

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

**CARACTERÍSTICAS DA MARCHA E OSCILAÇÃO POSTURAL NO  
ORTOSTATISMO DE CRIANÇAS E ADOLESCENTES COM PARALISIA  
CEREBRAL: FATORES BIOPSISSOCIAIS E EFEITO DO  
KINESIOTAPING®**

Carolina Corsi

Orientadora: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha

Co-orientadora: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Adriana Neves dos Santos

SÃO CARLOS

2020

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

**CARACTERÍSTICAS DA MARCHA E OSCILAÇÃO POSTURAL NO  
ORTOSTATISMO DE CRIANÇAS E ADOLESCENTES COM PARALISIA  
CEREBRAL: FATORES BIOPSISSOCIAIS E EFEITO DO  
KINESIOTAPING®**

Carolina Corsi

Orientadora: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha

Co-orientadora: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Adriana Neves dos Santos

Trabalho apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Fisioterapia. Área de concentração: Fisioterapia e Desempenho Funcional.

SÃO CARLOS

2020



## UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Centro de Ciências Biológicas e da Saúde  
Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

---

### Folha de Aprovação

---

Assinaturas dos membros da comissão examinadora que avaliou e aprovou a Defesa de Tese de Doutorado da candidata Carolina Corsi, realizada em 28/02/2020:

---

Profa. Dra. Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha  
UFSCar

---

Profa. Dra. Ana Beatriz de Oliveira  
UFSCar

---

Prof. Dr. Thiago Luiz de Russo  
UFSCar

---

Profa. Dra. Claudia Santos Oliveira  
UniEVANGÉLICA

---

Profa. Dra. Raquel de Paula Carvalho  
UNIFESP

“O homem se sabe inacabado e por isso se educa. Não haveria educação se o homem fosse um ser acabado. É um ser na busca constante de ser mais e, como pode fazer esta autorreflexão, pode descobrir-se como um ser inacabado, que está em constante busca. Eis aqui a raiz da educação. A educação é uma resposta da finitude da infinitude. A sabedoria parte da ignorância. Não há ignorantes absolutos. Por isso, não podemos nos colocar na posição do ser superior que ensina um grupo de ignorantes, mas sim na posição humilde daquele que comunica um saber relativo a outros que possuem saber relativo.” (Paulo Freire, Educação e Mudança, 1979)

*Dedico esta tese à minha mãe, Ana.*

*Por todo amor, carinho e dedicação, que possibilitaram a realização dos meus sonhos!*

## AGRADECIMENTOS

A **Deus**, que sempre me guiou e auxiliou nas mais difíceis decisões, colocando na minha vida as melhores pessoas para me dar suporte e me auxiliar.

A minha mãe, **Ana**, que sempre se mostrou exemplo de força, honestidade e amor sem medida. Muito obrigada por ser minha maior incentivadora e meu maior suporte e por colocar suas vontades em segundo plano para que eu pudesse fazer as minhas e alcançar meus voos. Se um dia eu for um pouco do que você é, serei uma grande mulher! Ao meu padrasto, **Alessandro**, muito obrigada por embarcar nessa aventura que era uma família quase pronta! Você é meu exemplo de esforço e de pai! Muito obrigada por ter completado um espaço antes mesmo que eu soubesse que ele existia! Aos meus irmãos, **Caio** e **Giovana**, muito obrigada por serem minhas companhias, pelo carinho e preocupação e por entenderem minhas ausências nessa fase! Eu amo vocês! Aos meus avós **Cida** e **Perci** e aos avós que a vida me deu **Selma** e **Adilson**, muito obrigada por serem meus maiores exemplos de amor sem cobranças e por me mostrarem que o mundo se faz muito melhor do colo dos avós!

A **Mariana**, que me acompanha desde a iniciação científica, me acompanhou nas coletas, nas análises, na escrita e que mudou de continente para me apoiar e ajudar, muito obrigada! Muito obrigada por confiar mais em mim do que eu confio e por aguentar meu mau humor recorrente! Sem você esse trabalho não existiria.

A minha orientadora, **Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha**, por todo o ensinamento, confiança e apoio durante esses muitos anos de convivência! Muito obrigada pelo suporte em todos os momentos, pelos skypes quando eu estava fora, pela visita e todas as risadas! Obrigada pela paciência em discutir e entender toda minha teimosia. A pesquisadora e a pessoa que sou hoje tem muito de você!

A minha co-orientadora, **Adriana Neves dos Santos**, por todas as discussões sobre o trabalho, todas as conversas sobre a vida, todo o auxílio e os conselhos! Muito obrigada por tudo!

A professora Dr<sup>a</sup> **Ana Carolina de Campos**, por todas as excelentes contribuições durante todas as fases deste trabalho. Mas principalmente por toda a paciência e os conselhos quando as coisas não iam tão bem, por todas as conversas, todo o carinho e apoio sempre!

Aos meus amigos **Aninha**, **Liara**, **Requebra**, **Cristiane**, **Ana Bixete**, **Jé**, **Angélica** e **Lívia**, muito obrigada por estarem sempre por perto, mesmo as vezes de longe! Muito

obrigada pelo apoio incondicional, pelas risadas, por aguentarem as infinitas reclamações e por tudo que passamos juntas! Com certeza tornou cada etapa mais fácil! Aos amigos da pós-graduação **Bianca, Paulo, Pat, Torrinha e Marina**, muito obrigada pelos cafés, pelas risadas, pelas conversas e por tornarem esses anos muito mais leves! A equipe do LADI, **Sílvia, Mafê, Gi, Camila, Camila, Bia, Raissa, Lais e Bruna**, muito obrigada pelas discussões, pela companhia, por toda troca de experiências e conhecimento diárias! Foi um prazer trabalhar com todos vocês! A **Ester**, que me proporcionou a oportunidade de co-orientar uma aluna, muito obrigada por toda a calma, tranquilidade e compreensão! Com certeza você contribuiu para que eu fosse melhor do que antes!

A professora Dr<sup>a</sup> **Manuela Galli**, por me receber tão bem em Milão, me auxiliar em diversas dúvidas e me tratar com tanto carinho! Foi uma honra ter passado esse ano no PoliMi! Aos colegas do laboratório Luigi Divieti, **Matteo, Nicola e Veronica**, muito obrigada por toda a paciência quando cheguei, pelas valiosas discussões e por todo o carinho enquanto estive por aí!

A professora Dr<sup>a</sup> **Aline de Souza Pagnussat** por abrir seu laboratório, auxiliar no recrutamento de crianças e ser sempre tão prestativa, muito obrigada!

A professora Dr<sup>a</sup> **Cláudia Santos Oliveira**, por auxiliar no recrutamento de crianças, abrir seu laboratório, ser sempre prestativa e gentil! E também por aceitar participar da banca examinadora deste trabalho, muito obrigada!

A professora Dr<sup>a</sup> **Daniela Godoi Jacomassi** pelas excelentes contribuições feitas no exame de qualificação.

Aos professores Dr **Thiago Luiz de Russo**, Dr<sup>a</sup> **Ana Beatriz de Oliveira**, Dr<sup>a</sup> **Raquel de Paula Carvalho**, por aceitarem participar da banca examinadora deste trabalho.

A todas as **crianças** e suas **famílias**, que aceitaram participar deste estudo. Obrigada por confiarem em mim e por permitir que eu pudesse fazer parte de um pedacinho da vida de vocês! Levarei sempre cada um em minha memória e coração!

A **Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)**, pelo apoio financeiro durante esta pesquisa, por meio dos processos número: 2015/08811-3 e 2016/21309-8, e a **Coordenação de Aperfeiçoamento Pessoal de Nível Superior (CAPES)** pelo auxílio financeiro durante a execução desta pesquisa.

A todos que de alguma forma contribuíram para que esta tese pudesse ser desenvolvida:  
**Meu muito obrigada a todos vocês!**

## RESUMO

Segundo a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde, a funcionalidade é resultado da interação entre os componentes de estrutura e função do corpo, atividade e participação, e de fatores contextuais. A limitação das atividades de ficar em pé sem apoio e caminhar possuem um relevante impacto na vida de crianças com paralisia cerebral (PC), dada sua importância em promover independência e permitir que estas crianças explorem o ambiente, impactando de maneira direta a participação social desta população. Considerando a importância de identificar fatores que podem impactar a funcionalidade da criança com PC, foi realizado o primeiro estudo, intitulado “Fatores biopsicossociais que influenciam a velocidade da marcha de crianças com paralisia cerebral”. Este primeiro estudo identificou que fatores como a função sensorial, renda familiar mensal e carga horária semanal de terapia física interferem na velocidade da marcha. Com isso, surgiu o interesse no segundo estudo, com intuito de identificar o efeito de intervenções fisioterapêuticas na marcha de crianças com PC, intitulado “Efeito das intervenções fisioterapêuticas nos parâmetros espaço-temporais da marcha de crianças com paralisia cerebral: uma revisão sistemática”. Constatou-se efeito positivo do treinamento na plataforma vibratória, treinamento da marcha, estimulação transcraniana e um efeito negativo do fortalecimento muscular isolado sobre a velocidade da marcha. Considerando o uso frequente do kinesioteipagem® (KT) na prática clínica e a ausência de evidência do seu efeito durante atividades motoras em crianças com PC motivou a realização dos estudos três e quatro. No estudo 3 intitulado “Efeito do kinesioteipagem® na cinemática e ativação muscular durante a marcha de crianças com paralisia cerebral” constatou-se que a colocação do *taping* nos músculos glúteo médio e tibial anterior de crianças com PC nível funcional leve, favorece a abdução de quadril e diminui a atividade muscular do tibial anterior, sem prejudicar significativamente a amplitude de movimento do tornozelo. A condição do KT placebo, por sua vez, parece favorecer a velocidade da marcha, aumentar a adução do quadril e flexão plantar do tornozelo durante a marcha. No estudo 4 intitulado “Efeito do kinesioteipagem® sobre a oscilação postural em pé de crianças com paralisia cerebral” evidenciou-se que a colocação do *taping* nos músculos glúteo médio e tibial anterior, parece não ter um efeito imediato sobre a oscilação postural em pé de crianças com PC nível funcional leve. Portanto, conclui-se que são necessários estudos com crianças de diferentes classificações funcionais, bem como utilização de KT a longo prazo, para maiores informações a respeito de sua utilização.

**Palavras chave:** Paralisia cerebral, criança, marcha, kinesioteipagem.

## **ABSTRACT**

According to the International Classification of Functionality, Disability and Health, functionality is the result of the interaction between the components of body structure and function, activity and participation, and contextual factors. The limitation of the activities of standing without support and walking have a relevant impact on the lives of children with cerebral palsy (CP), given their importance in promoting independence and allowing these children to explore the environment, directly impacting the social participation of this population. Considering the importance of identifying factors that may impact the functionality of children with CP, the first study was carried out, entitled "Biopsychosocial factors that influence the gait speed of children with cerebral palsy". This first study identified that factors such as sensory function, weekly hours of physical therapy and monthly family income interfere with gait speed. To identify the effect of physical therapy interventions on the gait of children with CP, a systematic review study was carried out entitled "Effect of physical therapy interventions on the spatio-temporal parameters of gait in children with cerebral palsy: a systematic review", which identified a positive effect of vibration platform training, gait training, transcranial stimulation and a negative effect of isolated muscle strengthening on gait speed. Kinesiotaping® (KT) is a technique used in clinical practice in order to promote biomechanical alignment and muscle activation. However, the lack of evidence regarding its use during gait and the static balance of children with CP motivated studies three and four. Study 3 entitled "Effect of kinesiotaping® on kinematics and muscle activation during gait in children with cerebral palsy" identified that placing taping on the middle gluteal and anterior tibial muscles of children with mild functional level CP increases gait speed, favors hip abduction and decreases muscle activity of the anterior tibialis, without significantly impairing the range of motion of the ankle, while the condition of the placebo KT seems to favor hip adduction and plantar flexion of the ankle during gait. Finally, the latest study entitled "Effect of kinesiotaping® on the postural sway in the foot of children with cerebral palsy" showed that the placement of taping in the gluteus medius and anterior tibial muscles does not seem to have an immediate effect on the postural sway in standing children with CP at a light functional level, despite the trend found for greater postural oscillation in active and placebo conditions.

**Key words:** Cerebral palsy, children, gait, kinesiotaping.



## SUMÁRIO

---

<b>LISTA DE FIGURAS</b>	<b>1</b>
<b>LISTA DE TABELAS</b>	<b>2</b>
<b>CONTEXTUALIZAÇÃO</b>	<b>3</b>
<b>ESTUDO 1</b>	<b>9</b>
<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>10</b>
<b>MÉTODOS</b>	<b>12</b>
<b>RESULTADOS</b>	<b>18</b>
<b>DISCUSSÃO</b>	<b>22</b>
<b>CONCLUSÃO</b>	<b>26</b>
<b>ESTUDO 2</b>	<b>27</b>
<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>28</b>
<b>MÉTODOS</b>	<b>29</b>
<b>RESULTADOS</b>	<b>32</b>
<b>DISCUSSÃO</b>	<b>45</b>
<b>CONCLUSÃO</b>	<b>53</b>
<b>ESTUDO 3</b>	<b>55</b>
<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>56</b>
<b>MÉTODOS</b>	<b>59</b>
<b>RESULTADOS</b>	<b>67</b>
<b>DISCUSSÃO</b>	<b>70</b>
<b>CONCLUSÃO</b>	<b>75</b>
<b>ESTUDO 4</b>	<b>76</b>
<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>77</b>
<b>MÉTODOS</b>	<b>79</b>
<b>RESULTADOS</b>	<b>82</b>
<b>DISCUSSÃO</b>	<b>84</b>
<b>CONCLUSÃO</b>	<b>86</b>
<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS</b>	<b>87</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>88</b>

## **LISTA DE FIGURAS**

---

### **ESTUDO 1**

---

<b>FLUXOGRAMA DE RECRUTAMENTO DOS PARTICIPANTES</b>	<b>19</b>
---	-----------

### **ESTUDO 2**

---

<b>FLUXOGRAMA DE SELEÇÃO DOS ESTUDOS</b>	<b>33</b>
--	-----------

### **ESTUDO 3**

---

<b>POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS E MARCADORES</b>	<b>62</b>
<b>COLOCAÇÃO DO KINESIOTAPING® NOS MÚSCULOS GLÚTEO MÉDIO E TIBIAL ANTERIOR</b>	<b>66</b>
<b>COLOCAÇÃO DO KINESIOTAPING® NO TIBIAL ANTERIOR</b>	<b>67</b>
<b>FLUXOGRAMA DE RECRUTAMENTO DOS PARTICIPANTES</b>	<b>68</b>

### **ESTUDO 4**

---

<b>FLUXOGRAMA DE RECRUTAMENTO DE PARTICIPANTES</b>	<b>83</b>
--	-----------

## LISTA DE TABELAS

---

### ESTUDO 1

---

<b>FREQUÊNCIA EM PORCENTAGEM DAS CARACTERÍSTICAS DO PROCESSAMENTO SENSORIAL DOS PARTICIPANTES</b>	<b>19</b>
<b>ASSOCIAÇÃO ENTRE VELOCIDADE, PERFIL SENSORIAL, RENDA, ESCOLARIDADE MATERNA, IDADE DE INÍCIO DA TERAPIA E CARGA HORÁRIA SEMANAL DE TERAPIAS FÍSICAS</b>	<b>21</b>
<b>MODELO DE REGRESSÃO LINEAR MÚLTIPLA PARA VELOCIDADE DA MARCHA</b>	<b>21</b>

### ESTUDO 2

<b>PONTUAÇÃO DA AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE ACORDO COM A ESCALA PEDRO</b>	<b>34</b>
<b>CARACTERÍSTICAS DOS PARTICIPANTES E INTERVENÇÕES</b>	<b>37</b>
<b>EFICÁCIA DAS INTERVENÇÕES</b>	<b>42</b>

### ESTUDO 3

<b>CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO DOS VOLUNTÁRIOS</b>	<b>60</b>
<b>MÉDIAS, DESVIO PADRÃO, F e p DA ANOVA DAS VARIÁVEIS ESPAÇO-TEMPORAIS E ANGULARES DURANTE A MARCHA NAS CONDIÇÕES SEM KINESIOTAPING®, KINESIOTAPING® ATIVO E KINESIOTAPING® PLACEBO</b>	<b>69</b>
<b>MÉDIA E DESVIO PADRÃO DO RMS DO GLÚTEO MÉDIO E TIBIAL ANTERIOR DURANTE A MARCHA NAS CONDIÇÕES SEM KINESIOTAPING®, KINESIOTAPING® ATIVO E KINESIOTAPING® PLACEBO</b>	<b>70</b>

### ESTUDO 4

---

<b>MÉDIAS, DESVIO PADRÃO F e p DA ANOVA NAS CONDIÇÕES SEM KINESIOTAPING®, KINESIOTAPING® ATIVO E KINESIOTAPING® PLACEBO</b>	<b>83</b>
---	-----------

## CONTEXTUALIZAÇÃO

---

A Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) foi criada pela Organização Mundial de Saúde (OMS) (WHO, 2001) com objetivo de alterar a visão de saúde centrada na doença, para uma definição ampla de funcionalidade, baseada em um modelo biopsicossocial. Nesse sentido, a funcionalidade vem como resultado da positiva interação dinâmica e multidirecional entre os componentes de estrutura e função do corpo, atividade e participação, e de fatores contextuais. A incapacidade, por sua vez, faz referência as interações negativas entre os componentes de saúde, incluindo deficiências dos sistemas, limitação das atividades e restrição na participação dos indivíduos (WHO, 2001).

Segundo este modelo, o componente de estrutura e função do corpo é definido como as estruturas anatômicas e os aspectos fisiológicos dos sistemas orgânicos (WHO, 2001), que interagem dinamicamente com os domínios de atividade e participação, bem como estes fatores influenciam os componentes de estrutura e função do corpo. As limitações de atividade correspondem as dificuldades para executar determinada tarefa e restrições à participação são os problemas que o indivíduo enfrenta no seu engajamento/envolvimento em situações de vida (WHO, 2001). Dentre os fatores contextuais estão presentes os fatores ambientais e pessoais. Fatores ambientais, são categorizados pela CIF como produtos e tecnologias, ambiente natural e adaptado, apoio e relações, atitudes, serviços e políticas. Fatores pessoais tais como motivação, interesse, renda familiar, escolaridade, entre outros, não possuem classificação no modelo da CIF, pois podem ser impactados por aspectos culturais e sociais (WHO, 2001; Mei et al., 2015). Entretanto, esses fatores devem ser considerados como componentes que podem agir como facilitadores ou barreiras para a funcionalidade de indivíduos com qualquer condição de saúde (Vargus-Adams & Majnemer, 2014).

A paralisia cerebral (PC) é a condição de saúde que leva a incapacidade mais comum na infância (Houtrow, Kang, & Newcomer, 2012; Platt et al., 2007), com uma prevalência estimada de 2,1 a cada 1000 nascidos vivos (Oskoui, Coutinho, Dykeman, Jetté, & Pringsheim, 2013). Definida como uma desordem de movimentos e postura, decorrente de uma lesão não progressiva no cérebro imaturo (P. L. Rosenbaum, Livingston, Palisano, Galuppi, & Russell, 2007), a PC pode ser classificada quanto ao distúrbio motor, distribuição anatômica e nível funcional. A classificação do distúrbio motor compreende as classificações discinética, atáxica e espástica, com muitas crianças possuindo uma apresentação mista destas formas (Bax et al., 2005). Essas características são classificadas na CIF dentro do componente de estrutura e função do corpo, bem como a distribuição anatômica. Bax et al (2005) recomendam que seja adotada a terminologia unilateral ou bilateral, sempre acompanhada da descrição do distúrbio motor das crianças e não mais os termos hemiplégico, diplégico ou quadriplégico (Bax et al., 2005). Por fim, a classificação do nível funcional, deve ser feita separadamente no que se refere as atividades realizadas com os membros superiores e inferiores. Assim, o Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (GMFCS) é utilizado para caracterizar atividades motoras envolvendo mobilidade das crianças e o Sistema de Classificação de Habilidades Manual (MACS), utilizado para classificar atividades realizadas com os membros superiores (Bax et al., 2005).

Seguindo o modelo proposto pela CIF na avaliação e intervenção de crianças com PC, pode-se observar que crianças com PC apresentam diversas deficiências em estrutura e função do corpo tais como, espasticidade, fraqueza muscular, redução da coordenação da ativação muscular (dos Santos, Pavão, Santiago, Salvini, & Rocha, 2013; Ross & Engsberg, 2007) e alterações na integração das informações sensoriais (Hoon et al., 2009; Papadelis et al., 2014). Tais deficiências de estrutura e função do

corpo podem levar à déficits do controle postural e problemas de coordenação motora culminando em níveis reduzidos de atividade e participação (Sílvia L Pavão, Nunes, Santos, & Rocha, 2014; P. L. Rosenbaum et al., 2007).

Crianças com PC possuem déficits em diferentes componentes do controle postural como ajustes antecipatórios e compensatórios (Bigongiari et al., 2011; Girolami, Shiratori, & Aruin, 2011; M. Woollacott et al., 2005), quando comparados a crianças com desenvolvimento típico. Tal disfunção contribui para limitações em atividades que requerem manutenção da estabilidade corporal e alinhamento biomecânico, tais como a permanência na postura em pé (Pavão, de Oliveira Sato, & Rocha, 2017) e marcha (H.-F. Liao & Hwang, 2003; M. H. Woollacott & Shumway-Cook, 2005), mesmo em crianças com menor comprometimento motor (Matthias C M Klotz et al., 2014; Piccinini et al., 2011; Tugui & Antonescu, 2013).

A limitação da atividade de caminhar possui um relevante impacto na vida de crianças com PC, dada sua importância em promover independência e permitir que estas crianças explorem o ambiente (Beckung & Hagberg, 2002; Campos et al., 2000; Mitchell, Ziviani, & Boyd, 2015), causando um impacto na qualidade de vida e participação social destas crianças (Bjornson, Zhou, Stevenson, & Christakis, 2014; Fauconnier et al., 2009; Schenker, Coster, & Parush, 2005). Desta forma, se torna fundamental o estudo de estratégias de avaliações e intervenções em crianças com PC, que devem considerar tanto as deficiências de estruturas e funções do corpo, quanto barreiras ambientais que podem impactar na funcionalidade destas crianças (Battaglia et al., 2004; Bradley et al., 2008; Cleary, Taylor, Dodd, & Shields, 2019), fornecendo uma estrutura abrangente, com base na realidade de cada indivíduo.

Com isto, ao considerarmos a importância da marcha no contexto ambiental, bem como a relevância de identificar fatores que podem impactar a funcionalidade da

criança com PC, foi realizado o primeiro estudo, intitulado “Fatores biopsicossociais que influenciam a velocidade da marcha de crianças com paralisia cerebral”. Neste estudo foram verificados quais componentes de estrutura e função do corpo, bem como fatores contextuais como renda familiar mensal, tempo de terapia realizado semanalmente e escolaridade materna influenciam a velocidade da marcha, visto que a velocidade é considerada uma importante medida de capacidade e performance (Duffy, Hill, Cosgrove, Corry, & Graham, 1996; Pirpiris et al., 2003).

A velocidade da marcha foi escolhida como variável resposta deste primeiro estudo dado que uma maior velocidade representa um melhor desempenho na atividade, além de ser considerado um indicador de saúde entre a população saudável (Fritz & Lusardi, 2009), predizendo a capacidade de deambulação comunitária (Duffy et al., 1996; Pirpiris et al., 2003). Foi identificado neste estudo que a velocidade das crianças com PC, mesmo dentre as com alto nível funcional, é inferior a velocidade de crianças típicas encontrado na literatura. Deste modo torna-se essencial o treinamento de crianças com PC de alto nível funcional, uma vez que a limitação em atividades locomotoras complexas, fazem com que esta população seja menos ativa que seus pares típicos e tenham participação reduzida em atividades físicas, de lazer e autocuidado (Hebert, Møller, Andersen, & Wedderkopp, 2015; Law & Darrah, 2014; P. Rosenbaum, Eliasson, Hidecker, & Palisano, 2014).

Desta forma, considerando a reabilitação da marcha é um dos principais objetivos no tratamento de crianças com PC e a importância da prática baseada em evidência na indicação de diferentes terapias, foi realizado um estudo de revisão sistemática intitulado “Efeito das intervenções fisioterapêuticas nos parâmetros espaço-temporais da marcha de crianças com paralisia cerebral: uma revisão sistemática”. Tal estudo teve o objetivo de identificar quais os tratamentos mais eficientes e indicados

para promover a marcha de crianças com PC, uma vez que a maior eficiência na marcha possui impacto positivo sobre a exploração do ambiente (Mitchell et al., 2015) e independência (Beckung & Hagberg, 2002; Bjornson et al., 2014).

Dentre as diversas intervenções para crianças com PC, podemos ressaltar a utilização de kinesioteipagem® (KT) como um recurso adicional comumente utilizado na prática clínica para promoção do alinhamento biomecânico, favorecendo a ativação muscular e conseqüentemente melhorando a postura e execução de atividades funcionais das crianças (Iosa et al., 2010). O KT é uma bandagem elástica de algodão, que pode ser estendida em até 140% do seu comprimento original (P. L. Chen, Hong, Lin, & Chen, 2008; Paoloni et al., 2011). Os criadores da técnica descrevem que, quando aplicado com tensão, o KT promoveria um estiramento na pele que ocasionaria em um estímulo aos receptores sensoriais. Esta informação adicional levaria a um aumento na excitabilidade de motoneurônios, que aumentariam a ativação muscular (Callaghan, McKie, Richardson, & Oldham, 2012; Wong, Cheung, & Li, 2012). Entretanto, tais mecanismos não foram comprovados e apesar de resultados promissores quanto a melhora na função manual (Keklicek, Uygur, & Yakut, 2015; Yasukawa, Patel, & Sisung, 2006) e melhora significativa na aptidão física e na função motora grossa (Kaya Kara et al., 2015), não existem estudos que avaliem o impacto do uso do KT na marcha de crianças com PC.

