO E DIREITO ENQUANTO PERMANECE EM PÉ

INSTRUÇÕES: Pede-se à criança que fique em pé com seus pés parados, fixos em um lugar. “Siga este objeto conforme eu for movimentando-o. Mantenha o olhar enquanto ele se move, mas não movimente os pés”.

EQUIPAMENTO: Um objeto bem colorido medindo pelo menos 5 centímetros ou cartões coloridos, uma fita adesiva de 30 centímetros de comprimento ou dois moldes dos pés colocados separados equivalente à distância dos ombros.

- () 4 olha para trás por cima de cada ombro; a troca de peso inclui rotação do tronco.
- () 3 olha para trás e sobre o ombro com rotação do tronco; a troca de peso na direção oposta ao ombro; não há rotação do tronco.
- () 2 vira a cabeça para olhar no nível do ombro; não há rotação do tronco.
- () 1 necessita de supervisão (observação) quando vira; o queixo move-se mais do que a metade da distância do ombro.
- () 0 necessita de ajuda para evitar perder o equilíbrio ou cair; movimento do queixo é menor do que a metade da distância do ombro.

12. PEGAR OBJETO DO CHÃO A PARTIR DE UMA POSIÇÃO EM PÉ

INSTRUÇÕES: Pede-se para que a criança pegue um apagador de lousa colocado aproximadamente no comprimento dos seus pés, na frente do seu pé dominante. Em crianças em que a dominância não é clara, pergunte para ela qual mão ela quer usar e coloque o objeto à frente do pé correspondente.

EQUIPAMENTO: Um apagador de lousa, uma fita adesiva ou moldes dos pés.

- () 4 capaz de pegar o pagador de forma segura e facilmente.
- () 3 capaz de pegar o pagador, mas necessita de supervisão (observação).
- () 2 incapaz de pegar o apagador, mas alcança a distância de 2 a 5 centímetros do apagador e mantém o equilíbrio de forma independente.
- () 1 incapaz de pegar o pagador; necessita de supervisão (observação) enquanto está tentando.
- () 0 incapaz de tentar, necessita de ajuda para evitar a perda do equilíbrio ou a queda.

13. COLOCAR O PÉ ALTERNADAMENTE NO APOIO ENQUANTO PERMANECE EM PÉ SEM APOIO

INSTRUÇÕES: Pede-se à criança que coloque cada pé alternadamente no apoio para os pés (degrau) e continue até que cada pé tenha tocado o apoio quatro vezes.

EQUIPAMENTO: Um degrau/apoio para os pés de 10 centímetros de altura, um cronômetro ou relógio de mão.

- () 4 capaz de permanecer em pé de forma independente e segura e completa 8 toques no apoio em 20 segundos.
- () 3 capaz de permanecer em pé de forma independente e completa 8 toques no apoio em mais que 20 segundos.
- () 2 capaz de completar 4 toques no apoio sem ajuda; mas necessita supervisão próxima (observação).
- () 1 capaz de completar 2 toques no apoio; necessita de ajuda mínima.
- () 0 necessita de ajuda para manter equilíbrio ou evitar a queda, incapaz de tentar.

14. ALCANÇAR A FRENTE COM O BRAÇO ESTENDIDO PERMANECENDO EM PÉ

INSTRUÇÃO GERAL E INSTALAÇÃO: Uma fita métrica, fixada na horizontal em uma parede com as fitas de velcro, será utilizada como ferramenta de medida. Usa-se uma fita adesiva e/ou moldes dos pés para manter o pé estático no chão. Pede-se à criança que alcance a frente o mais longe possível sem cair e sem pisar além da linha. A articulação metacarpo falangiana da mão da criança será utilizada como ponto de referência anatômica para as medidas. Ajuda poderá ser dada para posicionar inicialmente o braço da criança a 90 graus. Não será dado suporte durante o processo de alcance. Se uma flexão de 90 graus do ombro não for atingida, então este item será omitido.

INSTRUÇÕES: Pede-se que a criança levante o braço desta maneira “Estique seus dedos, feche a mão e tente alcançar a frente o mais longe que você puder sem mover seus pés”.

EQUIPAMENTO: Uma fita métrica ou régua, uma fita adesiva ou moldes dos pés, um pequeno nível. Pontuação média das três tentativas.

- () 4 capaz de alcançar a frente de forma confiante mais que 25 centímetros.
- () 3 capaz de alcançar a frente mais que 12,5 centímetros com segurança.
- () 2 capaz de alcançar a frente mais que 5 centímetros com segurança.
- () 1 capaz de alcançar a frente, mas necessita de supervisão (observação).
- () 0 perde o equilíbrio enquanto está tentando, necessita de apoio externo.




Gait & Posture

Volume 97, Supplement 1, September 2022, Pages S400-S401

Assessment of functional mobility in a child with total blindness and another with low vision using an inertial sensor: Case report

R. Roberta Carneiro de Toledo ^a, D. Carvalho da Silva Cardoso ^a, M. da Mata Nascimento ^b,
J. Gomes da Silva ^b, L. Barbosa Cordeiro ^a, D. Rosana Pedro Fonseca ^a,
N. de Almeida Carvalho Duarte ^a, R. Borges Parreira ^c, V. Cimolin ^d, M. Galli ^e, C. Oliveira ^a

Show more 

 Share  Cite

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.07.244> ↗

[Get rights and content](#) ↗

Introduction

Vision impairment ranges from mild vision loss and low vision to total blindness [1], exerting an impact on motor development and functional mobility [2]. The impairment of any of the visual, vestibular, proprioceptive, and motor systems leads to functional limitations [1]. Visual deficit is correlated with limitations regarding functional mobility and activities of daily living [3]. However, there is a gap in knowledge on functional mobility in the pediatric population.

Access through your organization

Check access to the full text by signing in through your organization.

Access through **your organization**

Section snippets

Research question

Does being blind generate greater impairment regarding functional mobility in a child compared to another child with low vision? ...

Methods

The present case report was developed with two male children – one totally blind with a diagnosis of congenital cataract (age: 12 years; weight: 42.8 kg; height: 160 cm) and one with low vision (age: 7 years; weight: 20.1 kg; height: 113 cm) diagnosed with optic nerve malformation (20% vision in right eye and 70% in left according to the Snellen chart). Evaluations involved the Timed Up and Go (TUG) test for the determination of functional mobility [4] with data collected using an inertial ...

Results

Table 1 displays the spatiotemporal variables collected during the TUG test. The child with total blindness required a longer time to complete the task compared to the child with low vision on the three planes of movement (mediolateral, anteroposterior and vertical).

Variable	Child with blindness		Child with low vision	
Duration of test (s)	32.6		12.6	
	Sit to stand	Stand to sit	Sit to stand	Stand to sit
Phase duration (s)	1.3	0.9	1.5	1.7
Anteroposterior acceleration range (m/s ²)	3.7	2.4	5.1	2.8
Mediolateral				
...				
...				
...				

Discussion

This study investigated functional mobility in a child with total blindness (no perception of light) and a child with low vision. The blind child required nearly double the time for the execution of the test. This may be explained by the fact that blindness exerts an

impact on acceleration on the three planes of movement, which results in a low velocity throughout the entire movement that is more pronounced during the turn to sit on the chair, which was executed with less than half the velocity ...

[Special issue articles](#) [Recommended articles](#)

References (6)

R. Pillai *et al.*

[Auditory, visual and auditory-visual memory and sequencing performance in typically developing children](#)

Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol. (2017)

H. Prechtel *et al.*

[Role of vision on early motor development: lessons from the blind](#)

Dev. Med. Child Neurol. (2001)

K.E. Cullen *et al.*

[Our sense of direction: progress, controversies and challenges](#)

Nat. Neurosci. (2017)

There are more references available in the full text version of this article.

Cited by (0)

[View full text](#)

© 2022 Published by Elsevier B.V.



All content on this site: Copyright © 2025 or its licensors and contributors. All rights are reserved, including those for text and data mining, AI training, and similar technologies. For all open access content, the relevant licensing terms apply.







Gait & Posture

Volume 106, Supplement 1, September 2023, Page S144

Assessment and comparison of postural control between children and adults with visual impairment: A preliminary study

Roberta C Toledo¹, Deborah C S Cardoso¹, Marya Eduarda A S Ferreira², Jamily G Silva²,
Maiquiline M N Nascimento², Andrei M V Trindade¹, Giovana L Silva², Rodolfo P Borges³,
Manuela Galli⁴, Claudia Oliveira^{3,1}

Show more ▾

 Share  Cite

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.07.175> ↗

[Get rights and content](#) ↗

Introduction

Vision is one of the elements involving in maintaining balance.¹ In the absence of vision, compensatory mechanisms are needed for the effective maintenance of balance.² In the comparison of the balance control process between children and adults with visual impairment, vision may not be involved in children due to the insufficient coordination of visual movements.^{3,4} In adults, it has been suggested that the automatic posture response system is not affected by vision at birth. To clarify these issues, the aim of the present study was to identify differences in postural control between children and adults with visual impairment.

Research question

What differences in postural control are found between children and adults with visual impairment?

Methods

Blind individuals participated in the study: eight male and female children with a mean age of 8.8 ± 2 years) and six male and female adults with a mean age of 37.5 ± 6 years. Postural control was assessed using the SMART-D 140® system with two Kistler force platforms (model 9286BA) to determine oscillations in the center of pressure (CoP). The participants were instructed to remain in the standing position with arms alongside the body for 30 seconds under four conditions: eyes open and eyes closed with and without proprioceptive disturbance. Proprioceptive disturbance was achieved using a foam rubber mat measuring 5 cm in height placed on the force platform.

Results

Table 1 shows the median COP values. The Mann-Whitney test revealed that the main differences regarded COP M/L and COP velocity. Irrespective of the condition, blind adults swayed more than the blind children, with large effect size ($r = 0.82$). Interestingly, even challenging the sensory system, we did not find any significant difference in the two groups ($p > 0.05$).

Table 1: The median COP values.

Variables	Condition	Group		p-value
		Children	Adults	
COP - M/L	EO FIRM	3.37	11.68	0.01
	EO FOAM	4.36	7.03	n.s.
	EC FIRM	3.37	10.05	0.002
	EC FOAM	5.25	8.66	n.s.
COP - A/P	EO FIRM	6.54	6.09	n.s.
	EO FOAM	3.32	5.72	n.s.
	EC FIRM	4.72	4.35	n.s.
	EC FOAM	4.72	6.13	n.s.
COP - VELOCITY	EO FIRM	2.1	5	0.03
	EO FOAM	2.33	4.82	< 0.001
	EC FIRM	1.99	4.58	0.01
	EC FOAM	1.99	4.58	0.01

Legend 1: A/P = antero-posterior; COP = center of pressure; EO = eyes open; EC = eyes closed; M/L = medio-lateral; n.s. = nonsignificant

[Download: Download high-res image \(83KB\)](#)

[Download: Download full-size image](#)

Discussion

In the comparison of postural control between blind children and blind adults, the adults used the hip strategy (M/L COP) for better postural control and swayed more rapidly in the attempt to maintain the center of pressure within the support base.⁵ The present findings are in agreement with data described by other authors, who reported that the balance control process in children does not involve vision due to insufficiently developed visuomotor coordination.^{3,4} With proprioceptive interference, postural behavior was the same for all conditions, which has also been described by other authors.^{6,7} It is probable that proprioception (main source of information for individuals

with visual impairment) enables these individuals to perform balance tests more effectively. Proprioceptive disturbance does not seem to interfere with the maintenance of postural control due to the somatosensorial compensation mechanism acquired over time.

Access through your organization

Check access to the full text by signing in through your organization.

Access through **your organization**

Section snippets

References

1. Bednarczuk G, Wiszomirska I, Rutkowska I, Skowroński W. Role of vision in static balance in persons with and without visual impairments. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2021 Aug;57(4):593-599. doi: 10.23736/S1973-9087.21.06425-X. Epub 2021 Feb 4. PMID: 33541039. ...
 2. Peterson ML, Christou E., Rosengren KS As crianças atingem a integração sensorial semelhante à de um adulto durante a postura na idade de 12 anos. *Postura de Marcha.* 2006; 23:455–463. doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.05.003. ...
 3. Paszko-Patej G., ...
- ...

[Special issue articles](#) [Recommended articles](#)

References (0)

Cited by (0)

[View full text](#)



All content on this site: Copyright © 2025 or its licensors and contributors. All rights are reserved, including those for text and data mining, AI training, and similar technologies. For all open access content, the relevant licensing terms apply.



Impact of Vision on Static Balance with Proprioceptive Perturbation and on Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Actions in Individuals with Visual Impairment and Sighted Individuals

Impacto da Visão no Equilíbrio Estático com Perturbação Proprioceptiva e nas Ações de Levantar e Sentar em Indivíduos com Deficiência Visual e Videntes

Received: 05-08-2024 | Accepted: 10-09-2024 | Published: 14-09-2024

Roberta Carneiro de Toledo

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7785-8158>

Universidade Evangélica de Goiás, Brasil

E-mail: robertatoledofisio@gmail.com

Deborah Carvalho da Silva Cardoso

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-8783-593X>

Universidade Evangélica de Goiás, Brasil

E-mail: deboraheducfisio@gmail.com

Rodolfo Borges Parreira

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2597-1172>

Universidade Evangélica de Goiás, Brasil

E-mail: dolfo23@yahoo.com

Claudia Santos Oliveira

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1501-278X>

Universidade Evangélica de Goiás, Brasil

E-mail: csantos.neuri@gmail.com

ABSTRACT

This study aimed to investigate the impact of visual impairment on functional mobility variables and static balance under proprioceptive disturbance in visually impaired (VI) and sighted individuals (SVI). Three groups participated in the study: visually impaired adults, visually impaired children, and sighted children. The anthropometric characteristics of the participants were recorded. Functional mobility variables were assessed using the Timed Up and Go (TUG) test, while Center of Pressure (COP) variables were measured under sensory interference conditions (eyes open/closed and firm ground/foam). Data normality was verified by the Shapiro-Wilk test. Statistical analyses included one-way analysis of variance between groups and mixed analysis of variance between subjects. The results indicated that both visually impaired children and adults presented greater difficulties in functional mobility tasks compared to sighted children. Specifically, blind children had longer times to complete the TUG, slower vertical velocity to stand, and smaller trunk flexion amplitude compared to sighted children and blind adults. Mixed variance analysis revealed that sensory interferences (eyes open/closed and firm ground/foam) significantly affected COP variables between groups. The study confirms the importance of adaptive strategies and rehabilitative interventions to improve mobility and postural stability in children with visual impairment. Evidence supports the need for specific approaches to compensate for the lack of vision, promoting a better quality of life for these individuals.

