

UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA
REABILITAÇÃO

Roberta Delasta Lazzari

**EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE
CONTÍNUA ASSOCIADA AO TREINO DE MOBILIDADE COM
REALIDADE VIRTUAL SOBRE O EQUILÍBRIO ESTÁTICO E
FUNCIONAL DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL: ENSAIO
CLÍNICO CONTROLADO ALEATORIZADO, DUPLO CEGO**

São Paulo, SP
2015

ROBERTA DELASTA LAZZARI

**EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE
CONTÍNUA ASSOCIADA AO TREINO DE MOBILIDADE COM
REALIDADE VIRTUAL SOBRE O EQUILÍBRIO ESTÁTICO E
FUNCIONAL DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL: ENSAIO
CLÍNICO CONTROLADO ALEATORIZADO, DUPLO CEGO**

Dissertação apresentada ao Programa de
Mestrado em Ciências da Reabilitação da
Universidade Nove de Julho para obtenção do
título de Mestre em Ciências da Reabilitação

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

Co-Orientador: Prof^o. Dr. Fabiano Politti

São Paulo, SP

2015

FICHA CATALOGRÁFICA

Lazzari, Roberta Delasta

Efeitos Da Estimulação Transcraniana Por Corrente Contínua Associada Ao Treino De Mobilidade Com Realidade Virtual Sobre O Equilíbrio Estático E Funcional De Crianças Com Paralisia Cerebral: Ensaio Clínico Controlado Aleatorizado, Duplo Cego

139 f.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Nove de Julho - UNINOVE, São Paulo, 2014.

Orientadora: Prof. Dra. Claudia Santos Oliveira.

Co-Orientador: Prof. Dr. Fabiano Politti

1. Paralisia Cerebral. 2. Equilíbrio. 3. Funcionalidade. 4. Estimulação Elétrica.

I. Oliveira, Claudia Santos. II. Título

CDU 615

São Paulo, 26 de fevereiro de 2015.

TERMO DE APROVAÇÃO

Aluno(a): ROBERTA DELASTA LAZZARI

Título da Dissertação: "Efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua associada ao treino de mobilidade com realidade virtual sobre o equilíbrio estático e funcional de crianças com paralisia cerebral: ensaio clínico controlado aleatorizados, duplo cego".

Presidente: PROFA. DRA. CLAUDIA SANTOS OLIVEIRA



Membro: PROF. DR. CARLOS BANDEIRA DE MELO MONTEIRO



Membro: PROFA. DRA. DANIELA APARECIDA BIASOTTO GONZALEZ



DEDICATÓRIA

É com muito Amor que dedico esta dissertação primeiramente Ao Eterno Deus, aos meus Pais e meus Irmãos que nunca mediram esforços para que meus sonhos pudessem ser tornar realidade, ao meu amado Renan, e ao meu Bem Maior, minha filha amada Sarah

AGRADECIMENTOS

Ao meu Criador, Deus, ao meu Salvador, Jesus Cristo e ao meu Consolador, o Espírito Santo de Deus...Realmente os seus Caminhos são mais altos...muito além do que eu possa Imaginar!!!Soberano é o seu nome!!!Toda Honra e Toda Glória sejam dadas a Ti!!!

Aos meus Pais...Roberto e Marini, por investirem na minha Vida, por torcerem pelo meu Sucesso, por não pouparem esforços para me ver Feliz, por investir com Amor nos meus Sonhos, sacrificando as suas vontades e os seus dias para cuidar da minha Princesa Sarah, por zelarem pela minha vida, por serem meus grandes exemplos de vida, sem vocês esse Sonho não seria possível!!!

Ao meu bem maior...minha filha Sarah, por me amar, por me receber sempre com um abraço e um lindo Sorriso, por compreender minhas ausências e a minha dedicação aos estudos, por me tornar um ser humano melhor. Por me fazer superar todas dificuldades com alegria e fazer valer a pena cada esforço, por achar Maravilhoso o trabalho da mamãe.

Ao Meu Amor Renan, meu amado, companheiro, obrigada por acreditar nos meus Sonhos, e vibrar com a realização deles.

Aos Meus Irmãos Marcela e João, e a Minha Tia Marlene...que sempre deram Suporte, por serem presentes na minha vida, por cuidarem da Sarah na minha ausência...vocês fazem parte dessa Conquista!!!

À Profa. Dra. Cláudia Santos Oliveira...

Minha Orientadora, por sua Confiança, Paciência, Carinho, Conhecimento, por me dar esse Presente que foi gerado nesses intensos anos, você sempre será um Referencial para mim...por sua infinita Sabedoria e Competência que permitiram a realização desse trabalho.

Ao Profº. Dr. Fabiano Politti...

Meu Co-orientador, sempre disponível, abrindo a minha mente para a pesquisa, respondendo aos meus questionamentos e me proporcionando conhecimentos valiosos, sem os quais, seria muito difícil concluir este trabalho.

Per il Profª Dra. Manuela Galli e il Profª Dra. Veronica Cimolin

Grazie per tutta la conoscenza, tutta la dedizione, la disponibilità di insegnamento e per avermi accolto nel Laboratorio "Luigi Diviet". La mia vita è cambiata molto dopo questa fase.

À Amiga Ana Kleiner, D. Isa e Angelo pela recepção maravilhosa na Itália, com vocês a saudade foi mais leve, os dias mais curtos, e as dificuldades menores.

À todos os professores responsáveis pela minha formação acadêmica e profissional, em especial ao Profº Dr. Paulo Lucarelli, e Profª Dra. Daniela Biasotto Gonzales, por me incentivar com tanto conhecimento, vocês são referências para mim.

Aos colegas do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Arislander, Bruna, Cibele, Luciane, Luanda, Luiz, Natália, Renata...vocês foram essenciais para o meu crescimento, em especial Ari, Cibele e Luiz obrigada por segurarem todos os momentos de stress, e por me fazerem sorrir nas horas difíceis...sem vocês seria Impossível!!!

Aos Alunos de Iniciação Científica por todo empenho e amizade desenvolvidos nestes anos de convívio. Stefany, você é foi a Muito Importante!!!

Às minhas amigas e intercessoras: Jojô, Paula, Aline e Rose muito obrigada por estar ao meu lado sempre, por todas as orações, por

suportar as minhas ausências e vibrar com cada conquista minha, como se fosse suas próprias vitórias!!!

À Profª Dra. Daniela Biasotto Gonzalez, ao Profº Dr. Carlos Bandeira de Mello Monteiro, a Profª Dra. Sandra Kalil, e a Profª Dra. Manuela Galli que gentilmente aceitaram o convite para compor a banca e contribuíram muito para o aprimoramento deste estudo.

Aos meus pacientes, e seus pais, pela imensa colaboração, sem eles nada disso seria possível!!!

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo(FAPESP), pelo apoio financeiro que possibilitou o desenvolvimento deste trabalho

À Universidade Nove de Julho por proporcionar a obtenção do Título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

“Compra a verdade, e não a vendas; e também a sabedoria, a instrução e o entendimento.” Provérbios 23:23

RESUMO

Objetivo: Verificar os efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua no córtex motor primário, associada ao treino mobilidade com realidade virtual sobre o equilíbrio estático e funcional de crianças com paralisia cerebral (PC). **Materiais e Métodos:** A amostra populacional que fez parte deste projeto foi composta de 24 crianças com PC entre 4 e 12 anos de idade. As crianças foram alocadas aleatoriamente em dois grupos (Grupo Controle: treino de mobilidade com uso de realidade virtual e estimulação transcraniana placebo; Grupo Experimental: treino de mobilidade com o uso de realidade virtual e estimulação transcraniana ativa) e avaliadas em quatro momentos distintos (pré-intervenção, imediatamente após a primeira sessão, pós-intervenção e um mês após as intervenções). O equilíbrio estático foi avaliado através da plataforma de força em quatro condições: pés apoiados na plataforma com olhos abertos, pés na plataforma com olhos fechados, pés na espuma olhos abertos, pés espuma olhos fechados, por 30 segundos cada. O Equilíbrio Funcional foi medido por meio da Escala de Equilíbrio Pediátrica (EEP) e Timed Up and Go (TUG). **Resultados:** Na Análise do Efeito imediato do tratamento com Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC) somente a velocidade de oscilação apresentou interação significativa. Já na análise dos efeitos do Treinamento a área, velocidade e frequência do Centro de Pressão (CoP) apresentaram interação significativa, bem como o EEP e TUG. **Conclusão:** Sugere-se que a ETCC interfere sobre o equilíbrio estático e funcional de crianças com PC.

Palavras-chaves: paralisia cerebral, criança, fisioterapia, córtex cerebral, estimulação elétrica, equilíbrio estático.

ABSTRACT

Purpose: To investigate the effects of transcranial direct current stimulation in the primary motor cortex, associated with mobility

training with virtual reality on the static and functional balance of children with cerebral palsy (CP). **Materials and Methods:** The population sample that was part of this project consisted of 24 children with CP between 4 and 12 years old. The children were divided randomly into two groups (control group: mobility training with virtual reality and use transcranial stimulation placebo; Experimental Group: mobility training using virtual reality and transcranial stimulation active) and evaluated at four different times (pre -intervention, immediately after the first session, after the intervention and one month after intervention). The static balance was evaluated by force platform in four conditions: feet flat on the platform with open eyes, feet on the platform with eyes closed, feet in the open foam eyes, feet foam eyes closed for 30 seconds each. The Functional Balance was measured by Pediatric Balance Scale(PBS) and Timed Up and Go(TUG). **Results:** The analysis of the immediate effect of treatment with transcranial Direct Current Stimulation (tDCS) only sway velocity showed a significant interaction. In the analysis of the effects of the training area, Center of Pressure (COP) speed and frequency presented significant interaction as well as the EEP and TUG **Conclusion:** It is suggested that tDCS interferes with the static and functional balance of children with CP.

Keywords: cerebral palsy, child, physiotherapy, cerebral cortex, electrical stimulation, static and dynamic balance.

SUMÁRIO

Lista de Tabelas

Lista de Figuras/ Fotos e Imagens	15
Lista de Abreviaturas	16
1. Contextualização	17
1.1. Treino com Realidade Virtual	20
1.2. Estimulação transcraniana por corrente contínua	22
2. Justificativa	26
3. Objetivos	28
3.1. Objetivo primário	28
3.2. Objetivos secundários	28
4. Materiais e Métodos	29
4.1. Delineamento do estudo	29
4.2. Aspectos éticos	31
4.3. Amostra	32
4.4. Seleção e caracterização da amostra	33
4.5. Procedimentos	34
4.5.1. Estimulação transcraniana por corrente contínua	34
4.5.2. Efeito imediato da estimulação transcraniana por corrente contínua	35
4.6. Avaliação	36
4.6.1. Escala de Equilíbrio Pediátrica	36
4.6.2. Avaliação Estabilométrica	37
4.6.3. Timed Up and Go	40
4.7. Protocolos de treino de mobilidade	41
5. Resultados	43

5.1. Artigo 1	43
5.2. Artigo 2	63
6. Considerações Finais	85
7. Referências	86
8. Apêndices	93
Apêndice 1	93
Apêndice 2	110
Apêndice 3	115
9. Anexos	122
Anexo 1	122
Anexo 2	124
Anexo 3	128
Anexo 4	130

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Tabela 1 - Descrição da Amostra

Artigo 1

Table 1 - Interactions between group and stabilometric variables

Artigo 2

Tabela 1. Descrição da Amostra

Tabela 2: Interações entre os grupos e as variáveis estabilométricas

Tabela 3. Média e desvio padrão referentes à área, a velocidade e a frequência de oscilação do centro de pressão.

Tabela 4. Valores de TUG e EEP

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Demonstra o posicionamento dos eletrodos (esponjas) sobre a cabeça do voluntário.

Figura 2. Demonstra o fluxo da corrente elétrica durante a estimulação elétrica do anodo para o cátodo.

Figura 3. Fluxograma do estudo segundo o CONSORT.

Figura 4. Esquema de Montagem do tDCS

Figura 5. Avaliação Estabilométrica sobre a Plataforma.

Figura 6. Avaliação Estabilométrica sobre a Espuma na Plataforma.

Figura 7. Treino de Mobilidade com Realidade Virtual

Artigo 1

Figure 1: Sway velocity before and after treatment in AP and ML directions in control group with eyes open (EO) and eyes closed (EC). Mean values (\pm SD) and significant differences between pre-and post-treatment are reported (* $p < 0.05$; ** $p < 0.001$).

Figure 2. Sway velocity before and after treatment in AP and ML directions in experimental group with eyes open (EO) and eyes closed (EC). Mean values (\pm SD) and significant differences between pre-and post-treatment are reported (* $p < 0.05$; ** $p < 0.001$).

Artigo 2

Figura 1. Fluxograma do estudo segundo o CONSORT.

LISTA DE ABREVIATURAS

Anteroposterior (AP)

Atividades de vida diárias (AVD's)

Centro de pressão (COP)

Mediolateral (ML)

Eletroencefalograma (EEG)

Escala de Equilíbrio Pediátrica (EEP)

Estimulação transcraniana por corrente contínua(ETCC)

Estimulação transcraniana por corrente contínua (Transcranial direct current stimulation)(tDCS)

Músculo tibial anterior (TA)

Músculo gastrocnêmio lateral (GL)

Paralisia cerebral (PC)

Realidade virtual (RV)

Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos (Rebec)

Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (Gross Motor Function Classification System) (GMFCS)

SPSS (Statistical Package for the Social Sciences)

1. CONTEXTUALIZAÇÃO

Paralisia cerebral (PC) refere-se às desordens do desenvolvimento motor, advindas da lesão cerebral primária, são de caráter permanente e mutável, ocasionando alterações musculoesqueléticas secundárias e limitações nas atividades.¹ A prevalência da PC varia entre 1,5 e 2,5 por 1000 nascidos vivos, com pouca ou nenhuma diferença entre as nações ocidentais.² Sabe-se que a principal alteração presente nas crianças com PC é o comprometimento motor, que ocasiona várias modificações decorrentes da encefalopatia, com consequentes alterações na biomecânica corporal.³⁻⁴

A mobilidade funcional, meio pelo qual um indivíduo se move no ambiente para obter uma interação diária com a família e a sociedade,⁵ é uma meta funcional importante na reabilitação das crianças com PC. Andar com ou sem assistência propicia para a criança melhor participação nas atividades cotidianas e um melhor desenvolvimento físico.⁶

Cerca de 90% das crianças com PC apresentam comprometimento da marcha devido a fraqueza muscular excessiva, alteração cinemática articular e a diminuição das reações posturais.⁷ Como consequência, é observado diminuição na capacidade de participar de jogos e atividades esportivas em intensidade suficiente para desenvolver adequado nível de condicionamento cardiorrespiratório.⁸⁻⁹

Os programas de exercícios que incluíam componentes aeróbios e fortalecimento muscular foram muitas vezes contra-indicados para indivíduos com PC, acreditava-se que um esforço maior durante o exercício resultaria em aumento do tônus muscular, diminuição da gama de movimentos e da função global.¹⁰⁻¹¹ No entanto, existem evidências de benefícios fisiológicos resultantes de exercícios aeróbios em crianças com PC, mas a influência destes benefícios sobre a funcionalidade permanece desconhecida¹¹.

A fisioterapia intensiva continua a ser considerada como padrão ouro no tratamento da PC, mas os resultados são variados. Diversas abordagens vêm sendo utilizadas a fim de favorecer o controle motor seletivo, a coordenação da ação muscular na realização da marcha^{7,12} e o condicionamento físico.^{10,11} Entre as abordagens estudadas atualmente destacam-se o treino de marcha em esteira e o treino de mobilidade e de equilíbrio utilizando realidade virtual.

O equilíbrio tem por objetivo o controle postural que relaciona a estabilidade e orientação do corpo, envolvendo o controle da relação entre os vários segmentos corporais.¹³ Para alcançar a estabilidade e orientação, é necessário à integração de respostas dos sistemas visual, vestibular, somatosensorial e controle motor.¹⁴ A habilidade em manter o controle postural, sem alterar a base de suporte é determinada pelo desempenho do indivíduo em manter o seu centro de massa corporal dentro dos seus limites de estabilidade, ocasionando assim um melhor equilíbrio.¹⁵ Para muitos pacientes com disfunção neurológica há uma grande dificuldade de se manter a harmonia dos sistemas visual, somatosensorial e vestibular, acarretando em um déficit na estabilidade postural.¹⁶

Um corpo está em equilíbrio quando se encontra em repouso (equilíbrio estático) ou em movimento estável (equilíbrio dinâmico). Um sistema estável é aquele no qual o movimento não é significativamente alterado a partir da trajetória desejada, mesmo quando submetido a perturbações.¹⁷

Déficit ou comprometimento motor em crianças com PC estão relacionados ao controle postural deficiente que interferem amplamente nas atividades de vida diárias (AVD's) e se torna mais evidente na postura ereta do que sentada devido à alta demanda da habilidade de controlar a postura das crianças.¹⁸

O desenvolvimento de novos recursos terapêuticos para serem utilizados associados às técnicas de reabilitação física, com a finalidade de otimizar o resultado funcional é de primordial importância.¹⁹ A estimulação cerebral não invasiva tem gerado muito interesse neste contexto. Em indivíduos com lesões encefálicas, uma

melhora funcional significativa, foi observada após curtos períodos de estimulação cerebral.¹⁹⁻²⁰

Dessa maneira, a estimulação transcraniana por corrente contínua(ETCC) se torna uma técnica promissora, com um equipamento de baixo custo, de fácil administração, boa tolerância e com mínimos efeitos adversos²¹ e quando realizada em associação com as terapias físicas pode potencializar mudanças neuroplásticas.¹⁹

Tendo em vista que ambas as terapias (realidade virtual e ETCC) são técnicas inovadoras, torna-se importante verificar os efeitos do uso da ETCC durante o treino de mobilidade com realidade virtual como potencializador dos efeitos sobre o equilíbrio estático e funcional.

1.1 Treino com realidade virtual

Realidade virtual (RV) é definida como uma experiência imersiva, interativa e tridimensional que ocorre em tempo real.^{22,23} Permite ao usuário uma oportunidade de vivenciar uma experiência multidimensional e multissensorial em um ambiente virtual.²³⁻²⁵ O uso de vídeo game com dispositivo de realidade virtual vem ganhando destaque no processo de reabilitação, principalmente na área da fisioterapia. Pesquisadores e clínicos tem explorado o uso do vídeo game Nintendo Wii™ como ferramenta da reabilitação de indivíduos com diversos comprometimentos motores, com sequelas no equilíbrio e na mobilidade funcional.²⁶

Exergames é um termo relativamente novo usado para descrever o vídeo game interativo ou jogos eletrônicos que caracterizam o movimento do jogador, tal como ocorreria na “vida real” durante a prática de um determinado exercício.²⁷ O programa Nintendo Wii é um novo estilo de realidade virtual, usando um controle remoto ou uma plataforma sem fio, que interage com o indivíduo por meio de um sistema de detecção de movimento e representação no vídeo. Um sensor, posicionado sobre o televisor, capta e reproduz na tela o movimento realizado pelo indivíduo. O feedback fornecido pela imagem na tela do televisor gera um reforço positivo, facilitando a formação e o aperfeiçoamento dos exercícios. Os jogos envolvem exercícios de equilíbrio, mobilidade funcional e exercícios aeróbicos.²⁷

Acredita-se que possa haver uma melhora na resposta ao tratamento, devido ao estímulo lúdico na motivação dos pacientes para a realização dos exercícios de reabilitação. Desta forma adiciona-se ao tratamento convencional um fator motivacional, com adoção de um jogo específico que auxilie o paciente a realizar os movimentos desejados.²⁸⁻²⁹ Vantagens práticas do uso da realidade virtual, por meio do Nintendo Wii™, referem-se à possibilidade de fornecer um feedback em tempo real sobre o desempenho e a progressão dos exercícios;³⁰ realizar o treino no domicílio com ou

sem supervisão;³¹ além de ser um recurso agradável que pode ser utilizado com parentes e amigos.³⁰

No entanto, há um número limitado de estudos sobre a eficácia da utilização *exergames* no âmbito da reabilitação neuromotora infantil. Em 2012 Salem et al verificaram a melhora no equilíbrio no teste de apoio único num estudo piloto com crianças com atraso do desenvolvimento motor³². Em 2012 Gordon et al fizeram um estudo piloto com crianças com paralisia cerebral e verificou melhora de 7% no GMFM para crianças com PC³³. No geral os estudos envolvem pacientes adultos e a análise dos efeitos sobre o equilíbrio de pacientes com sequelas de acidente vascular encefálico,³⁴ indivíduos sedentários e obesos.³⁵ Por estimular o deslocamento do centro de massa corporal e alterações na base de apoio, os jogos facilitam uma melhora no equilíbrio estático e dinâmico durante tarefas funcionais.³⁶ Outro benefício demonstrado na literatura refere-se à possibilidade dos jogos serem uma alternativa para realização de exercícios aeróbicos, promovendo um melhor condicionamento físico, seguindo as diretrizes do *American College of Sports Medicine*.³⁷⁻³⁸

Um guia de recomendações práticas para o uso de realidade virtual no tratamento de crianças com PC foi publicado em fevereiro de 2012.³⁹ O manuscrito descreve que existem evidências para afirmar que a realidade virtual é uma ferramenta promissora no tratamento de crianças com PC. Embora exista um número restrito de estudos que envolvam esta população, os achados demonstram melhora no controle postural, no equilíbrio, na função de membros superiores, no controle motor seletivo e na marcha.³⁹

1.2 Estimulação elétrica transcraniana por corrente contínua

O uso da Estimulação Elétrica Transcraniana com Corrente Contínua (ETCC) tem seus primeiros relatos em 1804. Nos estudos de eletrofisiologia moderna, a partir do ano 2000 surgiram os primeiros trabalhos que utilizavam a corrente com eletrodos superficiais, com objetivo de modulação da excitabilidade cortical. Baseia-se em uma técnica não invasiva, onde é produzida a estimulação do córtex, por meio de uma corrente elétrica monofásica direta de baixa intensidade (1 a 2mA), por eletrodos de superfície como demonstrado na Fig. 1.

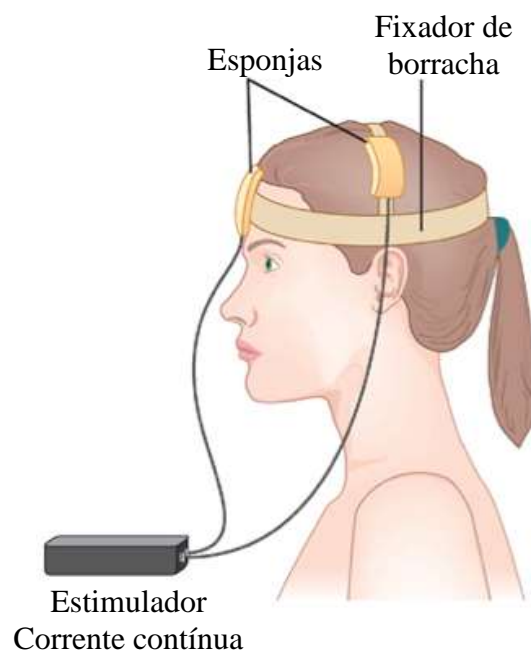


Fig. 1. Demonstra o posicionamento dos eletrodos (esponjas) sobre a cabeça do voluntário. Fonte: http://www.nature.com/npp/journal/v37/n1/fig_tab/npp2011225f1.

Esta técnica apresenta vantagens sobre outras técnicas de estimulação transcraniana, uma vez que fornece efeito modulatório da função cortical com maior duração, sendo de fácil aplicação, com menor custo. Além disso, este tipo de intervenção promove uma

condição melhor de estimulação placebo dando especificidade maior aos resultados de uma pesquisa.⁴⁰⁻⁴²

Os efeitos da estimulação são obtidos pela movimentação dos elétrons devido às cargas elétricas existentes entre eles (Fig. 2.). Os polos dos eletrodos da estimulação desta corrente são o ânodo e o cátodo, sendo o ânodo polo positivo e cátodo polo negativo. O sentido da corrente elétrica, ou seja, o sentido dos elétrons flui do polo positivo para o polo negativo. Este fluxo irá gerar diferentes efeitos em tecidos biológicos. Durante a aplicação da ETCC, a corrente elétrica flui dos eletrodos e penetram o crânio atingindo o córtex. Embora ocorra dissipação da maior parte de corrente entre os tecidos acima do córtex, uma quantidade suficiente de corrente chega a estruturas corticais modificando o potencial de membrana das células ali localizadas.^{43,44}

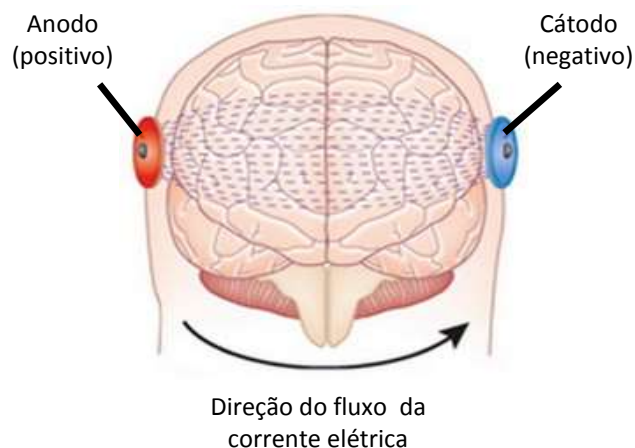


Fig. 2. Demonstra o fluxo da corrente elétrica durante a estimulação elétrica do ânodo para o cátodo. Fonte: <http://davidileitman.com/time-causality-and-perception-tcp/>

O uso da ETCC demonstrou efeitos da excitabilidade cortical quando aplicada em curto prazo com efeitos curtos, quanto com aplicação de longo prazo, gerando efeitos duradouros relacionados a mecanismos plásticos.⁴⁵ Muitos estudos conduzidos em modelos animais demonstraram os efeitos polares da ETCC no córtex cerebral. Estes estudos demonstraram que correntes polarizadas aplicadas na superfície cerebral podem aumentar o disparo espontâneo⁴⁶ e iniciar

atividade paroxística⁴⁷ quando utilizado o polo anodal, enquanto que o polo catodal geralmente deprime estes eventos. Com base nestes dados, estudos em humanos avaliaram os efeitos de cada polo na excitabilidade cortical, por meio da estimulação do córtex motor primário. Nestes estudos, a estimulação anodal aumentou a excitabilidade cortical, e a estimulação catodal diminuiu.⁴⁵

A ETCC é uma técnica de neuromodulação que vem atraindo a atenção de muitos pesquisadores nos últimos anos. Os resultados de pesquisas clínicas demonstram seu grande potencial no tratamento de acometimentos neurológicos e na investigação de processos de modulação da excitabilidade cortical.⁴²

No processo de reabilitação, as técnicas de neuromodulação têm como objetivo promover um aumento da eficácia sináptica local, alterando o padrão de plasticidade mal-adaptativa que surge após uma lesão cortical. Um grande benefício da utilização da técnica de ETCC é a possibilidade do uso associado com terapias físicas. A estimulação aparece como uma forma de modular a atividade cortical abrindo uma passagem para o aumento e prolongamento do ganho funcional promovido pela terapia física. É possível dizer, então, que a estimulação promove alteração de um padrão de excitabilidade disfuncional para que a terapia física modele, com ativação de redes neurais específicas à atividade, o padrão funcional de atividade cortical.⁴²

Estudos envolvendo o uso da ETCC no córtex motor primário de indivíduos com sequelas de acidente vascular encefálico demonstraram melhora na função de membros superiores (movimentação ativa de punho e dedos e movimento de pinça), na velocidade do movimento, na movimentação ativa de tornozelo e na função motora. No entanto, existe um número extremamente restrito de estudos que analisaram os efeitos da estimulação transcraniana em crianças com PC. Os achados encontrados na literatura referem-se ao uso da estimulação magnética transcraniana como método para analisar o potencial evocado⁴⁸⁻⁵⁰ e como recurso para redução da espasticidade de crianças com PC⁵¹. Estudo recente utilizou a

estimulação magnética transcraniana para investigar os mapas corticais motores de crianças com hemiparesia e diparesia. Os autores relatam alterações significantes nos mapas motores corticais em crianças com PC (lateralização do membro superior e representação motora do membro inferior), demonstrando que ocorre uma reorganização após acometimentos em um ou ambos os hemisférios cerebrais.⁵²

2. JUSTIFICATIVA

Apesar de encontrarmos na literatura trabalhos com uma ou outra técnica (treino de mobilidade com realidade virtual e a ETCC), não foram encontrados na literatura estudos controlados investigando a aplicação das mesmas em crianças com PC. Tendo em vista que ambas as técnicas, podem ser aplicados com segurança em crianças com PC, o presente estudo se justificou na proposta de associar as técnicas potencializando o efeito do treinamento funcional com realidade virtual através da utilização da ETCC.