Considerando os déficits sensoriais presentes nas crianças com PC, a importância do *feedback* sensorial e proprioceptivo para seleção das melhores estratégias de movimento (M Hadders-Algra, 2000) e a falta de evidência quanto ao uso do KT durante a marcha e o equilíbrio estático destas crianças, foram realizados os estudos três e quatro, intitulados respectivamente “Efeito do kinesioteipagem® na cinemática e ativação muscular durante a marcha de crianças com paralisia cerebral” e



“Efeito do kinesiotaping® sobre a oscilação postural em pé de crianças com paralisia cerebral”. Ambos os estudos investigaram o impacto a curto prazo da aplicação do KT nas características cinemáticas e de atividade muscular durante a marcha e sobre o controle postural estático em pé respectivamente.

Deste modo, a presente tese busca fornecer esclarecimentos sobre aspectos que influenciem a capacidade de realizar a marcha de crianças com PC, bem como sobre quais os tratamentos mais eficientes e indicados para promover mudanças nos componentes de movimentos da marcha e do ortostatismo destas crianças. Além disso, esperamos auxiliar no esclarecimento sobre o uso a curto prazo do KT, que vem sendo amplamente utilizado na prática clínica, porém sem evidências clínicas para esta população.

**FATORES BIOPSIKOSSOCIAIS QUE INFLUENCIAM A VELOCIDADE DA  
MARCHA DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL.**

**Carolina Corsi, Mariana Martins dos Santos, Ana Carolina de Campos, Adriana  
Neves dos Santos e Nelci Adriana Ciculo Ferreira Rocha**

## **INTRODUÇÃO**

A Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) (WHO, 2001) propõe um modelo biopsicossocial no qual para qualquer condição de saúde, a funcionalidade é resultante da interação dinâmica e multidirecional entre os componentes de estrutura e função do corpo, atividade e participação, e recebe influências de fatores contextuais, ambientais e pessoais.

Na condição de saúde, tal como na Paralisia Cerebral (PC), indivíduos apresentam diversas deficiências em estrutura e função do corpo tais como, espasticidade, fraqueza muscular, redução da coordenação da ativação muscular (dos Santos et al., 2013; Ross & Engsberg, 2007) e alterações na integração das informações sensoriais (Hoon et al., 2009; Papadelis et al., 2014). Além disso, apresentam limitações na execução de atividades funcionais e restrição na participação social (Adair et al., 2018; Earde, Praipruk, Rodpradit, & Seanjumla, 2018).

Dentre as atividades funcionais frequentemente comprometidas em crianças com PC pode-se destacar a marcha, dada sua relevância para exploração do ambiente (Beckung & Hagberg, 2002; Campos et al., 2000; Mitchell et al., 2015), independência em atividades de vida diária e consequente impacto na qualidade de vida e participação (Beckung & Hagberg, 2002; Bjornson et al., 2014; Fauconnier et al., 2009; Schenker et al., 2005). Estudos que avaliaram as características da marcha de crianças com PC espástica identificaram que elas apresentam em sua maioria alterações biomecânicas, tais como aumento da flexão de joelho durante a fase de apoio, maior rotação interna de quadril, manutenção de flexão de quadril e flexão plantar durante todo o ciclo da marcha (Bell, Ounpuu, DeLuca, & Romness, 2002; Piccinini et al., 2011; Tugui & Antonescu, 2013).

Alguns estudos verificaram os fatores preditores de características da marcha em crianças com PC. Begnoche e colaboradores (Begnoche et al., 2016), ao avaliarem o impacto de atividades funcionais e fatores pessoais e sociais (como motivação e suporte familiar) na marcha, encontraram que somente a capacidade de levantar e sentar sem auxílio foi preditora da habilidade de dar três passos sem apoio 12 meses após a primeira avaliação em crianças com PC. Damiano e colaboradores (Damiano, Wingert, Stanley, & Curatalo, 2013) encontraram relação entre déficits de propriocepção do quadril e menor velocidade na marcha em crianças com PC unilateral. Bell e colaboradores (Bell et al., 2002), ao avaliarem a progressão natural da marcha em crianças com PC, inferiram que o declínio do padrão de marcha poderia resultar da combinação de ganho de massa corporal, diminuição da força muscular e aumento das contrações musculares involuntárias, característicos do processo de crescimento. No entanto, estes autores não verificaram diretamente a interação destes componentes na marcha de crianças com PC.

Apesar de existirem alguns estudos que verificaram a influência de deficiências em estruturas e funções do corpo e limitações na execução de atividades funcionais em características da marcha de crianças com PC, outros aspectos ainda precisam ser estudados para obter uma visão mais global e seguir o modelo biopsicossocial proposto pela CIF. Além dos fatores que podem influenciar a marcha já estudados na literatura, é relevante entender a influência de aspectos ambientais na execução da marcha (Palisano et al., 2003; Thelen & Ulrich, 1991). A literatura demonstra que fatores ambientais como renda familiar e escolaridade materna (Barros, Matijasevich, Santos, & Halpern, 2010; Corsi, Santos, Marques, & Rocha, 2016; Hackman, Farah, & Meaney, 2010), assim como os apoios e oportunidades de estímulos fornecidos pela família, terapeutas e membros da comunidade, em proporcionar um ambiente estimulante para a exploração

motora precoce e oportunidades para prática das habilidades (Guralnick, 2011) são importantes para a aquisição de habilidades motoras nos primeiros anos de vida. No entanto, não foram encontrados na literatura pesquisada estudos que verificassem a influência destes aspectos nos padrões da marcha de crianças com PC.

Assim, o objetivo do presente estudo foi verificar a influência de aspectos de estrutura e função do corpo, representados pela força muscular, amplitude de movimento articular, tônus de membros inferiores e processamento sensorial, e fatores ambientais, como escolaridade materna, renda familiar, idade de início da terapia e carga horária semanal de terapia física, sobre a velocidade da marcha de crianças com PC. As hipóteses do estudo são que desordens do processamento sensorial, redução na força muscular, aumento do tônus e alteração na mobilidade articular de membros inferiores, menores condições socioeconômicas, e menor tempo e intensidade de terapia reduzirão a velocidade da marcha. O entendimento dos fatores que influenciam a velocidade da marcha pode auxiliar a implementação de estratégias de prevenção e intervenção em crianças com PC, visto que a velocidade da marcha é preditora de deambulação comunitária e uma medida valiosa de capacidade (Duffy et al., 1996; Pirpiris et al., 2003).

## **MÉTODOS**

Foi realizado um estudo transversal e de regressão. Este estudo foi aprovado no Comitê de Ética em Pesquisa (CAAE: 44198215.2.0000.5504).

### **Participantes**

Foi recrutada uma amostra não probabilística por conveniência em três centros de reabilitação das cidades de São Carlos, Porto Alegre e Anápolis, do período de janeiro de 2017 a dezembro de 2018. Os participantes foram identificados e eleitos

pelos fisioterapeutas dos centros participantes junto aos prontuários e por meio de divulgação da pesquisa em rádio, revistas e mídias sociais.

Os critérios de inclusão foram crianças e adolescentes com diagnóstico de PC espástica unilateral, com idade entre 4 e 14 anos (Farmer, Pearce, & Stewart, 2008; Galli, Cimolin, Rigoldi, Tenore, & Albertini, 2010), com classificação I e II de acordo com o Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (GMFCS), que apresentassem marcha independente há no mínimo 6 meses (Galli et al., 2010) e cujos responsáveis tinham assinado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Os critérios de exclusão no estudo foram: realização de cirurgia ortopédica em MMII há menos de um ano e /ou aplicação de toxina botulínica ou outros bloqueios químicos há menos de seis meses, comprometimento mental que impedisse a compreensão dos comandos dados, troca recente de medicação que pudesse afetar a força ou o tônus muscular e deficiência visual ou auditiva não corrigida.

### **Procedimentos Gerais**

Crianças e adolescentes com PC e seus cuidadores foram convidados a participar do estudo. Ao chegarem ao local de coleta, os pais foram informados quanto aos objetivos do estudo e os procedimentos a serem realizados e caso as crianças e os responsáveis concordassem em participar, deveriam assinar o Termo de Assentimento e o Termo de Consentimento Livre Esclarecido, respectivamente.

Após a assinatura dos termos as crianças deveriam retirar os calçados e vestir roupa de banho. Para realização do exame físico, as crianças foram então posicionadas na maca para realização dos testes de ADM e força muscular. Após o término do exame físico, foi então posicionado o sensor inercial G-walk para avaliação da marcha e o teste de marcha foi realizado. Enquanto as crianças eram avaliadas, um segundo avaliador

realizou as entrevistas de anamnese e do Perfil Sensorial 2 com o principal cuidador da criança.

### **Avaliação da velocidade da marcha**

Foi utilizado um sensor inercial *BTS G-walk* (*BTS Bioengineering S.p.A, Italy*), que é composto por um conjunto de acelerômetro triaxial, giroscópio triaxial e magnetometro triaxial. Inicialmente, as crianças vestiram um short de lycra e top (no caso das crianças do sexo feminino), com intuito de facilitar os procedimentos de teste. Os calçados e órteses foram retirados, para que o tipo de calçado não influenciasse as variáveis avaliadas. Posteriormente, o sensor inercial *BTS G-walk* foi posicionado na altura da primeira vértebra sacral e fixado por um cinto ergonômico. As crianças foram instruídas a permanecer na postura ortostática de maneira estática durante cinco segundos, para a estabilização do equipamento. Após esse período, a criança foi instruída a caminhar sobre uma superfície plana, por uma distância de 6 metros delimitada por um cone. A criança foi orientada a caminhar da mesma maneira que caminha na rua rotineiramente, com velocidade auto selecionada. A criança também recebeu como orientação que deveria parar e permanecer estática quando o percurso de 6 metros terminasse. As avaliações foram realizadas por um único avaliador treinado. Foram realizadas cinco tentativas válidas, ou seja, onde a criança não corresse, mudasse de direção ou parasse durante o percurso. Após as avaliações, o sistema realizava os cálculos e gerava um registro com os dados espaço-temporais da marcha de maneira imediata. O início de cada tentativa era definido pelo momento em que a criança realizasse a primeira aceleração anterior para iniciar a caminhada e o final era definido pelo momento em que ela colocasse o segundo pé na direção do cone, que delimitava os 6 metros. Para análise foi realizada uma média de todas as tentativas válidas. A velocidade foi mensurada em metros por segundo.

## **Avaliação dos fatores preditores da velocidade da marcha**

### **Componentes de estrutura e função do corpo:**

Força muscular: Para avaliação da força muscular foi utilizada a escala descrita pelo Medical Research Council (MRS) (Matthews, 1977), que classifica a força muscular de 0 (sem contração muscular aparente) a 5 (vence a força contra a gravidade e grande resistência manual do terapeuta). Foram avaliados os músculos flexores, extensores, adutores e abdutores de quadril; flexores e extensores de joelho; dorsiflexores e flexores plantares do tornozelo, de ambos os hemis corp os. As crianças foram posicionadas em prono, supino ou decúbito lateral de acordo com a prova de função muscular manual de cada grupo muscular (Kendall, McCreary, Provance, Rodgers, & Romani, 2007), de maneira confortável e relaxada. Somente um avaliador treinado, com índice de confiabilidade intra-observador de 90%, realizou todas as avaliações com as crianças. A variável considerada foi a pontuação de cada grupo muscular do hemis corpo afetado.

Tônus muscular: Para avaliação do tônus muscular, foi utilizada a escala de Ashworth modificada (Bohannon & Smith, 1987), que classifica o tônus de 0 (sem aumento de tônus) a 4 (parte afetada rígida). Foram avaliados os músculos flexores, extensores, adutores e abdutores de quadril; flexores e extensores de joelho; dorsiflexores e flexores plantares do tornozelo, de ambos os hemis corp os. As crianças foram posicionadas deitadas de maneira confortável em prono ou supino, de acordo com a musculatura avaliada. Somente um avaliador treinado, com índice de confiabilidade intra-observador de 92% realizou a avaliação de todas as crianças. A variáveis considerada foi a pontuação para cada grupo muscular do hemis corpo afetado.

Amplitude de movimento: Para avaliação da amplitude de movimento (ADM), foram realizados os testes padrão de ADM, com a criança deitada, posicionada em



prono ou supino, de acordo com o movimento avaliado, conforme descrito por Morrissy e Weinstein (Morrissy & Weinstein, 2005). Foram avaliadas as amplitudes de flexão, extensão, abdução, adução, rotação interna e externa de quadril, flexão e extensão de joelho e dorsiflexão e flexão plantar de tornozelo. Para análise foram considerados os valores de cada uma das amplitudes.

Processamento sensorial: Para avaliação do processamento sensorial foi utilizada a escala Perfil Sensorial. É um método de avaliação padronizado, em formato de entrevista com os cuidadores. O Perfil Sensorial mensura as habilidades de processamento sensorial e estima seu efeito no desempenho funcional de atividades cotidianas de crianças, do nascimento aos 14 anos de idade. Este instrumento apresenta validade discriminante e confiabilidade superiores a 90% (Dunn, 2014; Mattos, D'Antino, & Cysneiros, 2019) e utilizou-se a versão traduzida para o português do Brasil (Mattos, D'Antino, & Cysneiros, 2015). O Perfil Sensorial avalia o processamento sensorial em seis seções sensoriais, sendo elas auditivo, visual, tato, movimentos, posição do corpo e oral; três seções comportamentais tais como conduta, socioemocional e atenção e por fim, quatro quadrantes de comportamentos sensoriais, sendo eles exploração, esquiva, sensibilidade e observação (Mattos et al., 2015). Cada item questionado é pontuado de 1 (quase nunca ou 10% ou menos do tempo) a 5 (quase sempre ou 90% ou mais do tempo) de acordo com a frequência que cada comportamento é observado pelo cuidador. A soma da pontuação dos itens foi comparada com dados normativos, gerando variáveis categóricas que classificam a criança de acordo com o esperado para a idade (Dunn, 2014). Como variável do estudo foi considerada a classificação do perfil sensorial de cada seção sensorial, comportamental e cada quadrante, podendo ser: comportamento como os outros, mais ou menos que os outros (um desvio padrão da média), muito mais ou muito menos que

os outros (dois desvios padrões da média). O Perfil Sensorial foi aplicado por um único avaliador treinado.

### **Componentes ambientais:**

Foi utilizado um questionário desenvolvido pelos autores. Este questionário continha questões a respeito da escolaridade materna, renda mensal familiar per capita, idade de início da fisioterapia, carga horária semanal de terapias físicas realizadas (fisioterapia, hidroterapia, pilates e equoterapia). A escolaridade materna foi classificada como fundamental incompleto, fundamental completo, ensino médio incompleto, ensino médio completo e superior. A renda mensal familiar foi considerada como a soma de dinheiro, em reais, recebidas por todos os membros do núcleo familiar que colaboravam com as despesas da casa. A idade de início da fisioterapia foi coletada com o cuidador principal da criança. A carga horária semanal de terapias foi perguntada para o cuidador principal, que deveria considerar a carga horária semanal característica da criança nos últimos 3 meses.

### **Análise Estatística**

O *software* SPSS versão 24 foi utilizado para realizar todas as análises. Foi realizado o teste de Shapiro-Wilk para determinar a normalidade e o teste de Levene para determinar a homocedasticidade dos dados. Para descrição das características da amostra do estudo foram calculadas as médias e desvios padrão da idade da criança, renda familiar, idade de início da fisioterapia, carga horária semanal de terapias físicas e velocidade da marcha. Também foram calculadas as frequências de classificações do perfil sensorial a fim de caracterizar a amostra. Devido a homogeneidade e falta de déficits encontrados nos resultados de força muscular, amplitude de movimento e tônus muscular, optou-se por não inseri-los nas análises de correlação e regressão.

Foi realizada uma avaliação da correlação de Pearson entre renda familiar, idade de início da fisioterapia, carga horária semanal de terapias físicas, velocidade da marcha, pontuação do Perfil Sensorial e escolaridade materna em anos. Utilizou-se no modelo de regressão, apenas os que apresentaram correlação moderada ou forte, segundo descrito por Cohen (Cohen, 1988), onde coeficientes de correlação entre 0,50 e 0,79 são considerados moderados e entre 0,80 e 1,0 são considerados fortes. Deste modo, como variável de desfecho escolheu-se a velocidade da marcha, e como preditores entraram no modelo as variáveis avaliadas pelo Perfil Sensorial: seções auditivo, visual, posição do corpo, oral e conduta; quadrantes exploração, sensibilidade e observação, bem como horas semanais de terapia e renda familiar per capita mensal, por apresentarem correlação moderada e forte com a velocidade da marcha.

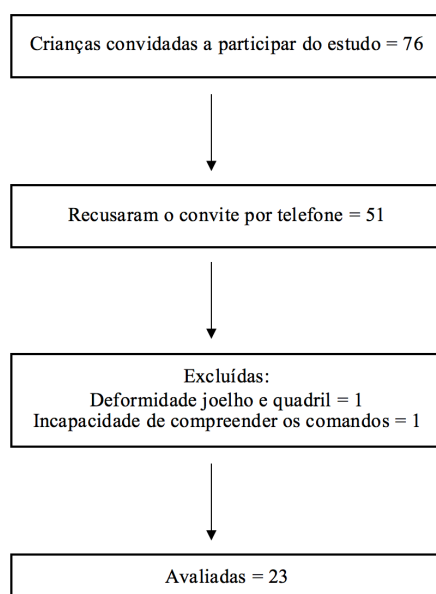
Para verificação da influência de componentes de estrutura e função do corpo e dos fatores ambientais sobre a velocidade da marcha foi realizada uma regressão linear múltipla pelo método *backward*. Para todas as análises foi adotado um nível de significância de 5%.

## **RESULTADOS**

### **Participantes**

Foram recrutadas 76 crianças com PC, e após aplicação dos critérios de inclusão e exclusão foram incluídas 23 crianças e adolescentes no estudo (Figura 3), sendo 11 crianças do sexo feminino e 12 do sexo masculino, com idade média de 9,5 anos (desvio padrão = 3,6 anos, valor mínimo = 4; valor máximo = 14). 21 crianças foram classificadas como nível GMFCS I (91,31%) e 2 como nível II (8,69%).

**Figura 1. Fluxograma de recrutamento de participantes**



### **Descrição das variáveis do estudo**

Para a variável desfecho primário, a média da velocidade da marcha foi de 0,86 m/s (desvio padrão = 0,16 m/s; valor mínimo = 0,48 m/s; valor máximo = 1,2 m/s).

Encontrou-se que no geral, as crianças com PC do presente estudo processam os estímulos sensoriais com uma frequência menor que a população de referência da escala (Tabela 1).

**Tabela 1. Frequência em porcentagem das características do processamento sensorial dos participantes.**

Características do Processamento sensorial	Muito menos que os outros	Menos que os outros	Igual aos outros	Mais que os outros
Exploração	0	63.6	22.7	13.6
Esquiva	0	63.6	31.8	4.5
Sensibilidade	0	45.5	22.7	31.8

Observação	0	77.3	18.2	4.5
Auditivo	18.2	59.1	22.7	0
Visual	0	63.6	27.3	9.1
Tato	0	40.9	36.4	22.7
Movimentos	0	31.8	31.8	36.4
Posição do Corpo	0	90.9	9.1	0
Oral	0	50.0	36.4	13.6
Conduta	0	59.1	9.1	31.8
Socioemocional	0	54.5	36.4	9.1
Atenção	0	68.2	22.7	9.1

Quanto as variáveis ambientais, encontrou-se renda média mensal familiar igual a 2529,00 reais (desvio padrão = 1426,00 reais; valor mínimo = 954,00 reais; valor máximo = 6000,00 reais), idade média de início de fisioterapia igual a 19 meses (desvio padrão = 15 meses; valor mínimo = 6 meses; valor máximo = 60 meses), e média da carga semanal de terapia física igual a 2,13 horas (desvio padrão = 1,61 horas; valor mínimo = 0 horas; valor máximo = 5 horas).

### **Análise de Correlação e Regressão Linear Múltipla**

Encontrou-se relação significativa e moderada entre as variáveis velocidade da marcha e escores normativos das seções auditivo, visual, posição do corpo, oral e conduta; dos escores normativos dos quadrantes exploração, sensibilidade e observação; horas semanais de terapia; e renda familiar per capita mensal (Tabela 2).

O modelo resultante da regressão linear múltipla para a velocidade da marcha está representado na Tabela 3. A maior velocidade da marcha foi influenciada por: a) menor renda, b) maior número horas de terapia física semanal; c) maior exploração,

menor sensibilidade, maior pontuação nos processamentos auditivo, visual e posição do corpo e menor pontuação no processamento oral. O modelo apresenta um desempenho moderado, explicando 79% da variabilidade na velocidade da marcha.

**Tabela 2. Associação entre velocidade, Perfil Sensorial, renda, escolaridade materna, idade de início da terapia e carga horária semanal de terapias físicas.**

	Velocidade	
	r	p
Exploração	0,501	0,05
Esquiva	-0,293	0,197
Sensibilidade	-0,508	0,019
Observação	-0,553	0,019
Auditivo	0,647	0,031
Visual	0,562	0,05
Tato	-0,538	0,039
Movimentos	0,251	0,272
Posição do Corpo	0,661	0,027
Oral	-0,517	0,048
Conduta	-0,525	0,044
Socioemocional	0,097	0,675
Atenção	0,268	0,241
Renda mensal	-0,565	0,029
Escolaridade Materna	0,302	0,126
Idade Início Terapia	0,211	0,786
Carga horária semanal Terapia Física	0,501	0,05

**Tabela 3. Modelo de Regressão Linear Múltipla para a Velocidade da Marcha.**

	$\beta$	p	IC (95%)	R <sup>2</sup>	F	p
Regressão				0.796	5.868	0.003
Constante		0.09	0.082 – 0.941			
Renda	-0.497	0.007	0.00 – 0.01			
Horas terapia	0.390	0.026	0.006 – 0.074			
Exploração	0.356	0.007	0.007 – 0.165			
Sensibilidade	-0.855	0.006	-0.264 – -0.054			
Auditivo	0.511	0.009	0.038 – 0.215			
Visual	0.479	0.041	0.006 – 0.228			
Posição do Corpo	0.461	0.022	0.043 – 0.465			
Oral	-0.554	0.018	-0.226 – -0.026			

## **DISCUSSÃO**

O objetivo do estudo foi verificar a influência de aspectos de estrutura e função do corpo e aspectos ambientais sobre a velocidade da marcha de crianças com PC. Encontrou-se que algumas características do processamento sensorial, a menor renda e o maior número de horas de terapia física semanal explicam 79% do aumento da velocidade da marcha de crianças com PC.

Em relação aos componentes de estrutura e função do corpo, encontramos que alterações no processamento sensorial foram relacionadas a velocidade da marcha. As crianças com PC do presente estudo obtiveram, no geral, respostas menos frequentes nos comportamentos sensoriais quando comparadas a uma curva normativa indicada pelo manual da escala (Dunn, 2014). Um estudo demonstrou que crianças com PC apresentam alterações no processamento sensorial (Pavão & Rocha, 2017) em comparação com crianças típicas. As alterações sensoriais podem estar relacionadas a dificuldade na integração das informações sensoriais, como provável consequência das lesões nas vias tálamo-corticais comumente encontradas em crianças com PC (Hoon et al., 2009; Papadelis et al., 2014).

A maior velocidade da marcha representa um melhor desempenho na atividade, além de ser considerado um indicador de saúde entre a população saudável (Fritz et al, 2009), predizendo a capacidade de deambulação comunitária (Pirpiris et al, 2003; Duffy et al, 1996). Foram encontrados na literatura estudos descrevendo a velocidade média de crianças e adolescentes típicos. Froehle et al (2013) encontraram uma velocidade média de 1,2 m/seg em crianças entre 8 e 17 anos, enquanto Muller et al (2013) descrevem um aumento progressivo da velocidade que varia de 0,93 m/seg em crianças de 1 ano de idade até 1,1 m/seg em crianças de 15 anos. Deste modo, a média de

velocidade das crianças com PC inseridas no presente estudo foi de 0,86 m/s, que é inferior a velocidade de crianças saudáveis na mesma faixa etária.

Crianças que apresentaram maior comportamento caracterizado como sensível apresentaram uma menor velocidade da marcha. Sabe-se que crianças sensíveis tendem a apresentar comportamentos mais estereotipados (Bart, Shayevits, Gabis, & Morag, 2011) e maior incômodo para responder aos diferentes estímulos sensoriais (Wickremasinghe et al., 2013), porém produzem respostas mais passivas não realizando exploração meio em que vivem, o que culmina em diminuição da movimentação geral. Por sua vez, crianças com comportamento exploratório mais frequente apresentaram maior velocidade na marcha. Estas crianças têm dificuldade de perceber estímulos sensoriais ao seu redor, portanto, buscam constantemente sensações e tendem a ser mais ativas motoramente. Estes resultados sugerem que as crianças com PC do presente estudo modificam suas estratégias motoras de acordo com sua capacidade de responder aos estímulos sensoriais. Assim, é importante considerar o tipo de perfil sensorial que cada criança possui quando se avalia e se propõe estratégias de tratamento focadas na marcha para crianças com PC.