Keywords: Visual Impairment¹; Functional Mobility²; Postural Stability³; Physical Performance Tests⁴; Somatosensory⁵.

RESUMO

Este estudo teve como objetivo investigar o impacto da ausência de visão nas variáveis de mobilidade funcional e no equilíbrio estático sob perturbação proprioceptiva em indivíduos com deficiência visual (DV) e indivíduos videntes (VD). Participaram do estudo três grupos: adultos com deficiência visual, crianças com deficiência visual e crianças videntes. As características antropométricas dos participantes foram registradas. As variáveis de mobilidade funcional foram avaliadas por meio do teste Timed Up and Go (TUG), enquanto as variáveis do Centro de Pressão (COP) foram medidas em condições de interferências sensoriais (olho aberto/fechado e solo firme/espuma). A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk. As análises estatísticas incluíram uma análise de variância de um fator entre os grupos e uma análise de variância mista entre os sujeitos. Os resultados indicaram que tanto crianças quanto adultos com deficiência visual apresentaram maiores dificuldades nas tarefas de mobilidade funcional em comparação com crianças videntes. Especificamente, crianças cegas tiveram tempos maiores para completar o TUG, menor velocidade vertical ao levantar-se e menor amplitude de flexão do tronco em comparação com crianças videntes e adultos cegos. A análise de variância mista revelou que as interferências sensoriais (olho aberto/fechado e solo firme/espuma) afetaram significativamente as variáveis do COP entre os grupos. O estudo confirma a importância de estratégias adaptativas e intervenções reabilitativas para aprimorar a mobilidade e a estabilidade postural em crianças com deficiência visual. As evidências suportam a necessidade de abordagens específicas para compensar a ausência de visão, promovendo melhor qualidade de vida para esses indivíduos.

Palavras-chave: Deficiência Visual¹; Mobilidade Funcional²; Estabilidade Postural³; Testes de Desempenho Físico⁴; Somatossensorial⁵.

INTRODUÇÃO

A deficiência visual é um grave problema de saúde pública que afeta milhões de pessoas ao redor do mundo. De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), aproximadamente 285 milhões de indivíduos têm a visão comprometida (DAMIANOVA; KODJEBACHEVA, 2009; WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2023). Essa condição não apenas prejudica a capacidade visual, mas também impacta diversos aspectos da vida cotidiana, incluindo o estado funcional e a qualidade de vida das pessoas afetadas. Para crianças com deficiência visual, intervenções de reabilitação são essenciais para garantir um desenvolvimento psicológico e pessoal adequado (PASCOLINI; MARIOTTI, 2012; FINKOVA; JOKLIKOVA, 2014).

O sistema visual desempenha um papel crucial na manutenção do equilíbrio e na orientação postural. Indivíduos cegos enfrentam desafios significativos ao realizar movimentos básicos, como sentar e levantar, devido à ausência do feedback visual necessário para a coordenação e equilíbrio. Sem a visão, essas pessoas dependem mais de outros sistemas sensoriais, como o somatossensorial e o vestibular, que podem ser menos eficazes, aumentando o risco de instabilidade e quedas (PAI; ROGERS, 1990; BAER; ASHBURN, 1995). A dificuldade em antecipar e ajustar o centro de massa (COM) durante esses movimentos torna o processo mais desafiador e requer maior esforço físico e mental. Embora ambientes adaptados possam ajudar a minimizar riscos, a variabilidade dos ambientes continua sendo um desafio significativo para a estabilidade postural (DOORENBOSCH et al., 1994; HUGHES et al., 1994; GROSS et al., 1998).

A capacidade de realizar movimentos fundamentais, como levantar-se e sentar-se, é essencial para a independência funcional e a qualidade de vida, particularmente em crianças cegas. Esses movimentos, que exigem torques articulares relativamente altos e controle preciso do equilíbrio, têm um impacto direto nas atividades diárias e no desenvolvimento motor (DOORENBOSCH et al., 1994). Durante o processo de sentar e levantar, o corpo frequentemente assume uma posição instável, com o COM posicionado atrás dos calcanhares e fora da base de apoio (GROSS et al., 1998). O controle do momento horizontal do COM é vital para completar o movimento com sucesso. A estratégia de transferência de impulso, que envolve a geração de impulso para manter o COM dentro da base de apoio, é crucial para evitar desequilíbrios (PAI et al., 1994; GROSS et al., 1998).

O Centro de Pressão (COP), definido como o ponto no plano que representa a origem do vetor da força de reação do solo em um corpo, é uma ferramenta importante para avaliar o equilíbrio. O COP pode ser medido por diferentes métodos, como palmilhas, plataformas de pressão e plataformas de força. Em uma posição ortostática "completamente imóvel", o COP está no solo, mas pode variar significativamente (WINTER, 1995). Duarte e Freitas (2010) afirmam que mesmo na tentativa de manter uma postura ereta estática, ocorrem oscilações involuntárias. Portanto, o termo "postura ereta estática" é tecnicamente impreciso; a expressão "postura ereta semi-estática" é mais adequada e pode ser utilizada para avaliar o equilíbrio de maneira mais precisa.

Pessoas cegas podem apresentar um COP mais variável e menos estável em comparação com indivíduos sighted, devido à ausência de informações visuais essenciais para a manutenção do equilíbrio. Essas pessoas tendem a utilizar estratégias compensatórias, aumentando a dependência de outros sentidos, como o tato e a audição, para ajustar a postura e o equilíbrio. Essas adaptações podem alterar o padrão e a amplitude da oscilação do COP. Em situações dinâmicas ou desafiadoras, como perturbações de equilíbrio, o comportamento do COP em pessoas cegas pode refletir essas estratégias compensatórias, demonstrando como a ausência de visão altera o controle postural (REYNOLDS; GENNARO, 2010; COPPENS et al., 2011; WANG; ZHANG; YAO, 2014; BAIR; KLINE; DUFEK, 2016).

Dada a importância dos movimentos básicos para a independência funcional e a qualidade de vida, especialmente para crianças cegas, é fundamental compreender as adaptações motoras e as estratégias usadas para superar as limitações impostas pela deficiência visual. Este estudo visa investigar o impacto da ausência de visão nos parâmetros de mobilidade funcional, especificamente no movimento de levantar e sentar, em crianças cegas, videntes e adultos. A pesquisa pretende identificar diferenças significativas na aceleração, amplitude dos movimentos e estabilidade postural entre esses grupos, contribuindo para uma compreensão mais profunda das estratégias motoras adaptativas e para o desenvolvimento de intervenções reabilitativas mais eficazes.

METODOLOGIA

Trata-se de um estudo transversal realizado com crianças de 6 a 10 anos com deficiência visual moderada. O estudo segue as Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisa com Seres Humanos, estabelecidas pelo Conselho Nacional de Saúde, Ministério da Saúde, conforme a Resolução 466 de 2012. A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética da Universidade Evangélica de Anápolis (UniEVANGÉLICA), Anápolis, GO (número do CAAE: 4610052.6.0000.5076).

A amostra foi selecionada por conveniência e composta por crianças e adultos com deficiência visual total ou parcial, encaminhados por profissionais do Centro Municipal de Atendimento à Diversidade (CEMAD) e do Hospital Oftalmológico de Anápolis (HOA). Além disso, crianças videntes foram incluídas no estudo, convidadas a participar por meio de convite formal enviado por canais eletrônicos. Os critérios de inclusão foram: crianças e adultos com deficiência visual (total ou parcial), capacidade de entendimento e colaboração, e consentimento dos responsáveis por meio do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para participantes menores de idade. Os critérios de exclusão incluíram: procedimentos cirúrgicos nos últimos 12 meses, deformidades ortopédicas estruturadas, epilepsia não controlada, implantes metálicos no cérebro ou aparelhos auditivos, patologias neurológicas associadas ou marcapasso cardíaco.

O protocolo de avaliação incluiu a triagem dos participantes no Laboratório de Análise do Movimento Humano (LAAMH) da UniEVANGÉLICA, conduzida por uma fisioterapeuta experiente e auxiliares para evitar viés. A mobilidade foi avaliada utilizando o sensor inercial G-sensor, da BTS Bioengenharia. O teste Timed Up and Go (TUG) mede a mobilidade funcional, cronometrando o tempo necessário para levantar-se de uma cadeira, caminhar 3 metros, virar, retornar e sentar-se novamente. Quanto maior o tempo, maior o comprometimento da mobilidade funcional (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991).

Avaliação da mobilidade funcional por meio do teste Timed Up and Go (TUG)

A avaliação da mobilidade será realizada utilizando o sensor inercial G-sensor, da BTS Bioengenharia, que é amplamente utilizado para avaliar a mobilidade funcional. O teste quantifica em segundos o tempo que o indivíduo leva para realizar a tarefa, ou seja, para se levantar de uma cadeira padronizada sem apoio e braços, caminhar três metros, virar, retornar à cadeira e sentar-se novamente (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991). Os sujeitos serão instruídos a realizar o teste em uma velocidade auto-selecionada

e de forma segura. O teste será realizado três vezes, sendo a primeira para familiarização e o melhor tempo será selecionado.

O TUG será realizado juntamente com um sensor inercial (G-sensor) portátil com sistema wireless para análise do movimento humano. Os sensores são controlados por uma unidade de registro de dados (até 16 elementos) por comunicação de rádio do tipo ZigBee. Cada sensor possui dimensões de 62 mm × 36 mm × 16 mm, pesa 60 g, e é composto por um acelerômetro de três eixos (escala máxima de $\pm 6g$), um giroscópio de três eixos (escala completa $\pm 300^\circ/s$) e um magnetômetro de três eixos (escala completa ± 6 Gauss). Este dispositivo é calibrado com a aceleração da gravidade imediatamente após a fabricação. Os dados do sensor inercial serão transmitidos via Bluetooth para um computador e processados usando software próprio (BTS G-STUDIO, versão 2.6.12.0), que fornece automaticamente os parâmetros (GALLI et al., 2015). O sensor será acoplado por meio de um cinto na região da segunda vértebra lombar do paciente. Para este estudo, serão incluídas somente as informações referentes ao movimento de sentar e levantar obtidas através do TUG.

Figura 1 - G-sensor, BTS Bioengenharia.



Fonte: Manual da BTS Bioengenharia.

Avaliação do controle do equilíbrio com perturbação proprioceptiva

Para avaliar o equilíbrio estático com perturbação proprioceptiva será utilizado o Sistema SMART-D 140® (BTS Engineering) contendo duas plataformas de força *Kistler Platform model 9286BA*. A frequência de aquisição da plataforma será de 100 Hz, capturado por quatro sensores piezoelétricos posicionados nas extremidades da plataforma de força medindo 400/600 mm. Os dados serão gravados e interpretados por um *software (SWAY; BTS 161 Engineering)*, integrado e sincronizado ao SMART-D 140® *system*. Os participantes foram instruídos a ficarem numa posição em pé, o mais parado possível, com os braços pendentes ao longo do corpo e com a cabeça mantida na

posição vertical. Medidas de 45 segundos do deslocamento do COP nos eixos X (ântero-posterior) e Y (médio-lateral) e COP-GOG, foram tomadas nas condições de olhos abertos e olhos fechados, com e sem perturbação propioceptiva durante 30 segundos. Para fornecer a perturbação propioceptiva, foi utilizada uma espuma de densidade média e altura de 10 cm, posicionada sob os pés dos participantes durante a realização dos testes. Este método foi escolhido para desafiar o sistema somatossensorial e avaliar a capacidade dos indivíduos de manter o equilíbrio em uma superfície instável.

Para a análise estatística, a distribuição dos dados foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk. Com a confirmação de distribuição normal, os dados foram apresentados em média e desvio padrão. Uma análise de variância de um fator (ANOVA) entre os grupos foi realizada para explorar o impacto da visão sobre os parâmetros de levantar e sentar por meio do teste TUG. Além disso, uma análise de variância mista entre os sujeitos (*mixed between-within subjects analysis of variance*) foi conduzida para avaliar o impacto das interferências sensoriais (olho aberto/fechado e sob solo firme/espuma) sobre as variáveis do COP entre os três grupos de participantes. As análises foram rodadas com o programa estatístico SPSS v. 19 (IBM) e assumindo um valor de $p < 0,05$ como significância estatística.