A PC refere-se a uma lesão primária do encéfalo em desenvolvimento, resultando em 90% dos casos, em limitações na mobilidade funcional. Podemos considerar que o comprometimento motor seja em decorrência da associação entre a lesão encefálica e o padrão de plasticidade mal-adaptativa que surge após uma lesão cortical. As terapias físicas visam por meio da aplicação de treinos funcionais e múltiplos estímulos sensoriais, promover um aprendizado motor. No entanto, o aprendizado motor é dependente de uma alteração da excitabilidade cortical, com diminuição da inibição cortical após a lesão. A estimulação aparece, nesse contexto, como uma forma de modular a atividade cortical abrindo passagem para o aumento e prolongamento do ganho funcional promovido pelas terapias físicas.⁴²

Nos casos de PC, as crianças são inseridas no processo de reabilitação precocemente, permanecendo ao longo de sua infância realizando um número significativo de terapias físicas (fisioterapia, terapia ocupacional...) semanais, gerando um desgaste motivacional. Considerando este aspecto, o treino com o uso de realidade virtual oferece a criança um novo ambiente de treinamento, despertando a curiosidade e a motivação. A associação da ETCC com os recursos de terapia física(realidade virtual) proporciona o treinamento de uma tarefa específica, com múltiplas retenções rítmicas, promovendo ricos estímulos sensoriais (proprioceptivos e visuais), com um córtex motor primário com limiar de excitabilidade modificado, ou seja, com

aumento da eficácia sináptica local, potencializando assim, o aprendizado motor.

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivo primário

Verificar os efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua no córtex motor primário, associada ao treino mobilidade com realidade virtual sobre o equilíbrio estático e funcional de crianças com paralisia cerebral (PC).

3.2 Objetivos secundários

Verificar o efeito imediato de uma única sessão da estimulação transcraniana por corrente contínua no córtex motor primário, associada ao treino de mobilidade com realidade virtual sobre o equilíbrio estático e o equilíbrio funcional de crianças com paralisia cerebral.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Delineamento do estudo

Este estudo foi um ensaio clínico, longitudinal, prospectivo, analítico, controlado aleatorizado e duplo cego (Fig. 3).

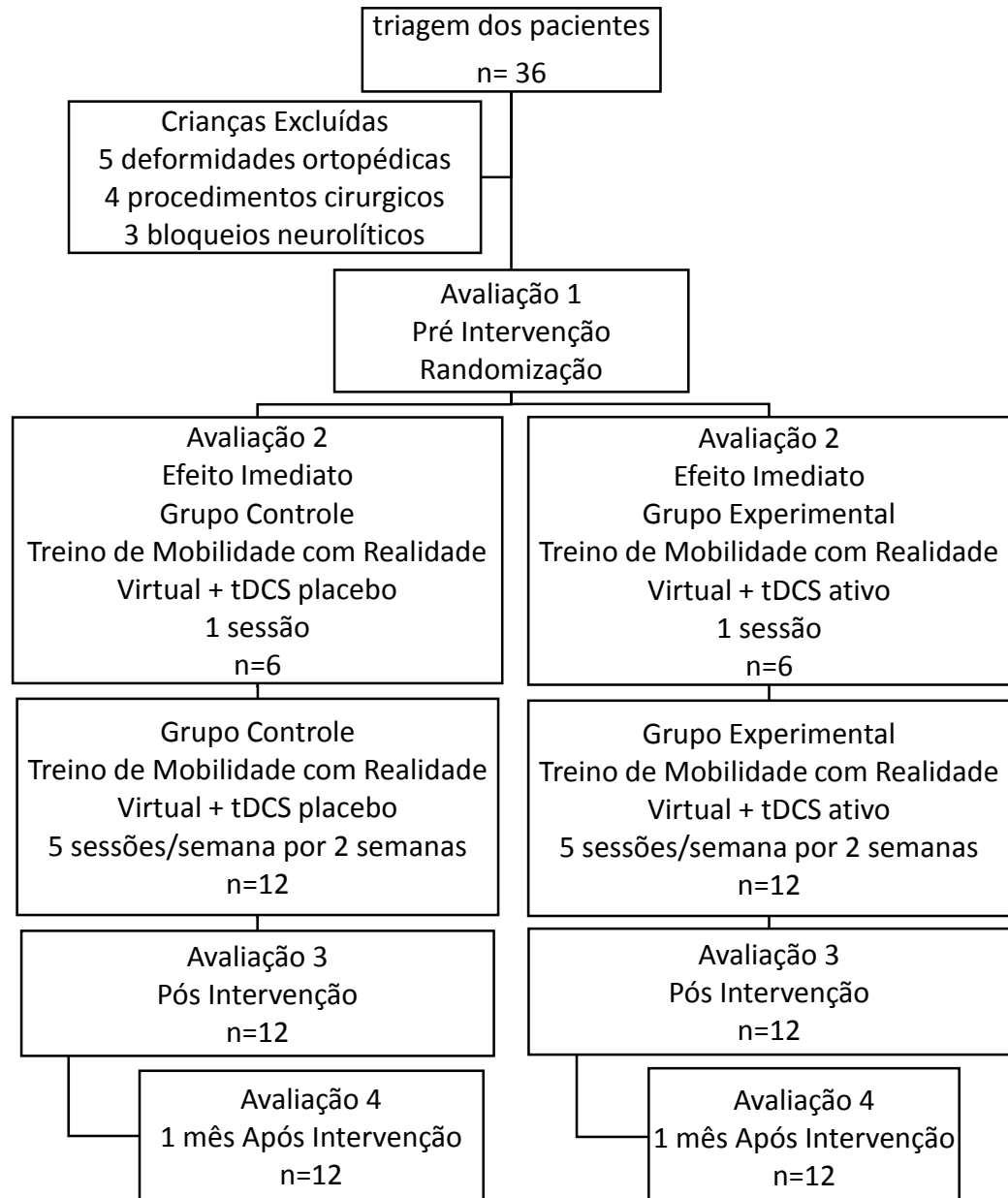


Fig.3. Fluxograma do estudo segundo o CONSORT.

Legenda: tDCS: estimulação transcraniana por corrente contínua no córtex motor primário.

As crianças que se enquadraram nos critérios de elegibilidade e os responsáveis aceitaram a participação no estudo foram alocadas de forma aleatória em um dos dois grupos do estudo, por um método de aleatorização em blocos. Seguem os grupos:

- Grupo Controle: treino de mobilidade com uso de realidade virtual e estimulação transcraniana placebo;
- Grupo Experimental: treino de mobilidade com uso de realidade virtual e estimulação transcraniana ativa.

A aleatorização foi estratificada de acordo com os níveis do GMFCS (níveis I-II ou nível III). Para cada estrato, a sequência de alocação foi gerada a partir de uma tabela de números aleatórios com as atribuições lacradas em envelopes opacos numerados sequencialmente. Após a avaliação pré-intervenção, o participante foi alocado em um grupo abrindo um envelope. Este processo foi feito por um membro da equipe que não estava envolvido no processo de recrutamento ou desenvolvimento da pesquisa (avaliador cego).

4.2 Aspectos éticos

O presente estudo obedeceu às Diretrizes e Normas Regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos, formuladas pelo Conselho Nacional de Saúde, Ministério da Saúde e estabelecidas em outubro de 1996 no Brasil.

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Nove de Julho, São Paulo, Brasil, sob o protocolo 69803/2012 (ANEXO 1) e foi registrado no Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos (ReBEC) sob o Número RBR-9B5DH7. Todos os responsáveis concordaram com a participação da criança, por meio da assinatura de um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, onde declararam ter ciência de que o procedimento ao qual submeteram seus filhos foi voluntário, gratuito e experimental (ANEXO 2).

Ficou esclarecido que o participante teria acesso a todas as informações e poderiam desistir da pesquisa ou retirar seu consentimento a qualquer momento, sem prejuízo ou dano, se assim o desejasse. Além disso, foi garantido sigilo absoluto a identificação dos indivíduos, baseado nos princípios éticos de confidencialidade e privacidade. Os procedimentos de intervenção placebo foram realizados sempre associados a um tratamento ativo, o que torna o seu uso de menor impacto ao paciente. Além disso, os pacientes foram informados da utilização deste procedimento antes do início da pesquisa.

4.3 Amostra

O tamanho da amostra foi calculado utilizando o programa STATA 12 e com base em um estudo realizado por Duarte et al. 2014²¹ (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). As oscilações do centro de pressões (ântero-posterior e médio-lateral, com os olhos abertos e fechados) foram selecionados como o resultado primário devido à sua validade comprovada na literatura para a avaliação do equilíbrio estático em crianças com paralisia cerebral. Com base em médias e desvios dos padrões grupos experimental 14.2(2.6) e controle 18.4(3.6), 9 crianças em cada grupo seria necessário para um alfa bidirecional de 0,05 e um poder de 80%. Trinta por cento foram adicionadas a cada grupo para compensar possíveis interrupções. Assim, a amostra final foi composta por 12 crianças em cada grupo (total: 24 participantes).

4.4 Seleção e caracterização da amostra

A população foi composta por 24 crianças diagnosticadas com PC. As crianças foram recrutadas a partir das Clínicas de Fisioterapia da Uninove, São Paulo, Brasil. Os critérios de inclusão foram crianças que: a) Possuíam diagnóstico de PC do tipo espástica; b) Classificadas funcionalmente como níveis I, II ou III pelo GMFCS;⁵³⁻⁵⁴ c) Classificadas entre níveis 2 e 6 da Escala de Mobilidade Funcional (*Functional Mobility Scale – FMS*)⁵⁵; d) Possuíam marcha independente no mínimo há doze meses; e) Tinham idade entre 4 e 12 anos de vida; f) Possuíam graus de compreensão e colaboração compatíveis com a realização das atividades propostas; g) Os responsáveis concordaram com a sua participação no estudo por meio da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO 2). Foram excluídas crianças que: a) Tinham sido submetidas a procedimentos cirúrgicos e ou a bloqueios neurolíticos nos últimos 12 meses antes do início das sessões de treinamento; b) Apresentaram deformidades ortopédicas estruturadas com indicações cirúrgicas; c) Portadoras de epilepsia; d) Que possuíam implante metálico no encéfalo ou aparelhos auditivos.

4.5 Procedimentos

4.5.1 Estimulação transcraniana por corrente contínua

A estimulação transcraniana por corrente contínua foi realizada durante as sessões de intervenção, pois pode atuar 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 *tDCS Transcranial Stimulation* (*Trans Cranial Technologies, USA*), por meio de dois eletrodos-esponja de superfície (não metálicos) de 5X5 cm, umedecidos em solução salina. As crianças foram distribuídas aleatoriamente em dois tipos de tratamento: 1) Estimulação anódica no córtex motor primário; e 2) Estimulação transcraniana placebo.

A estimulação seguiu a montagem proposta por Fregni *et al.* 2012 (Fig.4). O eletrodo ânodo foi posicionado sobre C3 (sistema internacional 10-20 de eletroencefalograma – EEG), correspondente ao córtex motor primário. O cátodo foi posicionado na região supraorbital contralateral ao ânodo. Na estimulação placebo todos os procedimentos de colocação dos eletrodos foram realizados e o estimulador foi ligado durante 30 segundos iniciais, desta forma, as crianças tiveram a sensação inicial, mas não receberam nenhuma estimulação no tempo restante. Este procedimento é uma forma válida de controle em estudos de estimulação transcraniana por corrente contínua.

Uma corrente de 1mA foi aplicada no córtex motor primário durante os 20 minutos de cada sessão, momento em que a criança estava realizando o treino de mobilidade com uso de realidade virtual durante o jogo de exercícios aeróbicos(caminhada e caminhada com obstáculos). O aparelho que foi utilizado para estimulação elétrica possuía um botão que permitia que o operador controlasse a intensidade da corrente. A estimulação foi elevada gradualmente até 1mA.

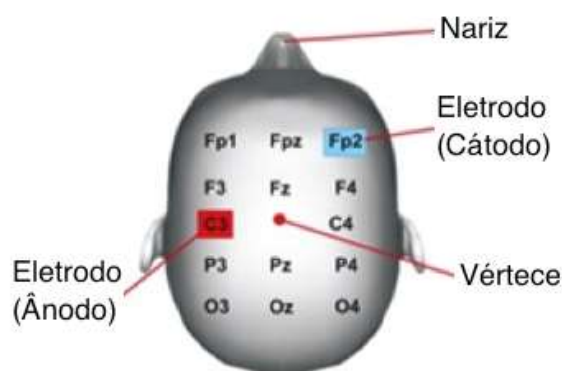


Fig. 4. Esquema de Montagem do tDCS. Fonte: Fregni et al 2012

4.5.2 Efeito imediato da estimulação transcraniana por corrente contínua

Para esclarecimento do efeito imediato de uma única sessão da estimulação transcraniana por corrente contínua, as crianças selecionadas para o estudo foram submetidas antes do início dos protocolos de tratamento a avaliação do equilíbrio estático (estabilometria). Esta avaliação foi realizada em dias não consecutivos. Cada item da avaliação foi realizado respeitando as seguintes situações: (1) estimulação transcraniana placebo, associada ao treino de mobilidade com realidade virtual, (2) estimulação transcraniana por corrente contínua ativa no córtex motor primário, associada ao treino de mobilidade com realidade virtual. Ao chegar, a criança foi orientada quanto aos procedimentos, e permaneceu em repouso por vinte minutos. Dois avaliadores foram responsáveis pelos procedimentos para manter o cegamento e confiabilidade dos resultados. O Avaliador 1 foi responsável pela montagem e aplicação da estimulação transcraniana (ativa e placebo). O avaliador 2 foi responsável pelo treino de mobilidade com realidade virtual. A criança permaneceu durante todo o período da avaliação com a montagem da estimulação para assegurar o cegamento da criança e do avaliador 2. A montagem da estimulação transcraniana foi realizada de acordo com Fregni *et al.* (2012), com uma corrente de 1mA (descrição no item 4.6.1.).

4.6 Avaliação

O processo de avaliação (pré-intervenção, pós-intervenção e um mês após o término dos protocolos de intervenção) foi realizado em três dias não consecutivos, com período máximo de uma hora e 30 minutos por dia. O avaliador foi cego com relação aos objetivos do estudo, não fazendo parte dos profissionais responsáveis pelos protocolos de intervenção. Inicialmente, a ficha de identificação foi preenchida (ANEXO 3) e os dados antropométricos mensurados (massa corporal, estatura e índice de massa corporal) (Tabela 1). A ordem das avaliações será determinada por meio de sorteio.

Tabela 1. Descrição da Amostra

	Controle	Experimental
Idade(anos)*	7.7(2.0)	7.6(1.8)
Peso (Kg)*	29.8(11.1)	34.1(10.4)
Altura(m)*	1.24(0.14)	1.31(0.11)
IMC(Kg/m ²)*	18.6(4.7)	19.7(5.2)
GMFCS(I/II/III)**	(4/5/3)	(6/3/3)
Topografia(Hemiparetico/Diparético)**	(2/10)	(3/9)

Legenda: GMFCS(Gross Motor Function Classification System

* Dados expressos em Média e Desvio Padrão

**Dados representando a Frequência

A seguir a descrição dos procedimentos da avaliação:

4.6.1 Escala de Equilíbrio Pediátrica (EEP):

Esta consiste em 14 tarefas semelhantes às várias atividades de vida diária. Os itens são pontuados em uma escala ordinal de cinco pontos (0, 1, 2, 3 ou 4), sendo zero referente à incapacidade de exercer atividades sem auxílio; e quatro a habilidade em realizar

tarefas com independência. A pontuação máxima é 56 pontos. Os pontos são baseados no tempo em que uma posição pode ser mantida, na distância em que o membro superior é capaz de alcançar a frente do corpo e no tempo para completar a tarefa.⁵⁶ (ANEXO 4)

4.6.2 Avaliação estabilométrica:

Para avaliação do equilíbrio estático foi utilizada a plataforma de força, marca Kistler modelo 9286BA, a qual permite uma análise estabilométrica por meio do registro da oscilação do centro de pressão (COP). A frequência de aquisição foi de 100Hz captados por 4 sensores piezo elétricos posicionados nas extremidades da plataforma cuja dimensões são de 400X600mm. Os dados foram registrados e interpretados pelo o *software Smart Clinic*, desenvolvido pela *BTS Engineering*, integrado e sincronizado ao sistema SMART-D 140®.

Para avaliação a criança foi orientada a permanecer em posição ortostática sobre a plataforma, descalça, braços ao longo do corpo, olhar fixo em um ponto marcado a um metro de distância na altura do ponto glabelar de cada criança, com base irrestrita dos pés e alinhamento dos calcanhares como demonstração na Figura 5.



Figura 5. Avaliação Estabilométrica sobre a Plataforma. Fonte: o autor

Durante a avaliação foi utilizado um estímulo proprioceptivo, neste caso, uma espuma⁵⁷ com dimensão de 400X600X50mm (Figura 6.) e a avaliação do paciente foi realizada em quatro condições: olhos abertos e olhos fechados, sobre a plataforma; e olhos abertos e olhos fechados sobre a espuma com duração de 45 segundos cada, foram coletadas 3 avaliações em cada condição e foi utilizada a média das 3 coletas em cada condição para cada item avaliado. As coletas foram randomizadas por meio de sorteio, para evitar possíveis efeitos de aprendizagem motora. Entre as coletas de estabilometria, foi respeitado um período de repouso de 1 minuto, sentadas em uma cadeira próxima à plataforma.



Figura 6. Avaliação Estabilométrica sobre a Espuma na Plataforma.
Fonte: o autor.

O deslocamento do centro de oscilação (CoP) nas direções anteroposterior (AP) e mediolateral (ML) foi utilizado para analisar a oscilação corporal⁵⁸. Para evitar “outliers” referentes a possíveis ajustes posturais, os 15 segundos iniciais das coletas foram descartados (total=30s). Os dados do CoP inicialmente foram filtrados por um filtro Butterworth passa baixa com frequência de corte de 10Hz. A oscilação postural foi quantificada por meio de três escalas dependentes sendo essas: a) área de oscilação do CoP, como um indicador de magnitude dos deslocamentos, b) velocidade média e c) frequência de oscilação do CoP como indicador de eficiência do controle postural. Abaixo seguem a descrição de cada parâmetro utilizado.

- Área de oscilação (cm²): foi utilizado o método estatístico de análise das componentes principais sugerido por Oliveira et al.⁵⁹ De forma geral, esse método caracteriza-se por permitir a construção de uma elipse que engloba 95% das amostras ao

longo dos eixos AP e ML, que formam o CoP, e o comprimento desses eixos calculados por meio de medidas de dispersão, ou seja, 1,96 vezes o desvio padrão nas respectivas direções CoP AP e CoP ML.

- Velocidade de oscilação (cm/s) do CoP e ambas as direções AP e ML foi calculada tendo como base a distância total percorrida e dividida pelo tempo de coleta dos dados⁶⁰.
- Frequência (Hz) do deslocamento do CoP foi determinada pela banda de frequência com 80% da potência spectral⁶¹.

4.6.3 Timed Up and Go Teste (TUG):

O teste TUG quantifica em segundos a mobilidade funcional por meio do tempo que o indivíduo realiza a tarefa, ou seja, em quantos segundos ele levanta de uma cadeira padronizada sem apoio e braços, caminha três metros, vira, volta rumo à cadeira e senta novamente. A criança foi instruída a realizar o teste numa velocidade auto-selecionada, de forma segura.

O TUG ⁶² é uma medida de equilíbrio para analisar a mobilidade básica. A altura do assento foi ajustada de modo que os joelhos e quadris do sujeito foram flexionados a 90 graus de quando sentado com os pés apoiados no chão. Todas as crianças participantes usavam sapatos ou órteses (AFO ou FO) regulares, e crianças com dispositivos de nível III CP caminhada utilizados para o ensaio. A tarefa foi realizada três vezes.⁶²⁻⁶³ O tempo para toda a viagem foi gravado em segundos. Se o sujeito "correu", um novo teste era necessário. Tempos menores indicam melhor habilidade funcional.

4.7 Protocolos de treino de marcha e de mobilidade

O protocolo de treino adotados neste estudo foi constituído de cinco sessões semanais, com duração de 20 minutos por sessão, por um período de duas semanas consecutivas. Durante o treino, independente do grupo em que foi alocada, a criança utilizou a sua própria órtese e quando necessário o recurso auxiliar de marcha habitual. Avaliação prévia foi realizada com o intuito de verificar se o auxiliar de marcha estava no tamanho adequado para criança, caso não seja, o mesmo foi regulado. A órtese foi devidamente colocada pelo fisioterapeuta. A frequência cardíaca será monitorada durante todas as sessões, para garantir que não haja sobrecarga no sistema cardiovascular.

Treino de mobilidade com realidade virtual: Foi utilizado um Console de Vídeo Game XBOX 360 com Kinect (Sensor de Movimento). Os jogos selecionados para o estudo foram: **Your Shape: Fitness Evolved 2012** selecionados exercícios aeróbicos (caminhada e caminhada com obstáculos). Inicialmente, a criança foi orientada a permanecer em pé em frente ao Kinect a uma distância de 2 a 3 metros do Kinect para melhor captação do movimento e para mais adequada estimativa da estatura e cálculo do índice de massa corporal. Duas sessões de treino de mobilidade com o uso dos exercícios XBOX 360 com Kinect foram realizadas previamente ao início do protocolo. Durante as 10 sessões propostas na pesquisa, as crianças foram submetidas a 20 minutos de treino com os exercícios de caminhada com e sem obstáculos. O treinamento foi realizado em uma sala específica no laboratório integrado de análise do movimento. A sala tem uma área de 250 X 400 cm, com uma tela de projeção de 200 X 150 cm, fixada na parede, juntamente com alto-falantes estéreos para proporcionar adequado estímulo visual e auditivo. (Figura 7.)



Figura 7. Treino de Mobilidade com Realidade Virtual. Fonte(o autor)

O número de sessões frequentadas e, o tempo de treino de mobilidade em cada sessão, foram registrados na ficha de acompanhamento. Também foram registrados quaisquer problemas ou lesões que poderiam ter ocorrido durante o treino. Todos os participantes foram orientados a manter suas atividades diárias e os participantes que estavam enquadrados na fisioterapia, a manter as sessões semanais.

5. RESULTADOS

5.1 Artigo 1

Lazzari, R.D., Politti, F., Santos C.A., Dumont, A.J.L, Rezende, F. L., Grecco, L.A.C, Ferreira, Oliveira, C.S. Effect of transcranial direct-current stimulation combined with virtual reality training on balance in children with cerebral palsy: A randomized, controlled, double-blind trial. **Aceito para Publicação: The Journal of Physical Therapy Science**

The Journal of Physical Therapy Science

Preview

From: jpts@ipec-pub.co.jp

To: robertalazzari@gmail.com

CC:

Subject: The Journal of Physical Therapy Science - Please prepare and submit your final data for JPTS-2014-603.R1

Body: 19-Nov-2014

JPTS-2014-603.R1 - Effect of a single session of transcranial direct-current stimulation combined with virtual reality training on balance in children with cerebral palsy: A randomized, controlled, double-blind trial

Dear Miss Lazzari:

Our native English proofreader has checked your manuscript and the corrections are in red.

Please check and revise and upload the final data for publication (word, excel file). Your manuscript is scheduled to appear in JPTS Vol. 27 No. 3 (March 2015). Please upload your final manuscript data by November 26.

You will find your manuscript in your author center under the list "Manuscripts Accepted for First Look".

Sincerely,
jpts@ipec-pub.co.jp
The Journal of Physical Therapy Science

Date Sent: 19-Nov-2014

File 1: [JPTS-2014-603-.pdf](#)

The Journal of Physical Therapy Science



Preview

From: jpts@ipec-pub.co.jp

To: robertalazzari@gmail.com

CC:

Subject: The Journal of Physical Therapy Science - Final Data Submitted JPTS-2014-603.R1

Body: 25-Nov-2014

Dear Miss Lazzari:

You have submitted the final data for manuscript entitled "Effect of a single session of transcranial direct-current stimulation combined with virtual reality training on balance in children with cerebral palsy: A randomized, controlled, double-blind trial".

Your manuscript ID is JPTS-2014-603.R1.

As this is an automatic notification, please mention the above manuscript ID when sending e-mails to the office for questions.

Thank you for submitting your manuscript to the The Journal of Physical Therapy Science.

Sincerely,
The Journal of Physical Therapy Science Editorial Office

Date Sent: 25-Nov-2014

Effect of a single session of transcranial direct-current stimulation combined with virtual reality training on balance in children with cerebral palsy: A randomized, controlled, double-blind trial

Roberta Delasta Lazzari¹, Fabiano Politti², Cibebe Almeida Santos³, Arislander Jonathan Lopes Dumont⁴, Fernanda Lobo Rezende⁵, Luanda André Collange Grecco⁶, Luiz Alfredo Braun Ferreira⁷, Claudia Santos Oliveira⁸

¹ Student, Master's Program in Rehabilitation Sciences, Movement Analysis Lab, University Nove de Julho, Avenida Adolpho Pinto, 109, Barra Funda, São Paulo - SP, Brazil. Email: robertalazzari@gmail.com

² Professor, Master's and Doctoral Programs in Rehabilitation Sciences, University Nove de Julho, Avenida Adolpho Pinto, 109, Barra Funda, São Paulo - SP, Brazil. Email: politti@uninove.br

³ Student, Master's Program in Rehabilitation Sciences, Movement Analysis Lab, University Nove de Julho, Avenida Adolpho Pinto, 109, Barra Funda, São Paulo - SP, Brazil. Email: ci_bele.santos@ig.com.br

⁴ Student, Master's Program in Rehabilitation Sciences, Movement Analysis Lab, University Nove de Julho, Avenida Adolpho Pinto, 109, Barra Funda, São Paulo - SP, Brazil. Email: arislanderlg@gmail.com

⁵ Undergraduate student, Physical Therapy Program, Movement Analysis Lab, University Nove de Julho, São Paulo, Avenida Adolpho Pinto, 109, Barra Funda, São Paulo - SP, Brazil. Email: xrezende@gmail.com

⁶ Student, Doctoral Program in Rehabilitation Sciences, Movement Analysis Lab, University Nove de Julho, Avenida Adolpho Pinto, 109, Barra Funda, São Paulo - SP, Brazil. Email: luandacollange@hotmail.com

⁷ Student, Doctoral Program in Rehabilitation Sciences, Movement Analysis Lab, University Nove de Julho, Avenida Adolpho Pinto, 109, Barra Funda, São Paulo - SP, Brazil. Email: luiz_braun@hotmail.com

⁸ Professor, Master's and Doctoral Programs in Rehabilitation Sciences, Movement Analysis Lab, University Nove de Julho, Avenida Adolpho Pinto, 109, Barra Funda, São Paulo - SP, Brazil. Email: csantos@uninove.br

Abstract

Purpose: The aim of the present study was to investigate the effects of a single session of transcranial direct current stimulation combined with virtual reality training on balance in children with cerebral palsy.

Materials and Methods: Children with Cerebral Palsy between four and 12 years of age were randomly allocated to two groups: experimental group – a single session of mobility training with virtual reality combined with active transcranial direct current stimulation; and control group – a single session of mobility training with virtual reality combined with placebo transcranial direct current stimulation. The children were evaluated before and after the training protocols. Static balance (sway area, displacement, velocity and frequency of oscillations in center of pressure on the anteroposterior and mediolateral axes) was evaluated using a force plate under four conditions (30-second readings under each condition): feet on force plate with eyes open and with eyes closed; feet on foam mat with eyes open and with eyes closed. **Results:** An increase in sway velocity was the only significant difference found. **Conclusion:** A single session of anodal transcranial direct current stimulation combined with mobility training appears to lead to an increase in body sway velocity in children with Cerebral Palsy.