Ainda, foi encontrado que respostas menos frequentes para o processamento auditivo, visual e de posição do corpo levaram a menor velocidade da marcha. As informações visuais, auditivas e de posição do corpo são fundamentais para orientação do corpo no espaço, alinhamento dos segmentos corporais e manutenção da estabilidade corporal (Pavão, Santos, Oliveira, & Rocha, 2015). Quando alteradas podem restringir o planejamento e a execução do comportamento motor (Blanche, Botticelli, & Hallway, 1995), impactando o controle postural e a velocidade da marcha. No instrumento de avaliação utilizado, de forma geral, essas seções sensoriais incluem comportamentos como a capacidade de responder e se adaptar aos estímulos sensoriais inesperados e a



necessidade de reforço sensorial. Assim, crianças com menor capacidade de adaptação, exploração e que requerem mais reforço sensorial tendem a apresentar velocidade diminuída na marcha. De acordo com nossos resultados, um estudo encontrou que maiores alterações na integração cortical somato-sensorial culminam em redução na velocidade da marcha de crianças com PC (Kurz, Heinrichs-Graham, Becker, & Wilson, 2015).

Quanto a renda mensal familiar, encontrou-se que quanto maior a renda menor é a velocidade da marcha. Não foram encontrados estudos na literatura que tivessem verificado o efeito da renda familiar na marcha ou no desenvolvimento motor grosso global de crianças com PC. Um estudo verificou que o desenvolvimento motor de crianças típicas com 12 meses de idade é atrasado em famílias com menor renda (Lima et al., 2004). No entanto, alguns autores encontraram que o impacto da renda sobre o desenvolvimento motor grosso diminui com o aumento da idade das crianças típicas (Grace, Bulsara, Robinson, & Hands, 2015; Kit, Akinbami, Isfahani, & Ulrich, 2017). Contrariamente, um estudo realizado com crianças típicas de 3 a 5 anos de idade verificou que crianças de baixa renda que viviam na área rural apresentaram melhor desempenho motor que crianças de alta e baixa renda que viviam em área urbana (Tomaz et al., 2019). Os estudos encontrados na literatura, demonstram que o impacto da renda familiar sobre o desenvolvimento motor é controverso e parece estar associado a outros fatores como idade e local de moradia. Os autores sugerem que famílias de crianças com PC com maior renda mensal possam ser mais superprotetoras (Potijk, Kerstjens, Bos, Reijneveld, & de Winter, 2013), criando barreiras atitudinais que diminuem a realização de movimentos ativos e a exploração do ambiente, o que pode impactar na velocidade da marcha. No entanto, futuros estudos que verifiquem outros fatores familiares, assim como as barreiras e facilitadores inseridos no contexto das

crianças poderiam complementar as informações a respeito da influência da renda familiar.

Quanto a quantidade de horas de terapia física realizada semanalmente, encontrou-se que uma maior quantidade de horas leva ao aumento da velocidade da marcha. Também não foram encontrados estudos que avaliaram estas variáveis em crianças com PC. Sabe-se que alterações na plasticidade do córtex motor em indivíduos com lesão cerebral só ocorrem quando uma tarefa motora é realizada de forma repetitiva, estruturada e com alta habilidade. Uma revisão sistemática com crianças com PC demonstrou que o aumento de horas diárias de terapia levou a uma melhora nos escores da Medida da Função Motora Grossa de crianças com PC; dados semelhantes ao do presente estudo.

Vale ressaltar que a carga média de terapia física semanal das crianças inseridas no presente estudo variou de 0 horas em crianças que estavam sem atendimento até 5 horas semanais, com uma média de 2,13 horas. Apesar de este tempo médio de terapia ser comumente encontrado na prática clínica no Brasil, o mesmo indica um baixo nível de atividade física quando comparado aos 60 minutos mínimos recomendados pela Organização Mundial de Saúde para crianças entre 5 a 17 anos (WHO, 2011). Assim, os dados do presente estudo reforçam a importância de oferecer maior tempo de terapia ou atividade física semanal a crianças com PC.

De acordo com os resultados encontrados no presente estudo, a velocidade da marcha em crianças com PC é influenciada por fatores biológicos e ambientais. Crianças com PC com o mesmo nível funcional podem apresentar variações na forma de executar a marcha de acordo com sua capacidade de responder a estímulos sensoriais do ambiente, a renda familiar e a intensidade semanal de terapia. Estes fatores, portanto, devem ser considerados em conjunto no processo de avaliação e na proposta de

tratamento a ser adotada, como já sugerido pelo modelo proposto na CIF. Uma menor ou maior velocidade na execução da marcha não necessariamente significa um pior padrão de execução motora, mas sim pode refletir uma estratégia adaptativa para que a criança consiga realizar a função de maneira mais eficiente, considerando as deficiências inerentes a ela.

A primeira limitação do estudo está relacionada a amostragem por conveniência que pode ter gerado um viés de seleção e comprometido a validade externa do estudo. O número da amostra foi pequeno o que não permitiu a inclusão de mais variáveis no modelo de regressão. Como foram avaliadas somente crianças com nível GMFCS I e II, com comprometimento leve, a amostra foi homogênea para variáveis como força muscular, amplitude de movimento articular e tônus, não permitindo que as mesmas pudessem ter sido analisadas. Além disso, a maioria das crianças avaliadas apresentava melhor nível funcional (GMFCS I), o que reduz a quantidade de déficits encontrados durante a caminhada.

## **CONCLUSÃO**

A função sensorial, carga horária semanal de terapia física e renda familiar mensal interferem na velocidade da marcha, onde estes fatores explicam 79% da variabilidade encontrada nas crianças com PC avaliadas. Deste modo, torna-se importante a realização de avaliações mais abrangentes, explorando fatores biológicos e ambientais que se relacionam, para que futuros estudos de intervenções com foco na velocidade da marcha sejam planejados.

**EFEITO DE INTERVENÇÕES FISIOTERAPÊUTICAS NOS PARÂMETROS  
ESPAÇO-TEMPORAIS DA MARCHA DE CRIANÇAS COM PARALISIA  
CEREBRAL: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA**

**Carolina Corsi, Mariana Martins dos Santos, Roberta de Fátima Carreira  
Moreira, Adriana Neves dos Santos, Ana Carolina de Campos, Manuela Galli e  
Nelci Adriana Ciculo Ferreira Rocha**

**Artigo publicado na revista Disability and Rehabilitation**

**([doi.org/10.1080/09638288.2019.1671500](https://doi.org/10.1080/09638288.2019.1671500))**

## **INTRODUÇÃO**

A Paralisia Cerebral (PC) é um grupo de distúrbios de movimento e postura resultantes de distúrbios não progressivos que ocorrem no sistema nervoso central em desenvolvimento (Bax et al., 2005). Crianças com PC apresentam diversas deficiências nos sistemas neuromotor, musculoesquelético e sensorial. A conexão alterada entre os córtex sensoriais e motores em crianças com PC pode afetar a função muscular, causando incoordenação do movimento e dificuldade em adquirir e melhorar várias habilidades motoras (Himmelman & Uvebrant, 2011).

Sendo uma das habilidades motoras mais prejudicadas na PC, a marcha fornece mobilidade e possibilidade de explorar o meio ambiente (Campos et al., 2000; Gibson & Pick, 2000). Estudos demonstraram diversas anormalidades da marcha em crianças com PC, o que torna a melhoria e manutenção desta um grande desafio para os profissionais de reabilitação.

À medida que as crianças com PC crescem, elas podem apresentar ganho de peso, perda de força muscular e aumento das contrações musculares involuntárias, além de anormalidades biomecânicas como aumento da flexão do joelho durante a fase de apoio, maior rotação interna do quadril e flexão do quadril durante todo o ciclo da marcha (Klotz et al., 2013; Piccinini et al., 2011; Tugui & Antonescu, 2013). Esses fatores podem contribuir para o declínio do padrão da marcha (Bell et al., 2002) e, conseqüentemente, da funcionalidade em crianças com PC.

Considerando a Classificação Internacional de Incapacidade Funcional e Saúde (CIF), a determinação de mudanças nas características espaço-temporais da marcha é importante porque elas refletem alterações nas funções e estruturas corporais. A marcha também pode afetar a execução de outras atividades e restringir a participação social em crianças com PC (Mitchell et al., 2015). Melhorias nas características da marcha podem

levar a uma maior participação social, permitindo a exploração de diferentes superfícies de terreno e ambientes, bem como interações sociais (Beckung & Hagberg, 2002; Schenker et al., 2005).

Várias técnicas de tratamento têm sido usadas para melhorar a função motora em crianças com PC, incluindo terapia neurodesenvolvimental (Butler et al., 2007; Howle, 2002), fortalecimento muscular (Mockford & Caulton, 2008), alongamento passivo (Pin, Dyke, & Chan, 2006; Y.-N. Wu, Hwang, Ren, Gaebler-Spira, & Zhang, 2011) e uso de órteses e dispositivos auxiliares (Morris, Newdick, & Johnson, 2002). Entretanto, a literatura ainda é controversa quanto à técnica mais eficiente para melhorar as habilidades motoras, principalmente devido à baixa qualidade metodológica dos estudos publicados, como apontado por Novak et al (Novak et al., 2013). Além disso, não foram encontradas revisões sistemáticas que visavam sintetizar qual técnica de tratamento pode efetivamente melhorar os parâmetros espaço-temporais da marcha em crianças com PC.

Neste contexto, o objetivo do presente estudo foi investigar o efeito de intervenções fisioterapêuticas nos parâmetros espaço-temporais da marcha em crianças com PC. Além disso, buscou-se descrever as características específicas dos tratamentos aplicados, como a técnica utilizada, tipo de exercício, frequência, duração de cada sessão e tempo total de intervenção, fornecendo orientações para a prática clínica.

## **MÉTODOS**

Esta revisão sistemática seguiu as recomendações do PRISMA (Liberati et al., 2009) e Cochrane collaboration (Higgins & Green, 2006).

### **Estratégia de Busca**

Uma busca eletrônica foi realizada nas seguintes bases de dados para artigos publicados até janeiro de 2019: PubMed, Embase, Web of Science, Science Direct,

Lilacs e Scopus. Utilizou-se a seguinte combinação de palavras-chave: *cerebral palsy* AND (*intervention* OR *physical therapy* OR *physiotherapy*) AND (*gait* OR *walking*) AND (*biomechanics* OR *kinematics* OR *spatio-temporal parameters*). Os termos utilizados foram selecionados no vocabulário controlado de cada banco de dados. Cada banco de dados eletrônico foi pesquisado desde o primeiro ano disponível para identificar estudos relevantes publicados. Nenhum critério de linguagem foi aplicado como restrição.

Dois revisores independentes selecionaram os estudos com base em três fases consecutivas: 1. Seleção do título; 2. Leitura do resumo; e 3. Recuperação e revisão completa do artigo para identificar aqueles que atendessem aos critérios de inclusão referentes ao desenho do estudo, participantes, intervenções e resultados. Os revisores selecionaram independentemente os estudos a serem incluídos na revisão, usando um formulário padrão adaptado dos formulários de extração de dados da Academia Americana de Paralisia Cerebral e Medicina do Desenvolvimento. Discordâncias durante todo o processo foram resolvidas por consenso com um terceiro revisor.

### **Critério de inclusão**

#### *Tipo de estudo:*

Foram incluídos ensaios clínicos randomizados (ECR) que aplicaram intervenções terapêuticas em crianças com PC e avaliaram os resultados relacionados às variáveis espaço-temporais da marcha.

#### *Participantes:*

Foram incluídos estudos com participantes com diagnóstico de PC, qualquer tipo topográfico de lesão, tônus muscular anormal e idade entre 0 e 18 anos.

#### *Intervenções:*

Foram incluídas quaisquer intervenções de reabilitação relacionadas à prática fisioterapêutica, excluindo todas as intervenções cirúrgicas e intervenções com qualquer técnica invasiva, mesmo quando associadas a tratamentos fisioterapêuticos.

*Tipos de resultados relatados:*

Os estudos incluíram desfechos com cinemática espaço-temporal da marcha.

## **Extração de dados**

*Características dos indivíduos com PC e intervenções fisioterapêuticas*

Os autores trabalharam de forma independente, utilizando um formulário adaptado da Cochrane Collaboration (Higgins & Green, 2006) para extrair dados referentes às características da população, como: número de participantes, idade, distribuição anatômica do comprometimento motor, tipo de tônus muscular e nível funcional. Quanto às características das intervenções, foram extraídos dados dos grupos de comparação, tipo de intervenção, intervenção controle, frequência, duração de cada sessão, tempo total de intervenção e tempo de seguimento; intervenções e ferramentas adicionais usadas para avaliação da marcha.

## **Avaliação metodológica da qualidade**

A qualidade metodológica dos estudos incluídos foi avaliada usando a escala PEDro, que é baseada na lista Delphi (Verhagen et al., 1998). Embora essa escala possua 11 itens, o primeiro não é considerado para o escore final, pois está relacionado à validade externa. Cada critério é pontuado de acordo com sua presença no estudo primário e contribui com o ponto do item para a pontuação total, que varia de zero a 10. Os itens não descritos nos estudos são classificados como “não descritos” e não pontuados. A pontuação final é obtida pela soma de todas as respostas positivas. Os estudos indexados na base de dados PEDro já possuíam uma classificação, que foi mantida, conforme relatado anteriormente por Coury (Coury, Moreira, & Dias, 2009), e



os estudos não indexados foram avaliados independentemente por dois revisores que apresentaram confiabilidade entre os avaliadores de 98%. Em caso de desacordo, um terceiro revisor foi consultado para chegar a uma decisão final.

Para a presente revisão, ensaios clínicos randomizados com escores maiores ou iguais a seis foram considerados de alta qualidade metodológica e quatro ou cinco eram de qualidade “razoável” e menor ou igual a três de baixa qualidade metodológica (Maher, Sherrington, Herbert, Moseley, & Elkins, 2003).

### **Síntese de evidências**

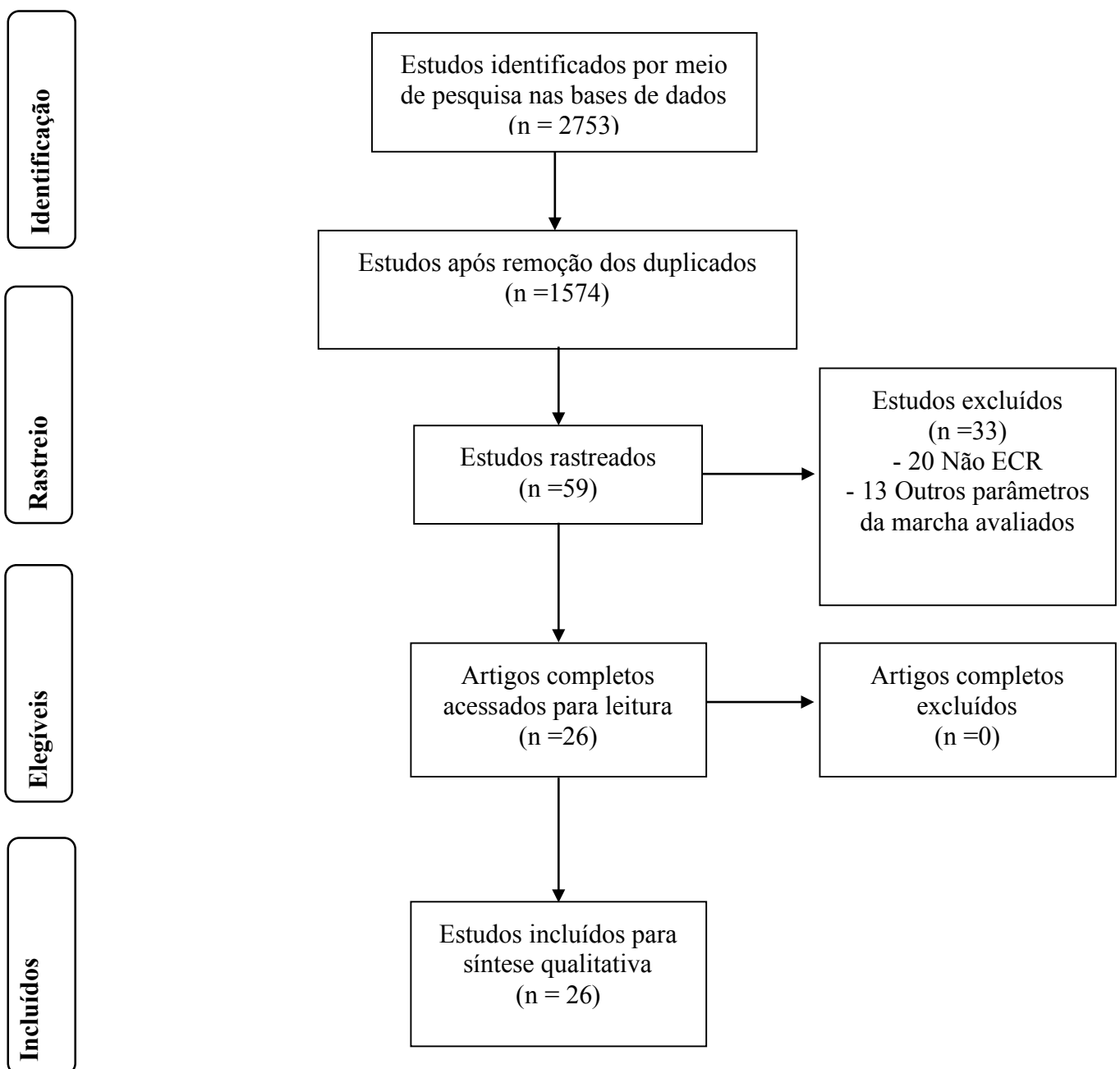
Os estudos foram agrupados de acordo com as características das intervenções realizadas. Para esta revisão, consideramos um mínimo de 2 estudos por intervenção; os estudos que não puderam ser agrupados foram excluídos para a síntese das evidências. A síntese das evidências foi realizada utilizando a abordagem GRADE, considerando os seguintes domínios de análise: risco de viés (limitações no design do estudo), inconsistência dos resultados (heterogeneidade de resultados nos diferentes estudos agrupados), viés de direcionamento (impossibilidade de generalizar o resultado para a população), imprecisão (dados insuficientes ou imprecisos) e viés de publicação (publicação pelo mesmo grupo de pesquisa, ou com algum tipo de seleção dos dados apresentados) (Furlan, Pennick, Bombardier, & van Tulder, 2009). Finalmente, o nível de evidência foi classificado como: alto (evidência suficiente na estimativa do efeito), moderado (o efeito real é próximo da estimativa do efeito), baixo (a confiança do efeito é limitada) e muito baixa evidência (pouca confiança na estimativa do efeito), de acordo com o sistema GRADE (Guyatt et al., 2011). Um nível de evidência forte ou moderado representou uma forte recomendação para o uso da intervenção (Guyatt et al., 2011).

## **RESULTADOS**

*Estratégia de Busca:*

A busca eletrônica resultou em um total de 2753 títulos. Uma vez identificados estudos duplicados, 1574 estudos foram selecionados por título e resumo para identificar qual deles atendia aos critérios de inclusão. Desses, 20 foram excluídos por não serem ECRs e 13 não avaliaram a cinemática da marcha. A seleção final foi realizada por consenso e 26 estudos foram incluídos (Figura 1).

**Figura 1. Fluxograma de Seleção dos Estudos**



## Avaliação da qualidade metodológica

Vinte e seis ensaios clínicos randomizados foram incluídos, com 16 estudos sendo classificados como alta qualidade metodológica por meio da escala PEDro. A qualidade metodológica dos estudos incluídos é apresentada na Tabela 1. As principais limitações dos métodos nos estudos foram que 96% não cegaram os terapeutas, 85% não cegaram os pacientes, 50% não utilizaram alocação oculta e 54% não realizaram a intenção para tratar a análise.

**Tabela 1: Pontuação da avaliação da qualidade de acordo com a escala PEDro.**

<b>Estudo</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>Total</b>
Bertoti (1986)	+	-	-	-	-	-	+	-	+	+	4/10
Van der Linden (2003)	+	-	+	-	-	+	+	-	+	+	6/10
Ho (2006)	+	-	-	-	-	+	+	-	+	-	4/10
Liao (2007)	+	-	+	-	-	+	-	-	+	+	5/10
McNee (2007)	+	-	-	-	-	-	+	-	+	+	4/10
Van der Linden (2008)	+	-	-	-	-	+	-	-	+	+	4/10
Willoughby (2010)	+	+	-	-	-	+	-	+	+	+	6/10
Ruck (2010)	+	+	+	-	-	-	-	-	+	+	5/10
Hamed (2011)	+	+	-	+	+	+	+	-	+	+	8/10
Gharib (2011)	+	+	+	-	-	+	+	+	+	+	8/10
Johnston (2011)	+	-	+	-	-	-	-	-	+	+	4/10
Smania (2011)	+	+	+	-	-	+	+	-	+	+	7/10
Chrysagis (2012)	+	+	+	-	-	+	+	+	+	+	8/10
Grecco (2013)	+	+	+	-	-	+	+	+	+	+	8/10
Arellano-Martinez (2013)	+	-	+	-	-	-	+	+	-	+	5/10
Druzicki (2013)	+	-	+	-	-	-	-	-	+	+	5/10
Lee (2013)	+	+	+	-	-	+	+	-	+	+	7/10
Taylor (2013)	+	+	+	-	-	+	+	+	+	+	8/10
Ibrahim (2014)	+	-	+	-	-	-	-	-	+	+	4/10
El Shamy (2014)	+	+	+	-	-	+	-	-	+	+	6/10
Grecco <sup>a</sup> (2014)	+	-	+	+	-	-	+	+	+	+	7/10
Grecco <sup>b</sup> (2014)	+	+	+	+	-	+	+	+	+	+	9/10
Swe (2015)	+	+	+	-	-	+	+	+	+	+	8/10
Grecco (2015)	+	+	+	+	-	+	+	+	+	+	9/10
Pool (2015)	+	-	+	-	-	-	+	+	+	+	6/10
Peungsuwan (2017)	+	-	+	-	-	+	+	+	+	+	7/10
<b>Total</b>	<b>26</b>	<b>13</b>	<b>20</b>	<b>4</b>	<b>1</b>	<b>18</b>	<b>18</b>	<b>12</b>	<b>25</b>	<b>25</b>	

1. Os sujeitos foram aleatoriamente distribuídos por grupos? 2. A distribuição dos sujeitos foi cega? 3. Os grupos eram semelhantes no que diz respeito aos indicadores de prognóstico mais importantes? 4. Todos os sujeitos participaram de forma cega no estudo? 5. Todos os fisioterapeutas que administraram a terapia fizeram-no de forma cega? 6. Todos os avaliadores que mediram pelo menos um resultado-chave, fizeram-no de forma cega? 7. Medições de pelo menos um resultado-chave foram obtidas em mais de 85% dos sujeitos inicialmente distribuídos pelos grupos? 8. Todos os sujeitos a partir dos quais se apresentaram medições de resultados receberam o tratamento ou a condições de controle conforme a distribuição, ou fez-se a análise dos dados por “intenção de tratamento”? 9. Os resultados das comparações estatísticas foram descritos para pelo menos um resultado-chave? 10. O estudo apresenta tanto medidas de precisão como medidas de variabilidade para pelo menos um resultado-chave?

## **Participantes e Características da Intervenção**

As características dos estudos primários incluídos nesta revisão sistemática são apresentadas na Tabela 2. Os resultados foram agrupados de acordo com o tipo de intervenção. A idade dos participantes variou de 7 a 18 anos, com 69% dos estudos, incluindo crianças com PC espástica e níveis do Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (GMFCS) de I a III. O treinamento da marcha foi a intervenção mais comum (n = 10 estudos) (Arellano-Martínez et al., 2013; Chrysagis et al., 2012; Druzbecki et al., 2013; Gharib et al., 2011; Grecco et al., 2013; Hamed & Abd-elwahab, 2011; Johnston et al., 2011; Smania et al., 2011; Swe et al., 2015; Willoughby et al., 2010), seguida de estimulação elétrica (n = 5) (El-Shamy et al., 2014; Ho et al., 2006; Pool et al., 2015; van der Linden et al., 2003; van der Linden et al., 2008). Onze estudos tiveram uma frequência de intervenção de 5 dias por semana ou mais (Arellano-Martínez et al., 2013; Druzbecki et al., 2013; El-Shamy et al., 2014; Ibrahim et al., 2014; Johnston et al., 2011; Lee & Chon, 2013; Liao et al., 2007; McNee et al., 2007; Smania et al., 2011; Taylor et al., 2013; van der Linden et al., 2003). As durações do protocolo variaram de apenas uma sessão (Chrysagis et al., 2012; Grecco et al., 2014) a 24 semanas de 5 sessões por semana (Druzbecki et al., 2013). 61,5% dos estudos não incluíram um período de acompanhamento. Dos 10 estudos que realizam avaliações de acompanhamento, 5 concluíram o seguimento 4 semanas após o término da intervenção (El-Shamy et al., 2014; Hamed & Abd-elwahab, 2011; Ibrahim et al., 2014; Liao et al., 2007; McNee et al., 2007).