RESULTADOS

A amostra foi composta por dez crianças cegas, nove crianças videntes e nove adultos cegos. O estudo analisou as características antropométricas de três grupos: adultos com deficiência visual (DV), crianças com deficiência visual (DV) e crianças videntes (VD). Os adultos DV tinham uma média de idade de 48,3 anos (DP = 12), enquanto as crianças DV tinham uma média de 12,4 anos (DP = 2,11) e as crianças VD tinham uma média de 11 anos (DP = 2,39). A média de peso dos adultos DV foi de 71,4 kg (DP = 14), das crianças DV foi de 39,4 kg (DP = 2,70), e das crianças VD foi de 45 kg (DP = 3,8). A altura média dos adultos DV foi de 1,65 m (DP = 1,1), das crianças DV foi de 1,32 m (DP = 1,80), e das crianças VD foi de 1,43 m, descritas na Tabela 1.

Para explorar o impacto da visão sobre a mobilidade funcional em crianças, utilizamos um teste de análise de variância comparando os resultados do teste *Timed Up and Go* (TUG) entre os três grupos, descritos na Tabela 2.

Tabela 1: Características Antropométricas dos Participantes.

	Adultos DV		Crianças DV		Crianças VD	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP
Idade (anos)	48,3	12	12,4	2,11	11	2,39
Peso (kg)	71,4	14	39,4	2,70	45	3,8
Altura (m)	1,65	1,1	1,32	1,80	1,43	5,8

Legenda: A tabela apresenta as médias e os desvios padrão (DP) das características antropométricas dos três grupos de participantes: adultos com deficiência visual, crianças com deficiência visual e crianças videntes; DV – deficientes visuais; VD – videntes. As características analisadas incluem idade (anos), peso (kg) e altura (cm).

Tabela 2: Comparação dos parâmetros de sentar e levantar entre os grupos durante a realização do teste TUG.

	Cegos infantis	Videntes infantis	Cegos adultos	valor de P
	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)	
Duração da análise	15,77 (± 7)	10,14 ($\pm 2,5$)	26,2 ($\pm 7,9$)	< 0,001
Sentado/levantar	1,37 ($\pm 0,24$)	1,29 ($\pm 0,33$)	1,57 ($\pm 0,15$)	0,08
Sentado/levantar velocidade vertical	1,78 ($\pm 0,69$)	2,63 ($\pm 1,2$)	2,95 ($\pm 0,94$)	0,03
Sentado/levantar velocidade ML	1,48 ($\pm 1,3$)	1,99 ($\pm 0,89$)	1,04 ($\pm 0,35$)	0,07
Sentado/levantar velocidade AP	1,81 ($\pm 0,63$)	2,42 ($\pm 0,85$)	4,35 (± 4)	> 0,05
Sentado/levantar Amplitude extensão	29,29 (± 8)	32,19 ($\pm 5,2$)	36,3 ($\pm 7,8$)	> 0,05
Sentado/levantar Amplitude flexão	36,34 (± 7)	48,5 ($\pm 7,5$)	40,42 ($\pm 9,8$)	0,01
Em pé para sentar	1,53 ($\pm 0,65$)	0,91 ($\pm 0,45$)	1,93 ($\pm 0,32$)	0,001
Em pé para sentar velocidade vertical	3,86 ($\pm 2,8$)	6,05 ($\pm 3,83$)	3,76 ($\pm 2,6$)	> 0,05
Em pé para sentar velocidade ML	1,88 ($\pm 0,76$)	2,8 ($\pm 1,6$)	1,87 ($\pm 1,4$)	> 0,05
Em pé para sentar velocidade AP	3,26 ($\pm 1,75$)	5,47 ($\pm 3,8$)	3,18 ($\pm 0,74$)	> 0,05

Em pé para sentar amplitude extensão	35,05 (± 10)	38,23 ($\pm 6,2$)	39,95 ($\pm 7,7$)	> 0,05
Em pé para sentar amplitude flexão	33,9 (± 12)	31,84 (± 15)	40,61 ($\pm 13,3$)	> 0,05

Legenda: A tabela apresenta as médias e os desvios padrão (DP) dos participantes três grupos de participantes: adultos com deficiência visual, crianças com deficiência visual e crianças videntes; DV – deficientes visuais; VD – videntes; ML – médio-lateral; AP – anteroposterior. Valor de significância – $p < 0,05$.

Os resultados mostraram que, em geral, os adultos cegos levaram mais tempo para completar o teste TUG do que as crianças cegas, que, por sua vez, levaram mais tempo que as crianças videntes, com um efeito de tamanho considerável ($r = 0.6$). É interessante notar que a maioria das diferenças entre os grupos ocorreu no início do teste, especificamente na sub-fase de levantar-se. Na sub-fase de sentado para levantar, os adultos cegos levaram mais tempo que as crianças videntes ($r = 4$). As crianças cegas não mostraram diferença significativa em comparação com as crianças videntes e os adultos cegos, mas apresentaram uma maior velocidade vertical ao levantar-se em comparação com os adultos cegos ($r = 0.2$). A velocidade de deslocamento médio-lateral (ML) ao levantar-se foi estatisticamente menor nos adultos cegos do que nas crianças videntes ($p < 0,05$), mas não houve diferença significativa em comparação com as crianças cegas ($p < 0,05$). As crianças cegas também não apresentaram diferenças significativas em comparação com as crianças videntes ($p > 0,05$) ($r = 0.2$). Observamos que as crianças cegas realizam o movimento de levantar-se com uma menor amplitude de flexão do tronco do que as crianças videntes e os adultos cegos ($r = 0.3$). A sub-fase final do teste é quando os sujeitos se sentam novamente. Os adultos cegos foram mais rápidos em comparação com as crianças, independentemente da condição visual ($r = 4$).

Houve uma diferença estatisticamente significativa na aceleração vertical no movimento de levantar [$F_{(2, 25)} = 3.834$; $p = 0.03$], na amplitude de flexão do tronco ao se levantar [$F_{(2, 25)} = 5.357$; $p = 0.01$], no tempo que levam para passar da posição em pé para sentado [$F_{(2, 25)} = 9.404$; $p = 0.001$] e na aceleração vertical no momento de sentar [$F_{(2, 25)} = 3.35$; $p = 0.05$]. O tamanho do efeito, calculado usando esta ao quadrado, foi menor que 0.42, sendo um efeito pequeno. Nas comparações post-hoc utilizando o teste Tukey HSD

indicaram haver diferença média na aceleração vertical para ficar em pé entre os adultos as crianças cegas ($M = 1,174\text{cm/s}^2$, $EP = .44$; $95\%IC = .07 - 2.27$). A amplitude de flexão do tronco durante o movimento de levantar os cegos tiveram uma diferença de $-12,16^\circ$ ($EP = 3.7$; $95\%IC = -21,52 - -2.8$) em comparação com os videntes. Já no movimento de em pé para sentar os videntes tiveram uma diferença na velocidade do movimento de -0.61 em relação aos cegos ($EP = 0.23$; $95\%IC = -1,19 - -0.04$) e diferença de $-1,02$ em comparação com os adultos ($EP = 0.23$; $95\%IC = -1,61 - -0,43$) e a velocidade vertical no movimento de sentar os cegos tiveram uma diferença de $-0,3$ ($EP = 0.11$; $95\%IC = -0.6 - 0.002$) em comparação aos videntes.

A Tabela 3 mostra os resultados da análise de variância mista para as variáveis do COP (olhos abertos e olhos fechados) com e sem perturbação proprioceptiva entre os três grupos. Foi possível observar que não houve uma interação significativa entre as condições e os grupos para todas as variáveis do COP analisadas (M/L: Wilk's lambda = .71, $F(6, 44) = 1.36$, $p = .25$, $r = .15$; A/P: Wilk's lambda = .81, $F(6, 42) = .75$, $p = .6$, $r = .09$; Vel: Wilk's lambda = .89, $F(3, 44) = 1.23$, $p = .09$, $r = .21$), assim como, não houve diferença para as condições (M/L: Wilk's lambda = .78, $F(3, 22) = 1.96$, $p = .14$, $r = .21$; A/P: Wilk's lambda = .91, $F(3, 21) = .66$, $p = .6$, $r = .08$; Vel: Wilk's lambda = .98, $F(3, 22) = 1.42$, $p = .08$, $r = .28$). No entanto, houve uma diferença entre os grupos nas três variáveis do COP analisadas onde os adultos cegos eles oscilam mais tanto nos planos de movimento médio-lateral quanto anteroposterior e com uma maior velocidade de deslocamento do COP em relação as crianças videntes ou cegas ($p < 0.001$) e, interessante notar que entre as crianças, não houve diferença estatística ($p > 0.05$).

Tabela 3: Resultados da Análise de Variância Mista para as Variáveis do COP.

		COP M/L		COP A/P		COP Vel	
		Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão
OASP	Crianças DV	3,64	(±1,1)	4,14	(±2,9)	2,35	(±1,3)
	Crianças VD	3,28	(±1,1)	3,55	(±3,1)	1,97	(±0,8)
	Adultos DV	7,47	(±1,8)	5,61	(±2,1)	5,05	(±1,1)
OACP	Crianças DV	4,65	(±1,9)	4,35	(±3,3)	2,33	(±0,7)
	Crianças VD	3,93	(±1,8)	4,56	(±3)	2,41	(±0,7)
	Adultos DV	6,43	(±1,6)	4,93	(±2)	4,41	(±1,7)
OFSP	Crianças DV	3,55	(±1,98)	4,38	(±3,1)	2,8	(±2)
	Crianças VD	3,42	(±1,3)	4,66	(±2,8)	1,97	(±0,6)
	Adultos DV	7,95	(±1,5)	6,97	(±2,2)	5,42	(±1,5)

OFCP	Crianças DV	4,68	(±2)	5,01	(±2,8)	2,06	(±0,9)
	Crianças VD	4,81	(±2)	3,23	(±2,3)	2,3	(±0,55)
	Adultos DV	7,5	(±1,8)	6,57	(±2,4)	6,19	(±1,6)

Legenda: A tabela apresenta os resultados da análise de variância mista entre os sujeitos, conduzida para avaliar o impacto das interferências sensoriais (olho aberto/fechado e sob solo firme/espuma) sobre as variáveis do Centro de Pressão (COP) entre os três grupos de participantes: adultos com deficiência visual, crianças com deficiência visual e crianças videntes; DV – deficientes visuais; VD – videntes; OASP – olhos abertos sem perturbação proprioceptiva; OACP – olhos abertos com perturbação proprioceptiva; OFSP – olhos fechados sem perturbação proprioceptiva; OFCP – olhos fechados com perturbação proprioceptiva; COP M/L – centro de pressão medio-latreila; COP A/P – centro de pressão anteroposterior; COP Vel – velocidade do centro de pressão.

DISCUSSÃO

Os resultados deste estudo revelaram importantes diferenças na mobilidade funcional entre crianças e adultos cegos, bem como entre crianças cegas e videntes. A análise de variância mostrou que os adultos cegos demoram mais para realizar o teste TUG do que as crianças cegas e videntes, indicando uma maior dificuldade na execução de tarefas que envolvem mobilidade funcional. Esse achado pode ser atribuído a uma maior perda de controle postural e menor capacidade de compensação sensorial em adultos cegos, em comparação com crianças que podem se adaptar melhor às suas condições sensoriais.

A sub-fase de levantar-se, ou sentado-para-levantar, mostrou-se particularmente desafiadora para os adultos cegos, que levaram significativamente mais tempo do que as crianças videntes. Este tempo prolongado sugere uma dificuldade maior na geração do impulso necessário para iniciar o movimento, o que pode estar relacionado ao déficit de informações visuais que auxiliam no equilíbrio e na coordenação motora. Curiosamente, as crianças cegas não apresentaram diferenças significativas em comparação às crianças videntes ou aos adultos cegos, mas demonstraram uma maior velocidade vertical ao levantar-se em comparação com os adultos cegos. Este resultado pode indicar que, apesar das dificuldades visuais, as crianças cegas possuem mecanismos compensatórios que lhes permitem realizar a tarefa com uma eficiência razoável.

Siriphorn et al. (2015) avaliou o efeito da visão limitada no movimento de sentar para ficar de pé em vinte e três indivíduos saudáveis (11 homens, 12 mulheres) com idades entre 18 e 23 anos. O estudo demonstrou que indivíduos saudáveis apresentam

diferenças significativas no tempo de transferência de peso e na velocidade de oscilação do centro de gravidade entre as condições de olhos fechados e olhos abertos. Isso indica que a visão contribui significativamente para a estabilidade postural durante a execução do movimento de sentar para ficar de pé, mesmo que não haja uma diferença significativa no índice de elevação entre as condições de teste. No caso dos indivíduos cegos, a ausência de visão resulta em estratégias motoras adaptativas que, embora ajudem na compensação, ainda deixam os indivíduos em desvantagem em termos de equilíbrio e coordenação em comparação com aqueles que possuem visão normal. Assim, corroboram com a ideia que a visão desempenha um papel vital na manutenção do equilíbrio e na execução de movimentos coordenados, sugerindo que intervenções de reabilitação para indivíduos cegos devem focar na melhoria do controle postural através de outros inputs sensoriais.

Kuramatsu et al. (2012) investigaram doze adultos saudáveis ao realizarem movimentos de sentar para levantar sob condições de sentidos visuais e somáticos restritos. O estudo revelou que a restrição simultânea da visão e dos sentidos somáticos aumenta a variabilidade na posição do COM na direção direita-esquerda, indicando dificuldades em manter a estabilidade lateral. Além disso, a variabilidade na velocidade do COM nas direções ântero-posterior e para cima-baixo diminuiu em torno do período de decolagem quando ambas as modalidades de percepção foram restritas, sugerindo uma regulação motora adaptativa. Estes achados corroboram com a ideia de que estratégias motoras adaptativas são desenvolvidas em resposta a limitações sensoriais, sejam elas devido à deficiência visual ou condições experimentais de restrição perceptual. Essas estratégias visam maximizar a eficácia do movimento e manter a estabilidade, apesar das restrições, o que é fundamental tanto para indivíduos cegos quanto para aqueles com restrições perceptuais temporárias.