Key words: Cerebral palsy, electrical stimulation, static balance.

Introduction

The term cerebral palsy (CP) refers to permanent, mutable motor development disorders stemming from a primary brain lesion that cause secondary musculoskeletal disorders and limitations regarding activities of daily living.¹ The prevalence of CP ranges from 1.5 to 2.5 among every 1000 live births, with little or no difference among western countries.² Motor impairment is the main manifestation of this condition and causes difficulties in the biomechanics of the body.³⁻⁴ Thus, functional mobility (how an individual moves in the surrounding environment in interactions with society)⁵ is an important physiotherapeutic goal for children with CP, as walking with or without assistance favors physical development and allows such children to participate in activities.⁶

Approximately 90% of children with CP have compromised gait performance due to excessive muscle weakness, altered joint kinematics and reduced postural reactions.⁷ Consequently, such children have a reduced capacity to participate in games and sports with sufficient intensity to develop adequate cardiorespiratory fitness.⁸⁻⁹ Indeed, exercise programs that include aerobic and muscle strengthening components were often contraindicated for individuals with CP, as greater exertion was believed to result in an increase in muscle tone and reductions in the both the gamut of movements and overall function.¹⁰⁻¹¹ While there is current evidence of the physiological benefits of aerobic exercise for children with CP, the influence of these benefits on functional capacity remains unknown.¹¹

Continual, intensive physical therapy is considered the gold standard in the treatment of individuals with CP, but achieves varying results. Different approaches have been employed to favor selective motor control, coordinated muscle action during gait^{7,12} and physical fitness.^{10,11} One such approach that is currently studied is gait training on a treadmill as well as mobility and balance training using a virtual reality system.

Postural control involves balance (stability and orientation of the body) among different body segments,¹³ requiring interactions between motor control and the visual, vestibular and somatosensory

systems.¹⁴ The maintenance of postural control without altering one's support base is determined by the ability to maintain one's center of body mass within the limits of stability.¹⁵ Many patients with neurological disorders have considerable difficulty maintaining the visual, vestibular and somatosensory systems in harmony for adequate postural stability.¹⁶ A body is in equilibrium when at rest (static balance) or during stable movements (dynamic balance). In a stable system, movements do not significantly deviate from the desired trajectory even when submitted to perturbations.¹⁷ Motor impairment in children with CP exerts a negative impact on the performance of activities of daily living, which is more evident in the standing position due to the greater demand for postural control.¹⁸

The development of novel therapeutic modalities for use in combination with conventional physical rehabilitation is important to the optimization of functional capacity.¹⁹ In this context, noninvasive brain stimulation has piqued the interest of researchers. Indeed, significant improvements have been reported following short periods of cerebral stimulation in individuals with brain lesions.¹⁹⁻²⁰ Transcranial direct current stimulation (tDCS) is a promising low-cost technique that is easy to administer and well tolerated, with minimal adverse effects.²¹ When used in combination with physical therapy, tDCS may potentiate neuroplasticity.¹⁹ It is therefore important to determine the effects of novel techniques, such as tDCS and virtual reality, on static and dynamic balance in patients with neurological disorders.

The aim of the present study was to investigate the effects of a single session of tDCS over the primary motor cortex combined with virtual reality training on balance in children with CP.

Materials and Methods

A cross-sectional, randomized, placebo-controlled, double-blind clinical trial was carried out. This study received approval from the Human Research Ethics Committee of University Nove de Julho

(Brazil) under process number 69803/2012 and was conducted in compliance with the ethical standards established by the Declaration of Helsinki. The study is registered with the Brazilian Registry of Clinical Trials under process number RBR-9B5DH7. All parents/guardians agreed to the participation of the children by signing a statement of informed consent.

The study took place at the Movement Analysis Lab, University Nove de Julho, Sao Paulo, Brazil, from March 2013 to July 2014. Twenty children with CP were recruited from specialized outpatient clinics and the physical therapy clinics of the university. The following were the inclusion criteria: levels I, II or III of the Gross Motor Function Classification System (GMFCS); independent gait for at least 12 months; age between four and twelve years; and degree of comprehension compatible with the execution of the procedures. The following were the exclusion criteria: history of surgery or neurolytic block in the previous 12 months; orthopedic deformities; epilepsy; metal implants in the skull or hearing aids. All children who met the eligibility criteria ($n = 12$) were submitted to an initial evaluation and randomly allocated to an experimental group (virtual reality training combined with active tDCS) and control group (virtual reality training combined with placebo tDCS). Block randomization was used and stratified based on GMFCS level (levels I-II or level III). Numbered opaque envelopes were employed to ensure the concealment of the allocation. Each envelop contained a card stipulating to which group the child was allocated.

Evaluation

Stabilometric analysis was performed for the evaluation of static balance. For such, a force plate (Kistler model 9286BA) was used, which allows the record of oscillations in the center of pressure (COP). The acquisition frequency was 100 Hz, captured by four piezoelectric sensors positioned at the extremities of the force plate, which measured 400 x 600 mm. The data were recorded and interpreted using the SWAY software program (BTS Engineering) and Smart

Analyzer integrated and synchronized to the SMART-D 140[®] system. The child was instructed to remain in a standing position on the force plate, barefoot, arms alongside the body, with an unrestricted foot base, heels aligned and gazed fixed on a point marked at a distance of one meter at the height of the glabellum (adjusted for each child). Children classified on level III of the GMFCS used their normal gait-assistance device, which was positioned off the force plate. A foam mat²² measuring 40 x 60 x 5 cm was used as a proprioceptive stimulus.

Readings were made under four conditions: feet on force plate with eyes open; feet on force plate with eyes closed; feet on foam mat with eyes open; and feet on foam mat with eyes closed. Three 45-second readings were made under each condition, with the mean used in the analysis. The order of the different conditions was randomized to avoid the possible effects of motor learning. Between readings, the participants were given a one-minute rest period in the sitting position. Stabilometric evaluations were conducted in a single session prior to and immediately following the training protocol.

Intervention

The child first received an explanation of the procedures and remained at rest for 20 minutes. Two raters were in charge of the procedures to ensure blinding and the reliability of the results. Rater 1 was in charge of placing the electrodes and the administration of tDCS (active or placebo). Rater 2 supervised the virtual reality mobility training. Both the child and Rater 2 were blinded to the allocation to the different groups.

The intervention consisted of a single session of tDCS using two sponge (non-metallic) electrodes (5 x 5 cm) moistened with saline solution. The anodal electrode was positioned over the primary motor cortex, following the 10-20 International Electroencephalogram System, and the cathode was positioned in the supra-orbital region on the contralateral side.²³ In the experimental group, a 1-mA current was applied over the primary motor cortex for 20 minutes as the children performed the virtual reality mobility training. The device has

a knob that allows the operator to control the intensity of the current. In the first ten seconds, stimulation was gradually increased until reaching 1 mA and gradually diminished in the last ten seconds of the session. In the control group, the electrodes were positioned at the same sites and the device was switched on for 30 seconds, giving the children the initial sensation of the 1 mA current, but no stimulation was administered during the rest of the virtual reality training. This is considered a valid control procedure in studies involving tDCS.

Virtual reality mobility training

Mobility training with virtual reality was performed for 20 minutes with simultaneous tDCS (active or placebo). The children used their habitual braces and gait-assistance devices, when necessary. The braces were placed by the physiotherapist and an assessment of the gait-assistance device was performed and adjustments were made when necessary to achieve the proper size.

Mobility training with virtual reality: The XBOX 360™ with Kinect™ (motion sensor) was used for mobility training. The Your Shape: Fitness Evolved 2012™ was selected for aerobic exercises (walking and walking with obstacles). The child was instructed to stand at a distance of 2 to 3 meters in front of the motion sensor for the estimate of height and calculation of the body mass index. Training was performed in a specific room of the Human Movement Analysis Laboratory of the university measuring 250 X 400 cm. A screen measuring 200 X 150 cm was projected on the wall and stereo speakers were used to provide adequate visual and auditory stimuli.

Data processing

The displacement of the center of pressure (COP) of the feet on the force plate in the anteroposterior (AP) and mediolateral (ML) directions was used to analyze body sway. Prior to the analysis, the signal was filtered using a low-pass Butterworth filter with a cutoff frequency of 10Hz. Body sway was determined based on oscillation area of the COP, displacement, mean sway velocity and oscillation

frequency in the AP and ML directions. Oscillation area (cm²) was estimated using principal component analysis, which allowed calculating the area of the ellipse for the COP-AP and COP-ML data considered for 95% of the data.²⁴ Mean displacement (cm) was calculated by the sum of distances among all consecutive points of the COP trajectory divided by the number of points.²⁵ Sway velocity (cm/s) was calculated based on the total distance divided by the signal capture time.²⁶ Displacement frequency (Hz) was determined by the frequency of 80% of the spectral power of the COP.²⁷

Statistical analysis

The Kolmogorov-Smirnov test was used to determine the distribution of the data. For this purpose, repeated measures MANOVAs with Bonferroni post hoc tests were used to determine differences between the experimental and control groups considering the following factors: group (experimental and control), treatment (pre-and post-treatment) vision (eyes open and eyes closed), foot support (ground and foam mat) and direction of COP oscillation (AP and ML). Levene's test was used to determine the evenness of variance between groups. The level of significance was set to 5% ($p < 0.05$). All statistical tests were performed with the aid of the SPSS 20.0 program (SPSS Inc., Chicago, USA).

Results

The analysis of the immediate effect of tDCS on oscillation area, displacement, oscillation frequency and body sway velocity in the AP and ML directions revealed a statistically significant interaction only for sway velocity (Table 1).

Table 1: Interactions between group and stabilometric variables

Interaction factors	Displacement							
	Area (cm ²)		(cm)		Velocity (cm/s)		F80 (Hz)	
	F	p-value	F	p-value	F	p-value	F	p-value

A X B	0.62	0.54	0.18	0.82	0.18	0.83	0.29	0.74
A X B X C	2.13	0.13	0.76	0.92	1.62	0.2	0.79	0.92
A X C	1.74	0.18	2.12	0.12	3.65	0.03*	0.56	0.57
A X D			0.81	0.44	0.1	0.9	0.03	0.96
A X B X D			0.51	0.6	0.39	0.67	0.17	0.84
A X C X D			0.67	0.51	0.47	0.66	0.11	0.89
A X B X C X D			0.28	0.97	0.75	0.47	1.07	0.34

A: group; B: vision; C: foot support; D: direction (AP and ML)

* Significant difference ($p < 0.05$)

In the comparison of the pretreatment and post-treatment evaluations of sway velocity in the control group, significant differences were only found in the ML direction under both visual conditions (eyes open and eyes closed) with the foam mat as the support base and only with eyes open when the ground was the support base (Fig. 1).

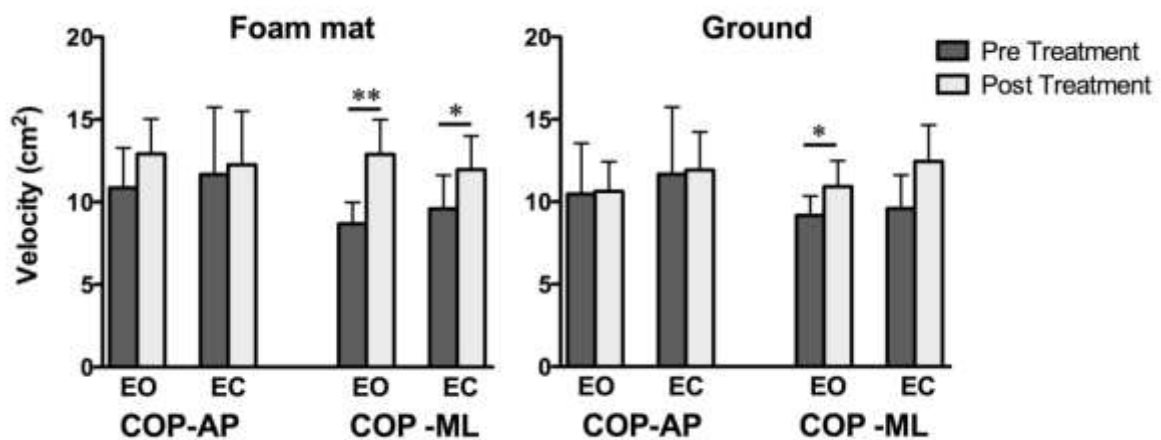


Figure 1: Sway velocity before and after treatment in AP and ML directions in control group with eyes open (EO) and eyes closed (EC). Mean values (\pm SD) and significant differences between pre-and post-treatment are reported (* $p < 0.05$; ** $p < 0.001$).

In the experimental group, significant differences in sway velocity were found only in the ML direction under both visual conditions (eyes open and eyes closed) when the foam mat was used

and in both the AP and ML directions under both visual conditions when the floor was the support base (Fig.2).

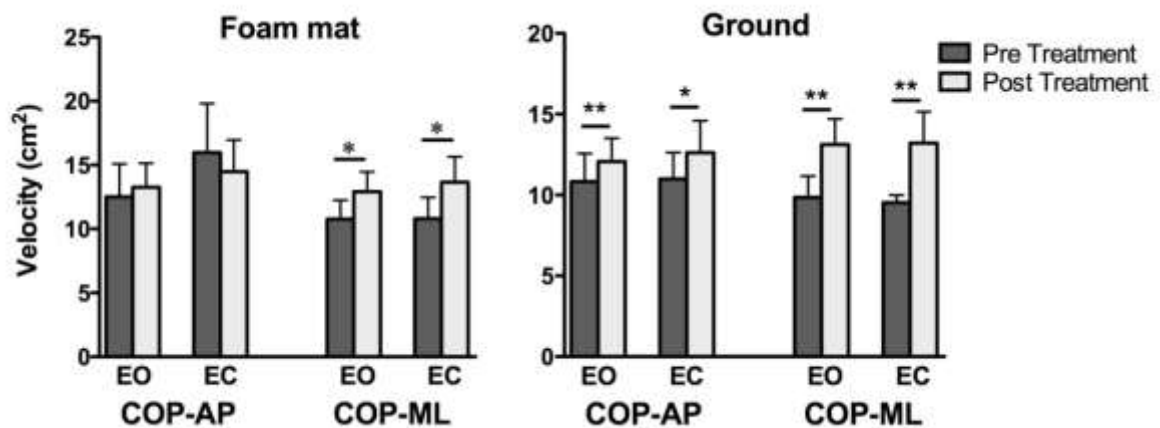


Figure 2. Sway velocity before and after treatment in AP and ML directions in experimental group with eyes open (EO) and eyes closed (EC). Mean values (\pm SD) and significant differences between pre-and post-treatment are reported (* $p < 0.05$; ** $p < 0.001$).

Discussion

The present study describes the effects of a single session of tDCS combined with virtual reality mobility training on static balance in children with CP. The literature offers studies on the effects of tDCS combined with other physiotherapy modalities for adults with neurological disorders stemming specifically from a stroke and Parkinson's disease²⁸ as well as some studies involving patients with CP. The findings reveal the considerable potential of this form of stimulation in the treatment of neurological disorders and the investigation of changes in cortex excitability.^{27,28,29} Short-term tDCS is reported to have short effects, whereas long-term administration is reported to have lasting effects on neuroplasticity.²⁹ tDCS is a way to

modulate cortex activity to enhance and prolong functional gains achieved in physical therapy. Stimulation causes a change in dysfunctional cortex excitability so that physical therapy can mold the functional pattern of cortex activity through the activation of neural networks specific to the activity in question.²⁸

According to Minhas et al.,³¹ a current of 1 mA is adequate for children and was therefore used in the present study. The positioning of the electrodes was based on the description by Fregni et al. (2012),²³ with the anode placed over the primary motor cortex and the cathode placed in the supraorbital region, as performed in previous studies involving the same CP population conducted by Grecco et al. (2013)³² and Duarte et al. (2014).³³

In the present investigation, a statistically significant difference between groups was only found with regard to body sway velocity. Comparing children with typical development to those with CP, Gatica et al. (2014)³⁴ found a greater body sway velocity only with eyes open in the patients with CP and a greater oscillation area only with eyes closed. In the present study, sway velocity was significantly greater in the ML direction in both groups only with eyes open when the foam mat was used as the support base. The control group exhibited greater ML oscillation on the ground only with eyes open and the experimental group exhibited greater AP and ML oscillations under both visual conditions (eyes open and eyes closed) when the ground was the support base.

Cherng et al. (1999)¹⁴ conducted a study involving children with typical development and those with CP using a foam mat for the proprioceptive stimulus of the feet. The children were evaluated three times under each condition (eyes open, eyes closed and the use of a headset to alter the sensory environment). No statistically significant difference between groups were found regarding static balance on the floor with either eyes open or closed. However, when the sensory environment was altered, the children with CP exhibited a reduction in static balance, with an increase in the oscillation area in comparison to the control group.

In a study involving children with CP and those with typical development, Donker et al. (2008)³⁵ evaluated static balance with eyes open, eyes closed and real-time visual feedback of the COP. The authors found less postural control in the group with CP and body sway was more irregular when visual feedback was provided, which confirmed the expected imbalance when one's attention is drawn to another function. Rose et al.³⁶ found that children with CP exhibited greater body sway in comparison to children with typical development with eyes open, but found no significant differences between groups with eyes closed.

Damiano et al. (2013)³⁷ conducted a study with three groups of children: one with hemiparetic CP, one with diparetic CP and one with typical development. The authors found greater oscillation area in the AP and ML directions in both groups of children with CP in comparison to the group with typical development, while sway velocity was only greater in the group with hemiparesis.

Duarte et al. (2014)³³ conducted a longitudinal study involving tDCS (active and placebo) combined with treadmill training for children with CP over 10 consecutive days, with evaluations performed before, immediately after and one month after the intervention. Statistically significant reductions in AP and ML COP area were found with eyes open and eyes closed in the group submitted to active tDCS, which were maintained through to the follow-up evaluation. Salem et al. (2012)³⁸ found an improvement in balance on the one-leg stance test in a pilot study involving children with delayed motor development. In another pilot study, Gordon et al. (2012)³⁹ found a 7% improvement in the Gross Motor Function Measure among children with CP.

Studies generally involve adults patients and the analysis of the effect on balance among stroke survivors⁴⁰ or sedentary individuals with obesity.⁴¹ Games facilitate improvements in static and dynamic balance during functional tasks by stimulating the displacement of the center of body mass and changes in the support base.⁴² Moreover, games are a viable option for aerobic exercise and therefore promote

physical fitness, which in line with the recommendations of the American College of Sports Medicine.^{43,44}

Practical guidelines for the use of virtual reality in the treatment of children with CP were published in February 2012.⁴⁵ Although there are few studies involving this population, the findings demonstrate improvements in postural control, balance, upper limb function, selective motor control and gait.⁴⁵ The effects of tDCS combined with virtual reality mobility training are promising with regard to improvements in balance, as demonstrated in longitudinal studies with the techniques applied separately. We believe that the results of the immediate effect of the combination of these two methods are of considerable importance to future investigations along this line of research.

Conclusion

Based on the findings of the present study, a single session of anodal tDCS over the primary motor cortex combined with virtual reality mobility training appears to lead to an increase in body sway velocity in the anteroposterior and mediolateral directions on stable ground with eyes open and eyes closed, whereas the increase in sway velocity only occurs in the mediolateral direction with eyes open and eyes closed when proprioceptive information (foam mat foot support) is included.

References

1. Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, et al. A report: the definition and classification of cerebral palsy. *Dev. Med. Child. Neurol.* 2007; 49(s109):8-14.
2. Paneth N, Hong T, Korzeniewski S. The descriptive epidemiology of cerebral palsy. *Clin. Perinatol.* 2006; 33(2):251-67.
3. Kavcic A, Vodusek BD. A historical perspective on cerebral palsy as a concept and a diagnosis. *Eur. J. Neurol.* 2005; 12(8):582-7.

4. Awaad Y, Taynen H, Munoz S, et al. Functional assessment following intrathecal baclofen therapy in children with spastic cerebral palsy. *J. Child. Neurol.* 2003; 18(1):26-34.
5. Organização Mundial de Saúde, Organização Panamericana da saúde. *Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde*. São Paulo: Editora da Universidade de São Paulo; 2003.
6. Mattern-Baxter K, Bellamy S, Mansoor JK. Effects of intensive locomotor treadmill training on young children with cerebral palsy. *Pediatric Phys Ther.* 2009; 21:308-19.
7. Chagas PSC, Mancini MC, Barbosa A, et al. Análise das intervenções utilizadas para a promoção da marcha em crianças portadoras de paralisia cerebral: uma revisão sistemática da literatura. *Rer. Bras. Fisioter.* 2004; 8(2):155-63.
8. Bjornson KF, Belza B, Kartin D, et al. Ambulatory physical activity performance in youth with cerebral palsy and youth who are developing typically. *Phys. Ther.* 2007; 87: 248-57.
9. Fowler EG, Knutson LM, Demuth SK, et al. Pediatric endurance and limb strengthening (PEDALS) for children with cerebral palsy using stationary cycling: a randomized controlled trial. *Phys. Ther.* 2010; 90(3):367-81.
10. Dodd KJ, Taylor NF, Damiano DL. A systematic review of the effectiveness of strength-training programs for people with cerebral palsy. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2002; 83:1157-64.
11. Roger A, Furler BL, Brinks S, et al. A systematic review of the effectiveness of aerobic exercise interventions for children with cerebral palsy: an AACPD evidence report. *Dev. Med. Child Neurol.* 2008; 50(11):808-11.
12. Silva MS, Daltrário SMB. Paralisia cerebral: desempenho funcional após treinamento da marcha em esteira. *Fisioter. Mov.* 2008; 21(3):109-15.
13. Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, et al. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 1996; 43(9): 956-966.

14. Chenn R, Su FC, Chen JJ, et al. Performance of static balance in children with spastic diplegic cerebral palsy under altered sensory environments. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*.1999; 78:336-343.
15. Overstall PW. The use of balance training in elderly people with falls. *Reviews in Clinical Gerontology*.2003; 13:153-161.
16. Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Controle Motor: Teoria e aplicações práticas*.São Paulo: Manole,2003.p154.
17. Brauer S. Mediolateral postural stability: changes with age and prediction of fallers. 1998. 368f. Tese (Doutorado), University of Queensland, Australia, 1998.
18. Brogren E, Forssberg H, Hadders-Algra. Postural control in sitting children with cerebral palsy. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 1998; 22:591-596.
19. Stagg CJ, Bachtar V, O'Shea J, et al. Cortical activation changes underlying stimulation induced behavioral gains in chronic stroke. *Brain*. 2012; 135:276-84.
20. Hummel F, Cohen L. Non-invasive brain stimulation: a new strategy to improve neurorehabilitation after stroke? *Lancet Neurol*. 2006; 5:708-12.
21. Smania N, Bonetti P, Gandolfi M et al. Improved gait after repetitive locomotor training in children with cerebral palsy. *Am. J. Phys. Med. Rehabil*. 2011; 90:137-49.
22. Kurz MJ; Corr B; Stuber W; et al. Evaluation of lower body positive pressure supported treadmill training for children with cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther*. 2011; 23 (3): 232-9.
23. Fregni F, Bossio PS, Brunoni AR. *Neuromodulação terapêutica: Princípios e avanços da estimulação cerebral não invasiva em neurologia, reabilitação, psiquiatria e neuropsicologia*. Sarvier. São Paulo, 2012.
24. Oliveira, L.F., Simpson, D.M., Nadal, J. Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. *Physiological Measurement* 1996; 17:305-312.

25. Kantner RM, Rubin AM, Armstrong CW et al. Stabilometry in balance assessment of dizzy and normal subjects. *Am J Otolaryngol*. 1991; 12(4): 196- 204.
26. Doyle, T.L., Newton, R.U., Burnett, A.F. Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people. *Archives of Physical Medical and Rehabilitation* 2005; 86:2034-40.
27. Baratto L, Morasso PG, Re C, et al. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control*. 2002; 6:246–270.
28. Mendonça ME, Fregni F. Neuromodulação com estimulação cerebral não invasiva: aplicação no acidente vascular encefálico, doença de Parkinson e dor crônica. In.: ASSIS, R.D. *Conduas práticas em fisioterapia neurológica*. Manole. São Paulo, 2012 p. 307-39.
29. Nitsche MA, Paulus W. Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans. *Neurology*. 2001; 27(10):1899-901.
30. Goldring S, O’Leary JL. Summation of certain enduring sequelae of cortical activation in the rabbit. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1951; 3(3):329-40.
31. Minhas P, Bikson M, Woods AJ, et al. Transcranial direct current stimulation in pediatric brain: A computational modeling study. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2012: 859-862.
32. Grecco LAC, Duarte NAC, Mendonça ME, et al. Effect of transcranial direct current stimulation combined with gait and mobility training on functionality in children with cerebral palsy: study protocol for a double-blind randomized controlled clinical trial. *BMC Pediatrics* 2013 13:168.
33. Duarte NAC; Grecco, LAC ; Mendonça, M. 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. *Plos One*, 2014 v. 13, p. xx-xxx.

34. Gatica VF, Velásquez SI, Méndez GA, et al. Diferencias en el balance de pie en pacientes con parálisis cerebral y niños con desarrollo típico. *Biomédica* 2014; 34:102-9 doi: <http://dx.doi.org/10.7705/biomedica.v34i1.1535>.
35. Donker SF, Ledebt A, Roerdink M, et al. Crianças com paralisia cerebral apresentam maior oscilação postural e mais regular do que as crianças com desenvolvimento típico. *Exp Brain Res*. 2.008; 10 :. 363-370.
36. Rose J, Wolff DR, Jones VK, et al. O equilíbrio postural em crianças com paralisia cerebral. *Dev Med Criança Neurol*. 2.002; 10 : 58-63.
37. Damiano DL, Wingert JR, Stanley CJ, et al. Contribution of hip joint proprioception to static and dynamic balance in cerebral palsy: a case control study. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation. 2013 Jun 15;10(1):57. doi: 10.1186/1743-0003-10-57.
38. Salem Y, Gropack SJ, Coffin D, et al. Effectiveness of a low-cost virtual reality system for children with developmental delay: a preliminary randomised single-blind controlled trial. Physiotherapy. 2012 Sep;98(3):189-95. Epub 2012 Jul 31.
39. Gordon C., Roopchand-Martin S., Gregg A. Potential of the Nintendo WiiTM as a rehabilitation tool for children with cerebral palsy in a developing country: a pilot study. *Physiotherapy* 98 (2012) 238–242.
40. Barcala L, Colella F, Araujo MC, et al. Balance analysis in hemiparetics patients after training with Wii Fit program. *Fisioter. Mov.* 2011; 24(2):337-43.
41. Garn AC, Baker BL, Beasley EK, et al. What are the benefits of a commercial exergaming platform for college students? Examining physical activity, enjoyment, and future intentions. *J. Phys. Act Health*. 2012; 9(2):311-8.
42. Duclos C, Miéville C, Gagnon D, et al. Dynamic stability requirements during gait and standing exergames on the Wii Fit system in the elderly. *J. Neuroeng Rehabil*. 2012; 9:28.