A análise tridimensional de movimento foi a intervenção mais utilizada (Druzbecki et al., 2013; El-Shamy et al., 2014; Grecco et al., 2014; Grecco et al., 2014, 2015; Hamed & Abd-elwahab, 2011; Ho et al., 2006; Johnston et al., 2011; Lee & Chon, 2013; McNee et al., 2007; Pool et al., 2015; Smania et al., 2011; van der Linden

et al., 2003), seguida pelo teste de caminhada de 10 metros (Chrysagis et al., 2012; Liao et al., 2007; Peungsuwan et al., 2017; Ruck et al., 2010; Swe et al., 2015; Taylor et al., 2013; Willoughby et al., 2010), Teste de caminhada de 6 minutos (Grecco et al., 2013; Ibrahim et al., 2014; Peungsuwan et al., 2017; Swe et al., 2015; Taylor et al., 2013), análise de movimento 2D (Bertoti, 1986), instrutor de marcha Biodex (Gharib et al., 2011) e sistema gaitRITE (Arellano-Martínez et al., 2013).

Tabela 2: Características dos Participantes e Intervenções

Estudo	Participantes						Intervenções							
	N*	Idade (anos)		Classificação PC			Tipo		Frequência (dias/sem)	Duração Sessão	Duração Protocolo	Seguimen to	Intervenção associada em ambos os grupos	Técnica de Análise da Marcha
		GI	GC	Topografia	Tônus	GMFCS	Intervenção	Controle						
<b>Estimulação Elétrica Funcional x Controle</b>														
Van der Linden (2003)	22	8.5	8.1	U; B	-	I e II	EEF em glúteo máximo em repouso	Sem intervenção	6	1 hora	8 semanas	NC	Fisioterapia Convencional a programa de exercícios domésticos	Análise de movimento 3D
Ho (2006)	09	7.2	8.0	U; B	†	I	Marcha com EEF em gastrocnêmico e sóleo	Marcha sem EEF	-	15 tentativas	1 sessão	NC	-	Análise de movimento 3D
Van der Linden (2008)	14	4 - 15	-	-	-	-	EEF em dorsiflexores ou quadriceps	Sem intervenção	7	Todas as atividades diárias	8 semanas	NC	-	Análise de movimento 3D
El Shamy (2014)	30	6.93	6.8	U	†	-	Eletroestimulação gastrocnemios ou sóleo	Sem intervenção	1	1,500 pulsos	12 semanas	NC	Fisioterapia Convencional	Análise de movimento 3D
Pool (2015)	32	10.9	10.5	U	†	I e II	Órtese com EEF no tibial anterior durante a fase de balanço da marcha.	Órtese comum	6	4 horas	8 semanas	6 semanas	Continuidade terapias realizadas anteriormente	Análise de movimento 2D
<b>Estimulação Transcraniana x Controle</b>														
Grecco <sup>a</sup> (2014)	20	7.2	7.8	-	-	I a III	tDCS	Placebo	-	20 minutos	1 sessão	NC	-	Análise de movimento 3D
Grecco <sup>b</sup> (2014)	24	7.8	8.0	-	-	II e III	Treino em esteira + tDCS	Treino em esteira + placebo	5	20 minutos	2 semanas	4 semanas	-	Análise de movimento 3D
Grecco (2015)	19	8.2	8.8	B	†	II e III	Treino de marcha (realidade virtual + tDCS)	Treino de marcha (realidade virtual + placebo)	5	20 minutos	2 semanas	4 semanas	-	Análise de movimento 3D
<b>Treino de marcha x Controle</b>														
Willoughby (2010)	26	10.35	11.24	-	-	III e IV	Treino em esteira	Prática de marcha no solo	2	30 minutos	9 semanas	14 semanas	Fisioterapia Convencional	Teste de Caminhada de 10 metros
Hamed (2011)	30	7.03	7.07	U	†	-	Treino de marcha com pedômetro com áudio	Treino de marcha sem pedômetro	5	60 minutos	12 semanas	NC	Fisioterapia Convencional	Análise de movimento 3D
Gharib	30	11.87	11.23	U	†	II	Biodex Gait	Sem	3	15 minutos	12	NC	Fisioterapia	Biodex Gait Trainer

(2011)							Training	intervenção			semanas		Convencional	
Johnston (2011)	26	9.6	9.5	U; B	†	II a IV	Treino de marcha com suporte parcial de peso	Fisioterapia convencional	5	30 minutos	12 semanas	4 semanas	-	Análise de movimento 3D
Smania (2011)	18	13	12	U; B	†	II a IV	Terapia locomotora repetitiva na Gait Trainer GT I	Treino convencional	5	40 minutos	2 semanas	4 semanas	-	Análise de movimento 3D
Chrysagis (2012)	22	15.90	16.09	B	†	I a III	Treino em esteira	Fisioterapia Convencional	3	30 minutos	12 semanas	NC		Teste de Caminhada de 10 metros
Arellano-Martinez (2013)	14	13.3	6.8	U	-	II	Lokomat	Treino de marcha em ciclos dentro de um tanque terapêutico	-	30 minutos	-	1 ano	-	Sistema GaitRITE
Druzicki (2013)	35	10.1	11.0	B	†	II e III	Lokomat	Sem intervenção	-	45 minutos	20 sessões	NC	Fisioterapia Convencional	Análise de movimento 3D
Grecco (2013)	33	6.8	6.0	-	-	I a III	Treino em esteira	Treino de marcha no solo	2	30 minutos	7 semanas	4 Semanas		Teste e caminhada de 6 minutos e TUG
Swe (2015)	30	13.03	13.37	-	-	II e III	Treino de marcha com suporte parcial de peso	Treino de marcha no solo	2	30 minutos	8 semanas	NC	Fisioterapia Convencional	Teste de Caminhada de 10 metros e Teste e caminhada de 6 minutos
<b>Treino de força x Controle</b>														
Liao (2007)	20	7.1	7.6	B	†	I e II	Exercício de sentar e levantar com carga adicional até a fadiga em casa	Sem intervenção	3	90 minutos	6 semanas	NC	Fisioterapia Convencional	Teste de Caminhada de 10 metros
Taylor (2013)	48	18.1	18.5	B	†	II, III	Treino resistido progressivo	Recreação usual e fisioterapia	2	-	12 semanas	12 semanas	-	Teste de Caminhada de 10 metros e Teste e caminhada de 6 minutos
Peungsuwan (2017)	15	-	-	U;B	†	I a III	Treino resistido progressivo	Fisioterapia Regular	3	70 minutos	8 semanas	NC	Fisioterapia Convencional	Teste de Caminhada de 10 metros e Teste e caminhada de 6 minutos
<b>Plataforma Vibratória x Controle</b>														
Ruck (2010)	17	8.3	8.1	-	-	II, III e IV	Plataforma Vibratória	Sem intervenção	5	9 minutos	24 semanas	NC	Fisioterapia Convencional	Teste de Caminhada de 10 metros
Lee (2013)	30	10.0	9.6	-	-	-	Programa de vibração de corpo inteiro	Terapia Convencional	3	18 minutos	8 semanas	NC	Fisioterapia Convencional	Análise de movimento 3D

Ibrahim (2014)	30	9.63	9.63	B	†	I a III	Plataforma Vibratória	Sem intervenção	3	9 minutos	12 semanas	NC	Fisioterapia Convencional	Teste e caminhada de 6 minutos e TUG
<b>Gesso Seriado x Controle</b>														
Bertoti (1986)	16	2.75 ±1.8	4.0 ±2.5	U;B	†	I a III	Gesso Seriado Tornozelo	Sem intervenção	7	4 horas	10 semanas	NC	Fisioterapia Convencional	Padrão de marcha
McNee (2007)	9	7.25	6.9	U;B	†	I a III	Gesso Seriado Tornozelo	Sem intervenção	7	Dia todo	5 semanas	7 semanas	-	Análise de movimento 3D

**Legenda:** n\*= amostra total (GI+GC); GI= grupo intervenção; GC= grupo controle; GMFCS= Gross Motor Function Classification System; U= PC Unilateral; B= PC Bilateral; †= Espastico; PC= Paralisia Cerebral; EEf= Estimulação Elétrica Funcional; tDCS= Transcranial direct current stimulation; NC= Não Consta TUG= teste timed up and go.



## **Eficácia das Intervenções**

As intervenções mais comuns identificadas entre os estudos foram agrupadas em categorias para a síntese de evidências. As categorias analisadas foram: estimulação elétrica funcional, estimulação transcraniana, treinamento da marcha, fortalecimento muscular, treinamento em plataforma vibratória e gesso seriado. Todos os estudos incluíram a velocidade da marcha como uma medida de resultado. Cadência (El-Shamy et al., 2014; Grecco et al., 2014; Grecco et al., 2014, 2015; Hamed & Abd-elwahab, 2011; Ho et al., 2006; Johnston et al., 2011; Smania et al., 2011) porcentagem da fase de apoio (Druzbecki et al., 2013; El-Shamy et al., 2014; Gharib et al., 2011; Grecco et al., 2014, 2015; Pool et al., 2015), passada (Arellano-Martínez et al., 2013; Bertoti, 1986; El-Shamy et al., 2014; Grecco et al., 2014; Grecco et al., 2014; Hamed & Abd-elwahab, 2011; Ho et al., 2006; Johnston et al., 2011; McNee et al., 2007; Pool et al., 2015; Smania et al., 2011), comprimento do passo (Druzbecki et al., 2013; Gharib et al., 2011; Grecco et al., 2014; Grecco et al., 2014, 2015) e largura do passo (Grecco et al., 2014; Grecco et al., 2014, 2015) foram medidos como resultados em apenas alguns dos estudos. Os resultados da síntese de evidências são apresentados na Tabela 3.

A estimulação elétrica nos músculos dorsiflexores e gastrocnêmios foi determinada como tendo evidência moderada para melhorar o percentual da fase de apoio (El-Shamy et al., 2014; Pool et al., 2015), mas níveis muito baixos de evidência para outras variáveis da marcha. A estimulação transcraniana mostrou evidências moderadas da velocidade da marcha (Grecco et al., 2014; Grecco et al., 2014, 2015), mas nenhum efeito para a porcentagem da fase de apoio. Foram identificados baixos níveis de evidência para melhorar a cadência, comprimento do passo, largura do passo e comprimento da passada após a estimulação transcraniana (Grecco et al., 2014; Grecco et al., 2014, 2015).

Foram encontradas evidências moderadas para melhorar a velocidade (Arellano-Martínez et al., 2013; Chrysagis et al., 2012; Druzbecki et al., 2013; Gharib et al., 2011; Grecco et al., 2013; Hamed & Abd-elwahab, 2011; Johnston et al., 2011; Smania et al., 2011; Swe et al., 2015; Willoughby et al., 2010) e o comprimento da passada (Arellano-Martínez et al., 2013; Hamed & Abd-elwahab, 2011; Johnston et al., 2011; Smania et al., 2011) e baixa evidência para melhorar a cadência (Hamed & Abd-elwahab, 2011; Johnston et al., 2011; Smania et al., 2011), a porcentagem da fase de apoio (Druzbecki et al., 2013; Gharib et al., 2011) e o comprimento do passo (Druzbecki et al., 2013; Gharib et al., 2011) após treinamento de marcha. Da mesma forma, evidências moderadas foram obtidas para melhorar a velocidade após o treinamento com plataforma vibratória (Ibrahim et al., 2014; B.-K. Lee & Chon, 2013; Ruck et al., 2010), entretanto evidências moderadas foram encontradas para a pouca efetividade do treinamento de força na velocidade da marcha (Liao et al., 2007; Peungsuwan et al., 2017; Taylor et al., 2013). Um nível muito baixo de evidência foi obtido para melhorar todas as variáveis da marcha após o gesso seriado.

**Tabela 3: Eficácia das Intervenções.**

<b>Intervenção x Controle</b>	<b>Medidas da Marcha</b>	<b>Estudos</b>	<b>Número de participantes</b>	<b>Tamanho do efeito</b>	<b>Qualidade da evidência - GRADE</b>	<b>Resultados</b>
<b>Estimulação elétrica x Controle</b>	Cadência	Ho (2006) El Shamy (2014)	48	0.75	⊕○○○ MUITO BAIXA	Sem diferença entre os grupos
	Velocidade	Van der Linden (2003) Ho (2006) Van der Linden (2008) El Shamy (2014) Pool (2015)	116	0.27	⊕○○○ MUITO BAIXA	Sem diferença entre os grupos
	% Fase de Apoio	El Shamy (2014) Pool (2015)	62	0.67	⊕⊕⊕○ MODERADA	Melhora no grupo intervenção
	Tamanho da passada	Van der Linden (2003) Ho (2006) El Shamy (2014) Pool (2015)	102	0.44	⊕○○○ MUITO BAIXA	Sem diferença entre os grupos
<b>Estimulação Transcraniana x Controle</b>	Cadência	Grecco (2014) Grecco (2014) Grecco (2015)	64	0.26	⊕⊕○○ BAIXA	Melhora no grupo intervenção
	Velocidade	Grecco (2014) Grecco (2014) Grecco (2015)	64	0.70	⊕⊕⊕○ MODERADA	Melhora no grupo intervenção

	% Fase de Apoio	Grecco (2014) Grecco (2015)	44	0.35	⊕⊕⊕O MODERADA	Sem diferença entre os grupos
	Tamanho do passo	Grecco (2014) Grecco (2014) Grecco (2015)	64	0.14	⊕OOO MUITO BAIXA	Sem diferença entre os grupos
	Largura do passo	Grecco (2014) Grecco (2014) Grecco (2015)	64	0.09	⊕OOO MUITO BAIXA	Sem diferença entre os grupos
	Tamanho da passada	Grecco (2014) Grecco (2014) Grecco (2015)	64	0.41	⊕⊕OO BAIXA	Sem diferença entre os grupos
<b>Treino de marcha x Controle</b>	Cadência	Smania (2011) Johnston (2011) Hamed (2011)	74	0.30	⊕OOO MUITO BAIXA	Melhora no grupo intervenção
	Velocidade	Druzicki (2013) Chrysagis (2012) Arellano-Martínez (2013) Willoughby (2010) Swe (2015) Smania (2011) Johnston (2011) Hamed (2011) Grecco (2013)	262	0.37	⊕⊕⊕O MODERADA	Melhora no grupo intervenção

		Gharib (2011)				
	% Fase de Apoio	Gharib (2011) Druzicki (2013)	64	0.65	⊕○○○ MUITO BAIXA	Sem diferença entre os grupos
	Tamanho do passo	Gharib (2011) Druzicki (2013)	64	0.47	⊕⊕○○ BAIXA	Sem diferença entre os grupos
	Tamanho da passada	Arellano-Martínez (2013) Smania (2011) Johnston (2011) Hamed (2011)	88	0.45	⊕⊕⊕○ MODERADA	Melhora no grupo intervenção
<b>Treino de força x Controle</b>	Velocidade	Liao (2007) Taylor (2013) Peungsuwan (2017)	82	0.43	⊕⊕⊕○ MODERADA	Sem diferença entre os grupos
<b>Plataforma Vibratória x Controle</b>	Velocidade	Ruck (2010) Lee (2013) Ibrahim (2014)	100	0.82	⊕⊕⊕○ MODERADA	Melhora no grupo intervenção
<b>Gesso controle x Controle</b>	Tamanho da passada	Bertoti (1986) McNee (2007)	34	-	⊕○○○ MUITO BAIXA	Sem diferença entre os grupos

## **DISCUSSÃO**

A melhora na velocidade da marcha representa um achado importante, uma vez que a velocidade é um parâmetro avaliado em várias populações e considerado um indicador de saúde geral (Fritz & Lusardi, 2009) entre a população saudável. Crianças com PC tendem a ter menor comprimento de passada e velocidade de marcha reduzida. No entanto, nenhum estudo avaliou o impacto do aumento da velocidade na funcionalidade de crianças com PC.

### **Efeitos do treinamento em plataforma vibratória**

O treinamento em plataforma vibratória tem uma forte recomendação para melhorar a velocidade da marcha. Os autores dos três estudos usaram a intervenção na plataforma vibratória de maneira semelhante, usando vibração de corpo inteiro três vezes por semana, com 9 a 18 minutos por sessão e duração do protocolo de pelo menos 8 semanas. No entanto, nenhum dos estudos realizou avaliação de seguimento, limitando a compreensão dos benefícios dessa intervenção a longo prazo. Dois estudos incluíram crianças GMFCS nível I-IV (Ibrahim et al., 2014; Ruck et al., 2010) e um não descreveu os níveis funcionais dos participantes (B.-K. Lee & Chon, 2013).

Os autores inferem que a vibração isolada poderia gerar um aumento nos aferentes do tipo 1A, ativando motoneurônio alfa e contraindo fibras intra-fusais de maneira reflexa, além de favorecer a atividade das áreas motoras corticais assim causando uma contração muscular (Cochrane, 2011), que produziria efeitos semelhantes ao fortalecimento muscular. Por sua vez, a vibração indireta causaria uma inibição recíproca de agonistas e antagonistas musculares e, por sua vez, reduziria a espasticidade (Duquette, Guiliano, & Starmer, 2015).

O treinamento em plataforma vibratória parece ser uma intervenção eficaz para melhorar a velocidade da marcha em crianças com PC em todos os níveis funcionais.

Estudos futuros de vibração são necessários com uma descrição melhor da população e do protocolo do estudo para entender aspectos como duração e benefícios do grupo.

### **Efeitos do treinamento da marcha**

Três estudos incluíram apenas participantes com PC unilateral (Arellano-Martínez et al., 2013; Gharib et al., 2011; Hamed & Abd-elwahab, 2011), dois estudos incluíram apenas participantes com PC bilateral (Chrysagis et al., 2012; Druzicki et al., 2013), dois estudos incluíram PC uni e bilateral (Johnston et al., 2011; Smania et al., 2011) e três estudos não descreveram a distribuição anatômica da deficiência, indicando apenas os níveis GMFCS dos participantes (I-III) (Grecco et al., 2013; Swe et al., 2015; Willoughby et al., 2010).

O treinamento de marcha possui uma forte recomendação para melhorar a velocidade da marcha e o comprimento da passada. Todas as técnicas utilizadas para o treinamento da marcha: treinamento em esteira (Chrysagis et al., 2012; Grecco et al., 2013; Johnston et al., 2011; Swe et al., 2015; Willoughby et al., 2010), treinamento no Lokomat® (Arellano-Martínez et al., 2013; Druzicki et al., 2013), treinamento em elíptico (Smania et al., 2011) e uso de pedômetro com som (Hamed & Abd-elwahab, 2011) foram eficazes na melhoria da velocidade da marcha e do comprimento da passada. Inferimos que esses resultados podem ser devidos à ritmicidade que esses equipamentos proporcionam, o que pode promover a automação dos movimentos da marcha mais do que o treinamento no solo com dicas verbais e o treinamento convencional não especificado para crianças com PC. Outro tópico relevante é que o treinamento da marcha é um treinamento direcionado a tarefa e aborda outros aspectos do desempenho motor, como resistência e coordenação, que também podem levar a benefícios para indivíduos com PC.

Sete em 10 estudos encontraram melhorias na velocidade da marcha no grupo de tratamento versus treinamento no solo (Grecco et al., 2013; Willoughby et al., 2010) ou treinamento convencional (Arellano-Martínez et al., 2013; Chrysagis et al., 2012; Johnston et al., 2011; Smania et al., 2011; Swe et al., 2015). Apenas cinco dos 10 estudos tiveram um período de seguimento variando entre 4 semanas e 1 ano, com todos apresentando manutenção dos ganhos até a conclusão do estudo (Arellano-Martínez et al., 2013; Grecco et al., 2013; Johnston et al., 2011; Smania et al., 2011; Willoughby et al., 2010).

Os resultados apontam para uma grande variação entre os níveis funcionais e a topografia do comprometimento motor dos participantes entre os estudos. É clinicamente relevante que o treinamento da marcha tenha impactado a velocidade da marcha e o comprimento da passada de todas as crianças, independentemente do nível funcional de cada indivíduo, topografia do comprometimento motor e tônus muscular. Os resultados do treinamento de marcha apoiam a recomendação de que o treinamento de marcha seja realizado entre 2 a 5 sessões de treinamento por semana, com duração de pelo menos 15 minutos e um protocolo mínimo de 7 semanas, a fim de melhorar as características da marcha em crianças com PC.

### **Efeitos da estimulação elétrica funcional**

Foi encontrada uma forte recomendação para estimulação elétrica funcional para a diminuição no percentual da fase de apoio. A estimulação elétrica funcional diminuiu o tempo que os participantes permaneceram na fase de suporte, favorecendo o avanço da marcha.

Os estudos de estimulação elétrica funcional forneceram uma recomendação fraca para cadência, velocidade da marcha e comprimento da passada devido à falta de diferença quando comparados a uma intervenção de controle. Essa baixa evidência pode



ser explicada pelas diferenças entre os métodos usados nos estudos, incluindo grupos musculares-alvo variados, frequência, duração, tempos de protocolo e heterogeneidade dos participantes. Todos os estudos utilizaram estimulação elétrica funcional (EEF).

Quanto aos grupos musculares alvos, dois estudos (El-Shamy et al., 2014; Ho et al., 2006) estimularam os músculos gastrocnêmio e sóleo, dois estudos (Pool et al., 2015; van der Linden et al., 2008) direcionaram aos dorsiflexores e um (van der Linden et al., 2003) estimulou o glúteo máximo. Dados os padrões de caminhada encontrados em crianças com PC, a EES de cada grupo muscular pode ter levado a diferentes alterações no padrão da marcha, o que pode explicar as diferenças encontradas nos resultados. Ao estimular os dorsiflexores, gastrocnêmio e sóleo, é possível gerar uma melhor ativação desses músculos, aumentando a força de propulsão durante a retirada do pé do solo, reduzindo a porcentagem da fase de apoio. Ao estimular os músculos dorsiflexores e extensores do quadril, espera-se uma alteração na angulação das articulações do tornozelo e do quadril, levando a um aumento no comprimento da passada, além de alterações na cadência e na velocidade da marcha. Mais estudos abordando a estimulação elétrica desses músculos devem ser realizados, a fim de verificar se essas alterações angulares levam a maior velocidade e comprimento da passada conforme o esperado.

O comprometimento motor dos participantes de cada estudo foi outro fator crítico em relação à homogeneidade da amostra, uma vez que os estudos incluíram PC unilateral (El-Shamy et al., 2014; Ho et al., 2006; Pool et al., 2015; van der Linden et al., 2003) e PC bilateral (Ho et al., 2006; van der Linden et al., 2003). Como para cada distribuição, é esperado um padrão de marcha diferente, as intervenções devem ser individualizadas, dificultando a homogeneidade da amostra nos estudos.

Com base nesses resultados, apontamos a necessidade de futuros estudos de estimulação elétrica funcional que levem em consideração a avaliação individualizada dos músculos seletivos a serem estimulados, considerando a topografia do comprometimento motor e o nível funcional. Com os estudos incluídos nesta revisão, não podemos estabelecer diretrizes para a prática clínica em relação à estimulação elétrica funcional devido à heterogeneidade dos estudos. No entanto, como o uso da estimulação elétrica funcional parece reduzir a duração da fase de apoio, o uso dessa técnica deve ser considerado pelos fisioterapeutas ao realizar um programa de reabilitação da marcha. São necessários mais estudos com estimulação dos mesmos grupos musculares, metodologia semelhante e amostras homogêneas para definição do melhor protocolo a ser utilizado.

### **Efeito da estimulação transcraniana**

Os estudos de estimulação transcraniana forneceram uma forte recomendação de melhora da velocidade da marcha com aumento de velocidade no grupo intervenção.

Os três estudos incluíram crianças com PC unilateral e bilateral, com GMFCS níveis I a III. Além disso, a técnica de estimulação também foi semelhante entre os estudos. Todos os estudos utilizaram corrente transcraniana direta e tiveram como controle um grupo submetido à estimulação simulada. As diferenças entre esses estudos se referem ao tempo de intervenção e à associação da estimulação elétrica com outras técnicas de intervenção, como o efeito de uma única sessão de estimulação (Grecco et al., 2014; Grecco et al., 2015) e seus efeitos quando associados ao treinamento em esteira (Grecco et al., 2014).

A estimulação transcraniana por corrente contínua é uma técnica usada para melhorar o aprendizado motor que envolve a passagem de uma corrente de baixa intensidade por meio de dois eletrodos para auxiliar na modulação da excitabilidade

cortical, facilitando a neuroplasticidade (Stagg et al., 2011). A corrente atinge as estruturas do córtex cerebral modificando o potencial da membrana neuronal e modulando a atividade cortical (Miranda, Lomarev, & Hallett, 2006; Wagner et al., 2007), um efeito que se assemelha ao da potencialização a longo prazo (Liebetanz, Nitsche, Tergau, & Paulus, 2002). Estudos anteriores usando a estimulação por corrente contínua transcraniana em adultos saudáveis (Sriraman, Oishi, & Madhavan, 2014) e em pacientes hemiparéticos crônicos (Zimmerman et al., 2012) encontraram um aumento na excitabilidade corticospinal que poderia favorecer o aprendizado motor.

Cabe ressaltar que todos os estudos sobre estimulação transcraniana incluídos nesta revisão foram realizados pelo mesmo grupo de pesquisa, o que gera viés de publicação e diminui a força das evidências (Furlan et al., 2009; Maher et al., 2003). Portanto, os resultados desta revisão indicam a necessidade de expandir as pesquisas sobre esse método para melhorar a qualidade das evidências e apoiar a decisão sobre o uso dessa técnica na prática clínica.

### **Efeitos do fortalecimento muscular**

Uma forte recomendação foi dada contra o uso do fortalecimento muscular para melhorar a velocidade da marcha quando comparado às intervenções de controle.