A velocidade de deslocamento médio-lateral foi estatisticamente menor nos adultos cegos em comparação com as crianças videntes, mas não houve diferenças significativas entre as crianças cegas e as videntes. Esta menor velocidade de deslocamento médio-lateral em adultos cegos pode indicar uma maior cautela ou dificuldade em manter a estabilidade lateral, possivelmente devido a um controle postural mais pobre. As crianças cegas, por outro lado, parecem manter um padrão de controle postural similar ao das crianças videntes, sugerindo que a deficiência visual não impacta severamente a sua estabilidade lateral durante o movimento de levantar-se.

Em nossa amostra, observou-se que adultos cegos demoram mais para realizar o TUG do que crianças cegas e videntes, indicando uma maior dificuldade na execução de tarefas que envolvem mobilidade funcional. Essa maior dificuldade foi atribuída a uma perda de controle postural e a uma menor capacidade de compensação sensorial em adultos cegos, similar ao observado no estudo de equilíbrio, onde indivíduos cegos apresentaram maior deslocamento corporal e acoplamento entre segmentos do corpo em condições dinâmicas.

Em relação às diferenças observadas entre as faixas etárias, observou-se que as crianças cegas realizaram o movimento de levantar-se com uma menor amplitude de flexão do tronco em comparação com as crianças videntes e os adultos cegos, possivelmente como uma estratégia adaptativa para minimizar a instabilidade postural. Na fase final do teste, os adultos cegos foram mais rápidos ao retornar à posição sentada do que as crianças, independentemente da condição visual, provavelmente devido à maior familiaridade com essa tarefa. O estudo de Papa et al. (2000) também identificou estratégias motoras adaptativas em idosos, que flexionavam mais o tronco antes de levantar-se para ganhar momento de maneira mais eficiente, embora com menor velocidade e esforço muscular. Essas descobertas são consistentes com estudos como o de Aylar et al. (2018), que indicaram um risco maior de distúrbios de movimento em indivíduos cegos. Similarmente, o nosso estudo demonstrou que indivíduos cegos, tanto adultos quanto crianças, desenvolvem adaptações sensoriais e motoras para manter a estabilidade, mas enfrentam maiores dificuldades em manter o equilíbrio e realizar movimentos coordenados, destacando uma reserva funcional menor comparada a indivíduos com visão normal.

Fujimoto e Chou (2012) demonstraram que a aceleração do COM pode ser um indicador significativo de controle de equilíbrio, especialmente em idosos. Embora nosso estudo não tenha medido diretamente a aceleração do COM, os resultados sugerem que dificuldades no eixo médio-lateral e vertical, observadas em crianças com cegueira congênita, podem estar relacionadas a uma falta de controle adequado do COM, similar às observações de Fujimoto e Chou (2012) sobre dificuldades de controle de movimento em populações idosas.

O estudo de Schmid et al. (2007) investigou o comportamento de equilíbrio em indivíduos cegos congênitos e adquiridos durante tarefas estáticas e dinâmicas, comparando-os com indivíduos normais, para verificar se a ausência prolongada de

informação visual pode ser substituída por outros inputs sensoriais. Foram analisados 25 sujeitos com deficiência visual severa e 25 normais. Na tarefa dinâmica, indivíduos videntes estabilizaram parcialmente a cabeça no espaço com olhos abertos, mas acompanharam o movimento da plataforma com olhos fechados; já indivíduos cegos mostraram deslocamentos da cabeça e quadril similares nas condições com e sem restrição visual, com maior deslocamento corporal e acoplamento entre os segmentos do que indivíduos normais com olhos fechados. Os achados deste estudo corroboram os resultados do nosso estudo ao demonstrar que a ausência prolongada de informação visual não pode ser compensada eficazmente por outros inputs sensoriais, o que afeta significativamente o equilíbrio e a mobilidade funcional dos indivíduos cegos.

Em nosso estudo, observou-se uma diferença entre os grupos nas três variáveis do COP analisadas. Os adultos cegos apresentaram maior oscilação tanto nos planos de movimento médio-lateral quanto anteroposterior, além de uma maior velocidade de deslocamento do COP em comparação com as crianças videntes ou cegas. É interessante notar que, entre as crianças, não houve diferença estatisticamente significativa, divergindo dos resultados descritos por Bortolaia, Barela e Barela (2009), que concluíram que crianças com deficiência visual, na faixa etária de 3 a 11 anos, só alcançam níveis de desempenho comparáveis aos de crianças com visão normal ao final da primeira década de vida.

Navarro et al. (2004) concluíram que o déficit visual compromete o desenvolvimento neuropsicomotor em crianças com deficiência visual. Os autores avaliaram dois grupos de crianças de 7 anos de idade por meio do exame neurológico evolutivo (ENE). O grupo estudado era composto por 20 crianças cegas, enquanto o grupo controle era formado por 20 crianças com visão normal, pareadas por idade e sexo. O estudo revelou que as crianças com deficiência visual tiveram um desempenho inferior nas provas que avaliaram equilíbrio e coordenação motora, em comparação com as crianças com visão normal.

Já Costa, Goroso e Lopes (2009) investigaram a estabilometria em adultos jovens com privação temporária da visão e constataram que esses indivíduos precisam de ajustes muito mais rápidos para manter a postura ereta do que aqueles com visão intacta. Esse resultado sugere que a frequência de ativação é modulada pela presença ou ausência do sistema visual no controle motor. A maior amplitude do deslocamento após a perturbação nos indivíduos com privação temporária da visão reforça essa interpretação.

Diante disso, nossos achados incluem diferentes grupos de participantes (crianças cegas, crianças videntes e adultos cegos), permitindo comparações abrangentes. Utilizamos o teste TUG, um método amplamente aceito para avaliar a mobilidade funcional. Porém, o tamanho da amostra relativamente pequena limita a generalização dos resultados. A amostra foi selecionada por conveniência, podendo introduzir vieses e afetar a representatividade.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este estudo revelou diferenças significativas nos parâmetros de mobilidade funcional e estabilidade postural entre indivíduos com deficiência visual e indivíduos videntes durante ações de levantar e sentar e sob condições de perturbação proprioceptiva. Crianças e adultos com deficiência visual demonstraram estratégias motoras adaptativas distintas, evidenciadas por tempos maiores no teste Timed Up and Go (TUG) e deslocamentos do centro de pressão (COP) mais amplos e variáveis nas condições de olhos fechados e sob superfícies instáveis. Nossos achados sugerem que a ausência de visão compromete a capacidade de manter a estabilidade postural e realizar movimentos funcionais de forma eficiente. Intervenções específicas de reabilitação, focadas em melhorar a propriocepção e o controle postural, são recomendadas para este grupo. Este estudo contribui para uma compreensão mais aprofundada das adaptações motoras em indivíduos com deficiência visual e fornece uma base para futuras pesquisas e práticas clínicas voltadas para a reabilitação desses indivíduos.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos à todos os pacientes que participaram deste estudo. Sua colaboração e disposição em contribuir para esta pesquisa foram essenciais para o avanço do conhecimento na área de equilíbrio e mobilidade. Agradecemos, igualmente, à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Goiás (FAPEG) pelo apoio financeiro e institucional. Este estudo não teria sido possível sem o suporte contínuo e a confiança da FAPEG em nosso trabalho.

REFERÊNCIAS

BAER, G. D.; ASHBURN, A. M. Trunk movements in older subjects during sit-to-stand. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 76, n. 9, p. 844-849, 1995.

BAIR, W. N.; KLINE, T. W.; DUFEK, J. S. Center of pressure displacement in individuals with visual impairment. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 53, n. 5, p. 563-572, 2016.

BORTOLAIA, A. P.; BARELA, A. M. F.; BARELA, J. A. Controle postural em crianças portadoras de deficiência visual nas faixas etárias entre 3 a 11 anos. *Motriz*, Rio Claro, v. 9, n. 2, p. 79-86, 2003.

COPPENS, R.; VERBRUGGEN, A.; DE CLERCQ, D. Balance control in visually impaired individuals during static and dynamic conditions. *Gait & Posture*, v. 33, n. 3, p. 388-394, 2011.

COSTA, R. M. C. L.; GOROSO, D. G.; LOPES, J. A. F. Estabilidade postural de adultos jovens na privação momentânea da visão. *Acta Fisiatria*, São Paulo, v. 16, n. 1, p. 19-24, 2009.

DAMIANOVA, G.; KODJEBACHEVA, G. Visual impairment and myopia among first graders from three school districts in Southern California: Racial/ethnic disparities, yearly trends, geospatial distribution, and relative influence of individual, neighborhood, and school determinants. 2009. Dissertação (Mestrado) – University of California, Los Angeles, 2009.

DUARTE, M., FREITAS S.M. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 14, n. 3, p. 183-192, 2010.

DOORENBOSCH, C. A. M. et al. Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *Journal of Biomechanics*, v. 27, n. 11, p. 1299-1307, 1994.

FINKOVA, D.; JOKLIKOVA, H. Information and the quality of life of visually impaired individuals. *Procedia – Social and Behavioral Sciences*, v. 112, p. 1099–1105, 2014.

GALLI, M. et al. Timed Up and Go test and wearable inertial sensor: a new combining tool to assess change in subject with Parkinson's disease after automated mechanical

peripheral stimulation treatment. *International Journal of Engineering and Innovative Technology*, v. 4, p. 155-163, 2015.

GROSS, M. M. et al. Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. *Gait & Posture*, v. 8, n. 3, p. 175-185, 1998.

HUGHES, M. A. et al. Chair rise strategies in the elderly. *Clinical Biomechanics*, v. 9, n. 3, p. 187-192, 1994.

KURAMATSU, Y.; MURAKI, T.; OOUCHIDA, Y.; SEKIGUCHI, Y.; IZUMI, S. Influence of constrained visual and somatic senses on controlling centre of mass during sit-to-stand. *Gait Posture*, v. 36, n. 1, p. 90-4, 2012. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.01.011.

NAVARRO, A. S.; FUKUJIMA, M. M.; FONTES, S. V.; MATAS, S. L. A.; PRADO, G. F. Coordenação motora e equilíbrio não são totalmente desenvolvidos em crianças cegas com 7 anos de idade. *Arquivos de Neuropsiquiatria*, São Paulo, v. 62, n. 3-A, p. 654-657, 2004. DOI: 10.1590/S0004-282X2004000400016.

PAPA, E.; CAPPOZZO, A. Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *Journal of Biomechanics*, v. 33, n. 9, p. 1113-1122, 2000. doi: 10.1016/s0021-9290(00)00046-4.

PASCOLINI, D.; MARIOTTI, S. Global estimates of visual impairment: 2010. *British Journal of Ophthalmology*, v. 96, n. 5, p. 614–618, 2012.

PAI, Y. C.; ROGERS, M. W. Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to-stand. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 22, n. 3, p. 378-384, 1990.

PAI, Y. C. et al. Control of body centre of mass momentum during sit-to-stand among young and elderly adults. *Gait and Posture*, v. 2, p. 109-116, 1994.

PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, v. 39, n. 2, p. 142-148, 1991.

REYNOLDS, F.; GENNARO, P. Postural stability in blind and sighted individuals: A comparative study. *Experimental Brain Research*, v. 203, n. 2, p. 289-297, 2010.

SCHMID, M.; NARDONE, A.; DE NUNZIO, A. M.; SCHMID, M.; SCHIEPPATI, M. Equilibrium during static and dynamic tasks in blind subjects: no evidence of cross-modal plasticity. *Brain*, v. 130, p. 2097-2107, 2007. doi: 10.1093/brain/awm157.

SIRIPHORN, A.; CHAMONCHANT, D.; BOONYONG, S. The effects of vision on sit-to-stand movement. *Journal of Physical Therapy Science*, v. 27, n. 1, p. 83-86, 2015. doi: 10.1589/jpts.27.83.

WANG, H.; ZHANG, X.; YAO, J. Postural control and center of pressure dynamics in blind individuals: A systematic review. *Journal of Biomechanics*, v. 47, n. 10, p. 2386-2394, 2014.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. In: *HANDBOOK OF HUMAN MOTION*. Springer, 1995. p. 175-192.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. World health statistics 2010. Geneva: World Health Organization, 2023.