43. Guderian B, Borreson LA, Sletten LE, et al. The cardiovascular and metabolic responses to Wii Fit video game playing in middle-aged and older adults. *J. Sports. Med. phys. Fitness.* 2010; 50(4):436-42.
44. Douris PC, McDonald B, Vespi F, et al. Comparison between Nintendo Wii Fit aerobics and traditional aerobic exercise in sedentary young adults. *J. Strength. Cond. Res.* 2012; 26(4):1052-7.
45. Pereira E, Rueda MF, Diego A, et al. Use of virtual reality systems as proprioception method in cerebral palsy: clinical practice guideline. *Neurología(Barcelona, Spain).* 2012; 16. DOI: 10.1016/j.nrl.2011.12.004

5.2 Artigo 2

Lazzari R.D., Politti F., Ferreira L.A.B., Grecco L.A.C., Cimolin V., Galli M., Oliveira C.S. **Transcranial direct-current stimulation combined with virtual reality training on balance in children with cerebral palsy (a ser Submetido).**

TRANSCRANIAL DIRECT-CURRENT STIMULATION COMBINED WITH VIRTUAL REALITY TRAINING ON BALANCE IN CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY

Transcranial direct-current stimulation combined with virtual reality training on balance in children with cerebral palsy

Roberta Delasta Lazzari¹, Fabiano Politti², Luis Alfredo Braun Ferreira³, Luanda André Collange Grecco⁴, Veronica Cimolin⁵, Manuela Galli⁶, Cláudia Santos Oliveira⁷

¹ Student, Master's Program in Rehabilitation Sciences, Movement Analysis Lab, University Nove de Julho, Avenida Adolpho Pinto, 109, Barra Funda, São Paulo - SP, Brazil. Email: robertalazzari@gmail.com

² Professor, Master's and Doctoral Programs in Rehabilitation Sciences, University Nove de Julho, Avenida Adolpho Pinto, 109, Barra Funda, São Paulo - SP, Brazil. Email: politti@uninove.br

³ Student, Doctoral Program in Rehabilitation Sciences, Movement Analysis Lab, University Nove de Julho, Avenida Adolpho Pinto, 109, Barra Funda, São Paulo - SP, Brazil. Email: luiz_braun@hotmail.com

⁴ Student, Doctoral Program Program in Rehabilitation Sciences, Movement Analysis Lab, University Nove de Julho, Avenida Adolpho Pinto, 109, Barra Funda, São Paulo - SP, Brazil. Email: luandacollange@hotmail.com

⁵ Professor, Instituto Politécnico de Milano, "Luigi Divieti" Lab – Milão, Itália. Email: Manuela.galli@polimi.it

⁶ Professor, Instituto Politécnico de Milano, "Luigi Divieti" Lab – Milão, Itália. Email: veronica.cimolin@polimi.it

⁷ Professor, Master's and Doctoral Programs in Rehabilitation Sciences, Movement Analysis Lab, University Nove de Julho, Avenida Adolpho Pinto, 109, Barra Funda, São Paulo - SP, Brazil. Email: csantos@uninove.br

Resumo

Objetivo: O objetivo do presente estudo foi investigar os efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua combinada com treinamento de realidade virtual sobre o equilíbrio estático e funcional de crianças com paralisia cerebral

Sujeitos e Métodos: 24 Crianças com Paralisia Cerebral entre quatro e 12 anos de idade, foram distribuídos aleatoriamente em dois grupos: grupo experimental - que realizou treinamento de mobilidade com realidade virtual combinado com a estimulação transcraniana por corrente contínua ativa; e grupo controle - que realizou treinamento de mobilidade com realidade virtual combinado com a estimulação transcraniana por corrente contínua placebo. As crianças foram avaliadas em 3 momentos distintos (Pré, Pós, e Follow Up). O Equilíbrio Estático foi avaliado utilizando uma plataforma de força em quatro condições (30 segundos em cada condição): pés sobre a plataforma de força com os olhos abertos, e com os olhos fechados; pés em uma espuma com os olhos abertos, e com os olhos fechados. O Equilíbrio Funcional foi avaliado através da EEP e TUG.

Resultados: Na avaliação do Equilíbrio Estático, houve diferença estatística na Área do COP, Velocidade do COP e Frequência do COP. Na avaliação do Equilíbrio Funcional houve diferença estatística no teste TUG no grupo experimental, e na EEP houve diferença estatística em ambos os grupos controle e experimental.

Conclusão: Sugere-se que a tDCS pode potencializar os efeitos do treinamento com Realidade Virtual sobre o equilíbrio estático e funcional.

Palavras-chave: paralisia cerebral, a estimulação elétrica, equilíbrio estático.

INTRODUÇÃO

A paralisia cerebral (PC) é definida como um conjunto de perturbações de controlo do motor e em desenvolvimento postural que ocorre como um resultado de uma perda não-progressiva do desenvolvimento do sistema nervoso central. Os distúrbios motores de paralisia cerebral pode ser acompanhada por distúrbios sentimento, cognição, comunicação, percepção e / ou convulsões ¹.

A prevalência da CP é de aproximadamente 2 entre cada 1000 nascidos vivos, com pouca ou nenhuma diferença entre os países ocidentais².

O controle postural é a capacidade de um indivíduo para manter seu centro de gravidade sobre a base de apoio, quando ele está parado (equilíbrio estático), durante o movimento (equilíbrio dinâmico), e é um pré-requisito fundamental para o desenvolvimento motor de crianças.^{3,4} Alterações do controle postural são uma das principais limitações para o desenvolvimento motor em crianças com PC ⁴.

O quadro clínico da CP inclui disfunções neuromusculares em cerca de 90% das crianças, como a perda do controle motor seletivo e perturbação do tônus muscular, levando a um desequilíbrio entre músculos agonistas e antagonistas, distúrbios de coordenação, alterações sensoriais e fraqueza.^{5,6}

O Padrão ouro no tratamento de indivíduos com PC é a fisioterapia contínua e intensiva, que promove resultados variados.³

A Realidade Virtual aplicada para a reabilitação de sistemas de crianças e adolescentes com CP constitui uma nova ferramenta de tratamento com múltiplos objetivos funcionais⁷, já que oferece feedback sensorial artificial, de modo a permitir que os indivíduos experimentam atividades e eventos semelhantes às que pode encontrar na vida real,⁷⁻⁹

As características que definem os sistemas de RV são interação e imersão. 'Interação' refere-se à presença de múltiplos canais sensoriais (visão, audição, tato, e até mesmo o cheiro); 'Imersão'

refere-se ao nível de um indivíduo de envolvimento com o ambiente virtual ^{7,10,11}.

O Uso da Realidade Virtual como Reabilitação, envolve três importantes determinantes para aprendizagem motora⁷: a repetição ¹², o feedback sensorial ¹³ e a motivação ¹⁴.

Com a finalidade de potencializar os efeitos funcionais da reabilitação, atualmente utiliza-se a combinação de novas modalidades à fisioterapia convencional.¹⁵ neste âmbito surge a estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC).

A ETCC é uma técnica promissora, bem tolerado, com mínimos efeitos adversos e baixo custo ¹⁶. Por todos seus benefícios a ETCC tem despertado o interesse de pesquisadores, além disso, melhorias significativas foram relatadas após curtos períodos de estimulação cerebral em indivíduos com lesões cerebrais ^{15,17}. Acredita-se que a ETCC pode potencializar a neuroplasticidade quando combinado a fisioterapia ¹⁵.

Portanto, torna-se importante verificar os efeitos de novas técnicas, tais como a de ETCC e realidade virtual, sobre o equilíbrio de pacientes com distúrbios neurológicos.

O objetivo do presente estudo foi investigar os efeitos da ETCC sobre o córtex motor primário combinado com o treinamento de realidade virtual sobre equilíbrio em crianças com PC.

SUJEITOS E MÉTODOS

Este estudo é um ensaio clínico, longitudinal, prospectivo, analítico, controlado, randomizado, duplo-cego.

Este estudo foi realizado em conformidade aos padrões éticos estabelecidos pela Declaração de Helsinque e recebeu aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Nove de Julho (Brasil) sob o número de processo 69803/2012. O estudo está registrado no Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos sob o número de processo RBR - 9B5DH7.

Todos os pais/responsáveis concordaram com a participação das crianças através da assinatura de uma declaração de consentimento informado.

Tabela 1. Descrição da Amostra

	Controle	Experimental	P Valor
Idade(anos)*	7.7(2.0)	7.6(1.8)	0.92
Peso (Kg)*	29.8(11.1)	34.1(10.4)	0.34
Altura(m)*	1.24(0.14)	1.31(0.11)	0.20
IMC(Kg/m ²)*	18.6(4.7)	19.7(5.2)	0.61
GMFCS(I/II/III)**	(4/5/3)	(6/3/3)	
Topografia(Hemiparético/Diparético)**	(2/10)	(3/9)	

Legenda: GMFCS(Gross Motor Function Classification System.

* Dados expressos em Média e Desvio Padrão

**Dados representando a Frequência

Trinta e seis crianças com PC foram recrutadas das Clínicas de Fisioterapia da Universidade. O estudo foi realizado no Laboratório de Análise de Movimento, Universidade Nove de Julho, São Paulo, Brasil, entre março de 2013 a novembro de 2014.

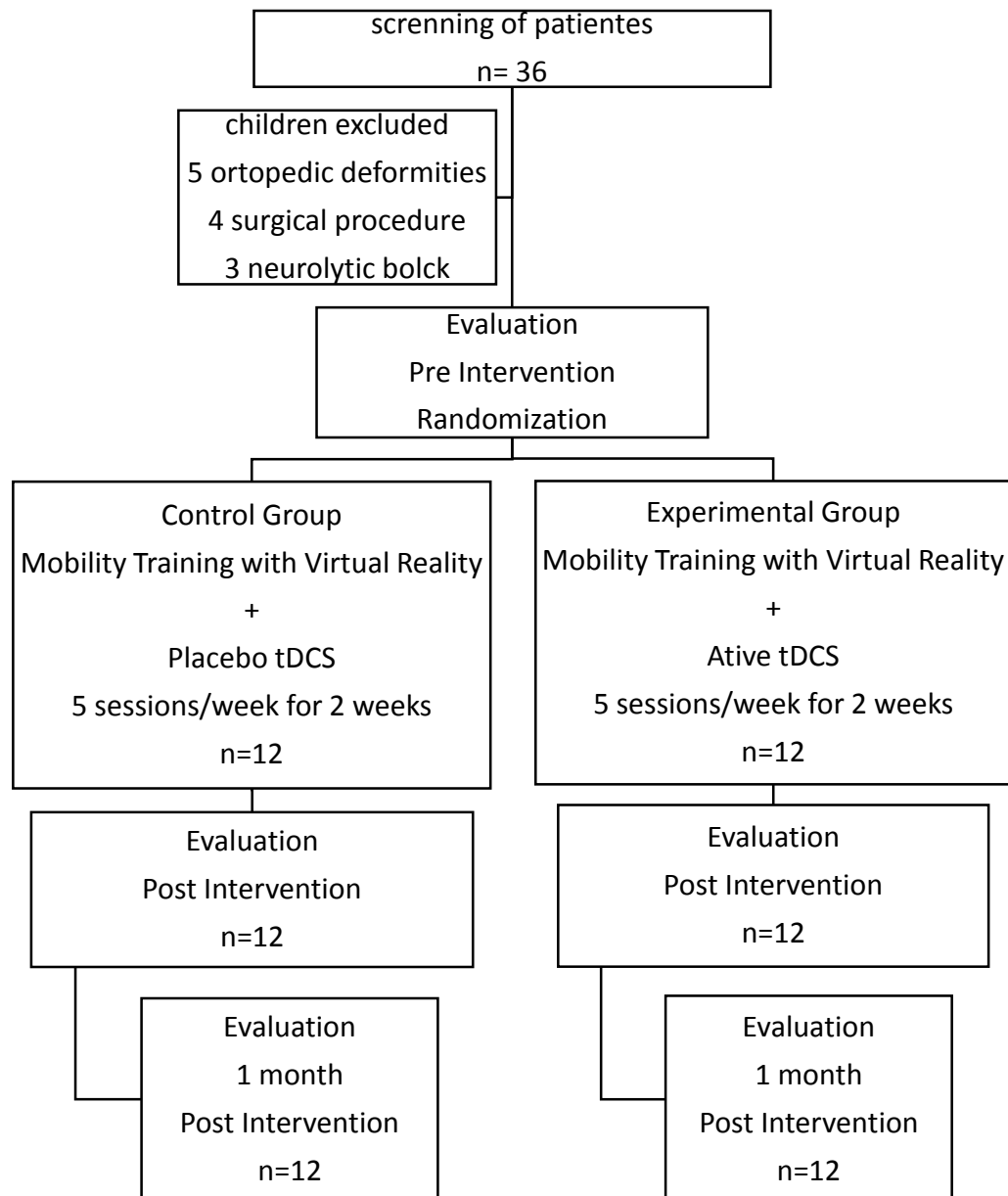


Fig.1. Fluxograma do estudo segundo o CONSORT.

Foram os seguintes os critérios de inclusão: idade entre quatro e doze anos; níveis I, II ou III da Classificação da Função Sistema Motor Bruto (GMFCS); marcha independente por pelo menos 12 meses; e grau de compreensão compatível com a execução dos procedimentos. Foram os seguintes os critérios de exclusão: deformidades ortopédicas; história de cirurgia ou bloqueio neurolítico nos últimos 12 meses; epilepsia; implantes de metal no crânio ou aparelhos auditivos.

Todas as crianças que preencheram os critérios de elegibilidade (n = 24) foram submetidos a uma avaliação inicial e alocados aleatoriamente em um grupo experimental (treinamento de realidade virtual combinado com ETCC ativa) e grupo controle (treinamento de realidade virtual combinado com placebo ETCC). Bloco randomização foi usada e estratificada com base no nível GMFCS (níveis I - II ou nível III). Envelopes opacos numerados foram empregados para garantir a ocultação da alocação. Cada envelope continha uma placa estipulando a qual grupo a criança foi alocada.

Avaliações

O processo de avaliação (pré-intervenção, pós-intervenção e um mês após a conclusão dos protocolos de intervenção) foram realizadas em três dias não consecutivos, com uma duração máxima de uma hora e trinta minutos por sessão. E a ordem das avaliações foi aleatorizada.

Avaliação Estabilométrica

Para registro das oscilações do centro de pressão (COP) foi utilizada uma plataforma de força (Kistler modelo 9286BA).

A frequência de aquisição foi de 100 Hz, capturado por quatro sensores piezoelétricos posicionados nas extremidades da placa de força; tamanho da placa de força é de 400 x 600 mm. O programa do SMART CLINIC software (BTS Engineering) é integrado e sincronizado com SMART - D 140 ® sistema que foi usado para gravar os dados.

A criança foi instruída a permanecer na posição em pé, com os pés descalços sobre a plataforma de força, com um olhar para a frente, sem restrições para a base de apoio, com os braços ao longo do corpo, calcanhares alinhados e olhou fixo em um ponto marcado, a uma distância de um metro no altura da glabella (ajustado para cada criança). As crianças classificadas com nível III do GMFCS usaram seu dispositivo de assistência a marcha, quando necessário, que foi posicionado fora da plataforma de força.

Foi utilizado um estímulo proprioceptivo um tapete de espuma¹⁷ medindo 40 x 60 x 5 cm. As aquisições foram feitas em quatro condições: pés sobre a plataforma de força com os olhos abertos e os olhos fechados; pés no tapete de espuma com os olhos abertos e os olhos fechados. Foram feitas três aquisições (45 segundos cada) em cada condição.

Para evitar os possíveis efeitos de aprendizagem medições do motor, entre as aquisições, os participantes receberam um período de descanso um minuto na posição sentada e a ordem das condições foi aleatorizada.

Escala de Equilíbrio Pediátrica

Esta consiste em 14 tarefas semelhantes às várias atividades de vida diária. Os itens são pontuados em uma escala ordinal de cinco pontos (0, 1, 2, 3 ou 4), sendo zero referente à incapacidade de exercer atividades sem auxílio; e quatro a habilidade em realizar tarefas com independência. A pontuação máxima é 56 pontos.¹⁸

Timed Up and Go

O TUG¹⁹ é uma medida de equilíbrio para analisar a mobilidade básica. A altura do assento foi ajustada de modo que os joelhos e quadris do sujeito foram flexionados a 90 graus de quando sentado com os pés apoiados no chão. Todas as crianças participantes usavam sapatos ou órteses (AFO ou FO) regulares, e crianças com dispositivos de nível III CP caminhada utilizados para o ensaio. A tarefa foi realizada três vezes.¹⁹⁻²⁰ O tempo para toda a viagem foi gravado em segundos. Se o sujeito "correu", um novo teste era necessário. Tempos menores indicam melhor habilidade funcional.

Intervenção

O Protocolo de Treinamento Consiste em 10 sessões (5 sessões/semana por 2 semanas) de Treino de Mobilidade com Realidade Virtual Associado a ETCC.

A criança recebeu o primeiro de uma explicação dos procedimentos e permaneceu em repouso por 20 minutos. Dois fisioterapeutas estavam encarregados dos procedimentos para

garantir cegamento e a confiabilidade dos resultados. Avaliador 1 foi responsável pela colocação dos eletrodos e da administração da ETCC (ativo ou placebo). Avaliador 2 responsável pelo treino de mobilidade com realidade virtual. Tanto a criança e Avaliador 2 ficaram cegos com a atribuição aos diferentes grupos.

A técnica do ETCC utiliza dois eletrodos esponja (não - metálico) (5 x 5 cm) umedecido com solução salina. O eléctrodo anódico era colocado sobre o córtex motor primário, após a 10- 20 Sistema Internacional electroencefalograma, e o cátodo foi colocado no supra - região orbital no lado contralateral²¹.

No grupo experimental, uma corrente de 1 mA foi aplicada sobre o córtex motor primário por 20 minutos ao mesmo tempo que as crianças realizavam o treinamento de mobilidade com realidade virtual. No grupo controle, os eletrodos foram posicionados nos mesmos locais e o dispositivo foi ligado por 30 segundos, dando às crianças a sensação inicial do 1 mA de corrente, e então a corrente era desligada automaticamente, a criança então realizava os 20 minutos de treinamento de mobilidade com realidade virtual, e nos últimos 30 segundos a criança novamente recebia a corrente de 1mA que era desligada em seguida. Este é considerado um procedimento de controle válido em estudos envolvendo ETCC. O Treino de mobilidade com realidade virtual foi realizada por 20 minutos com ETCC simultâneas (ativo ou placebo)

As crianças usaram suas órteses habituais e dispositivos de assistência a marcha, quando necessário. As órteses foram colocadas pelo fisioterapeuta, uma avaliação do dispositivo de assistência a marcha foi realizada, e foram feitos ajustes, quando necessário para atingir o tamanho adequado.

O Treino de mobilidade com a realidade virtual foi realizada com o jogo The Your Shape: Fitness Evolved 2012 TM selecionado para exercícios aeróbicos (caminhar e caminhar com obstáculos) do console do XBOX 360 com Kinect TM TM (sensor de movimento). A criança foi instruída para ficar a uma distância de 2 a 3 metros em

frente do sensor de movimento para a estimativa da altura e do cálculo do índice de massa corporal.

Uma sala específica do Laboratório de Análise do Movimento Humano da Universidade medindo 250 x 400 cm, foi realizada de treinamento. Para fornecer estímulos visuais e auditivos adequados, uma tela medindo 200 x 150 cm foi projetado na parede e foram usados alto-falantes estéreo.

Cálculo da Amostra

O tamanho da amostra foi calculado utilizando o programa STATA 12 e com base em um estudo realizado por Duarte et al. 2014²¹ (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). As oscilações do centro de pressões (ântero-posterior e médio-lateral, com os olhos abertos e fechados) foram selecionados como o resultado primário devido à sua validade comprovada na literatura para a avaliação do equilíbrio estático em crianças com paralisia cerebral. Com base em médias e desvios dos padrões grupos experimental 14.2(2.6) e controle 18.4(3.6), 9 crianças em cada grupo seria necessário para um alfa bidirecional de 0,05 e um poder de 80%. Trinta por cento foram adicionadas a cada grupo para compensar possíveis interrupções. Assim, a amostra final foi composta por 12 crianças em cada grupo (total: 24 participantes).

Processamento de Dados Estabilométricos

O deslocamento do centro de pressão (COP) dos pés sobre a placa de força no ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) foi usado para analisar a oscilação do corpo para análise, o sinal foi filtrado utilizando um baixo - filtro passa Butterworth com um ponto de corte a frequência de 10Hz. Oscilação do corpo foi determinada com base na área de oscilação do COP, deslocamento, velocidade média de oscilação e frequência de oscilação no AP e direções ML. Para o foi utilizado para a área de Oscilação (cm²) foi estimada usando a análise de componente principal, o que permitiu o cálculo da área da elipse para os dados COP-AP e COP-ML considerados para 95% dos

dados.²³ A média de deslocamento (cm) foi calculada pela soma das distâncias entre todos os pontos consecutivos da trajetória COP dividido pelo número de pontos²⁴. Velocidade de oscilação como tempo de²⁵(cm/s) foi calculada com base na distância total dividido pela captura de sinal. O deslocamento de frequência (Hz) foi determinado pela frequência de 80% do poder espectral da COP²⁶.

Análise Estatística

Para verificar a normalidade dos dados foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk. As possíveis diferenças entre os grupos controle e experimental, foi verificada utilizando inicialmente uma análise multivariada (MANOVA) sendo considerado os seguintes fatores: Grupo (controle e experimental), visão (olho aberto e olho fechado), base de apoio podal (solo e espuma), direção de oscilação do CoP (CoPap e CoPml). A similaridade da variância entre os grupos foi verificada pelo teste de Levene. Para as variáveis com interações, foi utilizado o teste pós hoc de Bonferroni. O efeito do tratamento avaliado pelo TUG e pela EPP foram avaliados pela ANOVA de Friedman (teste post hoc de Dunn's) e pela ANOVA para medidas repetidas (teste post hoc de Tukey) , respectivamente.

As análises foram realizadas considerando o nível de significância de $P < 0.05$. Todos os dados obtidos foram analisados por meio do software SPSS 20.0 (SPSS Inc., Chicago, U.S.A).

RESULTADOS

A análise do efeito do tratamento com ETCC sobre a área, velocidade e frequência de oscilação do COP, verificadas nos eixos antero-posterior (COPAP) e mediolateral (COPML), demonstrou interação significativa apenas inter grupos (Tabela 2).

A interação encontrada na área de oscilação, demonstrou diferença significativa para a variável solo nos momentos pré avaliação ($P < 0,004$), pós 10 sessões ($p < 0,01$) e follow-up ($p < 0,01$). Na velocidade de oscilação, as diferenças foram na pré-avaliação nas condições com espuma ($p < 0,003$) e solo ($p < 0,003$). Em relação à

frequência de oscilação, foram encontradas diferenças ($p < 0,0001$) nas fases pré-avaliação e follow-up entre os eixos x e y.

Tabela 2: Interações entre os grupos e as variáveis estabilométricas.

Interaction						
factors	Area (cm ²)		Velocity (cm/s)		F80 (Hz)	
	F	p-value	F	p-value	F	p-value
A X B	0,27	0,84	0,37	0,77	1,12	0,34
A X B X C	0,21	0,88	0,11	0,95	0,36	0,78
A X C	3,58	0,01*	3,50	0,01*	0,77	0,50
A X D			0,80	0,49	3,62	0,01*
A X B X D			0,04	0,98	0,30	0,99
A X C X D			0,03	0,99	0,36	0,78
A X B X C X D			0,07	0,97	0,23	0,87

A: group; **B:** vision; **C:** foot support; **D:** direction (AP and ML)

* Significant difference ($p < 0.05$)

Os valores médios e o desvio padrão dos dados obtidos nas três condições (pre tratamento, pós 10 sessões e follow-up), nas condições solo e espuma e nas duas condições visuais (olho aberto e olho fechado), estão demonstradas na tabela 3.

Tabela 3. Media e desvio padrão referentes à área, a velocidade e a frequência de oscilação do centro de pressão.

		Grupo controle						Grupo Experimental						
		Pré		Pós- 10 ss		Folow up		Pré		Pós- 10 ss		Folow up		
Espuma														
Area Cm²		OA	66,89	(47,37)	66,92	(45,45)	69,21	(58,2)	51,51	(43,13)	47,89	(24,35)	45,42	(29,59)
		OF	71,65	(50,87)	79,82	(61,95)	78,50	(61,63)	54,42	(32,18)	49,31	(26,39)	48,27	(33,09)
Velocidade Cm/s	CoP ap	OA	10,98	(2,18)	11,07	(3,06)	11,51	(3,23)	12,43	(2,59)	10,57	(1,83)	11,73	(2,2)
		OF	13,04	(5,16)	12,36	(3,75)	12,58	(3,9)	14,38	(4,93)	11,71	(3,49)	13,16	(3,97)
	CoP ml	OA	9,70	(1,65)	10,53	(2,26)	11,06	(2,13)	12,16	(2,14)	11,43	(2,84)	11,38	(1,93)
		OF	11,20	(3,44)	11,69	(2,86)	11,76	(2,43)	12,85	(2,68)	11,58	(2,89)	11,86	(2,11)
Frequencia Hz	CoP ap	OA	2,08	(,6)	2,29	(,77)	2,20	(,53)	2,66	(1,6)	2,55	(,88)	3,00	(,89)
		OF	2,00	(,58)	2,43	(,51)	2,28	(,37)	3,11	(1,4)	2,60	(,64)	3,29	(1,91)
	CoP ml	OA	1,94	(,66)	2,59	(,98)	2,67	(,74)	3,49	(1,96)	3,61	(1,59)	3,34	(1,33)
		OF	2,10	(,79)	2,64	(1,03)	2,53	(,67)	3,48	(1,48)	3,46	(1,32)	3,34	(1,11)
Solo														
Area Cm²		OA	81,77	(66,58)	75,26	(75,73)	82,40	(80,17)	35,92	(35,43)	43,38	(23,27)	44,53	(34,54)
		OF	61,80	(45,08)	62,71	(57,95)	78,37	(71,06)	35,04	(33,07)	36,04	(18,94)	43,95	(31,77)
Velocidade Cm/s	CoP ap	OA	10,66	(2,6)	10,61	(3,09)	10,24	(2,58)	10,03	(1,77)	10,42	(3,59)	10,63	(2,07)
		OF	11,51	(2,67)	9,93	(2,56)	10,76	(2,45)	10,40	(2,15)	9,93	(2,78)	11,37	(1,89)
	CoP ml	OA	10,66	(2,57)	10,56	(2,4)	10,98	(2,35)	11,01	(1,67)	11,11	(3,29)	10,96	(2,14)
		OF	11,15	(2,51)	9,89	(2,85)	10,60	(1,51)	11,01	(1,52)	10,74	(3,45)	11,62	(1,84)
Frequencia Hz	CoP ap	OA	2,18	(,56)	2,37	(,71)	2,19	(,76)	2,74	(,97)	2,89	(,53)	2,47	(,46)
		OF	2,29	(,49)	2,37	(,81)	2,08	(,56)	2,69	(,75)	2,60	(,82)	2,83	(,81)
	CoP ml	OA	2,37	(1,02)	2,66	(1,04)	2,64	(,6)	3,38	(1,55)	3,90	(1,41)	3,04	(1,27)
		OF	2,37	(,59)	2,78	(1,15)	2,42	(1,01)	3,56	(1,71)	3,73	(1,43)	3,38	(1,27)

Na avaliação do equilíbrio funcional com o uso da EEP, os dois grupos apresentaram diferença estatística. O Grupo experimental apresentou diferença estatística na comparação das três avaliações da EEP e o Grupo Controle apresentou diferença estatística nas Comparações PréXPós e PréXFollow Up. Na avaliação do equilíbrio funcional com a aplicação do TUG somente o grupo Experimental apresentou diferença estatística nas Comparações PréXPós e PréXFollow Up. (Tabela 4).

Tabela 4.Valores de TUG e EEP

		Pré	Pós- 10 ss	Folow up	p
EEP*	Grupo Controle	30,75 (11,99)	31,58 (12,04)	31,25 (11,99)	< 0,0003
					Pré#Pós Pré#FU

	Grupo Experimental	33,08 (12,89)	36,5 (13,19)	35,33 (13,26)	< 0,0001 Pré#Pós, Pré#FU, Pós#FU
	Grupo Controle	18,16 (10,3-28,5)	16,39 (10,09-29,13)	16,34 (10,01-40,01)	0,33
TUG**					0,0009 Pré#Pós Pré#FU
	Grupo Experimental	16,87 (11,37-36,58)	14,59 (9,87-24,2)	14,91 (11,75-25,27)	

* Média (Desvio Padrão)

** Mediana (Interquartilico)

DISCUSSÃO

Estudos com pacientes neurológicos adultos com Acidente Vascular Cerebral ou doença de Parkinson foram realizados para verificar os efeitos da ETCC combinadas com outras modalidades de fisioterapia²⁷, porém poucos estudos envolvem pacientes com CP. Esses estudos mostram a eficácia da ETCC em distúrbios neurológicos quando investigado as alterações da excitabilidade cortical²⁷⁻²⁹.