Dentre os fatores que reduzem a força das evidências para a efetividade do treinamento de força muscular, vale ressaltar a presença de viés de direcionamento e de precisão. Os métodos utilizados nos estudos foram bastante diferentes: um estudo utilizou o treinamento de sentar e levantar com colete de carga adicional até atingir a fadiga (Liao et al., 2007), enquanto dois estudos utilizaram fortalecimento progressivo isolado para extensores de joelho, flexores de quadril, flexores plantares e abdutores de quadril (Peungsuwan et al., 2017; Taylor et al., 2013). A falta de eficácia encontrada pode, portanto, ser devida às diferenças nos protocolos de treinamento.

Estudos recentes destacaram que o fortalecimento com foco em grandes grupos musculares pode não ser eficaz, pois devido ao controle seletivo prejudicado, as crianças com PC tendem a usar músculos que já são fortes, e a não usar músculos fracos quando não são necessários (Damiano, 2014; Verschuren et al., 2011), fazendo com que a musculatura fraca permaneça fraca após o treino. Além disso, esses autores destacam a necessidade de considerar as particularidades das crianças com PC, dadas as diferenças intrínsecas dos músculos, os déficits de controle seletivo e o estilo de vida muitas vezes sedentário dessa população. Os autores consideram os exercícios de fortalecimento uma forma de evitar a deterioração funcional e enfatizam que esse tipo de intervenção não se destina a gerar ganhos progressivos (Damiano, 2014; Verschuren et al., 2011).

Por outro lado, um estudo recente que avaliou os efeitos de um programa de exercícios combinados que incluiu exercícios de fortalecimento em atividades funcionais e resistência nas mesmas atividades encontrou resultados positivos na resistência avaliada por testes funcionais e velocidade de caminhada para participantes com PC (van Vulpen, de Groot, Rameckers, Becher, & Dallmeijer, 2017). No entanto, este estudo incluiu treinamento de fortalecimento em atividades funcionais e marcha concomitantes, que juntos se mostraram eficazes para melhorar as características da marcha. Contudo, o estudo de van Vulpen (2017) foi o único estudo que apresentou a comparação de um treinamento multicomponente com um grupo controle, e por isto não pôde ser incluído na presente revisão.

Estudos futuros são necessários comparando estratégias de fortalecimento, como fortalecimento específico dos músculos monoarticulares e fortalecimento funcional durante a marcha para melhorar a compreensão da eficácia dessa intervenção na marcha de crianças com PC.

## **Efeitos do Gesso Seriado**

Estudos incluídos nesta revisão avaliaram o efeito do gesso seriado na marcha de crianças com paralisia cerebral que tinham limitada amplitude de tornozelo (Bertoti, 1986; McNee et al., 2007). Uma recomendação fraca contra o gesso seriado foi dada devido à falta de eficiência na melhoria do comprimento da passada quando comparado ao grupo controle.

Os estudos envolveram crianças com PC espástica unilateral e bilateral em um protocolo de sete dias de gesso seriado do tornozelo por 10 semanas (Bertoti, 1986) e 5 semanas (McNee et al., 2007).

A presente revisão teve como foco variáveis espaço-temporais, que podem não ser as mais precisas para avaliar a efetividade do gesso seriado, uma vez que se esperava que os aspectos angulares do tornozelo fossem alterados com esse tipo de intervenção. Portanto, estudos randomizados e controlados com maior qualidade metodológica e análise de um maior número de variáveis são necessários para tirar conclusões sobre a eficácia do gesso seriado na marcha.

## **Qualidade metodológica dos estudos incluídos**

Vinte e seis ensaios clínicos controlados randomizados foram incluídos. Destes, apenas seis foram classificados como de baixa qualidade metodológica (Bertoti, 1986; Ho et al., 2006; Ibrahim et al., 2014; Johnston et al., 2011; McNee et al., 2007; van der Linden et al., 2008) de acordo com a escala PEDro (Maher et al., 2003).

O cegamento do terapeuta e dos sujeitos foram os critérios mais importantes a serem satisfeitos. Entre os estudos incluídos, apenas um atendeu ao critério relacionado ao cegamento do terapeuta (Hamed & Abd-elwahab, 2011) e apenas quatro estudos atenderam ao critério de cegamento do sujeito (Grecco et al., 2014; Grecco et al., 2014, 2015; Hamed & Abd-elwahab, 2011).

O cegamento do paciente e do terapeuta é de suma importância em ensaios clínicos randomizados, pois minimiza os vieses do estudo. No entanto, o cegamento do terapeuta em estudos onde o grupo controle não executa qualquer intervenção ou quando o objetivo do estudo é comparar duas técnicas diferentes de tratamento é um problema complexo (Boutron, Tubach, Giraudeau, & Ravaud, 2004).

Os principais fatores que reduziram a força das evidências baseadas no GRADE foram a inconsistência dos resultados, viés de direcionamento (impossibilidade de generalizar o resultado para a população) e viés de publicação (estudos do mesmo grupo de pesquisa). Tais fatores referem-se principalmente a uma inconsistência nos métodos aplicados pelos estudos, resultando em resultados diferentes para a mesma técnica, e também à inclusão de estudos realizados pelo mesmo grupo de pesquisa, o que limita a discussão dos resultados com maior nível de evidência.

Um aspecto positivo a ser observado na maioria dos estudos foi a boa reprodutibilidade das intervenções, uma vez que foram suficientemente descritas para permitir a reprodução clínica. Além disso, utilizar as variáveis espaço-temporais da marcha como desfechos foi outra característica positiva, pois são variáveis seguras para avaliação, facilmente reproduzíveis na clínica, colaborando para tratamentos baseados em evidências.

Além disso, é importante ressaltar a necessidade de mais estudos com metodologia adequada e amostras mais homogêneas para fornecer evidência mais robusta para o tratamento da marcha em crianças com PC.

## **CONCLUSÃO**

Um nível moderado de evidência foi identificado para treinamento na plataforma vibratória, treinamento da marcha, estimulação transcraniana (efeito positivo) e fortalecimento muscular isolado (efeito negativo) em relação à velocidade da marcha. A

estimulação elétrica teve um nível moderado de evidência para melhorar o comprimento da passada. A qualidade da evidência para outras variáveis da marcha variou de muito baixa a baixa. Mais estudos de alta qualidade são necessários para determinar o melhor tratamento para distúrbios da marcha em crianças com PC, com acompanhamento a longo prazo.

**EFEITO DO KINESIOTAPING® NA CINEMÁTICA E ATIVAÇÃO  
MUSCULAR DURANTE A MARCHA DE CRIANÇAS COM PARALISIA  
CEREBRAL: ESTUDO DUPLO CEGO, PLACEBO CONTROLADO E CROSS  
OVER**

**Carolina Corsi, Mariana Martins dos Santos, Ana Carolina de Campos, Adriana  
Neves dos Santos e Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha**



## INTRODUÇÃO

A alteração motora de crianças com paralisia cerebral (PC), caracterizada por incoordenação de movimento e atraso na aquisição de diversas habilidades motoras, é parcialmente fruto da conexão alterada entre os córtex sensoriais e motores (Himmelman & Uvebrant, 2011). Estudos de neuroimagem identificaram que alterações na estrutura do trato tálamo-cortical estão relacionadas a fraqueza muscular, ao nível funcional de acordo com a Classificação da Função Motora Grossa (GMFCS) e a alterações nos parâmetros espaço-temporais e angulares da marcha de crianças com PC (Hoon et al., 2009; G. E. Rose, Lightbody, Ferguson, Walsh, & Robb, 2010; Trivedi et al., 2008, 2010). Estudos demonstram que crianças com PC apresentam déficits de processamento proprioceptivos e de discriminação tátil nos membros inferiores (Damiano et al., 2013; Wingert, Burton, Sinclair, Brunstrom, & Damiano, 2009), que foram relacionados a redução da velocidade da marcha (Damiano et al., 2013; Kurz et al., 2015). Reforçando essa evidência, o estudo 1 encontrou que a variação na velocidade da marcha de crianças com PC é em parte explicada por alterações no processamento sensorial avaliado pelo Perfil Sensorial 2 de Dunn (2014).

Para minimizar os efeitos das alterações sensório-motoras na capacidade de executar a marcha de maneira eficiente em crianças com PC, diferentes técnicas de intervenções fisioterapêuticas têm sido utilizadas na prática clínica e testadas em estudos científicos. Em uma revisão sistemática que investigou o efeito de intervenções fisioterapêuticas na velocidade da marcha em crianças com PC, encontrou-se um nível moderado de evidência para a efetividade de treinamento na plataforma vibratória, treinamento da marcha e estimulação transcraniana (Corsi et al., 2019). No entanto, somente a intervenção com a plataforma vibratória contém um componente de estimulação sensorial/proprioceptiva, visto que a técnica visa promover contração

muscular reflexa por meio da estimulação do córtex motor por neurônios aferentes do tipo IA. No entanto, para muitas terapias ainda faltam estudos com qualidade metodológica que permitam identificar seu efeito na marcha de crianças com PC.

Na prática clínica, além das intervenções anteriormente citadas, alguns dispositivos adjuvantes são utilizados em conjunto com técnicas terapêuticas com o objetivo de aumentar a recepção de estímulos sensoriais e a integração sensório-motora promovendo, assim, maior funcionalidade para crianças com PC. Dentre estes dispositivos, destaca-se o Kinesiotaping® (KT), que tem por finalidade melhorar o alinhamento biomecânico e aumentar a ativação muscular visando facilitar a execução de atividades funcionais (Iosa et al., 2010). O KT é um tipo de bandagem elástica que pode ser distendido em até 140% do seu comprimento (Paoloni et al., 2011). Os criadores do KT sugerem que o estiramento da pele causado pela sua aplicação promove aumento na ativação dos mecanorreceptores do tipo II (Christou, 2004; MacGregor, Gerlach, Mellor, & Hodges, 2005), que poderia resultar no aumento da excitabilidade do córtex motor e sensorial (Simoneau, Degner, Kramper, & Kittleson, 1997; Wong et al., 2012) e, conseqüentemente, no aumento da ativação muscular (Callaghan et al., 2012; Halseth, McChesney, DeBeliso, Vaughn, & Lien, 2004). Entretanto, a contribuição desses mecanismos para a ação do KT ainda não foi comprovada.

Estudos com crianças com PC sobre a eficácia do KT são controversos e inconclusivos. Estudos encontraram que o KT é promissor para melhora da função manual (Keklicek et al., 2015; Yasukawa et al., 2006), da aptidão física e da função motora grossa (Kaya Kara et al., 2015). Alguns estudos, no entanto, verificaram que apesar de o KT promover melhor alinhamento biomecânico (da Costa, Rodrigues, Leal, & Rocha, 2013; Dos Santos, Visicatto, de Oliveira, & Rocha, 2019) e aumento da ativação muscular durante a execução da atividade sentado para de pé, o mesmo não

modificou variáveis funcionais como tempo de execução da tarefa (Dos Santos et al., 2019). Uma revisão sistemática demonstrou que o KT promoveu a função motora sentada em crianças com PC com nível GMFCS I e II, porém não foram encontrados resultados conclusivos quanto aos efeitos do KT na postura em pé e na marcha avaliadas pelo GMFM (Unger et al., 2018).

Quanto ao efeito do KT na marcha de crianças com PC, um estudo verificou que o grupo de crianças com PC que utilizou o KT associado a fisioterapia convencional apresentou melhores escores nas atividades de andar, correr e pular segundo o teste de proficiência *Bruininks-Oseretsky* quando comparado a um grupo que realizou apenas tratamento convencional (Kaya Kara et al., 2015). No entanto, não foram encontrados na literatura pesquisada, estudos que relacionassem o uso do KT a mudanças nos padrões cinemáticos e de atividade muscular em crianças com PC durante a marcha. Além disso, somente um estudo verificou o efeito placebo quando avaliado o efeito do KT (Dos Santos et al., 2019). A utilização do placebo é fundamental para que se consiga diferenciar se o efeito da técnica é decorrente da tensão da fita, conforme a sua descrição (Paoloni et al., 2011), ou se as mudanças ocorrem apenas pelo estímulo tátil proporcionado pela mesma. Vercelli et al (2012) encontraram em adultos saudáveis relato de aumento de força muscular em todas as condições com tensão e sem tensão, após a retirada da fita do adesivo, em relação à condição sem KT.

Portanto, o objetivo do presente estudo é verificar o efeito do KT e do placebo aplicados nos músculos tibial anterior e glúteo médio sobre as características espaço temporais, angulares e de ativação muscular da marcha de crianças com PC. A primeira hipótese do estudo é que a aplicação do KT no músculo glúteo médio e tibial anterior aumentará a ativação muscular dos mesmos e, respectivamente, reduzirá a rotação interna e o pé equino que são comumente observados na marcha das crianças com PC

(Piccinini et al., 2011; Tugui & Antonescu, 2013). A segunda hipótese do estudo é que o maior alinhamento biomecânico levará a um aumento da velocidade e da cadência da marcha. A terceira hipótese do estudo é que a condição placebo não levará a mudanças nos padrões de marcha de crianças com PC. Acredita-se que este estudo ampliará as evidências científicas acerca do uso do KT a curto prazo em crianças com PC, e auxiliará os terapeutas na tomada de decisão quanto ao seu uso na prática clínica.

## **MÉTODOS**

### **Desenho do Estudo**

Foi realizado um estudo *cross-over* e transversal. Este estudo foi aprovado no Comitê de Ética em Pesquisa da universidade (CAAE: 44198215.2.0000.5504). Todos os cuidadores assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Todas as crianças assinaram um Termo de Assentimento do Menor.

### **Participantes e local do estudo**

Foi realizado um cálculo amostral com poder de 80% e alfa de 0,05. O número mínimo de sujeitos necessários foi igual a 15 crianças com PC. Foi recrutada uma amostra não probabilística por conveniência em três centros de reabilitação das cidades de São Carlos, Porto Alegre e Anápolis, durante janeiro de 2017 e dezembro de 2018. As crianças foram identificadas e selecionadas para participar no estudo pelos fisioterapeutas e por meio da consulta dos prontuários dos centros participantes. Além disso, houve divulgação da pesquisa em rádio, revistas e mídias sociais. Os critérios de seleção para participação no estudo estão representados na Tabela 1.

**Tabela 1. Critérios de Inclusão e Exclusão dos participantes no estudo.**

<b>Critério Inclusão</b>	<b>Método de Acesso</b>
Diagnóstico de Paralisia Cerebral Espástica Unilateral e idade entre 4 e 14 anos GMFCS I e II Marcha independente a no mínimo 6 meses	Diagnóstico Médico  Avaliação realizada pelo pesquisador responsável Entrevista com o cuidador principal
<b>Critério de Exclusão</b>	<b>Método de Acesso</b>
Encurtamentos Musculares ou deformidades articulares nos membros inferiores que impedissem a deambulação Realização de cirurgia a menos de um ano ou aplicação de bloqueios neuroquímicos a menos de 6 meses nos membros inferiores Comprometimento mental que comprometesse o entendimento dos comandos	Testes manuais de função muscular, como <i>straight leg raise test</i> e teste de Thomas modificado (Melo et al, 2015)  Entrevista com o cuidador principal  Conversa inicial entre pesquisador, responsável e a criança

GMFCS = Classificação da Função Motora Grossa

### **Procedimentos Gerais**

Após seleção das crianças pelos terapeutas dos serviços de atendimento incluídos no estudo, o pesquisador principal do estudo agendou uma avaliação física inicial com o cuidador da criança com o objetivo de avaliar os critérios de inclusão do estudo. Caso a criança se encaixasse nos critérios do estudo onde foram realizados testes de função muscular, medidas antropométricas (peso, altura, comprimento dos membros inferiores), amplitude ativa e passiva das articulações dos membros inferiores, tônus segundo a escala de *Ashworth* modificada e força muscular segundo a definição do *Medical Research Council*, conforme descrito no estudo 1.

Durante a coleta dos dados, as crianças vestiram apenas um *short* de lycra e top, não utilizando calçados e órteses para que os mesmos não influenciassem nas variáveis da coleta. Para a realização de todos os procedimentos metodológicos, a sala de avaliação foi adequada quanto à temperatura ambiente (em torno de 26°C) e desprovida de ruídos.

As avaliações foram realizadas em dois dias e em três condições: a) sem KT, b) com KT com tensão, c) com KT sem tensão caracterizando a condição de placebo. A condição sem KT foi obtida no primeiro dia de avaliação. As condições com KT e placebo foram avaliadas uma em cada dia, sendo a ordem definida para cada criança de forma aleatorizada por meio de sorteio. Foi estabelecido um intervalo de 7 dias entre as avaliações (Dos Santos et al., 2019). Um único pesquisador aplicou o KT em todas as crianças. Os pesquisadores que realizaram a avaliação da marcha e a análise estatística, assim como os participantes do estudo não foram informados quanto a condição de tensão do KT, sendo assim cegos.

### **Procedimentos Específicos**

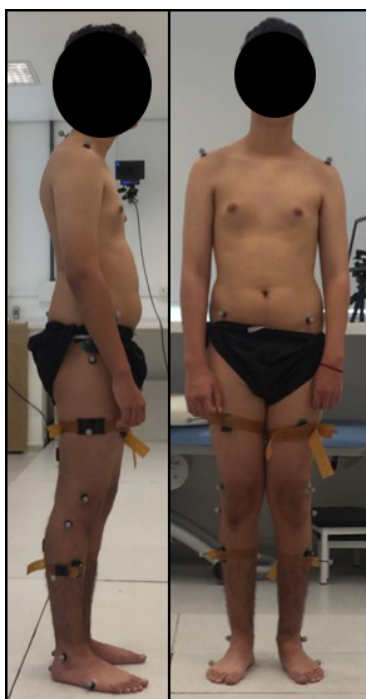
#### **Avaliação Espaço temporal e angular da marcha**

As crianças foram instruídas a caminhar sob uma superfície plana, por uma distância de 6 metros delimitada por um cone. A criança foi orientada a caminhar da mesma maneira que caminha na rua rotineiramente, com velocidade auto selecionada; devendo parar e permanecer estática quando chegasse no cone. Foram permitidas 02 tentativas para familiarização da criança com o ambiente. Posteriormente, cinco tentativas válidas foram realizadas, não foram consideradas tentativas válidas quando criança interrompia, mudava a direção do percurso ou corria.

*Obtenção das variáveis espaço-temporais e angulares:* Foi utilizado o sistema de análise de movimento SMART DX 400 (BTS *Bioengineering*, Itália). Os movimentos da marcha foram registrados por seis câmeras (100 Hz), com iluminação produzida por um grupo de diodos emissores de luz infravermelha, localizados ao redor da lente de cada uma das câmeras. As câmeras eram posicionadas no início e ao final da passarela por onde as crianças caminhavam (3 em cada extremidade).

Foram fixados 18 marcadores reflexivos (esféricos, 15 mm de diâmetro) nas seguintes proeminências ósseas: processo espinhoso de C7, articulação acrômio clavicular direita e esquerda, espinha ilíaca ântero-superior direita e esquerda, processo espinhoso de S2, trocânter maior do fêmur direito e esquerdo, côndilo lateral do fêmur direito e esquerdo, cabeça da fibula direita e esquerda, maléolo lateral direito e esquerdo, tuberosidade do 5º metatarso direito e esquerdo e calcâneos direito e esquerdo. Além disso, foram utilizados marcadores no ponto médio lateral da coxa direita e esquerda e no ponto médio lateral da perna direita e esquerda (Figura 1). Todos os marcadores foram fixados por um único pesquisador em todas as crianças para assegurar a reprodutibilidade da técnica e evitar erros, e sua colocação ocorreu com a criança em pé (Davis, Öunpuu, Tyburski, & Gage, 1991).

**Figura 1. Posicionamento dos marcadores e eletrodos.**



Os dados cinemáticos foram processados com o *software* Visual 3D. Para a construção do modelo biomecânico os segmentos pelve, coxa, perna e complexo

tornozelo/pé foram construídos usando como referência os marcadores previamente descritos. O ângulo da pelve foi computado usando como referência as coordenadas globais do laboratório. Os ângulos do quadril, joelho e tornozelo foram obtidos usando-se como segmento de referência a pelve, a coxa e a perna, respectivamente (Wu et al., 2002). Os ângulos articulares foram calculados usando-se a sequência de Euler (Y-X-Z) e definidos como a orientação do sistema de coordenadas de um segmento relativo ao sistema de coordenadas do segmento de referência. No presente estudo, a terminologia adotada foi flexão e extensão de quadril e joelho e dorsiflexão e flexão plantar de tornozelo (plano sagital), adução e abdução do quadril (plano frontal) e rotação interna e externa do quadril (plano transversal). Por convenção, foram considerados como valores positivos a flexão, a dorsiflexão, a adução e a rotação interna (Wu et al., 2002).

Após a definição dos ângulos, foi aplicado um filtro digital *Butterworth* passa baixa de quarta ordem, com a frequência de corte estabelecida em 4 HZ, com a finalidade de diminuir os ruídos devido à movimentação de marcadores (Dos Santos et al., 2019). Foram então determinados os contatos iniciais e saída dos pés do solo para determinar os períodos de apoio e balanço manualmente no *software* de análise. Por fim, foram gerados os gráficos da média dos deslocamentos angulares do quadril, joelho e complexo tornozelo/pé, nos três planos de movimento, durante as fases de apoio e balanço. O ângulo máximo foi considerado como maior valor no eixo y de cada gráfico, enquanto o ângulo mínimo foi considerado como o menor valor no eixo y de cada gráfico.

Como variáveis espaço-temporais foram consideradas: a) os ângulos máximo e mínimo do quadril, joelho e complexo tornozelo/pé, nos três planos de movimento, durante as fases de apoio e balanço da marcha (graus); b) velocidade da marcha em



metros por segundo (m/s); c) tamanho da passada em metros (m); d) tempo da fase de apoio e balanço em segundos (s); e) cadência.

### **Obtenção das variáveis eletromiográficas**

Com a finalidade de reduzir a impedância tecidual, a pele foi previamente tricotomizada e friccionada com algodão embebido em álcool a 70%, para assepsia, antes dos procedimentos de coleta. Foram afixados eletrodos no glúteo médio e tibial anterior (Figura 1), com adesivos específicos para esta finalidade, disponibilizados paralelos à orientação da fibra muscular, sobre o ventre muscular (van der Salm, Veltink, Hermens, Ijzerman, & Nene, 2005). Para o glúteo médio o eletrodo foi posicionado no ponto médio entre a crista ilíaca e o trocânter. O eletrodo do Tibial Anterior foi posicionado ao final do primeiro terço da linha entre a cabeça da fíbula e o maléolo medial de acordo com as diretrizes do SENIAM (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000).

A aquisição dos sinais eletromiográficos foi realizada com um eletromiógrafo portátil de 16 canais (Trigno Wireless EMG System, DelSys, Boston, USA). Eletrodos de barras paralelas de prata foram utilizados, com ganho definido em 1000, banda de frequência de 20-450 Hz, resolução de 16-bits e ruído de 0,5  $\mu\text{V(RMS)}$ . Posteriormente a coleta e amplificação, os registros foram avaliados em ambiente Matlab 2016b, onde os dados brutos foram retificados e filtrados por meio de um filtro Butterworth passa banda de 4<sup>a</sup> ordem, com pontos de corte entre 20 e 450 Hz (Dos Santos et al., 2019).

A variável utilizada para análise foi o valor da Raiz Quadrada da Média (Root Mean Square – RMS) de cada músculo analisado. Esta variável descreve a quantidade de energia muscular gasta para a realização de um movimento no domínio do tempo. Considera-se que uma maior RMS representa um maior gasto de energia para a realização do movimento. O valor médio do RMS de cada músculo foi normalizado

pelo valor máximo obtido em uma coleta estática em pé realizada pelo indivíduo (Soderberg & Knutson, 2000). Foi considerado para análise a atividade eletromiográfica total de cada uma das tentativas de marcha coletadas.

### **Colocação do Kinesiotaping®**

Para as condições de placebo e KT ativo as crianças receberam a aplicação de uma bandagem elástica hipoalérgica, adesiva e de cóton (Paoloni et al., 2011; Vercelli et al., 2012). A marca Kinesio® Tex Gold foi escolhida por se tratar da marca oficial da técnica aplicada, sem conflito de interesse no presente estudo. Matheus et al (2017) ao analisar as propriedades mecânicas de diversas marcas de bandagem elástica encontraram que a Kinesio® Tex Gold possui a maior tensão dentre as marcas avaliadas.

Para a aplicação do KT ativo sobre o glúteo médio, foi utilizada a técnica de facilitação do movimento de rotação externa (Kase, Martin, & Yasukawa, 2006). A criança foi posicionada na postura em pé estática. O membro inferior da criança foi posicionado com 40° de abdução e leve rotação lateral. A primeira extremidade da fita foi posicionada na região lateral do sacro sem tensão. O restante foi colado diagonalmente passando pela região do trocânter maior até a região medial da coxa. Foi aplicada a tensão de 120%.

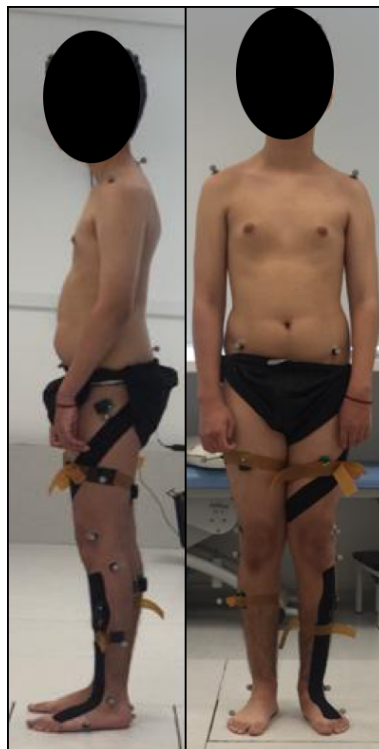
Na aplicação do KT placebo, por sua vez, era solicitado que a criança permanecesse na postura em pé estática, com alinhamento auto selecionado, e a fita era retirada do adesivo e aplicada sem nenhuma tensão a partir do sacro até a porção medial da coxa 2 dedos acima do joelho.