OPEN ACCESS

EDITED BY

Daniela De Bartolo,
Sapienza University of Rome, Italy

REVIEWED BY

Tim Vanbellingen,
University of Bern, Switzerland
Sara De Angelis,
Santa Lucia Foundation (IRCCS), Italy

*CORRESPONDENCE

Roberta Carneiro de Toledo
✉ robertatoledofisio@gmail.com

RECEIVED 17 July 2024

ACCEPTED 07 January 2025

PUBLISHED 05 June 2025

CITATION

de Toledo RC, Parreira RB, da Silva Cardoso DC, Duarte NdAC, Lopes JBP, Cordeiro LB, Fonseca DRP, Silva IO, Franco RC, de Carvalho KCN, da Trindade AMV, Parreira SLS, Galli M, Cimolin V and Oliveira CS (2025) Use of TDCS with proprioceptive exercises to improve gait and balance in visually impaired children and preadolescents: a protocol for randomized clinical trial study. *Front. Rehabil. Sci.* 6:1465846. doi: 10.3389/fre.2025.1465846

COPYRIGHT

© 2025 de Toledo, Parreira, da Silva Cardoso, Duarte, Lopes, Cordeiro, Fonseca, Silva, Franco, de Carvalho, da Trindade, Parreira, Galli, Cimolin and Oliveira. This is an open-access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution License \(CC BY\)](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/). The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) and the copyright owner(s) are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

Use of TDCS with proprioceptive exercises to improve gait and balance in visually impaired children and preadolescents: a protocol for randomized clinical trial study

Roberta Carneiro de Toledo^{1*}, Rodolfo Borges Parreira¹, Deborah Carvalho da Silva Cardoso¹, Natália de Almeida Carvalho Duarte¹, Jamile Benite Palma Lopes¹, Lorraine Barbosa Cordeiro², Daniela Rosana Pedro Fonseca¹, Iranse Oliveira Silva³, Renata Calhes Franco³, Karla Cristina Naves de Carvalho³, Andrei Machado Viegas da Trindade¹, Samara Lamounier Santana Parreira³, Manuela Galli⁴, Venorica Cimolin⁴ and Claudia Santos Oliveira^{2,3}

¹Master's and Doctoral Programs in Human Movement and Rehabilitation, Evangelical University of Goiás, Anápolis, Brazil, ²Physical Therapy Department, Evangelical University of Goiás, Anápolis, Brazil, ³Master's and PhD in Health Sciences, Faculty of Medical Sciences, Santa Casa de Misericórdia, São Paulo, Brazil, ⁴Department of Electronics, Information and Bioengineering, Politecnico di Milano, Milan, Italy

In the absence of information from the visual system, balance is guided by only two of the three afferent systems. If there is no early stimulation of these systems, blind children tend to become passive, which can have a negative impact on muscle tone, coordination and balance. The aim of the present study protocol is to investigate whether transcranial direct current stimulation (tDCS) can enhance the effects of static and dynamic proprioceptive exercises on gait and balance control in children and preadolescents with acquired or congenital visual impairment. This randomized controlled trial will be conducted in three phases, starting with a cross-sectional analysis, followed by a pilot study, and concluding with a full-scale clinical trial. The study will be conducted following approval from the institutional review board of Universidade Evangélica de Anápolis, Anápolis, GO, Brazil (certificate number:4610052.6.0000.5076). The study will be divided into three phases. Phase 1 will be a cross-sectional study to characterize gait, postural control and balance (static and dynamic) in the sample. Phase 2 will be a pilot study that will serve to determine the sample size in Phase 3. Both phases 2 and 3 will employ the same methods and will constitute a randomized, controlled, double-blind, clinical trial. The participants will be randomly divided into four groups: (G1) active tDCS + static proprioceptive exercises; (G2) sham tDCS + static proprioceptive exercises; (G3) active tDCS + dynamic proprioceptive exercises; (G4) sham tDCS + dynamic proprioceptive exercises. The results will be based on evaluations performed on three occasions [preintervention, postintervention (after ten treatment sessions) and 1-month follow-up] and will involve three-dimensional gait analysis as well as

assessments of functional mobility functional and balance (static and dynamic). The expected outcomes of this study protocol include determining the postural differences, functional mobility, and static balance between children and pre-adolescents with congenital and acquired visual impairment and enable the establishment of new rehabilitation protocols.

KEYWORDS

blindness, transcranial stimulation, gait, child, child development, tDCS

Introduction

According to the Action Plan of the Vision 2020 Program by the International Agency for the Prevention of Blindness (IAPB), it is estimated that 1.4 million children worldwide have some form of visual impairment (1). The agency reports that the primary causes of childhood blindness include corneal scars, cataracts, glaucoma, retinopathy of prematurity, refractive errors, and low vision, which encompasses untreatable visual impairment and blindness in all regions globally. Spatial orientation and independent mobility without sight present challenges (2, 3). In the absence of visual information, navigation primarily depends on integrating cues related to direction, distance, and speed derived from vestibular and proprioceptive inputs (4, 5). Blind children need to integrate and synthesize information from other senses and must receive consistent and adequate stimulation from an early age to support their typical development without neuropsychomotor deficits (6, 7).

Balance is a result of interactions among the visual, somatosensory, and vestibular systems, which provide feedback to the central nervous system on necessary adjustments. In the absence of visual information, balance is guided by only two of these three afferent systems (7). Thus, visually impaired individuals rely more heavily on vestibular and somatosensory information to maintain balance, whereas sighted individuals primarily rely on visual stimuli (8). To maintain balance and avoid falls, visually impaired individuals exhibit postural deviations from childhood through adulthood and adopt compensatory postures to maintain an upright stance, which influences gait patterns (9, 10). Blind individuals display behavioral strategies in the postural control system that produce increased body sway, enhancing afferent information from remaining senses (11). Interestingly, when blind children are stimulated with proprioceptive exercises, postural control improves, as demonstrated by reductions in sway velocity and displacement of the center of pressure (12).

That low vision in children aged eight to eleven affected postural stability in the standing position as well as the speed of postural adjustments, negatively impacting balance (13). These findings provide valuable insights into the adjustment mechanisms that contribute to maintaining an upright posture in challenging situations. Houwen et al. (14) found that visually impaired individuals exhibited reduced gait speed, shorter stride length, and longer support phase duration during gait compared to sighted individuals. Exercises that stimulate vestibular and proprioceptive pathways are thus crucial for visually impaired

individuals. For instance, proprioceptive exercises can improve balance and favor body stability by reducing center of pressure movements or by enabling faster recovery (15).

Proprioception and sensory information from the plantar surface are essential to the maintenance of postural control under typical conditions for blind individuals (16, 17). Blind children who are not stimulated from an early age tend to become passive, with negative impacts on muscle tone, coordination, and balance. Therefore, early intervention is crucial to prevent potential neuromotor delays in these individuals (18).

The combination of motor therapies with methods that stimulate specific areas of the brain, such as the cerebellum, may yield more effective results than motor therapy alone (17, 18). The cerebellum plays a crucial role in motor coordination and balance control, making it a strategic region for interventions aimed at improving posture and gait. According to Zhou et al. (17), transcranial direct current stimulation (tDCS) influences cortical and cerebellar networks during postural control and gait tasks by modulating cortical excitability, which may enhance motor function during cognitive tasks. Recent studies indicate that cerebellar tDCS also promotes neural plasticity and improves motor control in children with neuromotor disorders (19–22). Parreira et al. (20) demonstrated that tDCS can enhance motor evoked potential (MEP) parameters, correlating with improvements in motor control. The MEP reflects corticospinal neuron excitability (23) and is associated with neural plasticity (23). Furthermore, MEP changes extend beyond areas directly stimulated by tDCS (23, 24). However, the effects of cerebellar tDCS on visually impaired children and preadolescents remain poorly understood, underscoring the need to investigate its potential in improving postural control and motor coordination in this population.

This study, therefore, aims to assess whether tDCS can amplify the effects of static and dynamic proprioceptive exercises on gait and balance in children and preadolescents with acquired or congenital visual impairment. The study seeks to correlate differences in outcomes related to gait, static and dynamic balance, and functional mobility between dynamic and static proprioceptive exercises. It also analyzes the specific effects of these exercises on gait, balance, and functional mobility by conducting a comparative analysis of the effects of active vs. sham tDCS, combined with proprioceptive exercises, on the same variables in children and preadolescents with acquired and congenital visual impairment. Our hypothesis is that tDCS combined with static and dynamic proprioceptive exercises may improve gait and balance, as these individuals exhibit deficits in balance, posture, and gait due to a lack of visuomotor

coordination. We believe the proposed protocol could enhance gait, balance, and postural control in these individuals by modulating neuroplasticity (23, 24).

Materials and methods

Study design

This protocol study is a proposal for a clinical trial study that followed the standard protocol items for clinical trials according to SPIRIT 2013 statement (25). The study will be divided into three phases (Table 1). Phase 1: will comprise a cross-sectional study to characterize the sample's postural control, static and dynamic balance, and gait. Phase 2: will comprise a pilot study with a convenience sample of 6-to-12-year-old children and preadolescents with either acquired or congenital visual impairment and children and preadolescents with normal vision. The objective of the pilot study will be to observe the effects of tDCS on postural control and gait during a proprioceptive exercise protocol. The results of this phase will be used to estimate the sample size of Phase 3, described in Figure 1. Phase 3: will be a randomized, controlled, double-blind, and clinical trial in children and preadolescents with either acquired or congenital visual impairment where we will seek if there will be differences among pre-intervention, post-intervention, and after 1 month of treatment

throughout the tridimensional gait analysis, electromyography, functional mobility, and static and dynamic gait assessment.

Ethical approval

The proposed study will be conducted following the guidelines and regulatory norms stipulated by the National Board of Health in October 1996 and updated in Resolution 466 of 2012 governing research involving human subjects in Brazil. The study will be conducted following approval from the institutional review board of *Universidade Evangélica de Anápolis*, Anápolis, GO, Brazil (certificate number: 4610052.6.0000.5076). The study protocol was registered in the *Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos* (ReBEC) (number RBR-3chg6v5) available in <https://ensaiosclinicos.gov.br/>.

Sample size and recruitment

The sample size for Phase 3 of the study will be estimated based on the minimal difference between the mean of the analysis of variance results obtained from both gait speed and the displacement of the center of pressure (COP) as the primary outcome obtained in the groups of the pilot study (Phase 2) considering the primary outcome. Thus the sample size will be estimated with a unidirectional alpha of 0.05 and an 85%

TABLE 1 Phases, outcome measures, and evaluation of the protocol study.

Phase	Objective	Participants	Primary outcome measures	Secondary outcome measures	Evaluation times
Phase 1: cross-sectional characterization	To characterize gait, balance, and postural control before the intervention.	Children and preadolescents with visual impairment (acquired or congenital blindness) and sighted children (control group).	<ul style="list-style-type: none"> - Three-dimensional gait analysis (gait speed, stride length, support phase, COP displacement) - Static and dynamic balance assessment - Timed Up and Go (TUG) test - Pediatric Balance Scale (PBS) 	<ul style="list-style-type: none"> - Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI) 	Baseline assessment (pre-intervention)
Phase 2: pilot study	To assess the feasibility of the protocol and determine the sample size for Phase 3.	Convenience sample of children with acquired or congenital visual impairment.	<ul style="list-style-type: none"> - Three-dimensional gait analysis - Static and dynamic balance assessment - Timed Up and Go (TUG) test - Pediatric Balance Scale (PBS) 	<ul style="list-style-type: none"> - Electromyography (EMG) - PEDI - G-sensor[®] analysis for spatiotemporal gait parameters 	<ul style="list-style-type: none"> - Pre-intervention - Post-intervention (after 10 sessions) - 1-month follow-up
Phase 3: randomized controlled trial (RCT)	To test the effectiveness of tDCS combined with static and dynamic proprioceptive exercises on gait, balance, and functional mobility.	Children and pre-adolescents with visual impairment, randomized into 4 groups: G1: Active tDCS + static exercises G2: Active tDCS + dynamic exercises G3: Sham tDCS + static exercises G4: Sham tDCS + dynamic exercises	<ul style="list-style-type: none"> - Three-dimensional gait analysis - Static and dynamic balance assessment - Timed Up and Go (TUG) test - Pediatric Balance Scale (PBS) 	<ul style="list-style-type: none"> - Electromyography (EMG) - PEDI - G-sensor[®] analysis for spatiotemporal gait parameters 	<ul style="list-style-type: none"> - Pre-intervention - Post-intervention (after 10 sessions) - 1-month follow-up

Timeframe of development of study. G1 (Group 1), active tDCS + static proprioceptive exercises; G2 (Group 2), sham tDCS + static proprioceptive exercises; G3 (Group 3), active tDCS + dynamic proprioceptive exercises; G4 (Group 4), sham tDCS + dynamic proprioceptive exercises; t, time in months.

TIMEPOINT	STUDY PROTOCOL							
	ENROLMENT	Baseline	Allocation	Enrolment	Intervention		Post-intervention	Follow-Up 1-Month
MONTH	1-2			1-2	3-6	7-10	11-14	14-18
Eligibility criteria								
Consent Form				X				
Screening Log				X				
Allocation			X					
INTERVENTION								
Phase 2- active tDCS					X			
Phase 2- sham tDCS					X			
Phase 3- (G1) - active tDCS + static proprioceptive exercises						X		
Phase 3- (G2) - sham tDCS + static proprioceptive exercises						X		
Phase 3- (G3) - active tDCS + dynamic proprioceptive exercises						X		
Phase 3- (G4) - sham tDCS + dynamic proprioceptive exercises						X		
ASSESSMENTS								
Anthropometric data	X							
TUG	X					X	X	X
Walk test	X					X	X	X
Stabilometric analysis	X					X	X	X
Three-dimensional gait analysis	X					X	X	X
Electromyography	X					X	X	X

FIGURE 1
Flowchart of study design based on CONSORT 2010 guidance for protocols of clinical trials. G1 (Group 1), active tDCS combined with static proprioceptive exercises; G2 (Group 2), sham tDCS combined with static proprioceptive exercises; G3 (Group 3), active tDCS combined with dynamic proprioceptive exercises; G4 (Group 4), sham tDCS combined with dynamic proprioceptive exercises; t, time in months; n, sample number.

statistical power. The sample determined by the calculation will be increased by 20% to compensate for possible dropouts. Since this is a proposal study for a clinical trial, for the part of the study, the main objective of the study will be to establish an effect size for tDCS treatment in association with proprioceptive exercises. This is independent of the number of volunteers but allows us to estimate the number that would be required to achieve statistical significance depending on the effect size we observe.