A ETCC é utilizada como forma de modular as atividades corticais, melhorando e prolongando os ganhos funcionais obtidos na fisioterapia, por isso para se ter um efeito da neuroplasticidade sugere-se que a aplicação deve ser feita a longo prazo.²⁸ Para que haja ativação das redes neurais específicas para a tarefa desejada, a estimulação causa uma mudança na excitabilidade cortical e a fisioterapia molda o padrão funcional dessa atividade cortical.²⁷

A corrente de 1 mA mostra-se adequada para aplicação em crianças³⁰ portanto essa corrente foi utilizada no presente estudo.

A descrição dada por Fregni et al.²¹, sobre o posicionamento dos eletrodos sendo o ânodo colocado sobre o córtex motor primário e o cátodo colocado na região supraorbital, e também utilizado em estudos anteriores relacionados com a mesma população CP^{22,31,32}, portanto essa montagem foi utilizada no presente estudo.

Damiano et al.³³ encontraram uma maior área de oscilação nas direções AP e ML nos dois grupos de crianças com PC (diparéticos e hemiparéticos) quando comparados ao grupo com desenvolvimento

típico, e na variável velocidade de oscilação foi maior no grupo com PC hemiparesia.

Já no estudo de Gatica et al.³⁴ encontraram uma maior velocidade de oscilação do corpo apenas com os olhos abertos nos pacientes com CP e uma área de oscilação maior apenas com os olhos fechados nos pacientes com CP quando comparados as crianças com desenvolvimento típico

Cherng et al.³⁵ não encontraram diferenças estatisticamente nas condições olhos aberto e fechados, com os pés no solo quando comparou o grupo de crianças com CP e desenvolvimento Típico, porém quando receberam a interferência sensorial (no caso um tapete de espuma) foi verificado uma maior área de oscilação com os olhos fechados e com a utilização do input visual (sway referenced vision) no grupo de crianças com paralisia cerebral, quando comparados as crianças com desenvolvimento típico.

Duarte et al.²² verificou redução estatisticamente significantes nas variáveis área do COP AP e ML nas duas condições (olhos abertos e olhos fechados) mantidos no follow up de 1 mês no grupo experimental comparado ao grupo placebo, no estudo que combinou a ETCC com treinamento em esteira por dez dias em crianças com CP. Neste mesmo estudo quando foi aplicada a EEP, não foram encontradas diferenças significativas em nenhum dos grupos.

No presente estudo verificamos diferença significativa no TUG apenas na comparação intra-grupo no grupo experimental o que corrobora com alguns dos achados na literatura.

Tarakci et al.⁽⁵⁾ realizou um estudo com protocolo de treinamento com Nintendo Wi, 2 vezes por semana por 12 semanas, com duração de 40 minutos cada sessão em crianças com paralisia cerebral uma das avaliações funcionais foi o teste TUG realizado pré $18,26 \pm 4,22$ e pós $14,57 \pm 5,39$ protocolo de tratamento e comparando as médias houve diferença estatística.

Salem e Godwin⁽²⁴⁾ em um ensaio clínico de 5 semanas com 10 crianças PC divididas em grupo experimental (n=5) e controle (n=5), onde o grupo experimental recebeu orientações de exercícios a serem

realizados em casa, observou que houve uma redução estatística no tempo de realização do TUG quando comparada ao grupo que realizou fisioterapia convencional.

Outros estudos com ETCC envolvem pacientes adultos e a análise do efeito sobre o equilíbrio em pacientes pós-AVC ³⁸⁻⁴⁰ e também com indivíduos sedentários com obesidade ⁴¹.

Já os jogos de realidade virtual apresentam melhora no equilíbrio estático e dinâmico durante tarefas funcionais, já que estimulam as alterações na base de apoio e o deslocamento do centro de massa corporal. ^{42,43} E são muito utilizados como exercício aeróbico já que promovem a aptidão física, que, em conformidade com as recomendações do American College of Sports Medicine^{44,45}.

Embora existam poucos estudos envolvendo crianças com paralisia cerebral, os resultados demonstram melhorias no controle postural, equilíbrio, função do membro superior, o controle motor seletivo e marcha ^{21,46} de acordo com o guia de orientações práticas para o uso da realidade virtual no tratamento de crianças com PC(2012).

AGRADECIMENTOS

Agradecemos o suporte e o apoio financeiro dados pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico(CNPq), Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo(FAPESP – 2013/05573 – 9 E 2014/14600-2).

REFERENCIAS

- 1) Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, et al. : A report: the definition and classification of cerebral palsy . Dev Med Child Neurol, 2007, 49(s109):8- 14 .
- 2) Paneth N, Hong T, Korzeniewski S. : The descriptive epidemiology of cerebral palsy . Clin Perinatol, 2006, 33(2):251- 67.
- 3) A. De Kegel, I. Dhooge, W. Peersman, J. Rijckaert, T. Baetens, D. Cambier, *et al.* Construct validity of the assessment of balance in

children who are developing typically and in children with hearing impairments *Phys Ther*, 90 (12) (2010), pp. 1783–1794

4) J. Swanenburg, E.D. De Bruin, K. Favero, D. Uebelhart, T. Mulder
The reliability of postural balance measures in single and dual tasking in elderly fallers and non-fallers *BMC Musculoskelet Disord*, 9 (1) (2008), p. 162

L.M. Nashner, F.O. Black, C. Wall 3rd. Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits *J Neurosci*, 2 (5) (2007), pp. 536–544

5) J. Rose, D.R. Wolff, V.K. Jones, D.A. Bloch, J.W. Oehlert, J.G. Gamble
Postural balance in children with cerebral palsy *Dev Med Child Neurol*, 44 (1) (2002), pp. 58–63

6) A. Kyvelidou, R.T. Harbourne, V.K. Shostrom, N. Stergiou
Reliability of center of pressure measures for assessing the development of setting postural in infants with or at risk of cerebral palsy *Arch Phys Med Rehabil*, 91 (10) (2010), pp. 1593–1601

7) E. Monge Pereira, F. Molina Rueda, IM Alguacil Diego, R. Cano de la Cuerda, A. de Mauro, JC Miangolarra Empleo de Sistemas de realidad virtual Como Método de propiocepción en parálisis cerebral: guía de práctica clínica. *Neurología* , Volume 29, Issue 9 , novembro-dezembro 2014 , Pages 550-559

8) R. Cano de la Cuerda, E. Muñoz-Hellín, IM Alguacil-Diego, F. Molina-Rueda. Telerrehabilitación y neurología. *Rev Neurol*, 51 (2010), pp. 49-56

9) L. Snider, A. Majnemer, V. Darsaklis. A Realidade Virtual Uma Como Modalidade Terapêutica para Crianças com Paralisia Cerebral. *Dev Neurorehabil*, 13 (2010), pp. 120-128

10) M. Wang, D. Reid Virtual reality in pediatric Neurorehabilitation: attention deficit hyperactivity disorder, autism and cerebral palsy. *Neuroepidemiology*, 36 (2011), pp. 2–18

11) T.D. Parsons, A.A. Rizzo, S. Rogers, P. York. Virtual reality in paediatric rehabilitation: a review. *Dev Neurorehabil*, 12 (2009), pp. 224–238

- 12) S.V. Adamovich, G.G. Fluet, E. Tunik, A.S. Merians. Sensoriomotor training in virtual reality: a review. *Neurorehabilitation*, 25 (2009), p. 29
- 13) M.P. Yagüe Sebastián, M.M. Yagüe Sebastián Estimulación multisensorial en el trabajo del fisioterapeuta pediátrico. *Fisioterapia*, 27 (2005), pp. 228–238
- 14) B. Peñasco-Martin, A. Delos Reyes-Gusmán, A. Gil-Agudo, A. Bernal-Sahún, B. Pérez-Aguilar, Al De la Peña-González. Aplicación de la realidad virtual en los Aspectos Motores de la neurorrehabilitación. *Rev Neurol*, 51 (2010), pp. 481-488
- 15) Hummel F, Cohen L . : Non - invasive brain stimulation: a new strategy to improve neurorehabilitation after stroke? *Lancet Neurol*, 2006, 5:708- 12 .
- 16) Smania N, Bonetti P, Gandolfi M et al. : Improved gait after repetitive locomotor training in children with cerebral palsy . *Am J Phys Med Rehabil*, 2011, 90:137 - 49.
- 17) Kurz MJ, Corr B, Stuber W, et al . : Evaluation of lower body positive pressure supported treadmill training for children with cerebral palsy . *Pediatr Phys Ther*, 2011, 23 (3): 232 - 9.
- 18) Lílian G. K. Ries, Stella M. Michaelsen, Patrícia S. A. Soares, Vanessa C. Monteiro, Kátia M. G. Allegretti. Adaptação cultural e análise da confiabilidade da versão brasileira da Escala de Equilíbrio Pediátrica(EEP) *Rev Bras Fisioter*. 2012;16(3):205-15.
- 19) Mathias S, Nayak U, Isaacs B. Balance in elderly patients: the “Get-Up and Go” test. *Arch Phys Med Rehabil*. 1986;67:387-389.
- 20) Podsiadlo D, Richardson S. The Timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*.1991;39:142-148.
- 21) Fregni F, Bossio PS, Brunoni AR.: Neuromodulação terapêutica: Princípios e avanços da estimulação cerebral não invasiva em neurologia, reabilitação, psiquiatria e neuropsicologia. Sarvier, São Paulo, 2012.
- 22) Duarte NAC, Grecco LAC, Mendonça M, 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 . Plos One, 2014, v. 13, p. xx - xxx .

23) Oliveira LF, Simpson DM, Nadal J . : Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis . Physiological Measurement, 1996, 17:305- 312.

24) Kantner RM, Rubin AM, Armstrong CW et al. : Stabilometry in balance assessment of dizzy and normal subjects . Am J Otolaryngol, 1991, 12(4): 196 - 204.

25) Doyle TL, Newton RU, Burnett, AF: Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people. Archives of Physical Medical and Rehabilitation, 2005, 86:2034- 40.

26) Baratto L, Morasso PG, Re C, et al . : A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway - density versus other parameterization techniques. Motor Control, 2002, 6:246 – 270.

27) Mendonça ME, Fregni F. : Neuromodulação com estimulação cerebral não invasiva: aplicação no acidente vascular encefálico, doença de Parkinson e dor crônica . In. :ASSIS, R. D. Condutas práticas em fisioterapia neurológica. Manole. São Paulo, 2012, p . 307- 39.

28) Nitsche MA, Paulus W .: Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans . Neurology, 2001, 27(10):1899- 901.

29) Goldring S, O’Leary JL . : Summation of certain enduring sequelae of cortical activation in the rabbit. Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 1951, 3(3):329 - 40 .

30) Minhas P, Bikson M, Woods AJ, et al . : Transcranial direct current stimulation in pediatric brain: A computational modeling study . Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2012, 859 – 862.

31) Grecco LAC, Duarte NAC, Mendonça ME, et al . : Effect of transcranial direct current stimulation combined with gait and mobility training on functionality in children with cerebral palsy:

study protocol for a double- blind randomized controlled clinical trial . BMC Pediatrics, 2013, 13:168.

32) Grecco LAC, Mendonça M, Duarte NAC, et al . Transcranial Direct Current Stimulation Combined with Treadmill Gait Training in Delayed Neuro- psychomotor Development: Case Study . J. Phys. Ther . Sci . , 2014, 26(6):945 - 950.

33)Damiano DL, Wingert JR, Stanley CJ, et al. : Contribution of hip joint proprioception to static and dynamic balance in cerebral palsy: a case control study, 2013, Jun 15;10(1):57. doi: 10. 1186/1743- 0003-10 - 57.

34) Gatica VF, Velásquez SI, Méndez GA, et al. : Diferencias en el balance de pie em pacientes con parálisis cerebral y niños con desarrollo típico. Biomédica, 2014, 34:102 - 9 doi: [http://dx. doi. org/10. 7705/biomedica . v34i1. 1535](http://dx.doi.org/10.7705/biomedica.v34i1.1535).

35) Cherng R, Su FC, Chen JJ, Kuan TS. Performance of static balance in children with spastic diplegic cerebral palsy under altered sensory environments. Am J Phys Med Rehabil.1999; 78:336-343.

36) Devrim Tarakci, Arzu Razak Ozdinciler, PhD, PT,² Ela Tarakci, PhD, PT,² Fatih Tutuncuoglu, PT,³ and Meral Ozmen, MD⁴ Wii-based Balance Therapy to Improve Balance Function of Children with Cerebral Palsy: A Pilot Study J Phys Ther Sci. Sep 2013; 25(9): 1123–1127. Published online Oct 20, 2013. doi: 10.1589/jpts.25.1123 PMID: PMC3818755

37) Salem Y, Godwin EM. Effects of task-oriented training on mobility function in children with cerebral palsy. NeuroRehabilitation 2009;24:307-13.

38) Barcala L, Colella F, Araujo MC, et al . : Balance analysis in hemiparetics patients after training with Wii Fit program. Fisioter . Mov, 2011, 24(2):337 - 43.

39) Kim D, Ko J, Woo Y. : Effects of Dual Task Training with Visual Restriction and an Unstable Base on the Balance and Attention of Stroke Patients. J. Phys . Ther. Sci., 2013, 25(12):1579- 1582.

- 40) Jung J, Yu J, Kang H. : Effects os Virtual Tradmill Training on Balance and Balance Self - efficacy in Stroke Patients with a History of Falling . J . Phys. Ther. Sci, 2012,24(11):1133- 1136
- 41) Garn AC, Baker BL, Beasley EK, et al. : What are the benefits of a commercial exergaming platform for college students? Examining physical activity, enjoyment, and future intentions. J. Phys. Act Health, 2012, 9(2):311-8.
- 42) Duclos C, Miéville C, Gagnon D, et al. : Dynamic stability requirements during gait and standing exergames on the Wii Fit system in the elderly . J Neuroeng Rehabil, 2012, 9:28 .
- 43) Chang WD, Chang WY, Lee CL, et al. : Validity and Reability off Wii Fit Balance Board for the Assessment of Balance of Healthy Young Adults and the Elderly . J Phys Ther. Sci . , 2013, 25(10):1251 - 1253 .
- 44) Guderian B, Borreson LA, Sletten LE, et al. : The cardiovascular and metabolic responses to Wii Fit video game playing in middle - aged and older adults. J . Sports. Med . phys. Fitness, 2010, 50(4):436- 42.
- 45) Douris PC, McDonald B, Vespi F, et al. : Comparison between Nintendo Wii Fit aerobics and traditional aerobic exercise in sedentary young adults . J . Strength. Cond . Res, 2012, 26(4):1052 - 7.
- 46) Pereira E, Rueda MF, Diego A, et al. : Use of virtual reality systems as proprioception method in cerebral palsy: clinical practice guideline. Neurología(Barcelona, Spain), 2012, 16. doi: 10. 1016/j . nrl . 2011. 12 . 004.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com base nos resultados do nosso estudo sugere-se que a tDCS associada ao treino de realidade virtual tenha interferência sobre o equilíbrio estático e o equilíbrio funcional de crianças com PC.

Sendo que a Estabilometria pode não ser o instrumento mais adequado para quantificar essa interferência, tendo em vista a população do presente estudo que sofre uma maior influência do meio ambiente. Acreditamos que os resultados das medidas de equilíbrio funcional foram mais sensíveis as interferências do treinamento proposto.

7. REFERÊNCIAS

1. Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M. A report: the definition and classification of cerebral palsy. *Dev. Med. Child. Neurol.* 2007; 49(s109):8-14.
2. Paneth N, Hong T, Korzeniewski S. The descriptive epidemiology of cerebral palsy. *Clin. Perinatol.* 2006; 33(2):251-67.
3. Kavcic A, Vodusek BD. A historical perspective on cerebral palsy as a concept and a diagnosis. *Eur. J. Neurol.* 2005; 12(8):582-7.
4. Awaad Y, Taynen H, Munoz S, Ham S, Michon AM, Awaad R. Functional assessment following intrathecal baclofen therapy in children with spastic cerebral palsy. *J. Child. Neurol.* 2003; 18(1):26-34.
5. Organização Mundial de Saúde, Organização Panamericana da saúde. *Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde*. São Paulo: Editora da Universidade de São Paulo; 2003.
6. Mattern-Baxter K, Bellamy S, Mansoor JK. Effects of intensive locomotor treadmill training on young children with cerebral palsy. *Pediatric Phys Ther.* 2009; 21:308-19.
7. Chagas PSC, Mancini MC, Barbosa A, Silva PTG. Análise das intervenções utilizadas para a promoção da marcha em crianças portadoras de paralisia cerebral: uma revisão sistemática da literatura. *Rer. Bras. Fisioter.* 2004; 8(2):155-63.
8. Bjornson KF, Belza B, Kartin D, Logsdon R, McLaughlin JF. Ambulatory physical activity performance in youth with cerebral palsy and youth who are developing typically. *Phys. Ther.* 2007; 87: 248-57.
9. Fowler EG, Knutson LM, Demuth SK, Sieber KL, Simms VD, Sugi MH, Souza RB, Karin E, Azen SP. Pediatric endurance and limb strengthening (PEDALS) for children with cerebral palsy using stationary cycling: a randomized controlled trial. *Phys. Ther.* 2010; 90(3):367-81.

10. Dodd KJ, Taylor NF, Damiano DL. A systematic review of the effectiveness of strength-training programs for people with cerebral palsy. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2002; 83:1157-64.
11. Roger A, Furler BL, Brinks S, Darrah J. A systematic review of the effectiveness of aerobic exercise interventions for children with cerebral palsy: an AACPDm evidence report. *Dev. Med. Child Neurol.* 2008; 50(11):808-11.
12. Silva MS, Daltrário SMB. Paralisia cerebral: desempenho funcional após treinamento da marcha em esteira. *Fisioter. Mov.* 2008; 21(3):109-15.
13. Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 1996; 43(9): 956-966.
14. Cherng R, Su FC, Chen JJ, Kuan TS. Performance of static balance in children with spastic diplegic cerebral palsy under altered sensory environments. *Am J Phys Med Rehabil.* 1999; 78:336-343.
15. Overstall PW. The use of balance training in elderly people with falls. *Reviews in Clinical Gerontology.* 2003; 13:153-161.
16. Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Controle Motor: Teoria e aplicações práticas.* São Paulo: Manole, 2003. p154.
17. Brauer S. Mediolateral postural stability: changes with age and prediction of fallers. 1998. 368f. Tese (Doutorado), University of Queensland, Australia, 1998.
18. Brogren E, Forssberg H, Hadders-Algra. Postural control in sitting children with cerebral palsy. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews.* 1998; 22:591-596.
19. Stagg CJ, Bachtar V, O'Shea J, Allman C, Bosnell RA, Kischka U, Matthews PM, Johansen-Berg H. Cortical activation changes underlying stimulation induced behavioral gains in chronic stroke. *Brain.* 2012; 135:276-84.
20. Hummel F, Cohen L. Non-invasive brain stimulation: a new strategy to improve neurorehabilitation after stroke? *Lancet Neurol.* 2006; 5:708-12.

21. Smania N, Bonetti P, Gandolfi M et al. Improved gait after repetitive locomotor training in children with cerebral palsy. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 2011; 90:137-49.
22. Reid DT. The influence of virtual reality on playfulness in children with cerebral palsy: a pilot study. *Occup. Ther.* 2004; 11:131-144.
23. Deutsch JE, Borbely M, Filler J, Huhn K, Guarrera-Bowlby P. Use of a low-cost, commercially available gaming console (Wii) for rehabilitation of an adolescent with cerebral palsy. *Phys. Ther.* 2008; 88:1196-1207.
24. Weiss P, Rand D, Katz N, Kizony R. Video capture virtual reality as a flexible and effective rehabilitation tool. *J. Neuroeng. Rehabil.* 2004; 1:12.
25. Sveistrup H. Motor rehabilitation using virtual reality: review. *J. Neuroeng. Rehabil.* 2004; 1:10-18.
26. Lange B, Flynn S, Proffitt R, Chang CY, Rizzo AS. Development of an interactive game based rehabilitation tool for dynamic balance training. *Top Stroke Rehabil.* 2010; 17(5):345-52.
27. Bailey BW, McInnis K. Energy cost of exergaming: a comparison of the energy cost of 6 forms of exergaming. *Arch. Pediatr. Adolesc. Med.* 2011; 165(7):597-602.
28. Abdalla TCR, Prudente COM, Ribeiro MFM, Souza JS. Analysis of the evolution of standing balance in children with cerebral palsy under virtual rehabilitation, aquatic therapy and physiotherapy traditional. *Rev. Mov.* 2010; 3(4):181-86.
29. Clark RA, Bryant AL, Yonghao P, McCrory P, Bennell K, Hunt M. Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. *Gait Posture.* 2010; 31(3):307-10.
30. Hurkmans HL, Ribbers GM, Streur-Kranenburg MF, Stam HJ, van den Berg-Emons RJ. Energy expenditure in chronic stroke patients playing Wii Sports: a pilot study. *J. Neuroeng. Rehabil.* 2011;14:8-38.

31. Rizzo A, Kim GJ. A SWOT analysis of the field of virtual reality rehabilitation and therapy. *Presence: Teleoper Virtual Environ.* 2005; 14:119-46.

32. Salem Y, Gropack SJ, Coffin D, Godwin EM. Effectiveness of a low-cost virtual reality system for children with developmental delay: a preliminary randomised single-blind controlled trial. *Physiotherapy.* 2012 Sep;98(3):189-95. Epub 2012 Jul 31.

33. C. Gordon, S. Roopchand-Martin *, A. Gregg. Potential of the Nintendo WiiTM as a rehabilitation tool for children with cerebral palsy in a developing country: a pilot study. *Physiotherapy* 98 (2012) 238–242

34. Barcala L, Colella F, Araujo MC, Salgado ASI, Oliveira CS. Balance analysis in hemiparetic patients after training with Wii Fit program. *Fisioter. Mov.* 2011; 24(2):337-43.

35. Garn AC, Baker BL, Beasley EK, Solmon MA. What are the benefits of a commercial exergaming platform for college students? Examining physical activity, enjoyment, and future intentions. *J. Phys. Act Health.* 2012; 9(2):311-8.

36. Duclos C, Miéville C, Gagnon D, Leclerc C. Dynamic stability requirements during gait and standing exergames on the Wii Fit system in the elderly. *J. Neuroeng Rehabil.* 2012; 9:28.

37. Guderian B, Borreson LA, Sletten LE, Cable K, Stecker TP, Probst MA, Dalleck LA. The cardiovascular and metabolic responses to Wii Fit video game playing in middle-aged and older adults. *J. Sports. Med. phys. Fitness.* 2010; 50(4):436-42.

38. Douris PC, McDonald B, Vespi F, Kelley NC, Herman L. Comparison between Nintendo Wii Fit aerobics and traditional aerobic exercise in sedentary young adults. *J. Strength. Cond. Res.* 2012; 26(4):1052-7

39. Pereira E, Rueda MF, Diego A, Cuerda CG, De Mauro A, Page MJC. Use of virtual reality systems as proprioception method in cerebral palsy: clinical practice guideline. *Neurologia.* 2012; 16.

40. Fregni F, Gimenes R, Valle AC, Ferreira MJ, Rocha RR, Natalle L, Bravo R, Rigonatti SP, Freedman S, Nitsche M, Pascual-

Leone A, Boggio PS. A randomized, sham-controlled, proof of principle study of transcranial direct current stimulation for the treatment of pain in fibromyalgia. *Arthritis and Rheumatism*, 2006; 54:3988-98.

41. Fregni F, Boggio PS, Brunoni AR. Neuromodulação terapêutica: Princípios e avanços da estimulação cerebral não invasiva em neurologia, reabilitação, psiquiatria e neuropsicologia. Sarvier. São Paulo, 2012.

42. Mendonça ME, Fregni F. Neuromodulação com estimulação cerebral não invasiva: aplicação no acidente vascular encefálico, doença de Parkinson e dor crônica. In.: ASSIS, R.D. Condutas práticas em fisioterapia neurológica. Manole. São Paulo, p. 307-39, 2012.

43. Miranda PC, Lomarev M, Hallett M. Modeling the current distribution during transcranial direct current stimulation. *Clin Neurophysiol*. 2006; 117(7):1623-9.

44. Wagner T, Fregni F, Fecteau S, Grodzinsky A, Zahn M, Pascual-Leone A. Transcranial direct current stimulation: A computer-based human model study. *Neuroimage* 2007; 35:1113-24.

45. Nitsche MA, Paulus W. Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans. *Neurology*. 2001; 27(10):1899-901.

46. Creutzfeldt OD, Fromm GH, Kapp H. Influence of transcortical d-c currents on cortical neuronal activity. *Exp Neurol*. 1962; 5:436-52.

47. Goldring S, O'Leary JL. Summation of certain enduring sequelae of cortical activation in the rabbit. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1951; 3(3):329-40.

48. Nezu A, Kimura S, Takeshita S, Tanaka M. Functional recovery in hemiplegic cerebral palsy: ipsilateral electromyographic responses to focal transcranial magnetic stimulation. *Brain Dev*. 1999; 21(3):162-5.

49. Garvey MA, Mall V. Transcranial magnetic stimulation in children. *Clin. Neurophysiol*. 2008; 119(5):973-84.

50. Vry J, Linder-Lucht M, Berweck S, Bonati U, Hodapp M, Uhi M, Faist M, Mall V. Altered cortical inhibitory function in children with spastic diplegia: a TMS study. *Exp. Brain. Res.* 2008; 186(4):611-8.

51. Valle AC, Dionisio K, Pitskel NB, Pascual-Leone A, Orsati F, Ferreira MJ, Boggio PS, Lima MC, Rigonatti SP, Fregni F. Low and high frequency repetitive transcranial magnetic stimulation for the treatment of spasticity. *Dev. Med. Child. Neurol.* 2007; 49(7):534-8.

52. Kesar TM, Sawaki L, Burdette JH, Cabrera MN, Kolaski K, Smith BP, O'Shea TM, Koman LA, Wittenberg GF. Motor cortical functional geometry in cerebral palsy and its relationship to disability. *Clin. Neurophysiol.* 2012; 123(7):1383-90.

53. Palisano R, Rosenbaum P, Walter S, Russel D, Wood E, Galuppi B. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev. Med. Child. Neurol.* 1997; 39(4):214-23.

54. Hiratuka E, Matsukura TS, Pfeifer LI. Cross-cultural adaptation of the Gross Motor Function Classification System into Brazilian-Portuguese (GMFCS). *Rev. Bras. Fisioter.* 2010; 14(6):537-44.

55. Grahnan HK, Harvery A, Rodda J, Natrass GR, Pirpiris M. The Functional Mobility Scale (FMS). *J. Pediatr. Orthop.* 2004; 24:514-20.

56. LÍlian G. K. Ries, Stella M. Michaelsen, Patrícia S. A. Soares, Vanessa C. Monteiro, Kátia M. G. Allegretti. Adaptação cultural e análise da confiabilidade da versão brasileira da Escala de Equilíbrio Pediátrica (EEP) *Rev Bras Fisioter.* 2012;16(3):205-15.

57. Kurz MJ; Corr B; Stuber W; Volkman KG; Smith N. Avaliação da pressão inferior do corpo positivo suportado treino em esteira para crianças com paralisia cerebral. *Pediatr Phys Ther* , 23 (3): 232-9, 2011.

58. Nobre A, Monteiro FF, Golin MO, Biasotto-Gonzalez D, Corrêa JC, Oliveira CS. Analysis of postural oscillation in children with cerebral palsy. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 2010; 50(5):239-44.

59. Oliveira, L.F., Simpson, D.M., Nadal, J. Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. *Physiological Measurement* 1996; 17:305-312.

60. Doyle, T.L., Newton, R.U., Burnett, A.F. Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people. *Archives of Physical Medical and Rehabilitation* 2005; 86:2034-40.