Para a aplicação do KT ativo sobre o músculo tibial anterior, a criança deveria permanecer sentada, com o membro relaxado. A primeira extremidade da fita foi colada sobre o dorso do pé, sem tensão. O tornozelo foi então posicionado passivamente pelo

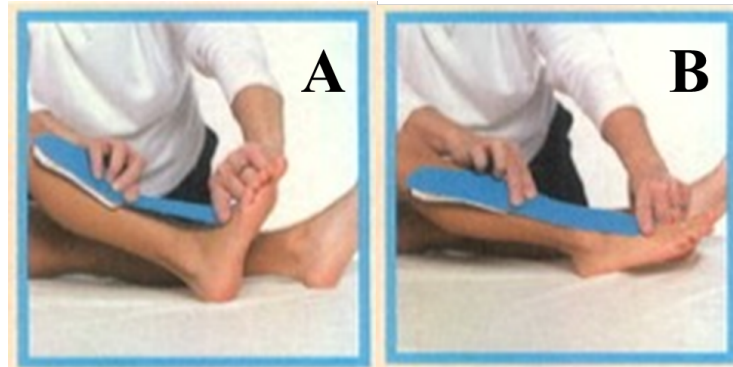
pesquisador na maior amplitude de dorsiflexão possível para cada criança e aproximadamente a metade da fita foi colada no início do segundo terço da perna, com uma tensão de 120% (Kase et al., 2006) (Fig. 3 A). Segurando as duas partes coladas da fita, o tornozelo foi gentilmente levado a flexão plantar fixando a fita na pele de proximal para distal (Fig 3B), por fim, o tornozelo foi novamente posicionado em dorsiflexão e o restante da fita aplicado até a lateral da tuberosidade da tibia, com apenas a tensão de retirada do adesivo. Para a aplicação do KT placebo, a fita foi retirada do adesivo e colada sem tensão do dorso do pé a lateral da tuberosidade da tibia, com o pé relaxado.

Em todas as condições o KT foi seccionado ao meio no local de posicionamento do eletrodo do tibial anterior (Figura 2). Um único pesquisador aplicou o KT em todas as crianças, tendo, o mesmo, formação na utilização da técnica. A ordem da aplicação da fita foi randomizada por meio de sorteio.

**Figura 2. Colocação do KT nos músculos Glúteo Médio e Tibial Anterior.**



**Figura 3. Colocação KT Tibial Anterior**



**Fonte: Kase e colaboradores (2006)**

### **Análise Estatística**

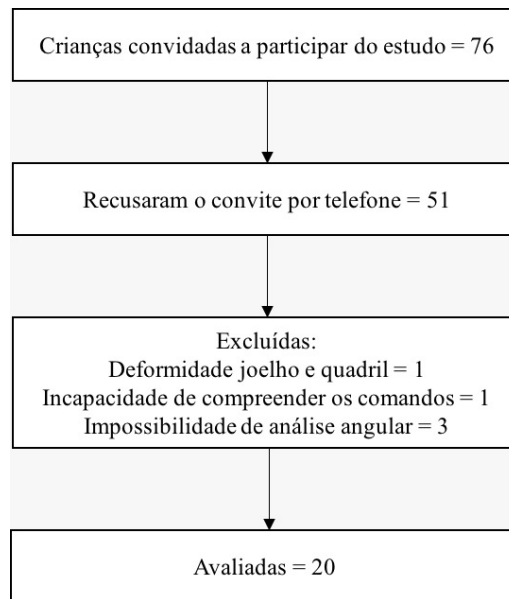
O *software* SPSS versão 24 foi utilizado para realizar todas as análises. Os dados apresentaram distribuição paramétrica de acordo com o teste de Shapiro-Wilk e homocedasticidade de acordo com o teste de Levene. Para descrição das características da amostra do estudo foram calculadas as médias e desvios padrão. Foi utilizado o teste ANOVA de medidas repetidas para a comparação entre as condições sem KT, com KT e placebo, com a utilização de uma análise do *post hoc* de Bonferroni. Para todas as análises foi adotado um nível de significância de 5%.

## **RESULTADOS**

### **Participantes**

Foram recrutadas 76 crianças com PC, e após aplicação dos critérios de inclusão e exclusão foram incluídas 20 crianças e adolescentes no estudo (Figura 4), sendo 10 crianças do sexo feminino e 10 do sexo masculino, com idade média de 10 anos (desvio padrão = 3,6 anos, valor mínimo = 6; valor máximo = 14). 18 crianças foram classificadas como nível GMFCS I (90%) e 2 como nível II (10%).

**Figura 4. Fluxograma de recrutamento de participantes.**



#### **Efeito nas variáveis espaço-temporais**

Encontrou-se que a condição placebo levou ao aumento da velocidade da marcha, maior adução do quadril no apoio, e maior flexão plantar do tornozelo no apoio e no balanço quando comparada a condição sem KT. Por sua vez, a condição KT ativo apresentou maior abdução de quadril no apoio que a condição placebo.

**Tabela 2. Médias, desvio padrão, F e p da ANOVA das variáveis espaço-temporais e angulares durante a marcha nas condições sem KT, KT ativo e KT placebo.**

Variáveis	Sem KT	KT ativo	KT Placebo	F	p	Post hoc
Cadência (passos/min)	101,288 ± 8,93	109,864 ± 14,62	108,465 ± 11,84	5,095	<b>0,016*</b>	-
Velocidade (m/s)	0,99 ± 0,09	1,11 ± 0,15	1,12 ± 0,14	6,514	<b>0,007*</b>	<b>Sem KT x KT Placebo: p=0,050*</b>
Tamanho da Passada (m)	1,11 ± 0,14	1,16 ± 0,18	1,19 ± 0,20	5,284	<b>0,014*</b>	-
% Apoio	57,25 ± 3,72	56,02 ± 3,75	56,66 ± 3,26	2,522	0,106	-
% Balanço	42,79 ± 3,75	43,96 ± 3,75	43,33 ± 3,26	2,544	0,104	-
Máximo Flexo-Extensão Quadril Apoio (°)	30,78 ± 11,50	30,08 ± 12,28	33,36 ± 12,12	7,698	0,159	-
Mínimo Flexo-Extensão Quadril Apoio (°)	0,04 ± 11,92	-4,46 ± 11,27	-2,12 ± 11,48	2,977	0,074	-
Máximo Flexo-Extensão Quadril Balanço (°)	40,61 ± 11,21	40,22 ± 11,54	41,24 ± 11,78	0,398	0,677	-
Mínimo Flexo-Extensão Quadril Balanço (°)	5,53 ± 10,24	5,04 ± 13,16	5,03 ± 11,50	0,036	0,964	-
Máximo Adução-Abdução Quadril Apoio (°)	1,55 ± 3,80	2,03 ± 3,96	3,24 ± 4,97	4,772	<b>0,020*</b>	<b>Sem KT x KT Placebo: p=0,032*</b>
Mínimo Adução-Abdução Quadril Apoio (°)	-6,81 ± 3,61	-7,59 ± 2,79	-5,09 ± 4,35	8,432	<b>0,002*</b>	<b>KT Ativo x KT Placebo: p=0,011</b>
Máximo Adução-Abdução Quadril Balanço (°)	-1,79 ± 4,56	-1,54 ± 4,66	0,68 ± 5,75	1,634	0,220	-
Mínimo Adução-Abdução Quadril Balanço (°)	-8,31 ± 2,61	-9,68 ± 2,52	-7,83 ± 5,87	0,950	0,403	-
Máximo RI-RE Quadril Apoio (°)	0,86 ± 8,11	4,97 ± 5,70	4,19 ± 8,27	1,011	0,374	-
Mínimo RI-RE Quadril Apoio (°)	-9,34 ± 8,76	-3,76 ± 4,91	-6,82 ± 7,17	1,656	0,234	-
Máximo RI-RE Quadril Balanço (°)	0,08 ± 9,50	4,42 ± 5,95	5,24 ± 10,04	1,046	0,202	-
Mínimo RI-RE Quadril Balanço (°)	-9,74 ± 10,02	-5,15 ± 5,69	-4,82 ± 10,78	1,086	0,201	-
Máximo Flexo-Extensão Joelho Apoio (°)	33,16 ± 11,77	30,14 ± 10,91	33,16 ± 13,19	3,408	0,173	-
Mínimo Flexo-Extensão Joelho Apoio (°)	7,27 ± 10,60	5,26 ± 10,25	7,12 ± 11,97	8,096	0,370	-
Máximo Flexo-Extensão Joelho Balanço (°)	62,92 ± 8,32	63,74 ± 7,47	65,03 ± 7,23	8,997	0,372	-
Mínimo Flexo-Extensão Joelho Balanço (°)	12,25 ± 12,00	10,12 ± 11,30	10,62 ± 14,06	9,879	0,468	-
Máximo Dorsiflexão-Flexão Plantar Tornozelo Apoio (°)	-1,54 ± 14,29	-2,03 ± 14,56	-3,74 ± 15,02	6,607	0,087	-
Mínimo Dorsiflexão-Flexão Plantar Tornozelo Apoio (°)	-23,87 ± 17,08	-24,49 ± 17,76	-27,83 ± 18,92	10,551	<b>0,013*</b>	<b>Sem KT x KT Placebo: p=0,036*</b>
Máximo Dorsiflexão-Flexão Plantar Tornozelo Balanço (°)	-12,32 ± 17,95	-12,65 ± 18,52	-15,99 ± 20,05	6,319	<b>0,019*</b>	-
Mínimo Dorsiflexão-Flexão Plantar Tornozelo Balanço (°)	-30,11 ± 21,11	-31,03 ± 18,26	-34,04 ± 19,00	10,998	<b>0,015*</b>	<b>Sem KT x KT Placebo: p=0,036*</b>

### Ativação muscular nas condições de teste durante a marcha

Quanto a ativação muscular, encontrou-se que a condição KT levou a uma redução no RMS do músculo tibial anterior quando comparada a condição sem KT durante o ciclo da marcha (Tabela 3).

**Tabela 3. Média e DP do RMS Glúteo Médio e Tibial Anterior durante a marcha nas condições sem KT, KT, ativo e Placebo.**

Variáveis	Sem KT	KT ativo	Placebo	F	p	Post-Hoc
RMS						
Glúteo Médio (mV)	0,0230 ± 0,0151	0,0239 ± 0,0135	0,0266 ± 0,0288	0,736	0,486	-
RMS Tibial Anterior (mV)	0,0331 ± 0,0133	0,0313 ± 0,0124	0,0338 ± 0,0105	2,362	<b>0,046*</b>	<b>Sem KT x KT ativo: p=0,031</b>

### DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar o efeito do KT e do placebo aplicado nos músculos tibial anterior e glúteo médio sobre as características espaço temporais, angulares e ativação muscular da marcha de crianças com PC unilateral. A principal hipótese do estudo era de que o KT ativo melhoraria o alinhamento biomecânico e a ativação muscular com consequente aumento da velocidade e cadência da marcha.

De acordo com os resultados, a condição placebo levou ao aumento da velocidade da marcha quando comparada a condição sem KT. O aumento na velocidade da marcha representa um achado importante, uma vez que representa uma melhora na capacidade de realizar a tarefa, além de ser considerado um indicador de saúde geral entre a população saudável (Fritz & Lusardi, 2009).

Estudos tem identificado que deficiências em sistema tátil e proprioceptivas de crianças com PC levam a uma redução da velocidade da marcha (Damiano et al., 2013; Kurz et al., 2015). Além disso, no estudo 1 dessa tese foi identificado que as crianças que apresentaram menor capacidade de adaptação aos estímulos sensoriais e de

exploração do ambiente e que requeriam mais reforço sensorial apresentaram diminuição da velocidade da marcha. Assim, parece que a colocação do *taping* sem tensão, tenha aumentado o *input* sensorial tátil do membro parético, levando ao aumento da velocidade da marcha.

Ao avaliarmos os resultados quanto a cadência e tamanho da passada, notamos que apesar de apresentarem diferenças entre as condições segundo a ANOVA, esta diferença não pode ser encontrada nas comparações entre os grupos. Acreditamos que o uso do KT sem associação de outra técnica de fisioterapia ou treinamento funcional não seja capaz de promover uma melhora funcional da marcha de crianças com PC. Estudos de revisão sistemática tem demonstrado que o KT é uma técnica complementar que pode promover resultados benéficos a longo prazo em pacientes neurológicos (Cunha, Lima-Alvarez, Rocha, & Tudella, 2018; Jaraczewska, Long, Frazier, Whitman, & Smith, 2006).

Um resultado que levou a indagações foi a colocação do *taping* sem tensão ter aumentado a velocidade da marcha e o KT com tensão não ter causado efeito, o que contraria totalmente as hipóteses do estudo. Esse resultado nos levou a questionar se a tensão de 120% aplicada na colocação da fita, poderia ter dificultado o movimento de flexão plantar, prejudicando a propulsão e a progressão em tempo e espaço na marcha. Para a propulsão é necessário que os músculos gastrocnêmio e sóleo gerem uma contração concêntrica e vigorosa na fase final do apoio, quando o pé precisa gerar uma energia propulsora para lançar o corpo à frente (Riad, Haglund-Akerlind, & Miller, 2008). Caso a tensão da fita aplicada tenha dificultado a ação dos músculos gastrocnêmio e sóleo a propulsão do membro pode ter sido prejudicada, fazendo com que não houvesse um aumento significativo da velocidade e tamanho da passada na condição KT ativo.



No que diz respeito às variáveis angulares do quadril, a hipótese inicial foi rejeitada, uma vez que não houve diferença entre as 3 condições para as variáveis de flexo-extensão e de rotação do quadril. Para a angulação de adução e abdução do quadril durante a fase de apoio da marcha, encontramos que na condição KT placebo houve maior adução de quadril que a condição sem KT e que na condição KT ativo houve maior abdução que na condição KT placebo.

Lembrando que a aplicação do KT ativo proposta no presente estudo consiste na tentativa de favorecimento da rotação externa do quadril da criança, uma vez que traciona a perna neste sentido (aplicação em diagonal, do sacro até a região medial da coxa). Assim, acreditamos que a aplicação do KT ativo na coxa favoreceu a abdução do quadril durante a fase de apoio, devido ao tracionamento da coxa, sem entretanto, aumentar a atividade elétrica do glúteo médio, uma vez que não foi encontrado mudanças no RMS desse músculo nas condições testadas.

Apesar da identificação do aumento da angulação de abdução do quadril na fase de apoio da marcha com o uso do KT ativo, é importante ressaltar que os valores de abdução do quadril dos PCs do presente estudo, mesmo na condição sem KT são semelhantes aos das crianças típicas. As crianças típicas entre 6 e 11 anos de idade tiveram uma máxima abdução do quadril entre 3 (Cigali, Ulucam, & Bozer, 2010) e 8 graus (Smith, Louw, & Brink, 2016) e os PCs do presente estudo apresentaram uma máxima abdução de 6,8 graus na condição sem KT e 7,6 graus na condição KT ativo. Assim, nota-se que os PCs avaliados no presente estudo apresentaram um alinhamento biomecânico muito semelhante aos típicos, indicando a necessidade de mais estudos para verificar o efeito do KT em uma população com maior comprometimento motor.

A aplicação do KT placebo, por sua vez, parece ter favorecido a adução do quadril durante a fase de apoio, quando comparada a condição sem KT. Acreditamos que o

aumento da aferência sensorial a curto prazo, sem a tensão da fita, tenha gerado uma resposta reflexa reforçando o padrão em adução já utilizado pelas crianças. De fato, no estudo 1 dessa tese encontramos que as crianças com PC avaliadas apresentaram alterações no processamento sensorial, apresentando dificuldades para se adaptarem aos estímulos sensoriais inesperados e em gerar respostas adaptativas.

A hipótese de que a aplicação ativa do KT no músculo tibial anterior favoreceria a dorsiflexão do tornozelo também foi rejeitada no presente estudo, uma vez que não houve diferença entre as condições sem KT e KT ativo. Os resultados do presente estudo rejeitam, ainda, a hipótese de que a condição KT placebo não alteraria a angulação do tornozelo, uma vez que houve um aumento da flexão plantar durante o apoio e balanço nesta condição. Acreditamos que a maior extensão de quadril durante a fase de apoio na condição placebo esteja associada a maior flexão plantar encontrada nesta condição, e que esta seja uma adaptação realizada pelas crianças. Isso também pode ter levado a uma maior propulsão do membro e consequente maior velocidade da marcha. Desta forma, acreditamos que a aplicação da fita parece perturbar o controle do movimento na condição placebo, levando a um pior alinhamento do tornozelo e do quadril durante a marcha de crianças com PC, mas com uma maior velocidade da marcha.

Por fim, no que diz respeito a ativação muscular, foi encontrada diferença apenas entre as condições sem KT e KT ativo no Tibial Anterior, com redução do gasto energético, demonstrada pela redução do RMS desta musculatura. Este resultado é contrário ao de Dos Santos et al (2019), que encontrou um aumento da atividade do quadríceps durante o levantar de crianças com PC, imediatamente após a aplicação do KT. Contudo, ressalta-se a diferença na musculatura alvo e da tarefa realizada entre o estudo de Dos Santos e o presente estudo, o que dificulta a comparação dos resultados.

Outro estudo também encontrou uma redução da atividade muscular após a aplicação do KT nos músculos Vasto Medial e Vasto Lateral de pacientes com dor patelofemoral (Lee & Cho, 2013). Acreditamos que a aplicação do Kinesiotaping sobre a região dorsal do pé até a origem do tibial anterior, com o tornozelo posicionado em dorsiflexão, tenha facilitado o braço de alavanca do tornozelo. Dessa forma, pode ter levado a uma facilitação inicial da dorsiflexão, reduzindo o recrutamento de unidades motoras do tibial anterior para atingir uma mesma angulação articular, uma vez que não houve diferença na angulação do tornozelo entre as condições sem KT e KT ativo.

No entanto, o tempo de aplicação pode ser um fator de influência para os resultados encontrados. Slupik e colaboradores (2007) encontraram aumento da atividade muscular após 24 horas da aplicação e estudos que investigaram o efeito do Kinesiotaping em atividades funcionais em crianças com disfunções motoras, apresentaram um tempo médio de 12 semanas de aplicação do KT (Cunha et al., 2018; Unger et al., 2018). Embora o presente estudo elucidie alguns dos efeitos imediatos do KT em crianças com PC, mais estudos devem ser considerados como uma amostra crianças com PC com maior comprometimento funcional e acompanhamento a longo prazo do KT.

Como principal limitação do estudo, deve-se ressaltar o pouco comprometimento funcional da amostra, visto que as crianças apresentavam em sua maioria, nível GMFCS I e poucas alterações de força e tônus muscular, o que pode ter dificultado o encontro de alterações em curto prazo. Outra limitação é a alta variabilidade encontrada nas características da marcha das crianças avaliadas, fruto tanto da faixa etária avaliada, quanto das diferenças nas características do movimento das crianças com PC. Outro ponto importante é que na aplicação do KT no tornozelo a fita precisou ser cortada para colocação do eletrodo de eletromiografia, o que altera a configuração desejada do KT.

## CONCLUSÃO

A colocação do *taping* nos músculos glúteo médio e tibial anterior de crianças com PC nível funcional leve, aumenta a velocidade da marcha, especialmente sem a tensão gerada pela fita. A aplicação do KT ativo favorece a abdução de quadril e diminui a atividade muscular do tibial anterior, sem prejudicar significativamente a amplitude de movimento. Quanto à condição do KT placebo, sua aplicação parece favorecer a adução do quadril e flexão plantar do tornozelo durante a marcha.

Torna-se importante a realização de estudos com utilização de KT por períodos mais longos, para análise de sua efetividade durante a marcha, por se tratar de uma tarefa complexa e que apresenta muitas alterações nesta população.

**EFEITO DO KINESIOTAPING® SOBRE A OSCILAÇÃO POSTURAL EM PÉ  
DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL**

**Carolina Corsi, Mariana Martins dos Santos, Ana Carolina de Campos, Manuela  
Galli, Adriana Neves dos Santos e Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha**

## INTRODUÇÃO

Crianças com Paralisia Cerebral (PC) apresentam alterações no alinhamento dos seguimentos corporais e na manutenção do centro de massa dentro da base de suporte, prejudicando a estabilidade corporal durante atividades dinâmicas e semi-estáticas (Kurz, Wilson, Corr, & Volkman, 2012; Liao & Hwang, 2003; Woollacott et al., 2005).

Para as crianças com PC, os déficits no controle postural são comumente atribuídos as deficiências neuromotoras e músculo-esqueléticas, como espasticidade muscular, tempo anormal e amplitude reduzida de recrutamento muscular e fraqueza muscular (Dewar, Love, & Johnston, 2015; Verschuren et al., 2011). Além disso, déficits no processamento sensorial visual, tátil, proprioceptivo e vestibular desempenham um papel importante no controle postural prejudicado de crianças com PC (Barela et al., 2011; Hadders-Algra et al., 2007; Woollacott & Shumway-Cook, 2005). Assim, deficiências no controle postural nestas crianças contribuem para limitações na execução de atividades motoras (Liao & Hwang, 2003), tais como na transferência de sentado para de pé (Pavão et al., 2015), na marcha (Kurz et al., 2012; Woollacott et al., 2005) e na permanência na postura ortostática (Donker, Ledebt, Roerdink, Savelsbergh, & Beek, 2008; Rose et al., 2002), podendo limitar atividade de vida diária e o desempenho na participação desta população (Burtner, Woollacott, Craft, & Roncesvalles, 2017; Chen & Woollacott, 2007).

O controle postural durante a permanência em ortostatismo em crianças com PC é caracterizado por maior oscilação postural (Barela et al., 2011; Pavão et al., 2017; Rose et al., 2002) e maior utilização de estratégias de quadril que de tornozelo para se manterem na postura (Ferdjallah, Harris, Smith, & Wertsch, 2002). Estudos relatam ainda, que essas crianças apresentam uma maior regularidade da oscilação postural,

representados por menores valores de entropia e menor percurso da oscilação, quando comparados a crianças típicas (Donker et al., 2008; Pavão et al., 2017).

Dado as deficiências sensorio-motoras em crianças com PC e as limitações na capacidade de permanecer em pé, intervenções terapêuticas devem ter como alvo a integração dos sistemas sensoriais e melhoria das sinergias musculares, para uma melhor eficiência de mecanismos adaptativos (Dewar et al., 2015). Dentre as diversas técnicas utilizadas na reabilitação de crianças com PC, o Kinesiotaping® (KT) têm sido utilizadas com o intuito de aumentar o *feedback* sensorial e proprioceptivo do membro parético, fornecendo suporte à estabilidade postural, identificado por meio de pontuações em escalas funcionais, tais como a Gross Motor Function Measure (GMFM) (Iosa et al., 2010; Kaya Kara et al., 2015).

Estudos que avaliaram o efeito da aplicação de KT no tronco de crianças com PC sobre a postura sentada, encontraram melhora no controle e alinhamento postural (Şimşek, Türkücüoğlu, Çokal, Üstünbaş, & Şimşek, 2011) e melhora funcional na dimensão sentado do GMFM (Elbasan, Akaya, Akyuz, & Oskay, 2018). No entanto, nenhum destes estudos verificou o impacto deste recurso terapêutico sobre o controle postural em pé de crianças com PC, avaliado em plataforma de força. Dada a importância do controle postural em pé para mobilidade e função do membro superior (Chen & Woollacott, 2007; Kurz et al., 2012; Pavão et al., 2015), torna-se fundamental para a prática baseada em evidência estudos que testem técnicas que busquem promover o controle postural em pé em crianças com PC.

Deste modo, o objetivo do presente estudo foi verificar o efeito da aplicação do Kinesiotaping® e placebo nos músculos tibial anterior e glúteo médio sobre variáveis lineares e não lineares da oscilação postural durante a postura em pé de crianças com PC, com níveis GMFCS I e II. A comparação do uso do KT ativo, com o uso do KT

placebo possibilitará identificar se o efeito da técnica é dependente da associação do estímulo tátil com a tensão aplicada ou somente do estímulo tátil proporcionado pela fita.

Acreditamos que o aumento do *feedback* sensorial e proprioceptivo, promovido pelo uso do KT ativo, levará a uma melhora no controle postural de crianças com PC representado por diminuição da oscilação postural e da preditividade do controle postural. Quanto a condição placebo, acreditamos que serão mantidos os mesmos padrões observados antes da aplicação, visto que a aplicação do KT sem tensão produzirá menos estímulo, não alterando a oscilação postural destas crianças.

## **MÉTODOS**

### **Participantes**

Foi realizado um cálculo amostral com poder de 80% e alfa de 0,05 e o número de sujeitos necessários foi de 13 crianças. Deste modo, recrutou-se uma amostra não probabilística por conveniência, em três centros de reabilitação das cidades de São Carlos, Porto Alegre e Anápolis, do período de janeiro de 2017 a dezembro de 2018. As crianças foram identificadas e eleitas pelos fisioterapeutas dos centros participantes junto aos prontuários e por meio de divulgação da pesquisa em rádio, revistas e mídias sociais.