Children and preadolescents with acquired or congenital visual impairment will be sent by healthcare providers of the *Centro Municipal de Atendimento à Diversidade* [CEMAD (Municipal Diversity Care Center)] in the city of Anápolis, Brazil. Preselected individuals will then be screened, with the collection of personal information and anthropometric measures. Congenital and acquired blindness will be characterized based on the classification of the degree of visual impairment proposed by the World Health Organization, the International Statistical Classification of Disease, and the 10th Edition of the International Classification of Disease, in which visual acuity <20/400 or <20/200 in the better eye is classified as visual impairment (26, 27).

The study will be divided into three phases. The results of Phase 2 will serve as the basis for Phase 3. Phase 3 was designed according to updated guidelines for reporting parallel group randomized trials CONSORT, 2010 (28). A convenience sample will be used in the first phase, composed of 10 male and female children and preadolescents with acquired or congenital visual impairment between 6 and 12 years of age, who will be recruited from CEMAD in the city of Anápolis, and a control group of 10 sighted male and female children and preadolescents in the same age

range, who will be recruited through informal invitations. The visually impaired patients will be referred with a medical diagnosis performed by an ophthalmologist. These 20 individuals will be used to characterize the gait pattern, balance, and functional mobility. The second phase will be a pilot study conducted with the same methods as the main study and will provide data for the calculation of the sample size (Figure 1). To determine differences in gait pattern, balance, and functional mobility subjects with blindness will perform the assessment and tests with/without a guide stick and when wearing shoes and while barefoot.

As this research involves children and pre-adolescents, parents and/or guardians will be consulted in advance to clarify the research objectives, as well as risks and benefits, and those who accept to participate in the research will sign a consent form through the Adult Consent Form subscription. Children and pre-adolescents will also be informed about the objectives and purposes of the research, which, if they also agree, must sign the Child Assent Form developed in a specific language for the age group. At the end of the study, subjects from the sham group will receive active tDCS as a form of treatment and adherence to the study. Finally, if a patient decides to withdraw from the follow-up, the reasons for the withdrawal will be recorded for the subsequent analysis in the interpretation of the results.

Eligibility criteria

To be included in the study, children and preadolescents must have any abnormalities of the visual system that let them to

a total blindness such as: retina disorders, glaucoma, macular degeneration, retinitis pigmentosa, toxoplasmosis, cataracts, detached retina, abnormalities of the optic nerve, Leber's amaurosis, and astrocytoma. For exclusion criteria we will set for: use of medication affecting the central nervous system, balance or coordination, symptoms of vertigo or dizziness, clinical condition affecting balance and gait, surgery of the lower limb, vascular and sensory disease. Additional exclusion criteria that will be considered for tDCS are: frequent migraine/headache, metallic implant in the head or neck, scalp or skin condition and seizures.

Randomization and allocation to groups

Randomization will take place in blocks. Participants and investigators will be blind to the tDCS condition allocation. Individuals who meet the eligibility criteria will be randomly allocated to one of the four study groups using a digital randomization platform (<http://www.randomization.com>). An opaque and sealed envelopes will be used to conceal group information. After signing the informed consent, individuals will choose an envelope with the name of the group to which they will be assigned in phases 2 and 3. This step will be managed by a third person who is not part of the study. The groups will be divided according to the type of therapy: Group 1 (G1)—active tDCS combined with static proprioceptive exercises; Group 2 (G2)—sham tDCS combined with static proprioceptive exercises; Group 3 (G3)—active tDCS combined with dynamic proprioceptive exercises; Group 4 (G4)—sham tDCS combined with dynamic proprioceptive exercises.

Masking

Participants, therapists, and assessors involved in the study will be blinded to the treatment allocation. During the intervention, both active and sham tDCS conditions will have the electrodes applied in the same manner. However, in the sham condition, the stimulation will only be applied for the first 30 s to mimic the sensation of tDCS, after which no current will be delivered for the remaining session time.

The therapists administering the intervention will not have access to the allocation sequence and will perform the same proprioceptive exercises for all participants, regardless of the group. To prevent any bias, the individuals responsible for collecting and analyzing the data will also be blinded to group allocation.

Measures

Timed up and go test

The Timed Up and Go (TUG) test is widely used to assess functional mobility and consists of the time in seconds required to stand up from a standard chair, walk along a straight line for three meters, turn around, walk back to the chair, and sit down again. A longer time required to complete the task denotes poorer functional mobility. At the beginning of the test, the participant will be seated with the back against the backrest of

the chair and must return to this same position at the end of the test. The test will begin with the command "Go". The TUG test will be performed four times under the following conditions: in shoes with a cane; in shoes without a cane; barefoot with a cane; and barefoot without a cane. The participants will first be given a practice run to become familiar with the test. During the test, the G-sensor (BTS Bioengineering) will be used for the precise quantification of the time required to perform the task (30). We will analyze functional mobility throughout the variables such as: phase duration (s), acceleration, and velocity of the TUG, sit-to-stand, stand-to-sit, mid-turn, and end-turn.

Walk test

For the walk test, the participant will be instructed to walk along a straight line for seven meters. The test will be performed with an inertial sensor (G-Sensor[®]), which will collect spatiotemporal variables, general kinematic variables, symmetry index, propulsion index, and pelvic kinematics (31). Participants will perform the test three times and the mean of the trials will be used for statistical analysis.

G-Sensor

The G-Sensor[®] (BTS Bioengineering S.p.A. Italy) (32, 33) is a portable, wireless system of inertial sensors for human movement analysis. The device will be held in place by a specific strap, which will enable the participant complete freedom for walking, running, and jumping. The sensor sends all data to a computer via Bluetooth. At the end of each analysis, a detailed report is furnished on all variables recorded during the test. The sensors are controlled by a data recording unit (up to 16 elements) through ZigBee radio communication. Each sensor measures 62 × 36 × 16 mm, weighs 60 g, and is composed of a three-axis accelerometer (maximum scale: ±6 g), three-axis gyroscope (complete scale: ±300°/s) and three-axis magnetometer (complete scale: ±6 Gauss). The device is calibrated with the acceleration of gravity immediately after its fabrication. In the present study, the device will be used during the execution of the TUG test and Walk Test to obtain precise data on spatiotemporal variables and functional mobility. The data from the inertial sensor will be transmitted via Bluetooth to a computer and processed using the appropriate software (BTS G-STUDIO, version 2.6.12.0), which automatically furnishes the variables (32, 33).

The following information will be collected: stride length (m); gait speed: mean instantaneous velocity within the gait cycle ($m s^{-1}$); cadence (number of steps per minute [$steps min^{-1}$]); position and duration of the swing phase [expressed as the percentage of the gait cycle—the proportion of a gait cycle that involves the stance and swing phases (from toe off to heel contact of the same foot)]; duration of double support (duration of stance phase with both feet, expressed a percentage of the gait cycle); pelvic angulation (tilt, obliquity and rotation) of stride (distance between two consecutive heel contacts).

Pediatric evaluation of disability inventory (PEDI)

The functional performance will be evaluated quantitatively using the Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI), which is a questionnaire administered in interview form to a caregiver

with information on the child's performance regarding routine activities and tasks. The test is composed of three parts: the first part addresses skills in the child's repertoire grouped into three functional domains: self-care (73 items), mobility (59 items), and social function (65 items). Each item is scored either 0 (the child is unable to perform the activity) or 1 (the activity is part of the child's repertoire of skills). The scores are totaled per domain (34).

Pediatric balance scale (PBS)

The Pediatric Balance Scale (PBS) is a modified version of the Berg Balance Scale, specifically designed to assess balance in school-aged children with mild to moderate motor impairments (35). In this protocol study, we employed the Brazilian version of the PBS, which has been translated and culturally adapted for Brazilian populations (35). The PBS consists of 14 tasks that simulate daily living activities, each scored on a 5-point ordinal scale from 0 to 4, where: 0 = unable to perform the task independently; 1 = requires maximal assistance; 2 = requires moderate assistance or close supervision; 3 = minimal assistance or supervision; 4 = able to complete the task independently. The total score ranges up to 56 points, with higher scores reflecting better balance performance.

Below is a detailed description of the 14 tasks: Sitting to Standing; Standing to Sitting; Transfers (from sitting to lying); Standing Unsupported (up to 2 min); Standing with Eyes Closed (up to 10 s); Standing with Feet Together (up to 10 s); Standing with One Foot in Front (Tandem Stance); Standing on One Leg (up to 10 s); Turning 360 Degrees; Turning to Look Behind; Picking Up Object from Floor; Placing Alternate Foot on Step (Step-ups); Reaching Forward with Outstretched Arm While Standing; and Standing Unsupported, One Foot in Front on a Line (heel-to-toe stance) (36, 37). For this measure, all subjects will perform the PBS in barefoot conditions.

Assessment of balance with proprioceptive disturbance

The assessment of static balance with proprioceptive disturbance will be performed using the SMART-D 140[®] system (BTS Engineering) with two Kistler force plates (model: 9286BA). The acquisition frequency will be 100 Hz and the force will be captured by four piezoelectric sensors measuring 400/600 mm positioned at the extremities of the force plate. The data will be recorded and interpreted by a software program (SWAY; BTS 161 Engineering) integrated and synchronized with the SMART-D 140[®] system. The participants will be instructed to remain in a static standing position with arms alongside the body and head in the vertical position. Three measurements (45 s each) will be performed to collect postural balance of COP (95% confidence ellipse area; velocity, and RMS in anteroposterior and mediolateral directions) under four different conditions: static balance with proprioceptive disturbance (soft surface) and eyes open; static balance with proprioceptive disturbance and eyes closed; static balance on a firm surface with eyes open; and static balance on a firm surface with eyes closed.

Three-dimensional gait analysis and electromyography

Gait will be analyzed along a track measuring 90 centimeters in width by five meters in length. Gait analysis will be performed

with the aid of the SMART-D 140[®] system (BTS Engineering), consisting of eight cameras sensitive to the infrared spectrum synchronized with a video system and computer (SMART-D INTEGRATED WORKSTATION[®] with 32 analog channels). Two force plates (Kistler, model 9286BA) will be used for the collection of the kinematic gait data, recording displacements of the center of pressure and contact time between the foot and surface of the force plate (38, 39). Therefore, a protocol was implemented whereby bone landmarks were located by manual palpation by the principal investigator. Reflective markers were firmly attached to the skin with double-sided tape. During the analysis, the participants will be wearing bathing suits. Markers will be positioned according to the protocol described by Davis (39). A total of 22 spherical markers will be placed—three on the trunk, three on each thigh, three on each shin, and two on each foot.

Information will be collected on body mass, height, distance between anterior iliac crests posteriorly, leg length, knee diameter, and ankle diameter. After placing the markers, participants will be instructed to walk along the track with the two force plates positioned in the center. Upon stepping on the force plates, kinematic gait data will be collected and calculated by the video system (BTS, Milan, Italy) synchronized to the data collection system. The following indices will be analyzed based on the spatiotemporal variables (velocity, cadence, step length, stride length, stance phase, and swing phase) and joint angles at specific moments of gait (pelvis inclination, hip flexion-extension, knee flexion-extension, and ankle dorsiflexion-plantar flexion), as well as foot progression.

The electrical activity of the muscles will be collected simultaneously with the three-dimensional analysis of the gait by the electromyograph FREEEMG[®] (BTS Engineering) composed of eight amplifiers of bioelectric signals, bipolar electrodes with a total gain of 2,000x at a frequency of 20–450 Hz and data transmission wireless. The impedance and common mode rejection ratio of the equipment is $>1,015 \Omega/0.2 \text{ pF}$ and 60/10 Hz 92 dB, respectively. The electrodes will be placed on the motor point of the muscles after cleaning the skin with 70% alcohol to reduce bioimpedance, following the guidelines of the Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) (40). All electromyographic data will be collected and digitized at 1,000 frames/second using the BTS MYOLAB[®] software program. The electromyographic data will be collected simultaneously with the kinematic readings and both sets of data will be managed by the BTS[®] system and Smart Capture[®] software. The electrodes will be attached to the rectus femoris, tibialis anterior, biceps femoris, and soleus muscles bilaterally. In total, a minimum of five walking attempts will be recorded. Of these five attempts, three readings will be considered three times so that the participant becomes familiar with the protocol. To ensure patient safety during the walk, a researcher will be responsible for directing patients through verbal stimuli.

To minimize potential bias, all standardized assessment protocols are designed to ensure accurate and reliable collection. In addition, several training sessions will be offered to assessors and

therapists to ensure standardized treatment, assessment, and data analysis. The amount of training will depend on the raters' and therapists' familiarity with clinical scales and treatment techniques. Standard procedures should be followed during evaluation and treatment. There will be several meetings where the Principal Investigator will be briefed on current events and available for consultation with any questions or concerns. Although we attempted to blind patients, therapists, and raters, it is unlikely that patients and therapists would remain blinded during the course of this study due to the nature of the treatment applied. However, to ensure that the risk of bias remains low, patients will be registered in the database via a patient identification code so that raters are blinded during analysis. Only the principal investigator will be aware of the allocation.

Outcome measures

Primary outcome measures

The primary outcomes focus on quantifying improvements in gait, balance, and functional mobility:

Instrumental Assessments:

1. Three-dimensional Gait Analysis:
 - Gait speed (m/s)
 - Stride length (m)
 - Duration of the support phase (percentage of gait cycle)
 - Ground reaction force
2. Balance (force platform):
 - COP displacement along the X (anteroposterior) and Y (mediolateral) axes: Analyzed during static balance tasks performed with proprioceptive disturbance (soft and firm surfaces).

Clinical Assessments:

1. Timed Up and Go (TUG) Test:
 - Time (seconds) to complete the TUG test under various conditions (with and without a guide stick, with and without shoes) to assess functional mobility.
2. Electromyography (EMG):
 - Muscle activity (μV)
3. Pediatric Balance Scale (PBS):
 - Assesses postural control with 14 tasks scored from 0 (unable to perform) to (independently performs). Maximum score: 56 points.