61. Baratto L, Morasso PG, Re C, Spada G. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control*. 2002; 6:246–270.

62. Mathias S, Nayak U, Isaacs B. Balance in elderly patients: the “Get-Up and Go” test. *Arch Phys Med Rehabil*. 1986;67:387-389.

63. Podsiadlo D, Richardson S. The Timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*.1991;39:142-148.

8. APÊNDICES

8.1 Apêndice 1

Ferreira, S. B., Rezende, F.L., Dumont, A.J.L., Ferreira, L.A.B, **Lazzari, R.D.**, Oliveira, C.S. *Effect of a single session of transcranial direct-current stimulation combined with virtual reality training on functional mobility in children with cerebral palsy: a randomized, controlled, double-blind trial*, **MTP&RehabJournal** 2014, 12:630-645.

EFFECT OF A SINGLE SESSION OF TRANSCRANIAL DIRECT-CURRENT STIMULATION COMBINED WITH VIRTUAL REALITY TRAINING ON FUNCTIONAL MOBILITY IN CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY: A RANDOMIZED, CONTROLLED, DOUBLE-BLIND TRIAL



This Provisional PDF corresponds to the article as it appeared upon acceptance. Fully formatted PDF english version will be made available soon.

Effect of a single session of transcranial direct current stimulation combined with virtual reality training on functional mobility in children with cerebral palsy: A randomized, controlled, double-blind trial.

MTP&RehabJournal 2014, 12:630-645

Stefany Belina Ferreira
Fernanda Rezende
Arislander Jonathan Lopes Dumont
Luiz Alfredo Braun Ferreira
Roberta Delasta Lazzari
Claudia Santos Oliveira

ISSN 2236-5435

Article type Research Article

Submission date 19 May 2014

Acceptance date 25 August 2014

Publication date 2 September 2014

Article URL <http://www.submission-mtprehabjournal.com>
<http://www.mtprehabjournal.com>

Like all articles in Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal, this peer-reviewed article can be downloaded, printed and distributed freely for any purposes (see copyright notice below).

For information about publishing your research in Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal, go to <http://www.mtprehabjournal.com>

Effect of a single session of transcranial direct current stimulation combined with virtual reality training on functional mobility in children with cerebral palsy: A randomized, controlled, double-blind trial.

Efeitos de uma única sessão de estimulação transcraniana por corrente contínua associada ao treino de mobilidade com realidade virtual sobre a mobilidade funcional de crianças com paralisia cerebral: ensaio clínico randomizado, controlado, duplo cego.

University Nove de Julho, São Paulo (SP), Brazil.

Stefany Belina Ferreira⁽¹⁾, Fernanda Rezende⁽²⁾, Arislender Jonathan Lopes Dumont⁽³⁾, Luiz Alfredo Braun Ferreira⁽⁴⁾, Roberta Delasta Lazzari⁽⁵⁾, Claudia Santos Oliveira⁽⁶⁾.

¹Undergraduate student, Physical Therapy Program, Scientific Initiation Program, Movement Analysis Lab, University Nove de Julho, SP, Brazil.

²Undergraduate student, Physical Therapy Program, FAPESP scientific initiation grant holder (13/12475-3), Movement Analysis Lab, University Nove de Julho, SP, Brazil.

³Student, Master's Program in Rehabilitation Sciences, FAPESP master's grant holder (13/22625-2), Movement Analysis Lab, University Nove de Julho, SP, Brazil.

⁴Student, Master's Program in Rehabilitation Sciences, Movement Analysis Lab, FAPESP master's grant holder (13/05573-9), Movement Analysis Lab, University Nove de Julho, SP, Brazil.

⁵Student, Doctoral Program in Rehabilitation Sciences, CAPES doctoral grant holder, Movement Analysis Lab, University Nove de Julho - SP, Brazil.

⁶Professor, Master's and Doctoral Programs in Rehabilitation Sciences, Movement Analysis Lab, University Nove de Julho, Avenida Adolpho Pinto, 109, Barra Funda, São Paulo, SP, Brazil. Email: csantos@uninove.br

CORRESPONDING AUTHOR

Roberta Delasta Lazzari

Rua Cláudio, 200 – Água Branca – CEP 03043-000 - São Paulo – Brasil.
email: robertalazzari@gmail.com

Stefany B Ferreira, Fernanda Rezende, Arislender JL Dumont, Luiz AB Ferreira, Roberto D Lazari, Claudia S Oliveira.

ABSTRACT

Introduction: Abnormal postural control in children with cerebral palsy (CP) exerts a negative impact on activities of daily living. The Timed Up and Go (TUG) test is a valid, reliable test for the evaluation of functional mobility in children with CP. **Objective:** The aim of the present study was to determine the effects of a single session of transcranial direct current stimulation (tDCS) over the primary motor cortex combined with mobility training using a virtual reality system on functional mobility in children with CP. **Method:** The sample was composed of 12 children with CP aged 4 to 12 years, who were randomly allocated to an experimental group (virtual reality training + active tDCS) and control group (virtual reality training + placebo tDCS). Evaluations involved the TUG test performed 20 minutes before the intervention as well as immediately after the intervention. The paired t-test was used for the intra-group comparisons and both the unpaired t-test and Levene's test were used for the intergroup comparisons, with a p-value < 0.05 indicative of statistical significance. **Results:** The data were expressed as mean and standard deviation. In the control group, the time needed to complete the TUG was 14.40 ± 5.79 s before the intervention 13.81 ± 5.18 s after the test ($p = 0.279$). In the experimental group, the time needed to complete the TUG went from 15.73 ± 5.77 s before the test to 13.96 ± 5.48 s after the test ($p = 0.004$). However, no statistically significant difference was found in the inter-group analysis ($p = 0.853$). **Conclusion:** The findings suggest that tDCS favors an increase in gait velocity in children with cerebral palsy.

Keywords: cerebral palsy, child, physical therapy, cerebral cortex, electrical stimulation, functionality, Timed Up & Go, TUG.

INTRODUCTION

Cerebral palsy (CP) is defined as a group of permanent movement and posture disorders often accompanied by secondary musculoskeletal problems.^(1,2) The prevalence rate is 1.5 to 2.5 individuals for every 1000 live births, with minimal differences among western nations.⁽³⁾ Spastic CP is the most common type. Seventy-eight percent of children with spastic CP exhibit clinical signs, the most classic of which is spastic hypertonia, which encompasses a set of symptoms, such as an increase in deep tendon reflexes, increased muscle tone, tremors, weakness and an abnormal gait pattern.⁽⁴⁾ Poor postural control in children with CP exerts a negative impact on the performance of activities of daily living.⁽⁵⁾

The gold standard for rehabilitation for children with CP is intensive physical therapy, which achieves divergent results. A number of techniques have been employed to improve motor control and the gait pattern in such children,^(6,7) such as treadmill training as well as mobility and balance training using a virtual reality system. It is important to develop novel therapeutic modalities that can be used in combination with motor training.⁽⁸⁾

Transcranial direct current stimulation (tDCS) is a non-invasive technique that has generated interest among researchers and physiotherapists due to significant improvements achieved in individuals with brain lesions following short periods of cerebral stimulation.^(9,9) This low-cost device is easy to administer, is well-tolerated by patients and has minimal adverse effects,⁽¹⁰⁾ making it a promising method when combined with physiotherapeutic modalities that can potentiate neuroplastic changes.⁽⁸⁾

Training with a virtual reality system offers the user a multidimensional, multisensory experience in a virtual environment.⁽¹¹⁻¹²⁾

Stefany B Ferreira, Fernanda Rezende, Artalander JL Dumont, Lutz AB Ferreira, Roberto D Lazzari, Claudia S Oliveira.

Video games with virtual reality have been gaining ground in the rehabilitation process, especially in the field of physical therapy.

A number of tools are used to evaluate mobility as well as both static and dynamic balance in children with CP, such as the Timed Up and Go (TUG) test. This widely used, easily understood assessment tool is valid and reliable for the evaluation of functional mobility in children with CP.⁽¹⁴⁾ With the availability of trained professionals for the use of tDCS and virtual reality as a form of motor training, the present investigation employed the TUG test to evaluate the effects of the combined use of these therapeutic modalities on functional mobility in children with CP.

The aim of the present study was to determine the effects of a single session of transcranial direct current stimulation (tDCS) over the primary motor cortex combined with mobility training using a virtual reality system on functional mobility in children with CP.

METHODS

A cross-sectional, randomized, placebo-controlled, double-blind clinical trial was conducted after approval from the Human Research Ethics Committee of University Nove de Julho (Brazil) under process number 69803/2012. The study was conducted in compliance with the ethical standards established by the Declaration of Helsinki and is registered with the Brazilian Registry of Clinical Trials under process number RBR-9B5DH7. All parents/guardians agreed to the participation of the children by signing a statement of informed consent.

The study took place at the Movement Analysis Lab, University Nove de Julho, Sao Paulo, Brazil, from March 2013 to July 2014. Twenty children with CP were recruited from specialized outpatient clinics and the physical therapy clinics of the university. The following were the inclusion criteria:

levels I, II of the Gross Motor Function Classification System (GMFCS); independent gait for at least 12 months; age between four and twelve years; and degree of comprehension compatible with the execution of the procedures. The following were the exclusion criteria: history of surgery or neurolytic block in the previous 12 months; orthopedic deformities; epilepsy; metal implants in the skull or hearing aids. All children who met the eligibility criteria ($n = 12$) were submitted to an initial evaluation and were randomly allocated to an experimental group (virtual reality training combined with active tDCS) or control group (virtual reality training combined with placebo tDCS). Numbered opaque envelopes were employed to ensure the concealment of the allocation. Each envelop contained a card stipulating to which group the child was allocated.

Evaluation

The evaluations were performed on the same day as the training sessions. The entire protocol lasted a maximum of 1.5 hours. The researcher in charge of the evaluations was blinded to the objectives of the study and did not take part in the interventions. For the evaluation of functional mobility, the TUG test was performed 20 minutes before and immediately after the single session of tDCS (active or placebo) combined with virtual reality training.

The TUG test quantifies functional mobility based on the time (in seconds) required for an individual to stand up from a standardized chair without arm rests, walk three meters, turn around, walk back to the chair and sit down again. A shorter time indicates better functional ability.¹⁷ Each child was instructed to perform the test upon the command "go" at a safe, self-selected walking pace as fast as possible without running. The height of the chair was adjusted so that the subject's knees and hips were flexed 90 degrees when sitting with the feet resting on the floor. All

Stefany B Ferreira, Fernanda Rezende, Artalander JL Dumont, Lutz AB Ferreira, Roberto D Lazzari, Claudia S Oliveira.

children wore regular shoes or braces (ankle-foot orthosis or foot orthosis). Children with level III CP used gait-assistance devices for the test. The task was performed 3 times.⁽¹⁵⁻¹⁷⁾ If the subject "ran," retesting was necessary. The time to complete the task was recorded in seconds.

Intervention

The child first received an explanation of the procedures and remained at rest for 20 minutes. Two raters were in charge of the procedures to ensure blinding and the reliability of the results. Rater 1 was in charge of placing the electrodes and the administration of tDCS (active or placebo). Rater 2 supervised the virtual reality mobility training. Both the child and Rater 2 were blinded to the allocation to the different groups.

tDCS

The intervention consisted of a single session of tDCS using two sponge (non-metallic) electrodes (5 x 5 cm) moistened with saline solution. The anodal electrode was positioned over the primary motor cortex, following the 10-20 International Electroencephalogram System, and the cathode was positioned in the supra-orbital region on the contralateral side.⁽¹⁸⁾ In the experimental group, a 1-mA current was applied over the primary motor cortex for 20 minutes as the children performed the virtual reality mobility training. The device has a knob that allows the operator to control the intensity of the current. In the first ten seconds, stimulation was gradually increased until reaching 1 mA and gradually diminished in the last ten seconds of the session. In the control group, the electrodes were positioned at the same sites and the device was switched on for 30 seconds, giving the children the initial sensation of the 1 mA current, but no stimulation was administered during the rest of

the virtual reality training. This is considered a valid control procedure in studies involving tDCS.

Virtual reality mobility training

Mobility training with virtual reality was performed for 20 minutes with simultaneous tDCS (active or placebo). The children used their habitual braces and gait-assistance devices, when necessary. The braces were placed by the physiotherapist and an assessment of the gait-assistance device was performed and adjustments were made when necessary to achieve the proper size.

Mobility training with virtual reality was performed using the XBOX 360™ with Kinect™ (motion sensor) for mobility training. The Your Shape: Fitness Evolved 2012™ was selected for aerobic exercises (walking and walking with obstacles). The child was instructed to stand at a distance of two to three meters in front of the motion sensor for the estimate of height and calculation of the body mass index. Training was performed in a specific room of the Human Movement Analysis Laboratory of the university measuring 250 X 400 cm. A screen measuring 200 X 150 cm was projected on the wall and stereo speakers were used to provide adequate visual and auditory stimuli.⁽¹⁹⁾

Study design

The flowchart for the present randomized, controlled, double-blind, analytical, cross-sectional, clinical trial is presented in Figure 1, in compliance with the CONSORT statement.

Stefany B Ferreira, Fernanda Rezende, Artalander JL Dumont, Lutz AB Ferreira, Roberto D Lazzari, Claudia S Oliveira.

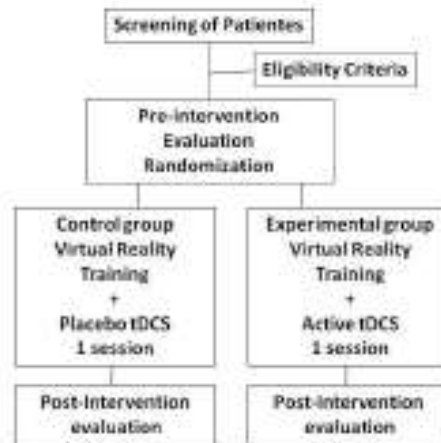


Figure 1. Flowchart of study

Legend: tDCS = transcranial direct current stimulation over primary motor cortex.

Statistical analysis

The Kolmogorov-Simonov test was used to determine whether the data adhered to the Gaussian curve. Parametric variables were expressed as mean and standard deviation values with respective 95% confidence intervals. The paired t-test was used for the intra-group comparisons (before and after intervention). The unpaired t-test was used for the inter-group comparison (virtual reality training with and without tDCS). A p-value < 0.05 was considered indicative of statistical significance. The Statistical Package for the Social Sciences (SPSS v.19.0) was used to organize and tabulate the data.

RESULTS

In the control group, the time needed to complete the TUG was 14.40 ± 5.79 s before the intervention 13.81 ± 5.18 s after the test ($p = 0.279$). In the experimental group, the time needed to complete the TUG went from 15.73 ± 5.77 s before the test to 13.96 ± 5.48 s after the test ($p = 0.004$) (Table 1). However, no statistically significant difference was found in the inter-group analysis ($p = 0.853$).

Table 1 - Mean and standard deviation values for time in seconds needed to complete the TUG test before and immediately following the intervention

	Before	After	p-value
Control Group	14.40 ± 5.79	13.81 ± 5.18	0.279
Experimental Group	15.73 ± 5.77	13.96 ± 5.48	0.004

DISCUSSION

The main finding of the present study was that tDCS seems to favor an increase in gait velocity in children with CP, as demonstrated by the faster TUG test after the intervention in the experimental group.

In a study by Williams et al.,⁽¹⁴⁾ time was recorded from the moment the child left the seat rather than on the instruction "go" and stopped as soon as the child's bottom touched the seat. Thus, only the time of movement was measured. However, the TUG allows the evaluation of basic mobility and includes a set of movements, not just walking time. In the present study, the original method proposed by Podsiadlo and Richardson⁽¹⁵⁾ was employed to record the time and represent the functional ability. The same method was also used by Habib and Westcott.⁽²⁰⁾ Moreover, the test was performed three times during each

Stefany B Ferreira, Fernanda Rezende, Arislender JL Dumont, Luiz AB Ferreira, Roberto D Lazzari, Claudia S Oliveira.

evaluation to increase the reliability of the results, as proposed in the literature.

Iatridou et al.⁽²¹⁾ determined the reliability of the TUG in 20 children with CP. The intraclass correlation coefficient of the three measures was 0.998 ($p < 0.001$), demonstrating a very low degree of variation. In a study involving 26 children with CP classified on Levels I, II and III, Gan et al.⁽²²⁾ report the following mean times for three performances of the TUG: Level I: 8.4 ± 1.2 seconds; Level II: 13.2 ± 4.6 seconds; Level III: 50.3 ± 38.4 seconds; and Levels I, II and III: 26 ± 30.4 seconds.

In the present investigation, a significant difference in time on the TUG was only found in the intra-group analysis of the experimental group, which is in agreement with data described in the literature. Tarakci et al.⁽¹⁵⁾ conducted a study involving children with CP using a 40-minute training protocol with the aid of Nintendo Wii™ twice a week for 12 weeks and found a significant mean reduction in the time needed to complete the TUG test from 18.26 ± 4.22 seconds to 14.57 ± 5.39 seconds.

In a cross-sectional study involving 35 children classified on Levels I, II and III of the GMFCS, Chrysagis et al.⁽¹⁴⁾ investigated the correlation and validation of different functional evaluation tests. The authors found a strong correlation between the Gross Motor Function Measure-88 (dimensions D and E) and the TUG, for which mean times were 18.34 ± 9.66 seconds for all groups, 10.00 ± 2.05 seconds for Level I, 16.59 ± 7.14 seconds for Level II and 27.55 ± 9.05 seconds for Level III.

In a cross-sectional study involving 39 children with CP, Maanum et al.⁽²⁾ employed the GMFCS, Functional Mobility Scale, Six-Minute Walk Test and TUG test. Following multivariate regression analysis, the TUG was found to be a strong predictor of walking capacity in adolescents with CP and was strongly correlated with the Six-Minute Walk Test.

Katz et al.⁽²²⁾ compared the TUG results of children having suffered head trauma ($n = 15$), children with CP ($n = 15$) and children with typical development ($n = 30$) and found longer times need to complete the task among the children with brain lesions (head trauma: 9.4 ± 3.0 seconds; CP: 9.8 ± 3.6 seconds) in comparison to those with typical development (5.8 ± 3.6 seconds). In a five-week clinical trial involving 10 children with CP allocated to an experimental group that received instructions to perform exercises at home ($n = 5$) and a control group that underwent conventional physical therapy ($n = 5$), Salem and Godwin⁽²⁴⁾ found a significant reduction in the time needed to complete the TUG in the experimental group.

In a study involving 19 children with CP and 19 children with typical development, Calley et al.⁽²⁵⁾ report that the TUG test has a high degree of test-retest reliability. The children with CP required a longer time to complete the test than those with typical development. Moreover, a weak correlation was found between the TUG and the Pediatric Activity Card Sort, whereas a moderate negative correlation was found between the TUG and Six-Minute Walk Test.

In a study involving 13 children with CP submitted to a training protocol and evaluated on four separate occasions, McNee et al.⁽²⁶⁾ found no significant intra-group differences in the time required to complete the TUG test among any of the evaluations.

CONCLUSION

The findings of the present study suggest that tDCS favors an increase in gait velocity in children with cerebral palsy.

Stefany B Ferreira, Fernanda Rezende, Arislender JL Dumont, Lutz AB Ferreira, Roberto D Lazzari, Claudia S Oliveira.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors gratefully acknowledge financial support from the Brazilian fostering agencies Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) and Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP).

REFERENCES

1. Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M. A report: the definition and classification of cerebral palsy. *Dev. Med. Child. Neurol.* 2007;49(s109):8-14.
2. Maanum G, Jahnsen R, Frosliø KF, Larsen KL, Keller A. Walking ability and predictors of performance on the 6-minute walk test in adults with spastic cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology.* 2010;52:e126-e132.
3. Paneth N, Hong T, Korzeniewski S. The descriptive epidemiology of cerebral palsy. *Clin. Perinatol.* 2006;33(2)251-67.
4. Cheng HK, Ju Y, Chen C, Chhang Y, Wong AM. Managing lower extremity muscle tone and function in children with cerebral palsy via eight-week repetitive passive knee movement intervention. *Research in Developmental Disabilities.* 2013;34(1):554-561.
5. Tarakci D, Ozdinciler AR, Tarakci E, Tutuncuoglu F, Ozmen M. Wii-based Balance Therapy to Improve Balance Function of Children with Cerebral Palsy: A Pilot Study. *J Phys Ther Sci.* 2013;25(9):1123-1127.
6. Chagas PSC, Mancini MC, Barbosa A, Silva PTG. Análise das intervenções utilizadas para a promoção da marcha em crianças portadoras de paralisia cerebral: uma revisão sistemática da literatura. *Rev. Bras. Fisioter.* 2004;8(2):155-63.

7. Silva MS, Daltrário SMB. Paralisia cerebral: desempenho funcional após treinamento da marcha em esteira. *Fisioter. Mov.* 2008;21(3):109-15.
8. Stagg CJ, Bachtlar V, O'Shea J, Allman C, Bosnell RA, Kischka U, et al. Cortical activation changes underlying stimulation induced behavioral gains in chronic stroke. *Brain.* 2012;135:276-84.
9. Hummel F, Cohen L. Non-invasive brain stimulation: a new strategy to improve neurorehabilitation after stroke? *Lancet Neurol.* 2006;5:708-12.
10. Smania N, Bonetti P, Gandolfi M, Cosentino A, Waldner A, Hesse S, et al. Improved gait after repetitive locomotor training in children with cerebral palsy. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 2011;90:137-49.
11. Deutsch JE, Borbely M, Filler J, Huhn K, Guarrera-Bowlby P. Use of a low-cost, commercially available gaming console (Wii) for rehabilitation of an adolescent with cerebral palsy. *Phys. Ther.* 2008;88:1196-1207.
12. Weiss P, Rand D, Katz N, Kizony R. Video capture virtual reality as a flexible and effective rehabilitation tool. *J. Neuroeng. Rehabil.* 2004;1:12.
13. Sveistrup H. Motor rehabilitation using virtual reality: review. *J. Neuroeng. Rehabil.* 2004;1:10-18.
14. Chrysagis N, Skordilis EK, Koutsouki D. Validity and Clinical Utility of Functional Assessments in Children With Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 2014;95(2):369-374.
15. Podsiadlo D, Richardson S. The Timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc.* 1991;39:142-148.

Stefany B Ferreira, Fernanda Rezende, Artalander JL Dumont, Lutz AB Ferreira, Roberto D Lazzari, Claudia S Oliveira.

16. Williams EN, Carroll SG, Reddihough DS, Phillips BA, Galea MP. Investigation of the timed 'Up & Go' test in children. *Dev. Med. Child. Neurol.* 2005;47(8):518-24.
17. Mathias S, Nayak U, Isaacs B. Balance in elderly patients: the "Get-Up and Go" test. *Arch Phys Med Rehabil.* 1986;67:387-389.
18. Fregni F, Boggio PS, Brunoni AR. Neuromodulação terapêutica: Princípios e avanços da estimulação cerebral não invasiva em neurologia, reabilitação, psiquiatria e neuropsicologia. Sarvier. São Paulo, 2012.
19. Rizzo A, Kim GJ. A SWOT analysis of the field of virtual reality rehabilitation and therapy. *Presence: Teleoper Virtual Environ.* 2005;14:119-46.
20. Habib Z, Westcott SL. Assessment of dynamic balance abilities in Pakistani children age 5-13 years. *Pediatr Phys Ther.* 1999;6:73-82.
21. Iatridou G, Dionyssiotis Y. Reliability of balance evaluation in children with cerebral palsy. *Hippokratia.* 2013;17(4):303-306.
22. Gan SM, Tung LC, Tang YH, Wang CH. Psychometric Properties of Functional Balance Assessment in Children With Cerebral Palsy. *Neurorehabil Neural Repair.* 2008;22:745.
23. Katz-Leurer M, Rotem H, Keren O, Meyer S. Balance abilities and gait characteristics in pos-traumatic brain injury, cerebral palsy and typically developed children. *Developmental Neurorehabilitation.* 2009;12(2):100-5.
24. Salem Y, Godwin EM. Effects of task-oriented training on mobility function in children with cerebral palsy. *NeuroRehabilitation.* 2009;24:307-13.

25. Calley A, Williams S, Reid S, Blair E, Valentine J, Girdler S. A comparison of activity, participation and quality of life in children with and without spastic diplegia cerebral palsy. *Disabil Rehabil.* 2012;34:1306-10.
26. McNee AE, Gough M, Morrissey MC, Shortland AP. Increases in muscle volume after plantarflexor strength training in children with spastic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2009;51:429-35.

8.2 Apêndice 2:

Ferreira LAB, Dumont, AJL, **Lazzari RD**, Pasini Neto H, Oliveira CS. *Postural Insoles: A novel method for improving balance*. **Clinical Experimental Letters**. 55:52-55, 2014.

**POSTURAL INSOLES: A NOVEL METHOD FOR IMPROVING
BALANCE**

Received: 2014.09.22
 Accepted: 2014.09.23
 Published: 2014.11.06

Postural Insoles: A Novel Method for Improving Balance

 Authors' Contributions:
 Study Design: A
 Data Collection: B
 Statistical Analysis: C
 Data Interpretation: D
 Manuscript Preparation: E
 Literature Search: F
 Final Collection: G

ABSTRACT
1 Luiz Alfredo Braun Ferreira
2 Arislender Jonathan Lopes Dumont
3 Roberta Delasta Lazzari
4 Hugo Pasini Neto
5 Claudia Santos Oliveira

 1 Graduate College Student (Doctoral Program in Rehabilitation Sciences, Universidade Nove de Julho, São Paulo, Brazil)
 2 Student (Doctoral Program in Rehabilitation Sciences, Universidade Nove de Julho, São Paulo, Brazil)
 3 Doctoral Program in Rehabilitation Sciences, Universidade Nove de Julho, São Paulo, Brazil
 4 Teacher, Master's and Doctoral Programs in Rehabilitation Sciences, Universidade Nove de Julho, São Paulo, Brazil

Corresponding Author:
Source of support:

 Luiz Alfredo Braun Ferreira, e-mail: luiz_braun@hotmail.com
 The Brazilian Funding Agencies Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) and Fundação de Amparo à Pesquisa (FAPESP)

The control of body posture is related to the position and alignment of different parts of the body in relation to the surrounding environment. The maintenance of postural control in a variety of environmental situations requires a multisensory process involving the close integration of the somatosensory, visual, vestibular, and cerebral systems. There is a need to correct anomalies and instabilities in foot posture to gain better control of postural tone. The aim of insoles with a textured surface or corrective elements (bars, wedges, and skins) that influence posture is to improve distribution of body weight on the soles of the feet, thereby correcting the alignment of the knees, hips, pelvis, and spinal column. This type of orthotic device plays a proprioceptive role through sensitive afference in the soles of the feet and drives the body to react to establish better posture. The postural normalization evidenced by the clinical evaluation based on reference points may be related to this biomechanical rearrangement. Such effects occur because postural insoles are able to reorganize the tone of muscle chains, thereby exerting an influence on posture correction reflexes. The use of postural insoles with a textured surface or corrective elements can be beneficial to balance and muscle tone.

MeSH Keywords: Foot Orthoses • Postural Balance • Proprioception

Full-text PDF: <http://med.sciencedirect.com/abstract/10.1016/j.msct.2014.09.001>

1215 100 2 24



The control of body posture is related to the position and alignment of different parts of the body in relation to the surrounding environment [1-3]. The maintenance of postural control in a variety of environmental situations requires a multisensory process involving the close integration of the somatosensory, visual, vestibular, and cerebral systems [4].

There is a need to correct anomalies and instabilities in foot posture to gain better control of postural tone [5]. The early diagnosis of an abnormal step is of extreme importance to avoiding postural problems, excessive joint loads, cumulative micro-trauma, and gait disorders [6-9]. Foot posture involves the integration of sensory information from the periphery of the body, especially mechanoreceptors in the soles of the feet, in relation to gravitational acceleration, the surrounding environment, and the position of different segments of the body [10]. According to Segundo Bríot [11] and Gagey and Weber [5], this sensory information generates precise changes through fine postural adjustments that compensate for the continuous, spontaneous influence of the body in the upright position.