Os critérios de inclusão foram crianças e adolescentes com diagnóstico de PC espástica unilateral, com idade entre 4 e 14 anos (Farmer et al., 2008; Galli et al., 2010), com classificação I e II de acordo com o Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (GMFCS), que apresentassem marcha independente há no mínimo 6 meses (Galli et al., 2010) e cujos responsáveis tinham assinado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Os critérios de exclusão no estudo foram: crianças com encurtamentos musculares ou deformidades articulares que impedissem a deambulação,



realização de cirurgia ortopédica há menos de um ano e /ou aplicação de toxina botulínica ou outros bloqueios químicos há menos de seis meses em membros inferiores, comprometimento mental que impedisse a compreensão dos comandos dados ou troca recente de medicação que pudesse afetar a força ou o tônus muscular.

### **Procedimentos Gerais**

Após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (CAAE: 44198215.2.0000.5504), os pais foram contatados e convidados a participar do estudo. Os pais deveriam assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) e as crianças acima de 5 anos deveriam assinar o Termo de Assentimento.

Para avaliação da oscilação postural em pé, as crianças vestiam apenas um short de lycra e top no caso das crianças do sexo feminino, com intuito de facilitar os procedimentos de teste. A criança deveria estar descalça e sem órtese para que não influenciassem nas variáveis da coleta. Para a realização de todos os procedimentos metodológicos, a sala de avaliação foi adequada quanto à temperatura ambiente (em torno de 26°C) e desprovida de ruídos.

As avaliações experimentais foram realizadas em dois dias: um com a utilização da bandagem elástica na condição ativa e outro com a utilização da bandagem elástica na condição de placebo. A ordem das condições das avaliações foi aleatorizada por meio de sorteio e ocorreu com um intervalo máximo de 7 dias (Dos Santos et al., 2019). Apenas o aplicador soube qual a condição da bandagem utilizada e esta informação só foi revelada ao pesquisador após o término da análise estatística. Assim, assegurando o cegamento do pesquisador, do estatístico e do voluntário.

### **Procedimentos Específicos**

#### **Avaliação da Oscilação Postural**

A análise da oscilação postural foi realizada com a utilização de uma plataforma de força BTS P6000 (BTS Bioengenharia, Itália), com frequência de aquisição de 800Hz. A criança era posicionada na plataforma e orientada a manter-se em pé, com os pés paralelos alinhados ao quadril, sem realizar movimentos, observando um alvo posicionado a 1 metro de distância na altura dos olhos, por 30 segundos (Silvia Letícia Pavão et al., 2017). Foram realizadas três tentativas válidas para cada condição e a média das tentativas foi considerada para análise. Após a coleta, os dados foram filtrados com um filtro passa-baixa *Butterworth* de 4ª ordem com frequência de 10Hz (Duarte & Freitas, 2010).

Foram selecionados dois grupos de variáveis para análise: as lineares e as não lineares, ambas relacionadas a oscilação do centro de pressão. As seguintes variáveis lineares foram consideradas:

- Deslocamento da oscilação total (DOT), que é definido como o comprimento da trajetória sobre a base de suporte;
- RMS antero-posterior e médio-lateral, que correspondem a variabilidade do deslocamento do centro de pressão da posição média; quanto maior o RMS maior a variabilidade da oscilação postural;
- Amplitude do deslocamento do centro de pressão antero-posterior e médio-lateral (ACPap e ACPml), definidas com a variação entre os deslocamentos máximos e mínimos nas direções antero-posterior e médio-lateral, respectivamente;
- Área de oscilação, que é definida como a dispersão dos dados pela área do estatokinesiograma, estimando a dispersão dos dados do centro de pressão;
- Velocidade média antero-posterior, médio-lateral e total, refletem as velocidades médias da oscilação do centro de pressão nas diferentes direções, bem como a velocidade total.

Como variáveis não lineares, foram consideradas as entropias aproximadas (ApEn) da oscilação do centro de pressão nas direções antero-posteriores e médio-laterais. A entropia aproximada mede a regularidade de sinais fisiológicos (Yentes et al., 2013) e para sua análise, foi primeiramente verificada a estacionariedade do sinal e posteriormente definidos três parâmetros de entrada, sendo:  $m$  que representa o tamanho do vetor a ser comparado,  $r$  o raio com que as comparações devem ser realizadas e  $N$  o tamanho das séries a serem analisadas (Pincus, 1995). Quanto maior o valor da ApEn menor a regularidade e maior a complexidade do processo (Pincus, 1995).

### **Colocação do Kinesiotaping®**

Para as condições de placebo e kinesiotaping® ativo as crianças receberam a aplicação de uma bandagem elástica hipoalérgica, adesiva e de algodão (Paoloni et al., 2011; Vercelli et al., 2012).

Para a aplicação do KT ativo e da condição placebo sobre o glúteo médio e tibial anterior foram utilizadas as mesmas técnicas apresentadas no artigo 3 dessa tese.

### **Análise Estatística**

Todos os dados coletados foram analisados por meio dos testes de Shapiro-Wilk e Levene para a avaliação da normalidade e homocedasticidade dos dados. Após essa avaliação, a comparação entre as condições sem KT, com KT e placebo foi realizada por meio de uma ANOVA de medidas repetidas, com a utilização do post hoc de Bonferroni. Considerou-se significância estatística resultados com  $p < 0,05$ .

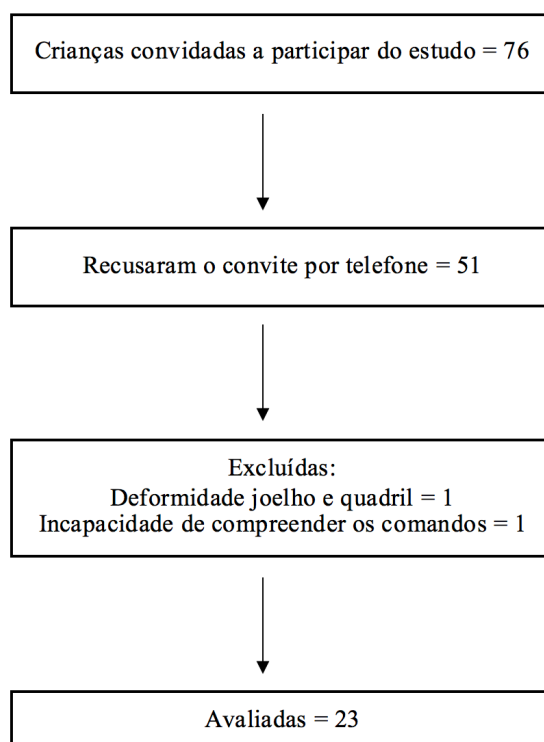
## **RESULTADOS**

### **Participantes**

Foram recrutadas 76 crianças com PC, e após aplicação dos critérios de inclusão e exclusão foram incluídas 23 crianças e adolescentes no estudo (Figura 3), sendo 11 participantes do sexo feminino e 12 do sexo masculino, com idade média de 9,5 anos

(desvio padrão = 3,6 anos, valor mínimo = 4; valor máximo = 14). 21 crianças foram classificadas como nível GMFCS I (91,31%) e 2 como nível II (8,69%).

**Figura 1. Fluxograma de recrutamento de participantes.**



### Oscilação Postural em Pé nas 3 condições de teste

A Tabela 1 apresenta os resultados das comparações sem KT, KT ativo e KT placebo, além das médias e desvios padrão de todas as variáveis analisadas.

Constatou-se ausência de diferenças entre as 3 condições para todas as variáveis lineares e não lineares avaliadas.

**Tabela 1. Médias, desvio padrão, F e p da ANOVA nas condições sem KT, KT ativo e KT placebo.**

Variáveis	Sem KT	KT Ativo	KT Placebo	F	p
DOT (mm)	79,78 ± 28,16	98,05 ± 39	111,28 ± 59,27	3,677	0,062
RMS ap (mm)	4,42 ± 1,36	4,57 ± 1,48	5,70 ± 2,63	4,995	0,061
RMS ml (mm)	3,59 ± 1,61	5,09 ± 2,63	5,55 ± 3,56	2,960	0,088
ACP ap (mm)	22,04 ± 7,95	22,20 ± 8,56	25,84 ± 11,32	3,361	0,084
ACP ml (mm)	16,87 ± 6,70	24,66 ± 12,03	31,91 ± 22,73	4,389	0,052
Área (mm <sup>2</sup> )	0,32 ± 0,22	0,47 ± 0,33	0,70 ± 0,73	2,977	0,113
VM ap (mm/s)	8,66 ± 3,17	9,66 ± 3,95	10,92 ± 4,48	3,257	0,103
VM ml (mm/s)	6,62 ± 2,4	8,15 ± 3,15	9,23 ± 4,35	4,875	0,063

<b>VMT (mm/s)</b>	12,15 ± 4,19	14,06 ± 5,38	15,94 ± 6,70	4,275	0,059
<b>ApEn ap</b>	0,49 ± 0,23	0,53 ± 0,40	0,78 ± 0,65	2,861	0,117
<b>ApEn ml</b>	0,32 ± 0,25	0,47 ± 0,36	0,54 ± 0,56	1,525	0,254

## DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi verificar o efeito imediato da aplicação do Kinesiotaping® e placebo nos músculos tibial anterior e glúteo médio, sobre variáveis lineares e não lineares da oscilação postural em pé de crianças com PC, com níveis GMFCS I e II.

A principal hipótese era de que a aplicação do KT ativo, levasse a uma diminuição da oscilação postural e da preditividade do controle postural, enquanto a colocação do KT placebo não alterasse o controle postural das crianças. No entanto, não foram observadas diferenças entre a oscilação postural em pé entre as condições sem KT, KT ativo e KT placebo, para nenhuma das variáveis avaliadas no presente estudo. Esses resultados estão de acordo os achados de Pavão et al (2017), que não encontraram mudanças no controle postural em pé de crianças com PC níveis GMFCS I e II, após a colocação de uma faixa elástica que estimulava a rotação externa da perna das crianças. Os autores indicaram que a ausência de diferença entre as condições poderia estar relacionada aos déficits de integração sensoriomotora observados na população, pequena amplitude de movimento inerente a atividade de permanecer em pé e tempo limitado de exposição (Pavão, Ledebt, Savelsbergh, & Rocha, 2017).

Acreditamos que no presente estudo, a ausência de diferença entre as condições se deva principalmente ao alto nível funcional das crianças, uma vez que a maioria da amostra era de crianças com nível de GMFCS I. Apesar de crianças com PC apresentarem déficits de integração sensório-motora (Bair, Barela, Whittall, Jeka, & Clark, 2011; Papadelis et al., 2014; Pavão et al., 2015) e hipotetizarmos que o KT aumentaria o *input* sensorial do membro parético das crianças, tal estímulo parece não

ter sido suficiente para alterar os mecanismos de controle postural semi-estático nas crianças avaliadas. Quanto ao nível funcional das crianças, Pavão et al (2017) ressaltam que crianças nível GMFCS I apresentam controle postural em pé, semelhantes ao de crianças típicas, deste modo, as crianças do presente estudo podem não ter precisado modificar sua estratégia de equilíbrio com a aplicação do KT.

Outro fator relevante é o curto período em que as crianças foram expostas ao KT. A maioria dos estudos que avaliaram os efeitos do KT são relatados em intervenções mais longas, variando de 4 a 12 semanas de aplicação (Cunha et al., 2017; Unger et al., 2018). Estudos com jovens saudáveis sugerem que haja um aumento do efeito da aplicação do KT após 24 horas de permanência com a fita, levando a melhora no equilíbrio unipodal dinâmico durante o “*Star Excursion Balance Test*” (Nakajima & Baldrige, 2013) e no recrutamento de unidades motoras (Slupik et al., 2007). Desta maneira, futuros estudos devem investigar qual o efeito da aplicação do KT a longo prazo, sobre a oscilação postural de crianças com PC.

Ao avaliarmos os resultados de entropia no presente estudo, observa-se que apesar da maior entropia aproximada ser encontrada na condição placebo, podendo indicar uma diminuição da preditividade da oscilação corporal nesta condição, essa não foi significativa. Ressalta-se que o estudo da complexidade do controle postural, vem se tornando um aspecto relevante na investigação do comportamento motor de indivíduos saudáveis e com alterações neuromotoras (Pierce et al., 2020). Quanto ao CoP, a análise não linear descreve o grau de adaptabilidade do controle postural, que é uma característica do controle motor maduro (Pierce et al., 2020). Dessa forma, nota-se que a aplicação do *taping* não foi suficiente para conduzir imediatamente a adaptabilidade do sistema. Mais uma vez acreditamos que o alto nível funcional das crianças avaliadas

tenha feito com que a tarefa fosse facilmente executada e o KT não forneceu informação adicional suficiente para alterar o controle postural nestas crianças.

No que diz respeito a atividade avaliada, os resultados em crianças com PC são bastante controversos, enquanto Simsek et al (2011) identificaram melhora na postura sentada por meio da escala de avaliação funcional “*sitting assessment scale*”, Kara et al (2015), não encontraram diferença na dimensão em pé do GMFM após 12 semanas de aplicação do KT. Além disso, não foram encontrados na literatura, estudos que tenham avaliado o efeito do KT no controle postural em pé, ou mesmo no controle postural sentado avaliado por plataforma de força em crianças com PC, o que dificulta as comparações e inferências. Ainda, futuros estudos devem investigar o efeito do KT em crianças com PC GMFCS I em situações em que haja uma maior demanda do controle postural, como manipulações de base de apoio ou da visão.

Como principal limitação do estudo, deve-se ressaltar a alta variabilidade entre as crianças e o pouco comprometimento funcional da amostra, que em sua maioria apresentava nível GMFCS I e poucas interações de tônus e força, que pode ter dificultado o encontro de alterações em curto prazo. Futuros estudos devem incluir maiores amostras de crianças com PC e verificar o efeito a longo prazo do KT nesta população. Outro ponto importante é que na aplicação do KT no tornozelo a fita precisou ser cortada para colocação do eletrodo de eletromiografia, o que altera a configuração desejada do KT.

## **CONCLUSÃO**

A colocação do *taping* nos músculos glúteo médio e tibial anterior, parece não ter um efeito imediato sobre a oscilação postural em pé de crianças com PC nível funcional leve.

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

---

O presente estudo identifica que fatores contextuais como carga horária semanal de terapia física e renda familiar mensal, bem como a função sensorial, podem explicar a velocidade da marcha de crianças com paralisia cerebral.

Para auxiliar na capacidade de deambular, terapias na plataforma vibratória, treinamento de marcha e estimulação transcraniana são recomendadas e o fortalecimento muscular isolado apresenta um efeito negativo sobre isso.

Além disso, a colocação de kinesioteipagem® nos músculos glúteo médio e tibial anterior em crianças com paralisia cerebral de nível funcional leve, principalmente sem tensão, aumenta a velocidade da marcha, bem como a colocação com tensão favorece abdução de quadril e reduz atividade muscular do tibial anterior. Entretanto, parece não alterar a oscilação postural em pé destas crianças.

Entender os fatores que interferem na marcha de crianças com paralisia cerebral, bem como conhecer as técnicas de tratamento, principalmente as amplamente utilizadas na prática clínica, como o kinesioteipagem®, são aspectos fundamentais para que terapias baseadas nas principais evidências possam ser direcionadas a essas crianças.

Entretanto, se fazem necessários maiores estudos com uma população de diferentes níveis funcionais, bem como com aplicação do kinesioteipagem® a longo prazo, para se assegurar a efetividade ou não da utilização desta técnica.



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

- (WHO) World Health Organization. (2001). International classification of functioning, disability, and health : ICF. Version 1.0. Geneva : World Health Organization, [2001] ©2001. Retrieved from <https://search.library.wisc.edu/catalog/999977181002121>
- (WHO) World Health Organization. (2011). Physical-Activity-Recommendations-5-17 Years. *Who*, 1(1), 1–2. <https://doi.org/10.1097/PAS.0b013e31827ab703>
- Adair, B., Ullenhag, A., Rosenbaum, P., Granlund, M., Keen, D., & Imms, C. (2018). Measures used to quantify participation in childhood disability and their alignment with the family of participation-related constructs: a systematic review. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 60(11), 1101–1116. <https://doi.org/10.1111/dmcn.13959>
- Arellano-Martínez, I. T., Rodríguez-Reyes, G., Quiñones-Uriostegui, I., & Arellano-Saldaña, M. E. (2013). [Spatial-temporal analysis and clinical findings of gait: comparison of two modalities of treatment in children with cerebral palsy-spastic hemiplegia. Preliminary report]. *Cirugia Y Cirujanos*, 81(1), 14–20.
- Bair, W.-N., Barela, J. A., Whittall, J., Jeka, J. J., & Clark, J. E. (2011). Children with developmental coordination disorder benefit from using vision in combination with touch information for quiet standing. *Gait & Posture*, 34(2), 183–90. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.04.007>
- Barela, J. A., Focks, G. M. J., Hilgeholt, T., Barela, A. M. F., Carvalho, R. de P., & Savelsbergh, G. J. P. (2011). Perception-action and adaptation in postural control of children and adolescents with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 32(6), 2075–83. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2011.08.018>
- Barros, A. J. D., Matijasevich, A., Santos, I. S., & Halpern, R. (2010). Child development in a birth cohort: effect of child stimulation is stronger in less educated mothers. *International Journal of Epidemiology*, 39(1), 285–94. <https://doi.org/10.1093/ije/dyp272>
- Bart, O., Shayevits, S., Gabis, L. V., & Morag, I. (2011). Prediction of participation and sensory modulation of late preterm infants at 12 months: a prospective study. *Research in Developmental Disabilities*, 32(6), 2732–8. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2011.05.037>
- Battaglia, M., Russo, E., Bolla, A., Chiusso, A., Bertelli, S., Pellegrini, A., ... Martinuzzi, A. (2004). International Classification of Functioning, Disability and Health in a cohort of children with cognitive, motor, and complex disabilities. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 46(2), 98–106. <https://doi.org/10.1017/s0012162204000209>
- Bax, M., Goldstein, M., Rosenbaum, P., Leviton, A., Paneth, N., Dan, B., ... Executive Committee for the Definition of Cerebral Palsy. (2005). Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 47(8), 571–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16108461>
- Beckung, E., & Hagberg, G. (2002). Neuroimpairments, activity limitations, and participation restrictions in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 44(5), 309–16. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12033716>

- Begnoche, D. M., Chiarello, L. A., Palisano, R. J., Gracely, E. J., McCoy, S. W., & Orlin, M. N. (2016). Predictors of Independent Walking in Young Children With Cerebral Palsy. *Physical Therapy, 96*(2), 183–92. <https://doi.org/10.2522/ptj.20140315>
- Bell, K. J., Ounpuu, S., DeLuca, P. A., & Romness, M. J. (2002). Natural progression of gait in children with cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics, 22*(5), 677–682. <https://doi.org/10.1097/01.BPO.0000023143.69745.A9>
- Bertoti, D. B. (1986). Effect of short leg casting on ambulation in children with cerebral palsy. *Physical Therapy, 66*(10), 1522–9. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3532141>
- Bigongiari, A., de Andrade e Souza, F., Franciulli, P. M., Neto, S. E. R., Araujo, R. C., & Mochizuki, L. (2011). Anticipatory and compensatory postural adjustments in sitting in children with cerebral palsy. *Human Movement Science, 30*(3), 648–57. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.11.006>
- Bjornson, K. F., Zhou, C., Stevenson, R. D., & Christakis, D. (2014). Relation of Stride Activity and Participation in Mobility-Based Life Habits Among Children With Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 95*(2), 360–368. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.10.022>
- Blanche, E., Botticelli, T., & Hallway, M. (1995). *Neuro-developmental Treatment and Sensory Integration Principles*. Therapy Skill Builders.
- Bohannon, R. W., & Smith, M. B. (1987). Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Physical Therapy, 67*(2), 206–7. <https://doi.org/10.1093/ptj/67.2.206>
- Boutron, I., Tubach, F., Giraudeau, B., & Ravaud, P. (2004). Blinding was judged more difficult to achieve and maintain in nonpharmacologic than pharmacologic trials. *Journal of Clinical Epidemiology, 57*(6), 543–50. <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2003.12.010>
- Bradley, R. H., Houts, R., Nader, P. R., O'Brien, M., Belsky, J., & Crosnoe, R. (2008). The relationship between body mass index and behavior in children. *The Journal of Pediatrics, 153*(5), 629–634. <https://doi.org/10.1016/j.jpeds.2008.05.026>
- Burtner, P. A., Woollacott, M. H., Craft, G. L., & Roncesvalles, M. N. (2017). The capacity to adapt to changing balance threats: a comparison of children with cerebral palsy and typically developing children. *Developmental Neurorehabilitation, 10*(3), 249–60. <https://doi.org/10.1080/17518420701303066>
- Butler, C., PhD, J. D., Adams, R., Chambers, H., Abel, M., Damiano, D., ... McLaughlin, J. (2007). Effects of neurodevelopmental treatment (NDT) for cerebral palsy: an AACPDM evidence report. *Developmental Medicine & Child Neurology, 43*(11), 778–790. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2001.tb00160.x>
- Callaghan, M. J., McKie, S., Richardson, P., & Oldham, J. A. (2012). Effects of Patellar Taping on Brain Activity During Knee Joint Proprioception Tests Using Functional Magnetic Resonance Imaging. *Physical Therapy, 92*(12), 1200–1208. <https://doi.org/10.2522/ptj.20110209>
- Campos, J. J., Anderson, D. I., Barbu-Roth, M. A., Hubbard, E. M., Hertenstein, M. J., & Witherington, D. (2000). Travel Broadens the Mind. *Infancy, 1*(2), 149–219. [https://doi.org/10.1207/S15327078IN0102\\_1](https://doi.org/10.1207/S15327078IN0102_1)
- Chen, J., & Woollacott, M. H. (2007). Lower extremity kinetics for balance control in children with cerebral palsy. *Journal of Motor Behavior, 39*(4), 306–16. <https://doi.org/10.3200/JMBR.39.4.306-316>

- Chen, P. L., Hong, W. H., Lin, C. H., & Chen, W. C. (2008). Biomechanics effects of kinesio taping for persons with patellofemoral pain syndrome during stair climbing. *IFMBE Proceedings*, 21 IFMBE(1), 395–397. <https://doi.org/10.1007/978-3-540-69139-6-100>
- Christou, E. A. (2004). Patellar taping increases vastus medialis oblique activity in the presence of patellofemoral pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(4), 495–504. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2003.10.007>
- Chrysagis, N., Skordilis, E. K., Stavrou, N., Grammatopoulou, E., & Koutsouki, D. (2012). The Effect of Treadmill Training on Gross Motor Function and Walking Speed in Ambulatory Adolescents with Cerebral Palsy. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 91(9), 747–760. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e3182643eba>
- Cigali, B. S., Ulucam, E., & Bozer, C. (2010). 3d Motion Analysis Of Hip, Knee And Ankle Joints During Gait For 7-11 Aged Children. *Medical Journal of Trakya University*. <https://doi.org/10.5174/tutfd.2010.04199.2>
- Cleary, S. L., Taylor, N. F., Dodd, K. J., & Shields, N. (2019). Barriers to and facilitators of physical activity for children with cerebral palsy in special education. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 61(12), 1408–1415. <https://doi.org/10.1111/dmcn.14263>
- Cochrane, D. J. (2011). The potential neural mechanisms of acute indirect vibration. *Journal of Sports Science & Medicine*, 10(1), 19–30.
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (2nd ed.). Lawrence Erlbaum Associates.
- Corsi, C., Santos, M. M., Moreira, R. F. C., Dos Santos, A. N., de Campos, A. C., Galli, M., & Rocha, N. A. C. F. (2019). Effect of physical therapy interventions on spatiotemporal gait parameters in children with cerebral palsy: a systematic review. *Disability and Rehabilitation*, 1–10. <https://doi.org/10.1080/09638288.2019.1671500>
- Corsi, C., Santos, M. M. Dos, Marques, L. de A. P., & Rocha, N. A. C. F. (2016). Impact of extrinsic factors on fine motor performance of children attending day care. *Revista Paulista de Pediatria : Orgao Oficial Da Sociedade de Pediatria de Sao Paulo*, 34(4), 439–446. <https://doi.org/10.1016/j.rpped.2016.01.005>
- Coury, H. J. C. G., Moreira, R. F. C., & Dias, N. B. (2009). Efetividade do exercício físico em ambiente ocupacional para controle da dor cervical, lombar e do ombro: uma revisão sistemática. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 13(6), 461–479. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552009000600002>
- Cunha, A. B., Lima-Alvarez, C. D. de, Rocha, A. C. P., & Tudella, E. (2018). Effects of elastic therapeutic taping on motor function in children with motor impairments: a systematic review. *Disability and Rehabilitation*, 40(14), 1609–1617. <https://doi.org/10.1080/09638288.2017.1304581>
- da Costa, C. S. N., Rodrigues, F. S., Leal, F. M., & Rocha, N. A. C. F. (2013). Pilot study: Investigating the effects of Kinesio Taping® on functional activities in children with cerebral palsy. *Developmental Neurorehabilitation*, 16(2), 121–8. <https://doi.org/10.3109/17518423.2012.727106>
- Damiano, D. L. (2014). Progressive resistance exercise increases strength but does not improve objective measures of mobility in young people with cerebral palsy. *Journal of Physiotherapy*, 60(1), 58. <https://doi.org/10.1016/j.jphys.2013.12.010>

- Damiano, D. L., Wingert, J. R., Stanley, C. J., & Curatalo, L. (2013). Contribution of hip joint proprioception to static and dynamic balance in cerebral palsy: a case control study. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, *10*(1), 57. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-57>
- Davis, R. B., Öunpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, *10*(5), 575–587. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(91\)90046-Z](https://doi.org/10.1016/0167-9457(91)90046-Z)
- Dewar, R., Love, S., & Johnston, L. M. (2015). Exercise interventions improve postural control in children with cerebral palsy: a systematic review. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *57*(6), 504–20. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12660>
- Donker, S. F., Ledebt, A., Roerdink, M., Savelsbergh, G. J. P., & Beek, P. J. (2008). Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children. *Experimental Brain Research*, *184*(3), 363–70. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-1105-y>
- dos Santos, A. N., Pavão, S. L., Santiago, P. R. P., Salvini, T. de F., & Rocha, N. A. C. F. (2013). Sit-to-stand movement in children with hemiplegic cerebral palsy: relationship with knee extensor torque and social participation. *Research in Developmental Disabilities*, *34*(6), 2023–32. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2013.03.021>
- Dos Santos, A. N., Visicatto, L. P., de Oliveira, A. B., & Rocha, N. A. C. F. (2019). Effects of Kinesio taping in rectus femoris activity and sit-to-stand movement in children with unilateral cerebral palsy: placebo-controlled, repeated-measure design. *Disability and Rehabilitation*, *41*(17), 2049–2059. <https://doi.org/10.1080/09638288.2018.1458912>
- Druzicki, M., Rusek, W., Snela, S., Dudek, J., Szczepanik, M., Zak, E., ... Sobota, G. (2013). Functional effects of robotic-assisted locomotor treadmill therapy in children with cerebral palsy. *Journal of Rehabilitation Medicine*, *45*(4), 358–363. <https://doi.org/10.2340/16501977-1114>
- Duarte, M., & Freitas, S. M. S. F. (2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, *14*(3), 183–192. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552010000300003>
- Duffy, C. M., Hill, A. E., Cosgrove, A. P., Corry, I. S., & Graham, H. K. (1996). Energy consumption in children with spina bifida and cerebral palsy: a comparative study. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *38*(3), 238–43. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1996.tb15085.x>
- Dunn, W. (2014). *Sensory Profile 2* (1st ed.). Pearson Education.
- Duquette, S. A., Guiliano, A. M., & Starmer, D. J. (2015). Whole body vibration and cerebral palsy: a systematic review. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, *59*(3), 245–252.
- Earde, P. T., Praipruk, A., Rodpradit, P., & Seanjumla, P. (2018). Facilitators and Barriers to Performing Activities and Participation in Children With Cerebral Palsy. *Pediatric Physical Therapy*, *30*(1), 27–32. <https://doi.org/10.1097/PEP.0000000000000459>
- El-Shamy, S. M., Eid, M. A., & El-Banna, M. F. (2014). Effect of Extracorporeal Shock Wave Therapy on Gait Pattern in Hemiplegic Cerebral Palsy. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *93*(12), 1065–1072.