Secondary outcome measures

The secondary outcomes aim to provide additional insights into the overall impact of the intervention on daily function and postural control.

Instrumental Assessments:

1. G-sensor[®] Analysis:
 - Assesses spatiotemporal gait parameters (e.g., cadence, step length, propulsion index) using a portable wireless G-sensor[®] device during walking tasks.

Clinical Assessments:

1. Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI):
 - Evaluates functional capabilities in three domains: self-care, mobility, and social function. Each item is scored from 0 (unable) to 1 (able).

Evaluation protocol

Evaluations will be performed in all phases of the study. Evaluations will be conducted before the intervention, immediately after the intervention, and 1 month after the end of the intervention.

Intervention protocol

The therapeutic intervention will consist of ten sessions of transcranial direct current stimulation, which will be applied using the Transcranial Stimulation device (Transcranial Technologies, USA) with two sponge (non-metallic) electrodes measuring 5×7 cm moistened with saline solution (41). Stimulation will be administered simultaneously during the protocols.

Each session will have a duration of 30 min, with the same session length for both active and sham stimulation protocols, ensuring a valid comparison. During the ten training sessions, tDCS will be administered with the anode positioned centrally over the cerebellum and the cathode positioned in the central supraorbital region. For sham stimulation, the electrodes will be positioned in the same way and the stimulator will be switched on for the first 30 s, giving the participant the initial sensation of stimulation, but no electrical current will be delivered for the remainder of the session. This is a valid control procedure for studies involving tDCS. In the active groups, a current of 1.5 mA will be administered for the stimulation of the cortices during the 20 intermediate minutes of each session. The stimulation device will automatically and gradually increase to 1.5 mA at the onset of treatment and gradually diminish in the final 10 s.

Static proprioceptive exercises

The static proprioceptive exercises will be performed on an unstable surface using a balance board (diameter of 40 cm and a height of 10 cm), allowing for movement in both the anteroposterior and mediolateral directions. The static exercises will also include standing on toes with feet apart, standing on toes with feet together, standing on the right foot alone without support, standing on the left foot alone without support, and performing a tandem stance (standing with one foot in front of the other in a straight line). Each exercise will be performed for 30 s, repeated in six sets, with one-minute rest intervals between sets. These exercises will be conducted barefoot to optimize proprioceptive feedback.

Dynamic proprioceptive exercises

The dynamic proprioceptive exercises involve a series of functional tasks designed to challenge balance and motor

coordination. These exercises include (1) walking slowly and then quickly on a mini-trampoline (diameter of 100 cm and a height of 20 cm, providing an unstable surface that engages the vestibular and proprioceptive systems); (2) Walking forward and backward placing one foot immediately behind the other (balance beam measures: 3 meters in length, 10 cm in width, and 15 cm in height from the floor); (3) Stair-climbing exercises, using a staircase with five steps, where each step measures 20 cm in height and 30 cm in depth; (4) Participants will perform exercises while seated on a 65-cm exercise ball, such as anteroposterior and laterolateral movements, circumduction, and bouncing. Exercises involving the mini-trampoline, beam, and stairs will be conducted in three sets of 1 min each, with 30-second rest intervals. The ball exercises will be performed in sets of 30 s, with one-minute rest intervals. Both protocols will be performed in a specially prepared room suitable for individuals with visual impairment in a space measuring approximately 8 × 5 m free of furniture with the ideal temperature, light, and sound. All participants will perform the exercises barefoot wearing clothing suitable for the practice of physical activity. Throughout the intervention, the participant will be accompanied by two physiotherapists to avoid imbalances and falls.

Adverse effects

Given that both tDCS and proprioceptive exercises are non-invasive, the likelihood of serious adverse events is low. However, we will constantly monitor for any potential side effects throughout each session. tDCS is generally well tolerated, but participants may experience mild side effects such as tingling or itching sensations at the electrode sites, headaches during or after stimulation, fatigue or drowsiness, and minor skin irritation or redness at the electrode placement areas. To manage these potential issues, participants will be instructed to report any discomfort immediately. If necessary, the session can be paused, and adjustments will be made. For skin irritation, the placement of electrodes can be adjusted, or the sponges can be moistened further. Headaches or fatigue can typically be managed with rest, and participants will be advised to drink water and rest if symptoms persist. The proprioceptive exercises, particularly the dynamic ones, carry a small risk of physical discomfort or injury, such as muscle soreness or temporary imbalance, especially during more challenging tasks like tandem stance, walking on the balance beam, or climbing stairs. To prevent falls or injuries, two physical therapists will be present to supervise each session and provide support. If a participant experiences dizziness or loss of balance, they will be allowed to rest, and the intensity of the exercises can be adjusted according to their ability. If participants report any discomfort during the evaluations, adjustments will be made to the protocol or equipment as necessary, and the session can be paused for the participant's comfort.

Status and timeframe of the study

The timeframe of the study is given in [Table 1](#).

Statistical analysis

To test the normality of the data we will use the Shapiro–Wilk test and Levene's test for the homogeneity of variances. When data is normally distributed and the assumption of homogeneity will not be violated, parametric analyses will be conducted. When one assumption will not be met, non-parametric tests will be employed or a log transformation of the distribution will be applied. Effect size (Cohen *d* estimate) 23 on PLP changes for within-group and between groups (tDCS vs. MT group) comparisons were calculated. The effect size (Cohen *d* estimate) (41) will be calculated based on the difference between the means of the pre-intervention and post-intervention assessments and presented with their respective 95% confidence intervals based on mean and standard deviation.

In order to find differences between groups (blind and sighted subjects) in Phase 1, a independent *t*-test or a Mann-Whitney test for non-parametric distribution will be employed to investigate the variable of 3D gait analysis, balance (force platform), TUG test, and PBS as primary outcome and EMG, and PEDI as secondary outcome. For phases 2 and 3, to analyze the primary outcomes a mixed model ANOVA (Analysis of Variance) with repeated measures will be employed, where the fixed factors will be groups (with four levels) and time (pre-intervention, post-intervention, and 1-month follow-up). Partial eta-squared (η^2p) will be used to calculate effect sizes and determine the magnitude of the observed differences. Non-parametric tests will be considered if necessary.

We will implement an interim analysis plan in this study to assess the accumulated data at specified time points before the completion of the study (phase 2). The interim analysis aimed to evaluate the study's primary outcome measures and to make informed decisions regarding the continuation, modification, or termination of the trial. The interim analysis was pre-planned and conducted according to a predefined statistical analysis plan. This approach allowed for an ongoing assessment of the study's effectiveness and safety while ensuring the integrity and validity of the final results. In case of missing data, participants will be simply excluded from the analysis to avoid bias. All tests will use the *p*-value < 0.05. The data will be organized and tabulated using Statistical Product and Service Solutions (SPSS, v.19.0).

Discussion

The proposed protocol aims to investigate the combined effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) and proprioceptive exercises on gait, balance, and functional mobility in children and preadolescents with acquired or congenital visual impairment. Although previous research suggests that tDCS can modulate neuroplasticity and enhance motor control, and that proprioceptive exercises are effective in improving balance and postural stability, the combination of these two interventions has not been extensively studied in the pediatric population, particularly in those with visual impairments. What is known is that interference in the visual system generates a direct impact

on the maintenance of balance and gait (40, 41). Low vision can exert negative impacts on sensory-motor, cognitive, and language development in children. These children use their residual vision to explore the environment and need to use their vision in the best way possible to compensate for the impairment (42, 43). Schmid et al. (44) found that the stimulation of different sensory systems through cerebral plasticity early in life was unable to replace normal vision.

Moreover, blind individuals exhibit greater body sway, likely as a way to increase afferent information from the remaining senses. While the effects of proprioceptive exercises on balance are well documented, the proposed study seeks to establish whether the neuromodulatory effects of tDCS can enhance the efficacy of these exercises. We expect that proprioceptive exercises, when combined with active tDCS, will show greater improvements than with sham stimulation. These improvements might be reflected in the fine-tuning of postural control mechanisms and greater activation of motor pathways, which could contribute to more pronounced and lasting effects on balance and gait performance.

According to Bennett et al. (45), blindness exerts an impact on gait, leading to a slower walking speed, shorter stride length, and restricted plantar flexion. An altered gait pattern in the absence of sight has been interpreted as a more cautious walking strategy to avoid falls and accidents. Other studies found that blind individuals with better gait performance were those who reported greater levels of physical activity (14, 46). Moreover, a better performance regarding locomotion may be related to better localization and orientation skills. The systems that participate in the maintenance of balance are vision, touch, proprioception, and the vestibular system (45).

Therapies that provide proprioceptive and vestibular stimulation are of fundamental importance for blind individuals (47). In recent decades, a growing number of studies have evaluated the short-term and long-term effectiveness of noninvasive brain stimulation techniques for various health conditions, with increasing interest in the use of tDCS as a facilitator of neuroplasticity (21, 22, 47, 48). Transcranial direct current stimulation is simple, relatively inexpensive, and can be administered in combination with other cognitive and motor training protocols (49). Studies have demonstrated the effectiveness of tDCS for different neuropsychiatric disorders in adults (48). However, few studies have been conducted with children and adolescents (50). If the expected outcomes are confirmed, the results of this protocol study could have significant implications for the field of pediatric neurorehabilitation, particularly for children with visual impairments. Establishing the efficacy of this combined intervention could lead to the development of more effective, low-cost, and easily implemented rehabilitation protocols. From a broader perspective, the findings of this study could encourage future research on the long-term benefits of combining neuromodulation techniques with traditional rehabilitation exercises. This could include exploring the most effective exercise regimens, and the extent to which these interventions can prevent declines in motor function or mitigate the challenges associated with visual impairment.

Limitations of study

It is important to recognize that, as this is a proposed protocol, all hypotheses remain speculative until the study is completed. The outcomes, though promising in theory, may be influenced by various factors, including individual differences in neuroplasticity, adherence to the exercise program, and the severity of visual impairment. Thus, while we are optimistic about the potential impact of this combined intervention, the study will need to confirm these hypotheses through rigorous testing and analysis. Another limitation of this study is the lack of neuroimage description to verify the path of currents generated by stimuli and their effects on the central nervous system.

Data availability statement

The original contributions presented in the study are included in the article/Supplementary Material, further inquiries can be directed to the corresponding author.

Author contributions

RdT: Conceptualization, Data curation, Formal Analysis, Funding acquisition, Investigation, Methodology, Project administration, Resources, Software, Supervision, Validation, Visualization, Writing – original draft, Writing – review & editing. RP: Conceptualization, Investigation, Methodology, Supervision, Writing – original draft, Writing – review & editing. DdSC: Data curation, Formal Analysis, Visualization, Writing – review & editing. ND: Writing – review & editing. JL: Writing – review & editing. LC: Formal Analysis, Methodology, Project administration, Writing – original draft. DF: Methodology, Writing – review & editing. IS: Investigation, Data curation, Writing – review & editing. RF: Investigation, Data curation, Writing – review & editing. KdC: Investigation, Methodology, Writing – review & editing. AdT: Writing – review & editing, Funding acquisition, Resources. SP: Supervision, Conceptualization, Writing – review & editing. MG: Methodology, Validation, Writing – review & editing. VC: Methodology, Validation, Writing – review & editing. CO: Methodology, Project administration, Supervision, Writing – original draft, Writing – review & editing.

Funding

The author(s) declare that financial support was received for the research and/or publication of this article. This study was supported by the *Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Goiás* [FAPEG (State of Goiás Research Assistance Foundation)] through a doctoral scholarship awarded to RT. The funding contributed to the study's conception, data collection, analysis, and article translation. The scholarship was granted under the Public Call: MASTERS AND DOCTORATE SCHOLARSHIP -

001/2021 - TRAINING SCHOLARSHIP PROGRAM - MASTERS AND DOCTORATE/2021 (SEI No.: 202010267000513).