Orthopedic insoles are indicated to correct foot posture [12]. The aim of insoles with a textured surface or corrective elements (bars, wedges, and shims) is to influence posture by distributing body weight on the soles of the feet more adequately, thereby improve alignment of the knees, hips, pelvis, and spinal column [12]. According to Gagey and Weber [5], the stimulation of specific regions of the sole of the foot leads to a change in postural tone, repositioning of the pelvis, and correction of muscle asymmetries along the spinal column. Postural insoles affect muscle proprioception, leading to changes in ascending chains. Such effects occur because postural insoles are able to reorganize the tone of muscle chains and exert an influence on posture correction reflexes [11]. Postural

reprogramming occurs when mechanoreceptors in the plantar region are activated by the deformation of the skin due to the topography of the support surface, as occurs with postural control insoles [13].

The components of orthopedic insoles are made from ethylene vinyl acetate (EVA) in different shapes. The method proposed by Moraes and Przysiełny [14] is used for clinical analyses based on postural information for the determination of the components of insoles used to normalize posture. Normalization is achieved based on reference points, such as arm length, the level of the iliac crest, level of the thumb positioned in the cervical and lumbar regions (C5 and L5), and the Bassani test for the determination of paravertebral muscle tension [15]. According to the authors cited, this protocol is indicated for the determination of the most adequate components of orthopedic insoles (Figure 1).

Asymmetry in at least one of the variables described above can lead to the indication of the use of this type of postural insole. When prescribing corrective postural insoles, therapists place the different components in specific regions of the foot to correct postural asymmetries. This constitutes individualized treatment, the aim of which is to restore sensorial integrity, with a consequent improvement in balance as well as a reduction in compensatory movements [15].

A standard postural insole is composed of 3 layers. The surface layer is made up of a fabric that covers the other portions and serves to absorb sweat and provide comfort. The central portion is made of EVA measuring 3 mm in thickness. The lowest layer is made up of a network of cotton fibers and resin with a thickness of 1 mm, in which the corrective elements (bars, wedges, and shims) are located. The corrective elements are also made

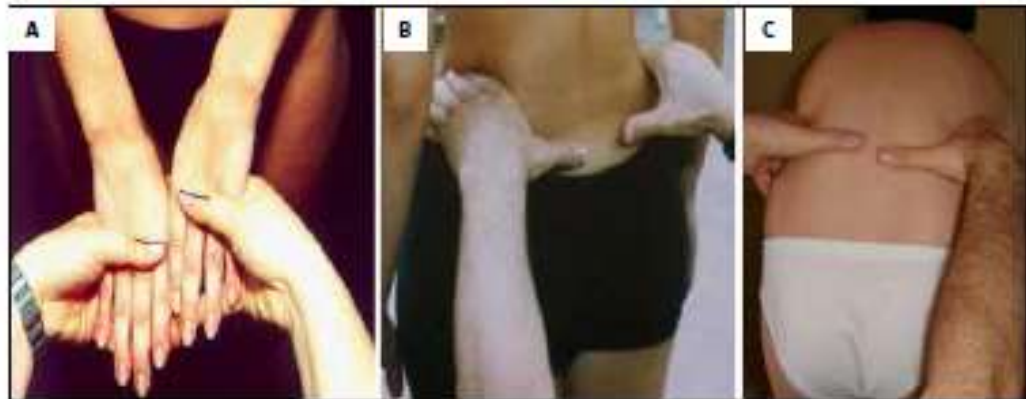


Figure 1. Tests used to identify the influence of the foot posture on overall postural tone; (A) Arm length test; (B) Iliac crest level; (C) Bassani test. Source: Gagey PM, Weber B. *Pratunologia: regulação e distúrbios da posição artrodialar*. 2. ed. São Paulo: Manole, 2000.

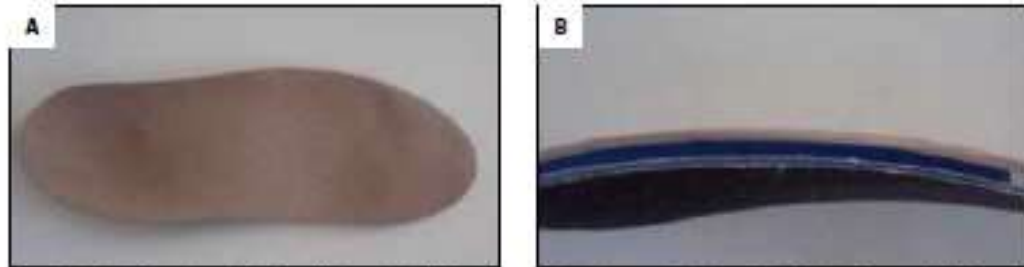


Figure 2. Insoles after thermal molding: (A) Top view; (B) Side view, showing three portion. Source: Pasini Neto H, Gracias LA, Chelavsky TC, et al.: Effect of posture-control insoles on function in children with cerebral palsy: randomized controlled clinical trial. *BMC Musculoskeletal Disord*, 2012; 13: 299.

of EVA with adequate thickness, density, and resilience to stimulate the skin in predetermined regions of the sole of the foot, thereby promoting postural reprogramming [13] (Figure 2). After the layers and elements are positioned, thermal molding is performed to fuse the different parts. All materials used for the construction of postural insoles are fabricated by Podaly [16].

This type of orthotic device plays a proprioceptive role through sensitive afference in the soles of the feet and drives the body to react in order to establish a more adequate posture. The postural normalization evidenced by the clinical evaluation based on reference points may be related to this biomechanical rearrangement [16].

Few studies in the literature have described the effect of this type of insole and there are few specific descriptions of the material employed in insoles. In a randomized, controlled, double-blind trial, Pasini Neto et al. [17] report a significant immediate improvement in gait velocity and cadence with the use of postural insoles among children with cerebral palsy classified on levels I and II of the Gross Motor Function classification.

Iglesias, Vallejo and Peña [18] conducted a study to evaluate the impact of 2 types of insoles (1 soft and 1 hard) on static balance in healthy older adults, and found that insole usage led to reductions in body sway area and velocity. An important finding was that harder insoles promoted greater balance control when the volunteers remained with their eyes closed, suggesting that greater insole rigidity may contribute toward lowering the risk of falls in this population. In a study conducted to evaluate postural control and plantar pressure before, during, and after the use of postural proprioceptive insoles, Mantovani et al. [19] found adequate postural realignment after insole usage, likely due to improvements in muscle tone and postural tone, which demonstrates the importance of evaluating receptors in the foot to gain a better understanding of postural disorders. Palluel et al. [20] evaluated the use of textured insoles and found no significant immediate effect, but found a significant improvement in postural balance after 5 minutes of walking with the insoles.

In a study involving adults with episodes of blisters, orthopedic insoles were used to improve postural balance through a reduction in the sensitivity of the soles of the feet. The participants were randomly distributed into an insole group and control group. The findings demonstrated greater stability during gait and a smaller number of falls in the insole group, but 12 weeks were needed for such benefits to appear [21]. Corbin et al. [22] evaluated balance in 33 individuals with proprioceptive insoles and traditional insoles with eyes open and eyes closed. The proprioceptive insoles led to improved balance, but only when the volunteers remained with eyes closed, suggesting that this effect occurred precisely due to the removal of visual information. However, the increase in afference over time may offer better postural control with eyes open as well.

Regarding the corrective elements incorporated into postural insoles, Tibúrcio et al. [23] analyzed the influence of a metatarsal-phalangeal inlay in individuals with ascending proprioceptive postural abnormalities, and found better alignment of bodily structures, possibly through improvement in postural tone and the tone of muscle chains. Ferreira, Bardia, and Barela [24] used heel wedges for postural correction in 30 individuals with idiopathic scoliosis, and report improvement in the symmetry of lower regions of the spine as well as the pelvis and knees. The findings suggest that changes in the support base (feet) can improve the alignment of the trunk and other body parts.

Conclusions

In conclusion, orthotic devices classified as postural insoles with either a textured surface or corrective elements can be beneficial to balance and adequate muscle tone.

Conflicts of interest

The authors declare no conflicts of interest.

References:

1. Barreira W, Freitas Jr P. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos: Uso da Informação Visual. *Revista Portuguesa de Clínica do Desporto*, 2006, 6: 94-105 [In Portuguese]
2. Bankoff ADP, Beledor RG, Schmidt A et al. Análise do equilíbrio corporal estático através de um baropodômetro eletrônico. *Revista Conexões*, 2006, 4: 10-30 [In Portuguese]
3. Ferreira LAG, Pereira WM, Bulla H et al. Estudo comparativo entre obliquidade em crianças e o controle postural através da baropodometria. *XII Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e VIII Encontro Latino Americano de Pós-Graduação – Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos*, 2007 [In Portuguese]
4. Hsu YS, Kuan CC, Young YH. Assessing the development of balance function in children using stabilometry. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 2009; 73: 737-40
5. Gagge PM, Weber B. *Posturologia, regulação e distúrbios da posição corporal*. São Paulo, Manole, 2000 [In Portuguese]
6. Pantaroli SS, Rosa Neto FR, Caon G. Incidência de alterações podais em pré-escolares de 3 a 6 anos de idade. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 2005, 6: 245-48 [In Portuguese]
7. Bianchi TCV, Cepeda CRC, Izaki M, Segatieri T. Relação entre o pé cavo e a posteriorização do centro de força em crianças de 7-14 anos, avaliadas por meio da baropodometria. *Ribeir*, 2005; 1: 21-22 [In Portuguese]
8. Azevedo LAP, Nascimento UFG. A distribuição da força plantar está associada aos diferentes tipos de pé? *Revista Paulista de Pediatria*, 2009; 27: 309-14 [In Portuguese]
9. Tolone E, Mottar AA, Moro AR, Gomes JC. A influência do arco plantar na postura e no conforto dos calçados ortopédicos. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 2003; 4: 157-62 [In Portuguese]
10. Oliveira UF, Vieira DMM, Macedo AR et al. Postural sway changes during pregnancy: A descriptive study using stabilometry. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, 2009, 147: 25-28
11. Brinot B. *Podologia*. São Paulo, Icone, 1999 [In Portuguese]
12. Almeida JS, Cavalho Filho G, Parise CM et al. Comparação da pressão plantar e dos ângulos ortomédulares por meio do uso de palmilhas customizadas pré-fabricadas no ambiente de trabalho. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 2009, 13: 542-48 [In Portuguese]
13. Przykorny WL, Salgado AS. *Manual de Podoposturologia. Reeducação Postural Ativa de Palmilhas*. Brusque: Laboratório de Dr. Celso – Hospital Evangélico de Brusque, 2002 [In Portuguese]
14. Moraes ST, Przykorny WL. Estudo da influência da lateralidade e da barra infracapital na reprogramação postural em pacientes lombálgicos crônicos. *Revista Terapia Manual*, 2004; 3: 278-83 [In Portuguese]
15. Celis LA, Salgado AG, Przykorny WL. Modificações das aferências sensitivas podais e sua influência na amplitude. *Revista Físio Magazine*, 2004; 1: 135-19 [In Portuguese]
16. Reulink Neto H, Gueiro LAC, Christovão TCI et al. Effect of posture control insoles on function in children with cerebral palsy: Randomized controlled clinical trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 2012; 13: 195
17. Reulink Neto H, Gueiro LAC, Duarte NAC et al. Immediate Effect of Postural Insoles on Gait Performance of Children with Cerebral Palsy: Preliminary Randomized Controlled Double-blind Clinical Trial. *J Phys Ther Sci*, 2014; 26: 3003-7
18. Iglesias ML, Valdejo RDS, Peña DP. Impact of soft and hard insole density on postural stability in older adults. *Cerebral Numb*, 2012; 33(4): 264-71
19. Montemari AM, Martini A, Sevilan M et al. Palmilhas Proprioceptivas para o controle postural. *Colloquium Vitae*, 2010; 2(2): 34-38
20. Reulink E, Nougier V, Olivier L. Do spike insoles enhance postural stability and plantar surface cutaneous sensitivity in the elderly? *Age*, 2012; 30: 55-61
21. Perry GO, Radtke A, McIlroy NDS et al. Eficácia e a efetividade de uma palmilha de equilíbrio de rebreço. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2008; 63: 595-602
22. Carlini GM, Hart JM, McGee PO et al. The effect of custom insoles on postural control in double and single limb stance. *J Sport Rehabil*, 2007; 34: 363-72
23. Tibúrcio NS, Barbosa PF, Santana CG et al. Influência da barra infracapital sobre alterações posturais proprioceptivas ascendentes. *Revista Terapia Manual*, 2008; 6(4): 223-28 [In Portuguese]
24. Almeida GMA, Barão AMF, Barão JA. Influência de calços na orientação postural de indivíduos com escoliose idiopática. *Fisioter Mov*, 2013; 26(2): 327-48

8.3 Apêndice 3:

Ferreira LAB, Pasini Neto H, Grecco LAC, Christóvão TCL, Duarte NAC, **Lazzari RD**, Galli M, Oliveira CS. *Effect of Ankle-foot orthosis on gait velocity and cadence of stroke patients: A systematic review.* **Journal of Physical Therapy Science.** v. 25, p. 1503-1508, 2013.

**EFFECT OF ANKLE-FOOT ORTHOSIS ON GAIT VELOCITY AND
CADENCE OF STROKE PATIENTS: A SYSTEMATIC REVIEW.**

Review

Effect of Ankle-foot Orthosis on Gait Velocity and Cadence of Stroke Patients: A Systematic Review

LUIZ ALFREDO BRAUN FERREIRA, PT¹, HUGO PASINI NETO, PT²,
 LUANDA ANDRÉ COLLEGE GREGO, PT³, THALLIANNA CALLE LOURENÇO CRISTOVANI, PT¹,
 NATÁLIA ALMEIDA CARVALHO DUARTE, PT⁴, ROBERTA DELASTA LAZZARI, PT⁵,
 MANUELA GALLI, PhD⁶, CLAUDIA SANTOS OLIVEIRA, PT, PhD^{1*}

¹ Physical Therapy Department, Guaracá College, Brazil, Student in Doctoral Program in Rehabilitation Sciences, Nove de Julho University, Brazil

² Doctoral Program in Rehabilitation Sciences, Nove de Julho University, Brazil

³ Master's Program in Rehabilitation Sciences, Nove de Julho University, Brazil

⁴ Applied Mechanics (Biomechanics) Politecnico di Milano, Responsible of the Scientific, Technical, Administrative Activities of Posture and Movement Analysis Laboratory "Luigi Dotti", Italy

⁵ Master's and Doctoral Programs in Rehabilitation Sciences, Nove de Julho University, R. Itapicuru 380 apt 111 - Perdizes-CEP-05006-000 - São Paulo, SP - Brazil

Abstract. [Purpose] The aim of the present study was to analyze the effect of an ankle-foot orthosis on gait variables (velocity and cadence) of stroke patients. To do this, a systematic review was conducted of four databases. [Subjects and Methods] The papers identified were evaluated based on the following inclusion criteria: 1) design: controlled, clinical trial; 2) population: stroke patients; 3) intervention: analysis of spatiotemporal variables of gait with an ankle-foot orthosis; 4) control group with different intervention or no intervention; and 5) outcome: improvement in gait velocity or cadence. [Results] Thirteen controlled trials addressing the effect of an ankle-foot orthosis on gait variables of stroke patients were found. They exhibited methodological quality of 3 or more points on the PEDro scale. [Conclusion] While the findings suggest the benefits of an AFO regarding gait velocity, the impact of this type of orthosis on cadence remains inconclusive. Thus, there is a need for further well-designed randomized, controlled, clinical trials to establish better scientific evidence for the effects of AFO usage on gait variables of stroke patients.

Key words: Stroke, Orthosis, Gait

(This article was submitted May 1, 2013, and was accepted Jan. 20, 2013)

INTRODUCTION

Cerebrovascular accident (stroke) is one of the main causes of disability and mortality in the developed world^{1,2}. Stroke victims experience a number of neurological deficits and disabilities, such as hemiparesis, communication disorder, cognitive impairment and visual-spatial perception disorder³. Moreover, approximately 50 to 60% of stroke victims experience some degree of motor impairment even after completing the standard rehabilitation protocol, and approximately 50% are at least partially dependent on others with regard to activities of daily living^{4,5}.

According to Wit et al.⁶, the ability to walk following a stroke is often impaired due to muscle weakness, spasticity,

compromised sensory-motor control and/or the loss of cognitive functions. Most hemiparetic patients exhibit motor dysfunction, which affects their ability to walk, leading to an abnormal gait pattern. Stroke victims exhibit coordination deficits that persist beyond the rehabilitation process, including altered trunk, pelvis, knee and ankle coordination in the standing position and during gait, leading to a reduction in walking endurance and velocity⁶.

A number of therapeutic methods are described in the literature for the motor recovery of limbs affected by spasticity, allowing improvements in strength, range of motion and function of patients with hemiparesis⁷⁻¹⁰. Equino-varus foot, which is common in these patients, shifts the weight support of the heel to the lateral-plantar surface of the foot, and may cause a loss of balance and a reduction in stride security. Ankle-foot orthoses (AFO) are prescribed to facilitate ankle control in cases of equinus and/or varus foot¹¹, and they reduce energy expenditure while walking¹².

Kinematic analysis has been employed for the evaluation of normal and pathological human gait and allows the analysis of spatiotemporal characteristics, such as step length, cadence (number of steps per minute), stride duration and

*Corresponding Author. Claudia Santos Oliveira (e-mail: csantos@uninove.br)
 ©2013 The Society of Physical Therapy Science
 This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial No Derivatives (by-nc-nd) License <<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/>>

velocity. The spatiotemporal characteristics of gait describe the quantitative aspects of the movement pattern¹³. According to Leung and Moseley¹⁴, changes in step length, duration in the stance and swing phases, and double support time are related to reductions in gait symmetry and gait velocity, leading to the specific gait pattern exhibited by patients with hemiparesis: a relatively shorter step length, a longer stance phase and a shorter swing phase of the affected side.

Recovering the ability to walk is an important goal of the rehabilitation process for stroke patients. According to Gok et al.¹⁵, gait velocity, cadence and step length are diminished in hemiparetic gait and devices, such as an AFO, can improve these aspects. An AFO is generally prescribed to provide mediolateral stability of the ankle in the stance phase, facilitate gait in the swing phase and support the ankle. However, some researchers hold the view that an AFO can prolong dependence on a mechanical device, leading to an increase in muscle disuse, especially the dorsiflexors of the ankle, with a consequent delay in functional recovery¹⁶.

The aim of the present study was to conduct a systematic review of the literature to determine the effect of an AFO on spatiotemporal gait variables (cadence and velocity) of stroke patients.

SUBJECTS AND METHODS

For the development of a systematic review, searches were performed for randomized controlled clinical trials that analyzed the effect of an AFO on stroke patients (acute/chronic, ischemic/hemorrhagic). Studies involving a combination of AFO use and co-intervention were avoided.

We searched for studies involving three-dimensional movement analysis of spatiotemporal gait variables (cadence and velocity) as well as measures of independent gait over short distances (6 and 10 meters).

Searches were carried out of the PubMed (Medline), LILACS, Scielo and Physiotherapy Evidence Database (PEDro) databases using the following descriptors: 1) Stroke; 2) Gait; 3) Stroke AND Gait; 4) Ankle Foot Orthosis; 5) Stroke AND Ankle Foot Orthosis; and 6) Spatiotemporal parameters.

The papers identified in the initial search were evaluated based on the following inclusion criteria: 1) design: controlled, clinical trial; 2) population: stroke patients; 3) intervention: analysis of spatiotemporal variables of gait with an ankle-foot orthosis; 4) control group with different intervention or no intervention; and 5) outcome: improvements in gait velocity or cadence.

The randomized controlled clinical trials selected were analyzed for methodological quality using the PEDro scale, which has 11 items for the evaluation of internal validity and statistical information of randomized controlled trials. Each adequately fulfilled item (with the exception of item 1, which addresses external validity) receives 1 point and contributes to the score which has a maximum of 10 points. The official scores described at the electronic addresses of the databases were used. If a paper analyzed was not found in one of the databases, the score was determined by two

independent, blinded researchers.

The full texts of the selected papers served as the reference and benchmark for the discussion and broadening of the concepts of the issue addressed. Meta-analysis was not possible due to the lack of certain data necessary for statistical analysis as well as the use of different outcome measures. What follows is, therefore, a descriptive and comparative analysis of the findings.

RESULTS

The initial search of the databases yielded 37 papers, 24 of which did not meet the inclusion criteria. Thus, 13 papers were found addressing the use of an AFO on hemiparetic gait, specifically improvements in the spatiotemporal variables of gait velocity or cadence (Fig. 1). The studies involved a total of 315 participants (216 men and 99 women), with a mean age of 56.8 years. The etiology of stroke was ischemic in 47 cases and hemorrhagic in 36 cases. A total of 114 patients had left-side hemiparesis and 126 had right-side hemiparesis. It is noteworthy that not all studies reported the type of stroke and prevalence of the affected side.

The initial search of the databases yielded 53 titles addressing the use of an AFO on hemiparetic gait. However, some papers did not meet the inclusion criteria and some did not achieve the necessary score on the PEDro scale merit inclusion in the present review. Other papers addressed alterations in other functional aspects, such as balance or muscle activity, and were therefore not selected. The final sample was made up of 13 papers that achieved a minimum of 3 points on the PEDro scale and were therefore considered methodologically adequate (Table 1 and 2).

In the present review, only outcomes regarding gait velocity and cadence (number of steps per minute) were considered. No analysis was performed regarding changes in stride or the step cycle or other aspects related to the benefits of the use of an AFO, which have been widely discussed in the literature. The papers included in the present review report significant differences in gait velocity with the use of an AFO, but divergent results regarding cadence (Table 3).

DISCUSSION

According to Verma et al.²⁰, impaired gait following a stroke is one of the most widely investigated aspects of neurological disorders, and the recovery of gait is one of the main goals of the rehabilitation process. A number of treatment methods have been developed to restore the walking ability of stroke patients. They include the use of an ankle-foot orthosis (AFO), which restricts the movement of the ankle, especially excessive plantar flexion, thereby enhancing stability in the stance phase and allowing greater freedom in the swing phase of the gait cycle^{16, 21-29}.

A reduction in gait velocity is common among stroke victims. Mean gait velocity of healthy individuals is around 1.3 m/s, but ranges from 0.23 to 0.73 m/s among individuals with hemiparesis²⁰. In the majority of studies analyzed, the use of a rigid or articulated AFO offered important benefits with regard to gait velocity of stroke patients, regardless of the material with which the device was made.

An AFO seems to exert a positive influence on the joint alignment of the affected lower limb, with improvements in cadence and gait velocity. While these variables alone do not represent improved gait stability, the analysis of such aspects allows a better practical understanding of the effects of physical therapy and improvements in the motor

skills of stroke patients²⁶⁰

The findings of the present review revealed divergence in the results of different studies regarding changes in cadence with the use of an AFO. While Iwata et al.¹⁹³, Wang et al.¹⁷³ and Hiroaki et al.²⁰ report improvements in cadence, Chen et al.¹⁵¹, Gök et al.²⁵¹, Thijssen et al.¹⁸¹ and Bleyenheuft et al.¹⁸ found no significant change in this variable. However, the same was true of gait velocity, as the majority of studies report significant improvements in gait velocity with the use of an AFO^{15–20, 22, 24, 260}. The exception was the study by Lewallen et al.²⁰, but the authors compared gait velocity between use of rigid and articulated orthoses.

Gök et al.¹⁵¹ compared plastic and metal AFOs and found a significant increase in gait velocity in individuals with hemiparesis with both types of orthosis, but no significant changes in cadence. Iwata et al.¹⁹³ analyzed the use of an inhibitory bar attached to an AFO worn by patients with hemiparesis and found an increase in gait velocity of approximately 13% as well as a significant increase in cadence (6%) in comparison to a control group. Bleyenheuft et al.¹⁸ compared gait velocity and cadence in the 10-meter walk test between a group wearing a rigid AFO and another group wearing a Chignon AFO, and found significant differences in gait velocity, but no changes in cadence. In a similar study, De Sèze et al.²⁵¹ compared the Chignon AFO to a standard polypropylene AFO and found significant differences favoring the former immediately following fitting of the orthosis as well as after 30 and 90 days of usage.

In contrast to the above-mentioned findings, Chen et al.¹⁵¹ found no significant differences in spatiotemporal gait variables of stroke patients under three different conditions: 1) barefoot, 2) wearing an anterior AFO, and 3) wearing a posterior AFO. Likewise, Lewallen et al.²⁰ found no significant differences in spatiotemporal gait variables of stroke patients wearing a rigid AFO and those wearing an articulated AFO.

Regarding the duration of use and adaptation to orthoses, a tendency toward an improvement in gait velocity and cadence was found with increased usage in the studies carried out by Erel et al.²⁴⁰ and De Sèze et al.²⁵¹. However, Thijssen et al.¹⁸¹ only found an immediate increase in gait velocity



Fig. 1. Flowchart of studies included in review

Table 1. Data on papers included in review

Number of papers	Author and year of publication	PEDro	Type of study
1	Gök et al., 2003 ¹⁵¹	3/10	Clinical trial
2	Iwata et al., 2003 ¹⁹³	4/10	Clinical trial
3	De Wit et al., 2004 ²¹	6/10	Clinical trial
4	Wang et al., 2005 ¹⁷³	3/10	Clinical trial
5	Thijssen et al., 2006 ¹⁸¹	3/10	Clinical trial
6	Bleyenheuft et al., 2008 ¹⁸	4/10	Clinical trial
7	Simons et al., 2009 ²⁰⁰	3/10	Clinical trial
8	Futene et al., 2009 ²⁷¹	4/10	Clinical trial
9	Hiroaki et al., 2009 ²⁰	3/10	Clinical trial
10	Lewallen et al., 2010 ²⁰	5/10	Clinical trial
11	Chen et al., 2010 ¹⁵¹	3/10	Clinical trial
12	Erel et al., 2011 ²⁴⁰	6/10	Clinical trial
13	De Sèze et al., 2011 ²⁵¹	6/10	Clinical trial

Table 2. Scores of papers included in review

PEDro	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Eligibility	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y
Randomized allocation	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y
Concealed allocation	N	N	Y	N	N	N	N	N	N	Y	N	Y	Y
Similar prognosis	N	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y
Blinded subjects	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
Blinded therapists	N	N	N	N	N	N	N	N	N	Y	N	N	N
Blinded raters	N	Y	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
Key outcomes	N	N	Y	N	N	Y	N	N	N	N	N	Y	Y
Intention to treat	N	N	Y	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
Comparison between groups	Y	Y	Y	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y
Precision and variability	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y
	3/10	4/10	6/10	3/10	3/10	4/10	3/10	4/10	3/10	5/10	3/10	6/10	6/10

Y = yes; N = no

Table 3. Summary of outcomes

Author / Year	Sample	Outcome measures	Main outcomes
Osik et al., 2001 ⁽⁵⁾	n=12 stroke patients	Analysis of spatiotemporal gait variables, kinetic and kinematics using the 370 Vicon system under 3 conditions: without AFO, with plastic AFO and with metal AFO	- No significant difference in cadence under any condition; - Significant difference in gait velocity with both AFOs (0.32 m/s without AFO vs. 0.17 m/s with plastic AFO - $p<0.05$; 0.32 m/s without AFO vs. 0.41 m/s with metal AFO - $p<0.05$)
Iwata et al., 2003 ⁽⁶⁾	n=9 stroke patients (AFO group + tone inhibitory bar attached to AFO) and n=8 control group (AFO alone)	Cadence and gait velocity (10-m walk)	- Gait velocity increased by 13.8% ($p=0.0045$) in comparison to control group; - Cadence increased by 6.7% ($p=0.0056$) in comparison to control group
De Wit et al., 2004 ⁽⁹⁾	n=20 chronic stroke patients wearing AFO for at least six months	10-meter walk test, Timed Up-and-Go (TUG) test and Stairs test performed with and without AFO	Statistically significant mean difference of 4.8 cm/s in gait velocity (95% CI: 0.85/8.7; $p=0.02$), 3.6 s on TUG (95% CI: 2.4/4.8; $p=0.000$) and 8.6 s on Stairs test (95% CI: 3.1/14.1; $p=0.004$) favoring AFO
Weng et al., 2009 ⁽¹¹⁾	n=42 subjects with short-term hemiparesis (≤ 6 months) and 61 subjects with long-term hemiparesis (≥ 12 months)	Balance and gait with and without AFO; Static and dynamic balance activities evaluated using Balance System; functional balance evaluated using Berg scale; gait velocity and cadence measured during 10-m walk	- Significant improvement in gait velocity (0.58 m/s without AFO vs. 0.69 m/s with AFO - $p=0.028$) and cadence (75.06 steps/min without AFO vs. 87.25 steps/min with AFO - $p=0.021$) in group with short-term hemiparesis - No significant effects in group with long-term hemiparesis
Thijssen et al., 2009 ⁽⁸⁾	n=27 chronic stroke patients	Energy expenditure, gait velocity and step length under 3 conditions: without AFO, immediately after fitting of AFO and after 3 weeks of AFO usage	- Significant reduction in energy expenditure and increase in gait velocity immediately after fitting of AFO; - No significant difference in cadence; - No significant changes in gait pattern after 3 weeks of familiarization
Beyerheuff et al., 2008 ⁽⁸⁾	n=10 patients with chronic hemiparesis	10-meter walk test, followed by instrumented gait test on treadmill under three conditions: without AFO, with rigid AFO and with dynamic Chignon orthosis	Mechanical work improved equally with both orthoses. Chignon orthosis led to significant improvement in gait velocity in comparison to no orthosis (0.81 m/s vs. 0.64 m/s - $p<0.001$) and segment kinematics of the ankle; No significant differences in cadence ($p=0.79$)
Sirtuna et al., 2009 ⁽²¹⁾	n=20 stroke patients	Berg balance scale, Timed Up-and-Go test, Timed Balance test, 10-m walk test and Functional Ambulation Categories with and without AFO	Significant improvements in majority of functional tests with AFO; - Significant difference in 10-m walk test (0.58 \pm 0.24 m/s with AFO vs. 0.46 \pm 0.21 m/s without AFO - $p=0.000$)
Fatone et al., 2009 ⁽²⁾	n=16 stroke patients (mean age: 53.2 years) wearing AFO; n=12 healthy individuals (mean age: 57.1 years)	Gait analysis: kinetics, kinematics and gait variables	- No significant difference in gait velocity between groups ($p=0.095$)
Hirakki et al., 2009 ⁽²²⁾	n=16 stroke patients with hemiparesis	Spatiotemporal gait analysis with and without use of plastic AFO walking on paper cut walk	- Significant increases in gait velocity, cadence, step length and stride length on affected and non-affected sides with use of AFO in comparison to non-use; - gait velocity: 18.1 m/s without AFO vs. 22.9 m/s with AFO ($p=0.0032$); - cadence: 66.8 steps/min without AFO vs. 71.3 steps/min with AFO ($p=0.015$)
Lewallen et al., 2010 ⁽²³⁾	n=13 chronic stroke patients	Spatiotemporal gait analysis evaluated with rigid AFO, articulated AFO and without AFO (shoes alone)	No significant differences among groups

Table 3. Continued

Author / Year	Sample	Outcome measures	Main outcomes
Chen et al., 2010 ¹⁹	n=14 stroke patients; n=11 healthy individuals	Gait analysis: kinetics, kinematics and gait variables under three conditions (without AFO, with anterior AFO and with posterior AFO)	- No significant differences in gait velocity, step length or duration of cycle in comparison to control group
Freil et al., 2011 ²⁰	n=28 stroke patients with chronic hemiparesis allocated to an experimental group (EG) or a control group (CG)	Both groups initially evaluated in shoes alone; Experimental group evaluated after three months of dynamic AFO usage; Functional tests: Functional Reach, Timed Up-and-Go test, Timed Up Stairs, Timed Down Stairs, gait velocity and Physiological Cost Index	- No significant differences between groups regarding variables analyzed; - After 3 months, significant differences in Timed Up Stairs (12 s in EG vs. 15 s in CG - $p=0.040$) and gait velocity (0.99 m/s in EG vs. 0.72 m/s in CG - $p=0.001$); - No significant differences regarding Functional Reach, Timed Up-and-Go or Timed Down Stairs ($p>0.05$)
De Sène et al., 2011 ²¹	n=28 stroke patients, 13 wearing Chignon AFO and 15 wearing standard AFO (control)	10-meter walk test (gait velocity) and kinematic gait variables	- Significant increase in gait velocity in Chignon group over control group immediately ($27.2 \pm 36\%$ vs. $-0.8 \pm 17\%$ - $p=0.006$), after 30 days ($39.9 \pm 19\%$ vs. $7.5 \pm 17\%$ - $p=0.0004$) and after 90 days ($44.6 \pm 27\%$ vs. $17.1 \pm 0.3\%$ - $p=0.04$)

ity with the use of an AFO, there being no changes in either gait velocity or cadence after three weeks of familiarization with the orthosis.

In the comparisons of with and without the use of an AFO, or between an AFO group and a control group (without use of AFO), significant improvements in gait velocity were found^{15, 17, 20, 23, 26}, and significant improvements in cadence were found in the studies by Wang et al.¹⁷ and Hirouki et al.²³. In a retrospective study by Esquizar et al.³⁰ in a three-dimensional gait lab, Moss Rehabilitation Engineering Center, in the spatiotemporal aspects of gait of 42 patients were evaluated and a significant improvement in both the speed and cadence of gait of the patients using AFO orthoses: $(0.31 \text{ m/s}) \times \text{speed with AFO}$ (0.41 m/s), $p<0.001$; and cadence without AFO (63.3 steps/min) \times cadence with AFO (68.8 steps/min), $p<0.001$.

All studies^{15, 20} comparing stroke patients wearing an AFO with healthy individuals found no statistically significant differences between the groups in spatiotemporal gait variables, kinetics or kinematics. These findings demonstrate the benefits of an AFO with respect to functional improvements in gait, with the values approaching those found in healthy individuals.

Based on the findings, all types of AFO resulted in a significant improvement in gait velocity compared to a control group without the use of an AFO. However, divergent results were reported for cadence with and without the use of an AFO, as some studies report an improvement in this variable and others report no significant improvement. Since cadence is the number of steps take in a certain time, these patients showed significant improvements in gait speed without changing the number of steps per minute.

The main limitations encountered in this study were related to the nature of the data. Most studies used ratings for immediate use, or AFO types of with and without the same

short-term, with neither a long-term analysis nor a convenience sample, without the sample calculation of sample size. This review notes only data related to speed and cadence of gait patients with stroke. Although this study is relevant in some aspects, there are still questions of a primarily clinical character that need to be answered, such as the best type of AFO to prescribe, the correct time to prescribe, and how long it should be used, among others.

REFERENCES

- 1) Ferrante F, Bassini M, Rinaldi LA, et al. Efficacy of physiotherapy interventions late after stroke: a meta-analysis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 2011, 82: 136-143. [Medline] [CrossRef]
- 2) Mollat A, Humeau R, Sacher HA, et al. Impact of EMG-triggered neuromuscular stimulation of the wrist and finger extensors of the paretic hand after stroke: a systematic review of the literature. *Clin Rehabil*, 2008, 22: 286-305. [Medline] [CrossRef]
- 3) Bello-Luza JM, Mena-del-Horno S, Barrojo-Rauch I, et al. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *J Neuroeng Rehabil*, 2011, 8: 66. [Medline] [CrossRef]
- 4) Thum MR, Koenig GP, Hart CE, et al. Kinematic optimization of spatiotemporal patterns in paretic arm training with stroke patients. *Neurophysiology*, 2002, 40: 1073-1081. [Medline] [CrossRef]
- 5) de Wit DC, Roubin JA, Nijland JA, et al. The effect of an ankle-foot orthosis on walking ability in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*, 2004, 18: 550-557. [Medline] [CrossRef]
- 6) Hollands CL, Patten TA, Byrne SE, et al. Interventions for coordination of walking following stroke: systematic Review. *Gait Posture*, 2012, 35: 249-259. [Medline] [CrossRef]
- 7) Ramirez FR, Borges JC, Montiel VC, et al. Effectiveness of functional electrical stimulation on upper limb of chronic hemiparesis. *Neuroscience*, 2009, 15: 72-78.
- 8) Dietz RJ. Physiotherapy for spasticity: techniques and methods. *Physiotherapy*, 2004, 36: 25-35.
- 9) Spack BJ, Taborig CR. Electrical stimulation and spasticity: a review. *Rehabilitation Medicine*, 2003, 35: 162-166. [CrossRef]
- 10) Lima MC, Lima FS, Freitas ST, et al. Effect of neuromuscular electrical stimulation and intrathecal baclofen in the flexor and extensor muscles knee in hemiplegic patients. *Rev Neurol*, 2008, 48: 135-138.
- 11) Chen CC, Hong WH, Wang CM, et al. Kinematic Features of Knee-First Motion Using Anterior and Posterior Ankle-Foot Orthosis in Stroke Patients

- with hemiplegic gait. *Arch Phys Med Rehabil*, 2010, 91: 1862-1868. [Medline] [CrossRef]
- 12) Bergman DE, Maclean J, Mackinnon CG, et al.: Spring-like ankle-foot orthoses reduce the energy cost of walking by taking over ankle work. *Gait Posture*, 2012, 35: 149-153. [Medline] [CrossRef]
 - 13) Inaba C, Dai MA, Burdett DP: Kinematic analysis of gait in individuals with cerebellar ataxia. *Rev Neurosci*, 2009, 16: 292-296.
 - 14) Laming J, Mowday A: Impact of ankle-foot orthoses on gait and leg muscle activity in adults with hemiplegia: systematic literature review. *Physiotherapy*, 2003, 93: 39-45. [CrossRef]
 - 15) Gök H, Kılıçkiran A, Altınkaya H, et al.: Effects of ankle-foot orthoses on hemiparetic gait. *Clin Rehabil*, 2003, 17: 137-139. [Medline] [CrossRef]
 - 16) Imai M, Kondo T, Sato Y, et al.: An ankle-foot orthosis with inhibitory bar: effect on hemiplegic gait. *Arch Phys Med Rehabil*, 2003, 84: 924-927. [Medline] [CrossRef]
 - 17) Wang RC, Van L, Lee CC, et al.: Effect of an ankle-foot orthosis on balance performance in patients with hemiparesis of different duration. *Clin Rehabil*, 2005, 19: 37-48. [Medline] [CrossRef]
 - 18) Thijsen DH, Pascha R, Van Vliet CJ, et al.: Decreased energy cost and improved gait pattern using a new orthosis in persons with long-term stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 2003, 84: 101-106. [Medline] [CrossRef]
 - 19) Shephard C, Cady G, Lajoua T, et al.: Assessment of the Chignon dynamic ankle-foot orthosis using instrumented gait analysis in hemiparetic adults. *Ann Readapt Med Phys*, 2008, 51: 154-160. [Medline] [CrossRef]
 - 20) Simons CD, Van Amelsbeek HP, Van der Kooij H, et al.: Ankle-foot orthosis in stroke effects on functional balance, weight-bearing asymmetry and the contribution of each lower limb to balance control. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2009, 24: 769-775. [Medline] [CrossRef]
 - 21) Patena S, Gird SA, Mahan RS: Effect of ankle-foot orthosis alignment and foot-plate length on the gait of adults with poststroke hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 2009, 90: 818-824. [Medline] [CrossRef]
 - 22) Hiroaki A, Makiyama A, Sugawara K, et al.: Improving gait stability in stroke hemiplegic patients with a plastic ankle-foot orthosis. *J Exp Med*, 2009, 218: 195-199.
 - 23) Lavallée J, Madigan J, Anaya R, et al.: Effect of three styles of custom ankle-foot orthoses on the gait of stroke patients while walking on level and inclined surfaces. *J Prosthet Orthot*, 2010, 22: 79-83. [CrossRef]
 - 24) Freil S, Uppner S, Ergin S, et al.: The effects of dynamic ankle-foot orthoses in chronic stroke patients at three-month follow-up: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*, 2011, 25: 915-923. [Medline] [CrossRef]
 - 25) de Sion MP, Soukhoum C, Daviet JC, et al.: Effect of early compensation of distal motor deficiency by the Chignon ankle-foot orthosis on gait in hemiplegic patients: a randomized pilot study. *Clin Rehabil*, 2011, 25: 989-998. [Medline] [CrossRef]
 - 26) Verma R, Arya KN, Sharma P, et al.: Understanding gait control in post-stroke: implications for management. *J Rehabil Med Ther*, 2012, 16: 16-21. [Medline] [CrossRef]
 - 27) Radtka SA, Oliveira GR, Lindstrom KE, et al.: The kinematic and kinetic effects of solid, hinged, and no ankle-foot orthosis on static locomotion in healthy adults. *Gait Posture*, 2006, 24: 211-218. [Medline] [CrossRef]
 - 28) Cruz TH, Dhaese VY: Impact of ankle-foot-orthosis on frontal plane behaviour post stroke. *Gait Posture*, 2009, 29: 312-318. [Medline] [CrossRef]
 - 29) Kobayashi T, Loring AK, Akarsson Y, et al.: Design of a stiffness-adjustable ankle-foot orthosis and its effect on ankle joint kinematics in patients with stroke. *Gait Posture*, 2011, 33: 721-723. [Medline] [CrossRef]
 - 30) Padilha MA, Renda FM, Diniz ADM: Effect of ankle-foot orthosis in postural control after stroke: a systematic review. *Neurologia*, 2011 (in press).
 - 31) Espenanti A, Offergeld D, Hird R, et al.: The effect of an ankle-foot-orthosis on temporal spatial parameters and asymmetry of gait in hemiparetic patients. *PM R*, 2009, 1: 1014-1018. [Medline] [CrossRef]

9. ANEXOS

9.1 Anexo 1:

Plataforma Brasil - Ministério da Saúde

Universidade Nove de Julho - UNINOVE

PROJETO DE PESQUISA

Título: EFEITO DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA ASSOCIADA AO TREINO DE MARCHA E DE MOBILIDADE SOBRE A FUNCIONALIDADE DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL: ENSAIO CLÍNICO CONTROLADO ALEATORIZADO, DUPLO CEGO

Área Temática:

Pesquisador: Luanda André Collange Grecco **Versão:** 1

Instituição: Universidade Nove de Julho - UNINOVE **CAAE:** 05128512.0.0000.5511

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Número do Parecer: 69803

Data da Relatoria: 08/08/2012

Apresentação do Projeto:

O projeto é bem escrito e justifica bem seus objetivos.

Objetivo da Pesquisa:

Examinar os efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua associada ao treino de marcha (no solo e na esteira) e de mobilidade sobre a funcionalidade de crianças com paralisia cerebral.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Foram evidenciados no projeto e TCLE.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa bem escrita e direcionada.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os termos estão corretos.

Recomendações:

Não se aplica.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto bem escrito e adequado as normas éticas de pesquisa.

Situação do Parecer:

Aprovado

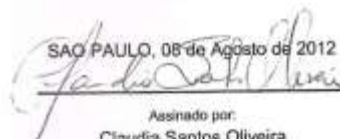
Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Projeto aprovado.

SAO PAULO, 08 de Agosto de 2012



Assinado por:
Claudia Santos Oliveira

9.2 Anexo 2

Termo de Consentimento para Participação em Pesquisa Clínica

Nome do Voluntário: _____

Endereço: _____

Telefone para contato: _____ Cidade: _____ CEP: _____

Email: _____

1. As informações contidas neste prontuário foram fornecidas pelas alunas Luanda A. Collange Grecco (Doutoranda da Universidade Nove de Julho) e Roberta Delasta Lazzari (Mestranda da Universidade Nove de Julho), Prof^a. Claudia Santos Oliveira e pelo Dr. Felipe Fregni, objetivando firmar acordo escrito mediante o qual, o voluntário da pesquisa autoriza sua participação com pleno conhecimento da natureza dos procedimentos e riscos a que se submeterá, com a capacidade de livre arbítrio e sem qualquer coação.

2. Título do Trabalho Experimental: Efeito da estimulação transcraniana por corrente contínua associada ao treino de marcha e de mobilidade sobre a funcionalidade de crianças com paralisia cerebral: ensaio clínico controlado aleatorizado, duplo cego.

3. Objetivo: Examinar os efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua associada ao treino de marcha (no solo e na esteira) e de mobilidade sobre a funcionalidade de crianças com paralisia cerebral.

4. Justificativa: Devido aos poucos estudos disponíveis na literatura, com baixos níveis de evidências sobre os benefícios e limitações da estimulação transcraniana por corrente contínua, do uso da esteira para treino de marcha e do uso de jogos interativos de vídeo game para o treino de mobilidade de crianças com paralisia cerebral, cuja importância clínica se faz relevante.

5. Procedimentos da Fase Experimental: Será feita a análise em 90 voluntários, selecionados segundo os seguintes critérios: diagnóstico de paralisia cerebral, idade entre quatro e 12 anos, estar classificado como níveis I, II ou III do Sistema de Classificação da Função Motora Grossa. Os voluntários serão avaliados antes, logo após e um mês após o treino. A avaliação será constituída dos seguintes itens: (1) Avaliação da marcha: a criança será orientada a andar sobre uma passarela de quatro metros e

neste momento estará sendo filmada; (2) Função Motora Grossa: avaliada com a criança deitada, sentada, ajoelhada, em pé e andando, correndo e pulando; (3) Equilíbrio estático (Parado): avaliado pela plataforma de pressão, onde a criança permanecerá em pé por 30 segundos com os olhos abertos e 30 segundos com os olhos fechados e; sobre a plataforma e a espuma onde a criança permanecerá em pé por 30 segundos com os olhos abertos e 30 segundos com os olhos fechados; para avaliação do equilíbrio estático será posicionado o eletromiógrafo, nos músculos tibial anterior e sóleo bilateral. (4) Equilíbrio Funcional: avaliado com a criança sentada e em pé, por meio da Escala de Equilíbrio de Berg; (5) Mobilidade funcional: pelos testes Levantar e Caminhar Cronometrado (criança será orientada a levantar de uma cadeira, andar três metros, retornar e sentar novamente), teste de caminhada de 6 minutos (a criança será orientada a caminhar por 6 minutos e a distância será registrada); (6) Desempenho Funcional: avaliado pelo Inventário de Avaliação Pediátrica de Disfunções (entrevista estruturada com 197 questões que será realizada com o cuidador); e (7) Teste de Esforço: a criança será orientada a caminhar em uma esteira ergométrica, com acréscimo na velocidade a cada um minuto, pelo tempo que lhe for confortável. A avaliação será realizada em três dias, com duração de uma hora em cada dia. Durante a avaliação a criança poderá descansar a qualquer momento e entre a aplicação de cada teste será respeitado um período de repouso. As crianças serão divididas por meio de sorteio em seis grupos. O grupo 1 vai realizar o treino de marcha na esteira com a estimulação transcraniana desligada (placebo). O grupo 2 vai realizar o treino de marcha na esteira com a estimulação transcraniana ligada. O Grupo 3 vai realizar o treino de mobilidade por meio de exercícios feitos com o uso de um vídeo game, com a estimulação transcraniana desligada (placebo). O Grupo 4 vai realizar o treino de mobilidade por meio de exercícios feitos com o uso de um vídeo game, com a estimulação transcraniana ligada. A estimulação transcraniana por corrente contínua é uma técnica não invasiva que será realizada colocando eletrodos de superfície conectados a um aparelho de corrente galvânica (corrente elétrica de baixa intensidade) sobre o crânio (cabeça) da criança, durante 20 minutos por 10 dias. A estimulação é indolor. A velocidade da marcha será determinada pelo teste de esforço (60-80% da velocidade máxima atingida no teste de esforço). O treino será realizado por duas semanas, cinco vezes por semana, por fisioterapeuta com experiência em treino de

marcha e na aplicação da estimulação transcraniana. O estudo será supervisionado por um médico neurologista especializado em estimulação cerebral não invasiva. A frequência cardíaca será monitorada para garantir que não haja sobrecarga no sistema cardiovascular.

6. Desconforto ou Risco Esperado: Embora os procedimentos adotados no estudo sejam não invasivos os voluntários serão submetidos a risco, como por exemplo, quedas durante o treino de marcha e fadiga muscular. Para que estes riscos sejam minimizados ao máximo serão adotadas as seguintes medidas protetoras: o treino de marcha e mobilidade e a estimulação transcraniana serão realizados por uma fisioterapeuta com experiência em treino de marcha em esteira que será acompanhada por ao menos um voluntário. Ambos permanecerão posicionados do lado da criança por todo o treino. Durante o treino a frequência cardíaca da criança será monitorada. A criança poderá interromper a qualquer momento o procedimento, por cansaço ou desconforto.

7. Informações: o voluntário tem garantia que receberá respostas a qualquer pergunta ou esclarecimento de qualquer dúvida quanto aos procedimentos, riscos benefícios e outros assuntos relacionados com pesquisa. Também os pesquisadores supracitados assumem o compromisso de proporcionar informação atualizada obtida durante o estudo, ainda que esta possa afetar a vontade do indivíduo em continuar participando.

8. Métodos Alternativos Existentes: Como o método utilizado será o treino de marcha sem suporte parcial de peso corporal, um método alternativo é o treino de marcha com suporte parcial de peso, que não se enquadra os objetivos propostos neste estudo.

9. Retirada do Consentimento: o voluntário tem a liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem que isto traga qualquer prejuízo para o seu filho.

10. Aspecto Legal: Elaborados de acordo com as diretrizes e normas regulamentadas de pesquisa envolvendo seres humanos atendendo à Resolução nº. 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério de Saúde – Brasília – DF.

11. Garantia de Sigilo: Os pesquisadores asseguram a privacidade dos voluntários quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa.

12. Local da Pesquisa: A pesquisa será desenvolvida no laboratório integrado de análise do movimento, Universidade Nove de Julho

UNINOVE, localizada na rua Dr Adolfo Pinto, 109(acesso pela Clínica de Fisioterapia), São Paulo-SP.

13. Endereço do Comitê de Ética em Pesquisa da UNINOVE: Rua Vergueiro nº. 235/249 1º andar – Liberdade, São Paulo - SP – 01504-001. Telefones: (11) 3385-9059.

14. Nome Completo e telefones dos pesquisadores para contato: Orientadora: Claudia Santos Oliveira (11 3665 9344), aluna de doutorado: Luanda André Collange Grecco (11 99623-0321), aluna de mestrado Roberta Delasta Lazzari (11 7876-1580).

15. Consentimento Pós-Informação:

Eu,

_____, após leitura e compreensão deste termo de informação e consentimento, entendo que minha participação é voluntária, e que posso sair a qualquer momento do estudo, sem prejuízo algum. Confirmando que recebi cópia deste termo de consentimento, e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos neste estudo no meio científico.

* Não assine este termo se ainda tiver alguma dúvida a respeito.

São Paulo, de 2013.

Nome _____ (por _____ extenso)
cuidador:_____

Assinatura

cuidador:_____

9.3 Anexo 3

Ficha de Identificação

Data: ____| ____ | ____

Nome: _____

Data de nascimento: ____ | ____ | ____ Idade: ____ Sexo: () F () M

Diagnóstico Topográfico: _____

GMFCS: _____ Idade de aquisição da marcha: _____

Peso: _____ kg Estatura: _____ cm IMC: _____

Cirurgias prévias: _____

Bloqueio neurolítico: _____

Órtese: _____

Aditamento: _____

Queixas locomotoras: _____

Responsável: _____

Grau de parentesco: _____ Telefone: _____

Endereço: _____

Cidade: _____ Estado: _____

Ficha de Acompanhamento

Grupo ____

1ª AVALIAÇÃO ____| ____ | ____

Observações: _____

Duração: _____

1º sessão ____| ____ | ____

Desconfortos: _____

Duração do treinamento: _____

2ª sessão ____| ____ | ____

Desconfortos: _____

Duração do treinamento: _____

3ª sessão ____| ____ | ____

Desconfortos: _____

Duração do treinamento: _____

4ª sessão ____| ____ | ____

Desconfortos: _____

Duração do treinamento: _____

5ª sessão ____| ____| ____

Desconfortos: _____

Duração do treinamento: _____

6ª sessão ____| ____| ____

Desconfortos: _____

Duração do treinamento: _____

7ª sessão ____| ____| ____

Desconfortos: _____

Duração do treinamento: _____

8ª sessão ____| ____| ____

Desconfortos: _____

Duração do treinamento: _____

9ª sessão ____| ____| ____

Desconfortos: _____

Duração do treinamento: _____

10ª sessão ____| ____| ____

Desconfortos: _____

Duração do treinamento: _____

2ª AVALIAÇÃO ____| ____| ____

Observações: _____

Duração: _____

3ª AVALIAÇÃO ____| ____| ____

Observações: _____

Duração: _____

9.4 Anexo 4

Escala de Equilíbrio Pediátrica (EEP)

Nome: _____

Data: _____

Local: _____

Examinador: _____

Descrição do Item	Pontuação	Segundos
	0 - 4	Opcional
1. Posição sentada para posição em pé		
2. Posição em pé para posição sentada		
3. Transferências		
4. Em pé sem apoio		
5. Sentado sem apoio		
6. Em pé com os olhos fechados		
7. Em pé com os pés juntos		
8. Em pé com um pé à frente		
9. Em pé sobre um pé		
10. Girando 360 graus		
11. Virando-se para olhar para trás		
12. Pegando objeto do chão		
13. Colocando pé alternado no degrau/apoio para os pés		
14. Alcançando a frente com braço estendido		
Pontuação Total do Teste		

Instruções Gerais

1. Demonstre cada tarefa e forneça instruções conforme descrito. A criança poderá receber uma demonstração prática em cada item. Se a criança não conseguir completar a tarefa baseada em sua habilidade para entender as orientações, poderá ser realizada uma segunda demonstração prática. Orientações visuais e verbais poderão ser esclarecidas/fornecidas por meio do uso de dicas físicas.

2. Cada item deve ser pontuado utilizando-se a escala de 0 a 4. São permitidas várias tentativas em todos os itens. O desempenho da criança

deverá ser pontuado baseando-se no menor critério, que descreve o melhor desempenho da criança. Se, na primeira tentativa, a criança receber a pontuação máxima de 4, não será necessário administrar tentativas adicionais. Vários itens exigem que a criança mantenha uma determinada posição durante um tempo específico. Progressivamente, mais pontos são descontados se o tempo ou distância não forem alcançados; se o desempenho do indivíduo necessita de supervisão ou se o indivíduo toca um apoio externo ou recebe ajuda do examinador. Os indivíduos devem entender que eles precisam manter o equilíbrio enquanto tentam realizar as tarefas. A escolha sobre qual perna ficar em pé ou qual distância alcançar é decidida pelo indivíduo. Um julgamento pobre irá influenciar de forma negativa o desempenho e a pontuação. Além dos itens de pontuação 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 e 13, o examinador poderá escolher registrar o tempo exato em segundos.

Equipamento

A Escala de Equilíbrio Pediátrica foi desenvolvida para exigir utilização mínima de equipamento especializado. A seguir, há uma lista completa de itens necessários para administração desta ferramenta:

- Banco de altura ajustável
- Cadeira com suporte no encosto e descanso para os braços
- Cronômetro ou relógio de mão
- Fita adesiva de 2,5 centímetros de largura
- Um apoio para os pés de 15 centímetros de altura
- Apagador de quadro negro
- Régua ou fita métrica
- Um pequeno nível (instrumento utilizado para verificar se um plano está horizontal)

Os itens seguintes são opcionais e poderão ser úteis durante a administração do teste:

- 2 moldes dos pés tamanho infantil
- Tapa-olhos (venda)
- Um objeto bem colorido medindo pelo menos 5 centímetros
- Cartões coloridos
- 5 centímetros de fita (duplo) velcro
- 2 fitas de 30 cm de velcro duplo

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 senta-se com segurança com utilização mínima das mãos
- () 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**

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.

5. Sentando sem apoio nas costas e com os pés apoiados no chão

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 tenta.

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

_____ **Pontuação Total do Teste PONTUAÇÃO MÁXIMA = 56**