Conflict of interest

The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

References

- Ottiano JAA, Ávila MP, Umbelino CC, Taleb AC. As condições de saúde ocular no Brasil [Internet]. São Paulo: CBO (2019). p. 104. Available at: http://www.cbo.com.br/novo/publicacoes/condicoes_saude_ocular_brasil2019.pdf (cited February 25, 2020).
- Loomis JM, Klatzky RL, Golledge RG, Cicinelli JG, Pellegrino JW, Fry PA. Nonvisual navigation by blind and sighted: assessment of path integration ability. *J Exp Psychol Gen.* (1993) 122(1):73–91. doi: 10.1037//0096-3445.122.1.73.
- Schinazi VR, Thrash T, Chebat DR. Spatial navigation by congenitally blind individuals. *Wiley Interdiscip Rev Cogn Sci.* (2016) 7(1):37–58. doi: 10.1002/wcs.1375.
- Allen GL, Kirasic KC, Rashotte MA, Haun DB. Aging and path integration skill: kinesthetic and vestibular contributions to wayfinding. *Percept Psychophys.* (2004) 66(1):170–9. doi: 10.3758/bf03194870.
- Cullen KE, Taube JS. Our sense of direction: progress, controversies and challenges. *Nat Neurosci.* (2017) 20(11):1465–73. doi: 10.1038/nn.4658
- Veríssimo H. *Aprendizagem e Déficit Visual*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan (1982).
- Revolta RML. *Polegada por polegada*. Madrid: Guias. (2000).
- Engel-Yeger B, Hamed-Daher S. Comparing motor performance, praxis, coordination, and balance between children with visual impairments and typically developing peers. *Res Dev Disabil.* (2017) 71:137–45. doi: 10.1016/j.ridd.2017.10.015.
- Stergiou N, Decker LM. Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: is there a connection? *Hum Mov Sci.* (2011) 30(5):869–88. doi: 10.1016/j.humov.2011.06.002.
- Hallems A, Ortibus E, Truijen S, Meire F. Development of independent locomotion in children with a severe visual impairment. *Res Dev Disabil.* (2011) 32(6):2069–74. doi: 10.1016/j.ridd.2011.08.017.
- Atasavun Uysal S, Erden Z, Akbayrak T, Demirtürk F. Comparison of balance and gait in visually or hearing impaired children. *Percept Mot Skills.* (2010) 111(1):71–80. doi: 10.2466/10.11.15.25.PMS.111.4.71-80.
- de Sá CG, Bim CR. Análise estabilométrica pré e pós-exercícios fisioterapêuticos em crianças deficientes visuais. *Fisioter Mov.* (2012) 25(4):811–9. doi: 10.1590/S0103-51502012000400014.
- Nakamura T. Quantitative analysis of gait in the visually impaired. *Disabil Rehabil.* (1997) 19(5):194–7. doi: 10.3109/09638289709166526.
- Houwen S, Visscher C, Hartman E, Lemmink KA. Motor skill performance of children with visual impairments and its relation to social participation. *Hum Mov Sci.* (2019) 63:255–64. doi: 10.1016/j.humov.2018.11.004.
- MacKinnon CD. Sensorimotor anatomy and control of balance and gait. *Handb Clin Neurol.* (2018) 159:3–27. doi: 10.1016/B978-0-444-63916-5.00001-1
- Farias GC. Intervenção precoce: reflexões sobre o desenvolvimento da criança cega até 2 anos de idade. *Benj Constant.* (2003) 26:3–11. doi: 10.5216/rpp.v7i1.68
- Zhou J, Hao Y, Wang Y, Jor'dan A, Pascual-Leone A, Zhang J, et al. Transcranial direct current stimulation reduces the cost of performing a cognitive task on gait and postural control. *Eur J Neurosci.* (2014) 39(8):1343–8. doi: 10.1111/ejn.12492.
- Davis NJ, Brunoni AR. Transcranial direct current stimulation: challenges and future directions for therapeutic applications. *Front Psychol.* (2017) 8:2017. doi: 10.3389/fpsyg.2017.01838.
- Coffman BA, Clark VP, Parasuraman R. Battery powered thought: enhancement of attention, learning, and memory in healthy adults using transcranial direct current stimulation. *NeuroImage.* (2014) 85:895–908. doi: 10.1016/j.neuroimage.2013.07.083.
- Parreira RB, Oliveira CS. Improvement of motor control in neurological patients through motor evoked potential changes induced by transcranial direct current stimulation therapy: a meta-analysis study. *Gait Posture.* (2023) 106:53–64. doi: 10.1016/j.gaitpost.2023.08.014.
- Wolpert DM, Diedrichsen J, Flanagan JR. Principles of sensorimotor learning. *Nat Rev Neurosci.* (2011) 12(12):739–51. doi: 10.1038/nrn3112.
- Lesinski M, Hortobágyi T, Muehlbauer T, Gollhofer A, Granacher U. Effects of balance training on balance performance in healthy older adults: a systematic review and meta-analysis. *Sports Med.* (2015) 45(11):1721–38. doi: 10.1007/s40279-015-0375-y.
- Hallett M. Transcranial magnetic stimulation and the human brain. *Nature.* (2000) 406(6792):147–50. doi: 10.1038/35018000.
- Groppa S, Schlaak BH, Münchau A, Werner-Petroll N, Dünneberger J, Bäumer T, et al. The human dorsal premotor cortex facilitates the excitability of ipsilateral primary motor cortex via a short latency cortico-cortical route. *Hum Brain Mapp.* (2012) 33(2):419–30. doi: 10.1002/hbm.21221.
- Chan AW, Hróbjartsson A, Haahr MT, Gøtzsche PC, Altman DG. Empirical evidence for selective reporting of outcomes in randomized trials: comparison of protocols to published articles. *JAMA.* (2004) 291(20):2457–65. doi: 10.1001/jama.291.20.2457
- WHO. *World Report on Vision*. Geneva: World Health Organization (2019). Available at: <https://www.who.int/publications/i/item/9789241516570> (Accessed March 08, 2024).
- Dandona L, Dandona R. Revision of visual impairment definitions in the international statistical classification of diseases. *BMC Med.* (2006) 4:7. doi: 10.1186/1741-7015-4-7
- Schulz KF, Altman DG, Moher D. CONSORT 2010 statement: updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *Int J Surg.* (2011) 9(8):672–7. doi: 10.1016/j.ijsu.2011.09.004
- Podsiadlo D, Richardson S. The timed “up & go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc.* (1991) 39(2):142–8. doi: 10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x.
- Gieysztor E, Kowal M, Paprocka-Borowicz M. Gait parameters in healthy preschool and school children assessed using wireless inertial sensor. *Sensors (Basel).* (2021) 21(19):6423. doi: 10.3390/s21196423.
- Bugané F, Benedetti MG, Casadio G, Attala S, Biagi F, Manca M, et al. Estimation of spatial-temporal gait parameters in level walking based on a single accelerometer: validation on normal subjects by standard gait analysis. *Comput Methods Programs Biomed.* (2012) 108(1):129–37. doi: 10.1016/j.cmpb.2012.02.003.
- Pau M, Mandaresu S, Leban B, Nussbaum MA. Short-term effects of backpack carriage on plantar pressure and gait in schoolchildren. *J Electromyogr Kinesiol.* (2015) 25(2):406–12. doi: 10.1016/j.jelekin.2014.11.006.
- Galli M, Kleiner A, Gaglione M, Sale P, Albertini G, Stocchi F, et al. Timed up and go test and wearable inertial sensor: a new combining tool to assess change in subject with Parkinson's disease after automated mechanical peripheral stimulation treatment. *Int J Eng Innov Technol.* (2015) 4(11):155–63.
- Haley SM, Coster WJ, Faas RM. A content validity study of the pediatric evaluation of disability inventory. *Pediatr Phys Ther.* (1991) 3(4):177–84. doi: 10.1097/00001577-199103040-00002.
- Duarte NA, Grecco LA, Lima VL. Clinical scales for assessing balance and gait in pediatric physical therapy: a review. *Physiotherapy Theory Pract.* (2022) 38(6):785–93. doi: 10.1080/09593985.2021.1877337.
- Lamotagne A, Fung J. Gait assessment techniques for neurorehabilitation in children. *Dev Neurorehabil.* (2021) 24(3):155–62. doi: 10.1080/17518423.2020.1757984.
- Franjoine MR, Gunther JS, Taylor MJ. Pediatric balance scale: a modified version of the berg balance scale for the school-age child with mild to moderate motor impairment. *Pediatr Phys Ther.* (2003) 15(2):114–28. doi: 10.1097/01.PEP.0000068117.48023.18
- Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci.* (1991) 10(5):575–87. doi: 10.1016/0167-9457(91)90046-Z
- Stegeman DF, Hermens HJ. Standards for surface electromyography: the European project “surface EMG for non-invasive assessment of muscles

Publisher's note

All claims expressed in this article are solely those of the authors and do not necessarily represent those of their affiliated organizations, or those of the publisher, the editors and the reviewers. Any product that may be evaluated in this article, or claim that may be made by its manufacturer, is not guaranteed or endorsed by the publisher.

(SENIAM)". European recommendations for surface electromyography, Disselhorst-Klug (1999).

40. Mürsepp I, Arjokese R, Ereline J, Pääsuke M, Gapeyeva H. Impact of visual impairment on static and dynamic postural control and habitual physical activity in children aged 10–16 years. *Br J Vis Impair.* (2018) 36(3):227–37. doi: 10.1177/0264619618780918.

41. Zipori AB, Colpa L, Wong AMF, Cushing SL, Gordon KA. Postural stability and visual impairment: assessing balance in children with strabismus and amblyopia. *PLoS One.* (2018) 13(10):e0205857. doi: 10.1371/journal.pone.0205857.

42. Brasil. Ministério da Educação. Estratégias e Orientações Pedagógicas Para a Educação de Crianças com Necessidades Educacionais Especiais: Dificuldade de Comunicação e Sinalização (deficiência Visual). Brasília: MEC/SEESS (2002).

43. Fritz CO, Morris PE, Richler JJ. Effect size estimates: current use, calculations, and interpretation. *J Exp Psychol Gen.* (2012) 141:2–18. doi: 10.1037/a0024338

44. Schmid M, Nardone A, De Nunzio AM, Schmid M, Schieppati M. Equilibrium during static and dynamic tasks in blind subjects: no evidence of cross-modal plasticity. *Brain.* (2007) 130(Pt 8):2097–107. doi: 10.1093/brain/awm157

45. Bennett HJ, Valenzuela KA, Fleenor K, Morrison S, Haegele JA. Walking biomechanics and energetics of individuals with a visual impairment: a preliminary report. *Hum Mov.* (2019) 20(4):8–18. doi: 10.5114/hm.2019.85094.

46. Russo MM, Lemos T, Imbiriba LA, Gawryszewski LG, Pereira A. Beyond deficit or compensation: new insights on postural control after long-term total visual loss. *Exp Brain Res.* (2017) 235(2):437–46. doi: 10.1007/s00221-016-4799-x.

47. Hallemans A, Beccu S, Van Loock K, Ortibus E, Truijen S, Aerts P. Visual deprivation leads to gait adaptations that are age- and context-specific: i. Step-time parameters. *Gait Posture.* (2009) 30(1):55–9. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.02.018.


48. Alonzo A, Fong J, Ball N, Martin D, Chand N, Loo CK. Repetitive transcranial magnetic stimulation for depression: 6-month outcomes of a large naturalistic study. *NeuroImage Clin.* (2018) 19:970–5. doi: 10.1016/j.nicl.2018.06.007

49. Hameed N, Mohd Yusoff MSB. Transcranial direct current stimulation as an adjunct to gait and balance training in children with spastic cerebral palsy. *Brain Sci.* (2021) 11(4):464. doi: 10.3390/brainsci11040464.


50. Krishnan C, Santos L, Peterson MD, Ehinger M. Safety of noninvasive brain stimulation in children and adolescents. *Brain Stimul.* (2015) 8(1):76–87. doi: 10.1016/j.brs.2014.10.012

Aos 25 dias do mês de junho de dois mil e vinte cinco às 16:00h em formato híbrido, <https://aee-edu-br.zoom.us/rec/share/rQfpO93HjW8SCb3O3NI5v9jrpLVVvK5MeboqJeRcXJwCQTznHw2VVRUimcbpv7cmZ.NrCcfuENzhUlyVeX?startTime=1750877241000>, realizou-se a sessão de julgamento do exame de Defesa de Tese de Doutorado da discente **Roberta Carneiro de Toledo**, intitulada: **EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA ASSOCIADA AOS EXERCÍCIOS PROPRIOCEPTIVOS EM CRIANÇAS E ADOLESCENTES COM DEFICIÊNCIA VISUAL: ESTUDO CLÍNICO RANDOMIZADO**. Conforme Portaria nº. 025/2025 de 23 de junho de dois mil vinte cinco, a banca examinadora foi composta pelos professores doutores: **Claudia Santos Oliveira (Orientador)**, **Iransé Oliveira Silva (Avaliador Interno)**, **Karla Cristina Naves Carvalho (Avaliador Interno)**, **Ivo Ilvan Kerppers (Avaliador Externo)**, **Luiz Alfredo Braun Ferreira (Avaliador Externo)**, **Luanda André Collange (Suplente Interno)** e **Rosane Lowenthal (Suplente Externo)**. A discente apresentou a Tese, os examinadores o arguíram e ele respondeu a todos os questionamentos, bem como participou da discussão durante a Defesa. Às 18:30h a Banca Examinadora passou a julgamento em sessão secreta, atribuindo a discente o seguinte resultado: **Aprovada**.


Linha de Pesquisa: Avaliação, Prevenção e Intervenção Terapêutica no Sistema Neuro-Musculoesquelético (APIT)

Documento assinado digitalmente
 **CLAUDIA SANTOS OLIVEIRA**
Data: 26/06/2025 15:44:12-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Profa. Dra. Claudia Santos Oliveira / Orientador / UniEVANGÉLICA

Documento assinado digitalmente
 **IRANSE OLIVEIRA SILVA**
Data: 02/07/2025 09:59:18-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. Iransé Oliveira Silva / Avaliador Interno / UniEVANGÉLICA

Documento assinado digitalmente
 **KARLA CRISTINA NAVES DE CARVALHO**
Data: 02/07/2025 15:07:12-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Profa. Dra. Karla Cristina Naves Carvalho / Avaliador Interno / UniEVANGÉLICA

Documento assinado digitalmente
Prof. gov.br IVO ILVAN KERPPERS
Data: 01/07/2025 15:50:15-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

ador Externo/ UECO
Documento assinado digitalmente
gov.br LUIZ ALFREDO BRAUN FERREIRA
Data: 27/06/2025 11:43:54-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. Luiz Alfredo Braun Ferreira / Avaliador Externo/ UNICENTRO

Reaberta a sessão pública, o presidente da Banca Examinadora **Dra. Claudia Santos Oliveira** proclamou o resultado e encerrou a sessão, da qual foi lavrada a presente ata que vai assinada por mim, **Élica Magalhães da Silva**, secretária do PPGMHR e pelos membros da Banca Examinadora.

Documento assinado digitalmente
gov.br ELICA MAGALHAES DA SILVA
Data: 22/12/2025 11:54:33-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>