<https://doi.org/10.1097/PHM.000000000000133>

- Elbasan, B., Akaya, K. U., Akyuz, M., & Oskay, D. (2018). Effects of neuromuscular electrical stimulation and Kinesio Taping applications in children with cerebral palsy on postural control and sitting balance. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation, 31*(1), 49–55. <https://doi.org/10.3233/BMR-169656>
- Farmer, S. E., Pearce, G., & Stewart, C. (2008). Developing a technique to measure intra-limb coordination in gait: Applicable to children with cerebral palsy. *Gait and Posture, 28*(2), 217–221. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.12.005>
- Fauconnier, J., Dickinson, H. O., Beckung, E., Marcelli, M., McManus, V., Michelsen, S. I., ... Colver, A. (2009). Participation in life situations of 8-12 year old children with cerebral palsy: cross sectional European study. *BMJ (Clinical Research Ed.), 338*, b1458. <https://doi.org/10.1136/bmj.b1458>
- Ferdjallah, M., Harris, G. F., Smith, P., & Wertsch, J. J. (2002). Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon), 17*(3), 203–10. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(01\)00121-8](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(01)00121-8)
- Fritz, S., & Lusardi, M. (2009). White paper: “walking speed: the sixth vital sign”. *Journal of Geriatric Physical Therapy (2001), 32*(2), 46–9. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20039582>
- Furlan, A. D., Pennick, V., Bombardier, C., & van Tulder, M. (2009). 2009 Updated Method Guidelines for Systematic Reviews in the Cochrane Back Review Group. *Spine, 34*(18), 1929–1941. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181b1c99f>
- Galli, M., Cimolin, V., Rigoldi, C., Tenore, N., & Albertini, G. (2010). Gait patterns in hemiplegic children with Cerebral Palsy: Comparison of right and left hemiplegia. *Research in Developmental Disabilities, 31*(6), 1340–1345. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2010.07.007>
- Gharib, N. M., El-Maksoud, G. M. A., & Rezk-Allah, S. S. (2011). Efficacy of gait trainer as an adjunct to traditional physical therapy on walking performance in hemiparetic cerebral palsied children: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation, 25*(10), 924–934. <https://doi.org/10.1177/0269215511400768>
- Gibson, E. J., & Pick, A. D. (2000). *An ecological approach to perceptual learning and development*.
- Girolami, G. L., Shiratori, T., & Aruin, A. S. (2011). Anticipatory postural adjustments in children with hemiplegia and diplegia. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, 21*(6), 988–97. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.08.013>
- Grace, T., Bulsara, M., Robinson, M., & Hands, B. (2015). The Impact of Maternal Gestational Stress on Motor Development in Late Childhood and Adolescence: A Longitudinal Study. *Child Development, 87*(1), 211–20. <https://doi.org/10.1111/cdev.12449>
- Grecco, L. A. C., Duarte, N. A. C., Mendonça, M. E., Galli, M., Fregni, F., & Oliveira, C. S. (2015). Effects of anodal transcranial direct current stimulation combined with virtual reality for improving gait in children with spastic diparetic cerebral palsy: a pilot, randomized, controlled, double-blind, clinical trial. *Clinical Rehabilitation, 29*(12), 1212–1223. <https://doi.org/10.1177/0269215514566997>
- Grecco, L. A. C., Duarte, N. A. C., Zanon, N., Galli, M., Fregni, F., & Oliveira, C. S. (2014). Effect of a single session of transcranial direct-current stimulation on balance and

- spatiotemporal gait variables in children with cerebral palsy: A randomized sham-controlled study. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 18(5), 419–427. <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0053>
- Grecco, L. A. C., Duarte, N. de A. C., Mendonça, M. E., Cimolin, V., Galli, M., Fregni, F., & Oliveira, C. S. (2014). Transcranial direct current stimulation during treadmill training in children with cerebral palsy: A randomized controlled double-blind clinical trial. *Research in Developmental Disabilities*, 35(11), 2840–2848. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2014.07.030>
- Grecco, L. A. C., Zanon, N., Sampaio, L. M. M., & Oliveira, C. S. (2013). A comparison of treadmill training and overground walking in ambulant children with cerebral palsy: randomized controlled clinical trial. *Clinical Rehabilitation*, 27(8), 686–696. <https://doi.org/10.1177/0269215513476721>
- Guralnick, M. J. (2011). Why Early Intervention Works: A Systems Perspective. *Infants and Young Children*, 24(1), 6–28. <https://doi.org/10.1097/IYC.0b013e3182002cfe>
- Guyatt, G., Oxman, A. D., Akl, E. A., Kunz, R., Vist, G., Brozek, J., ... DeBeer, H. (2011). GRADE guidelines: 1. Introduction—GRADE evidence profiles and summary of findings tables. *Journal of Clinical Epidemiology*, 64(4), 383–394. <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2010.04.026>
- Hackman, D. A., Farah, M. J., & Meaney, M. J. (2010). Socioeconomic status and the brain: mechanistic insights from human and animal research. *Nature Reviews. Neuroscience*, 11(9), 651–9. <https://doi.org/10.1038/nrn2897>
- Hadders-Algra, M. (2000). The neuronal group selection theory: promising principles for understanding and treating developmental motor disorders. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 42(10), 707–15. <https://doi.org/10.1017/s0012162200001316>
- Hadders-Algra, M., van der Heide, J. C., Fock, J. M., Stremmelaar, E., van Eykern, L. A., & Otten, B. (2007). Effect of seat surface inclination on postural control during reaching in preterm children with cerebral palsy. *Physical Therapy*, 87(7), 861–71. <https://doi.org/10.2522/ptj.20060330>
- Halseth, T., McChesney, J. W., DeBeliso, M., Vaughn, R., & Lien, J. (2004). The effects of Kinesio™ taping on proprioception at the ankle. *Journal of Sports Science and Medicine*, 3(1), 1–7. <https://doi.org/doi:10.2519/jospt.2001.31.1.A1>
- Hamed, N. S., & Abd-elwahab, M. S. (2011). Pedometer-based gait training in children with spastic hemiparetic cerebral palsy: a randomized controlled study [with consumer summary]. *Clinical Rehabilitation* 2011 Feb;25(2):157-165, 157–165. <https://doi.org/10.1177/0269215510382147>
- Hebert, J. J., Møller, N. C., Andersen, L. B., & Wedderkopp, N. (2015). Organized Sport Participation Is Associated with Higher Levels of Overall Health-Related Physical Activity in Children (CHAMPS Study-DK). *PloS One*, 10(8), e0134621. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0134621>
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10(5), 361–74. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)
- Higgins, J. P. T., & Green, S. (2006). *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions* 4.2.6 [updated September 2006]. Chichester, UK: John Wiley & Sons,

Ltd.

- Himmelman, K., & Uvebrant, P. (2011). Function and neuroimaging in cerebral palsy: A population-based study. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 53(6), 516–521. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2011.03932.x>
- Ho, C., Holt, K., Saltzman, E., & Wagenaar, R. (2006). Functional electrical stimulation changes dynamic resources in children with spastic cerebral palsy. *Physical Therapy*, 86(7), 987–1000. Retrieved from <http://onlinelibrary.wiley.com/o/cochrane/clcentral/articles/176/CN-00557176/frame.html>
- Hoon, A. H., Stashinko, E. E., Nagae, L. M., Lin, D. D. M., Keller, J., Bastian, A., ... Johnston, M. V. (2009). Sensory and motor deficits in children with cerebral palsy born preterm correlate with diffusion tensor imaging abnormalities in thalamocortical pathways. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 51(9), 697–704. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2009.03306.x>
- Houtrow, A., Kang, T., & Newcomer, R. (2012). In-home supportive services for individuals with cerebral palsy in California. *Journal of Pediatric Rehabilitation Medicine*, 5(3), 187–95. <https://doi.org/10.3233/PRM-2012-0211>
- Howle, J. M. (2002). *Current theoretical foundations In: Neuro-developmental treatment approach. Theoretical Foundations and Principles of Clinical Practice*. Laguna Beach.
- Ibrahim, M. M., Eid, M. A., & Moawd, S. A. (2014). Effect of whole-body vibration on muscle strength, spasticity, and motor performance in spastic diplegic cerebral palsy children. *Egyptian Journal of Medical Human Genetics*, 15(2), 173–179. <https://doi.org/10.1016/j.ejmhg.2014.02.007>
- Iosa, M., Morelli, D., Nanni, M. V., Veredice, C., Marro, T., Medici, A., ... Mazzà, C. (2010). Functional taping: A promising technique for children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 52(6), 587–589. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2009.03539.x>
- Jaraczewska, E., Long, C., Frazier, S., Whitman, J., & Smith, M. (2006). Utilization of kinesio tex tape in patients with shoulder pain or dysfunction: a case series. *Advanced Healing*, 13(3), 31–42. <https://doi.org/10.1310/33KA-XYE3-QWJB-WGT6>
- Johnston, T. E., Watson, K. E., Ross, S. A., Gates, P. E., Gaughan, J. P., Lauer, R. T., ... Engsborg, J. R. (2011). Effects of a supported speed treadmill training exercise program on impairment and function for children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 53(8), 742–750. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2011.03990.x>
- Kase, K., Martin, P., & Yasukawa, A. (2006). *Kinesiotaping in Pediatrics*. Kinesio USA.
- Kaya Kara, O., Atasavun Uysal, S., Turker, D., Karayazgan, S., Gunel, M. K., & Baltaci, G. (2015). The effects of Kinesio Taping on body functions and activity in unilateral spastic cerebral palsy: a single-blind randomized controlled trial. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 57(1), 81–8. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12583>
- Keklicek, H., Uygur, F., & Yakut, Y. (2015). Effects of taping the hand in children with cerebral palsy. *Journal of Hand Therapy : Official Journal of the American Society of Hand Therapists*, 28(1), 27–32; quiz 33. <https://doi.org/10.1016/j.jht.2014.09.007>
- Kendall, F. P., McCreary, E. K., Provance, P. G., Rodgers, M. M., & Romani, W. A. (2007). *Músculos - Provas e Funções* (5th ed.). Editora Manole.

- Kit, B. K., Akinbami, L. J., Isfahani, N. S., & Ulrich, D. A. (2017). Gross Motor Development in Children Aged 3-5 Years, United States 2012. *Maternal and Child Health Journal*, 21(7), 1573–1580. <https://doi.org/10.1007/s10995-017-2289-9>
- Klotz, M. C. M., Wolf, S. I., Heitzmann, D., Krautwurst, B., Braatz, F., & Dreher, T. (2013). Reduction in primary genu recurvatum gait after aponeurotic calf muscle lengthening during multilevel surgery. *Research in Developmental Disabilities*, 34(11), 3773–3780. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2013.08.019>
- Klotz, M. C. M., Wolf, S. I., Heitzmann, D., Maier, M. W., Braatz, F., & Dreher, T. (2014). The association of equinus and primary genu recurvatum gait in cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 35(6), 1357–1363. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2014.03.032>
- Kurz, M. J., Heinrichs-Graham, E., Becker, K. M., & Wilson, T. W. (2015). The magnitude of the somatosensory cortical activity is related to the mobility and strength impairments seen in children with cerebral palsy. *Journal of Neurophysiology*, 113(9), 3143–50. <https://doi.org/10.1152/jn.00602.2014>
- Kurz, M. J., Wilson, T. W., Corr, B., & Volkman, K. G. (2012). Neuromagnetic activity of the somatosensory cortices associated with body weight-supported treadmill training in children with cerebral palsy. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 36(4), 166–172. <https://doi.org/10.1097/NPT.0b013e318251776a>
- Law, M., & Darrah, J. (2014). Emerging therapy approaches: an emphasis on function. *Journal of Child Neurology*, 29(8), 1101–7. <https://doi.org/10.1177/0883073814533151>
- Lee, B.-K., & Chon, S.-C. (2013). Effect of whole body vibration training on mobility in children with cerebral palsy: a randomized controlled experimenter-blinded study. *Clinical Rehabilitation*, 27(7), 599–607. <https://doi.org/10.1177/0269215512470673>
- Lee, S.-E., & Cho, S.-H. (2013). The effect of McConnell taping on vastus medialis and lateralis activity during squatting in adults with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 9(2), 326–30. <https://doi.org/10.12965/jer.130018>
- Liao, H.-F., & Hwang, A.-W. (2003). Relations of balance function and gross motor ability for children with cerebral palsy. *Perceptual and Motor Skills*, 96(3 Pt 2), 1173–84. <https://doi.org/10.2466/pms.2003.96.3c.1173>
- Liao, H. F., Liu, Y. C., Liu, W. Y., & Lin, Y. T. (2007). Effectiveness of Loaded Sit-to-Stand Resistance Exercise for Children With Mild Spastic Diplegia: A Randomized Clinical Trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(1), 25–31. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.10.006>
- Liberati, A., Altman, D. G., Tetzlaff, J., Mulrow, C., Gotzsche, P. C., Ioannidis, J. P. A., ... Moher, D. (2009). The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate healthcare interventions: explanation and elaboration. *Bmj*, 339(jul21 1), b2700–b2700. <https://doi.org/10.1136/bmj.b2700>
- Liebetanz, D., Nitsche, M. A., Tergau, F., & Paulus, W. (2002). Pharmacological approach to the mechanisms of transcranial DC-stimulation-induced after-effects of human motor cortex excitability. *Brain : A Journal of Neurology*, 125(Pt 10), 2238–47.
- Lima, M. C., Eickmann, S. H., Lima, A. C. V, Guerra, M. Q., Lira, P. I. C., Huttly, S. R. A., & Ashworth, A. (2004). Determinants of mental and motor development at 12



- months in a low income population: a cohort study in northeast Brazil. *Acta Paediatrica (Oslo, Norway : 1992)*, 93(7), 969–75. <https://doi.org/10.1111/j.1651-2227.2004.tb18257.x>
- MacGregor, K., Gerlach, S., Mellor, R., & Hodges, P. W. (2005). Cutaneous stimulation from patella tape causes a differential increase in vasti muscle activity in people with patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic Research*, 23(2), 351–358. <https://doi.org/10.1016/j.orthres.2004.07.006>
- Maher, C. G., Sherrington, C., Herbert, R. D., Moseley, A. M., & Elkins, M. (2003). Reliability of the PEDro scale for rating quality of randomized controlled trials. *Physical Therapy*, 83(8), 713–21.
- Matheus, J. P. C., Zille, R. R., Gomide Matheus, L. B., Lemos, T. V., Carregaro, R. L., & Shimano, A. C. (2017). Comparison of the mechanical properties of therapeutic elastic tapes used in sports and clinical practice. *Physical Therapy in Sport : Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 24, 74–78. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.08.014>
- Matthews, W. B. (1977). Aids to the examination of the peripheral nervous system. *Journal of the Neurological Sciences*, 33(1–2), 299. [https://doi.org/10.1016/0022-510x\(77\)90205-2](https://doi.org/10.1016/0022-510x(77)90205-2)
- Mattos, J. C., D’Antino, M. E. F., & Cysneiros, R. M. (2015). Tradução para o Português do Brasil e Adaptação Cultural do Sensory Profile. *Psicologia - Teoria E Prática*, 17(3), 104–120. <https://doi.org/10.15348/1980-6906/psicologia.v17n3p104-120>
- Mattos, J. C., D’Antino, M. E. F., & Cysneiros, R. M. (2019). Evidences of reliability and validity of the sensory assessment instrument Sensory Profile: A preliminary study. *Psicologia - Teoria E Prática*, 21(2). <https://doi.org/10.5935/1980-6906/psicologia.v21n2p99-121>
- McNee, A. E., Will, E., Lin, J. P., Eve, L. C., Gough, M., Morrissey, M. C., & Shortland, A. P. (2007). The effect of serial casting on gait in children with cerebral palsy: preliminary results from a crossover trial. *Gait and Posture*, 25(3), 463–468. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.08.002>
- Mei, C., Reilly, S., Reddihough, D., Mensah, F., Green, J., Pennington, L., & Morgan, A. T. (2015). Activities and participation of children with cerebral palsy: parent perspectives. *Disability and Rehabilitation*, 37(23), 2164–73. <https://doi.org/10.3109/09638288.2014.999164>
- Miranda, P. C., Lomarev, M., & Hallett, M. (2006). Modeling the current distribution during transcranial direct current stimulation. *Clinical Neurophysiology : Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 117(7), 1623–9. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2006.04.009>
- Mitchell, L. E., Ziviani, J., & Boyd, R. N. (2015). Characteristics associated with physical activity among independently ambulant children and adolescents with unilateral cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 57(2), 167–74. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12560>
- Mockford, M., & Caulton, J. M. (2008). Systematic Review of Progressive Strength Training in Children and Adolescents with Cerebral Palsy Who Are Ambulatory. *Pediatric Physical Therapy*, 20(4), 318–333. <https://doi.org/10.1097/PEP.0b013e31818b7ccd>
- Morris, C., Newdick, H., & Johnson, A. (2002). Variations in the orthotic management of cerebral palsy. *Child: Care, Health and Development*, 28(2), 139–47.

- Morrissy, R., & Weinstein, S. (2005). *Pediatric Orthopaedics* (6th ed.). Lippincott Williams.
- Nakajima, M. A., & Baldrige, C. (2013). The effect of kinesio® tape on vertical jump and dynamic postural control. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(4), 393–406. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24175126>
- Novak, I., McIntyre, S., Morgan, C., Campbell, L., Dark, L., Morton, N., ... Goldsmith, S. (2013). A systematic review of interventions for children with cerebral palsy: state of the evidence. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 55(10), 885–910. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12246>
- Oskoui, M., Coutinho, F., Dykeman, J., Jetté, N., & Pringsheim, T. (2013). An update on the prevalence of cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 55(6), 509–19. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12080>
- Palisano, R. J., Tieman, B. L., Walter, S. D., Bartlett, D. J., Rosenbaum, P. L., Russell, D., & Hanna, S. E. (2003). Effect of environmental setting on mobility methods of children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 45(2), 113–20. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12578237>
- Paoloni, M., Bernetti, A., Fratocchi, G., Mangone, M., Parrinello, L., Del Pilar Cooper, M., ... Santilli, V. (2011). Kinesio Taping applied to lumbar muscles influences clinical and electromyographic characteristics in chronic low back pain patients. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 47(2), 237–44. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21430611>
- Papadelis, C., Ahtam, B., Nazarova, M., Nimec, D., Snyder, B., Grant, P. E., & Okada, Y. (2014). Cortical somatosensory reorganization in children with spastic cerebral palsy: a multimodal neuroimaging study. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8, 725. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00725>
- Pavão, S. L., de Oliveira Sato, T., & Rocha, N. A. C. F. (2017). Differences in Postural Oscillation during Quiet Stance Alone and Quiet Stance Following Sit-To-Stand Movement in Children with Cerebral Palsy. *Physical Medicine and Rehabilitation - International*, 4(3). <https://doi.org/10.26420/physmedrehabilint.2017.1121>
- Pavão, S. L., Ledebt, A., Savelsbergh, G. J. P., & Rocha, N. A. C. F. (2017). Dynamical structure of center-of-pressure trajectories with and without functional taping in children with cerebral palsy level I and II of GMFCS. *Human Movement Science*, 54(April), 137–143. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.04.014>
- Pavão, S. L., Nunes, G. S., Santos, A. N., & Rocha, N. A. C. F. (2014). Relationship between static postural control and the level of functional abilities in children with cerebral palsy. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 18(4), 300–7. <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0056>
- Pavão, S. L., & Rocha, N. A. C. F. (2017). Sensory processing disorders in children with cerebral palsy. *Infant Behavior & Development*, 46, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.infbeh.2016.10.007>
- Pavão, S. L., Santos, A. N., Oliveira, A. B., & Rocha, N. A. C. F. (2015). Postural control during sit-to-stand movement and its relationship with upright position in children with hemiplegic spastic cerebral palsy and in typically developing children. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 19(1), 18–25. <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0069>
- Peungsuwan, P., Parasin, P., Siritaratiwat, W., Prasertnu, J., & Yamauchi, J. (2017).

- Effects of Combined Exercise Training on Functional Performance in Children With Cerebral Palsy: A Randomized-Controlled Study. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 29(1), 39–46. <https://doi.org/10.1097/PEP.0000000000000338>
- Piccinini, L., Cimolin, V., D'Angelo, M. G., Turconi, A. C., Crivellini, M., & Galli, M. (2011). 3D gait analysis in patients with hereditary spastic paraparesis and spastic diplegia: A kinematic, kinetic and EMG comparison. *European Journal of Paediatric Neurology*, 15(2), 138–145. <https://doi.org/10.1016/j.ejpn.2010.07.009>
- Pierce, S. R., Paremski, A. C., Skorup, J., Stergiou, N., Senderling, B., & Prosser, L. A. (2020). Linear and Nonlinear Measures of Postural Control in a Toddler With Cerebral Palsy: Brief Report. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 32(1), 80–83. <https://doi.org/10.1097/PEP.0000000000000669>
- Pin, T., Dyke, P., & Chan, M. (2006). The effectiveness of passive stretching in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 48(10), 855. <https://doi.org/10.1017/S0012162206001836>
- Pincus, S. (1995). Approximate entropy (ApEn) as a complexity measure. *Chaos (Woodbury, N.Y.)*, 5(1), 110–117. <https://doi.org/10.1063/1.166092>
- Pirpiris, M., Wilkinson, A. J., Rodda, J., Nguyen, T. C., Baker, R. J., Nattrass, G. R., & Graham, H. K. (2003). Walking speed in children and young adults with neuromuscular disease: comparison between two assessment methods. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 23(3), 302–7. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12724591>
- Platt, M. J., Cans, C., Johnson, A., Surman, G., Topp, M., Torrioli, M. G., & Krageloh-Mann, I. (2007). Trends in cerebral palsy among infants of very low birthweight (<1500 g) or born prematurely (<32 weeks) in 16 European centres: a database study. *Lancet (London, England)*, 369(9555), 43–50. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(07\)60030-0](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(07)60030-0)
- Pool, D., Valentine, J., Bear, N., Donnelly, C. J., Elliott, C., & Stannage, K. (2015). The orthotic and therapeutic effects following daily community applied functional electrical stimulation in children with unilateral spastic cerebral palsy: a randomised controlled trial. *BMC Pediatrics*, 15(1), 154. <https://doi.org/10.1186/s12887-015-0472-y>
- Potijk, M. R., Kerstjens, J. M., Bos, A. F., Reijneveld, S. A., & de Winter, A. F. (2013). Developmental delay in moderately preterm-born children with low socioeconomic status: risks multiply. *The Journal of Pediatrics*, 163(5), 1289–95. <https://doi.org/10.1016/j.jpeds.2013.07.001>
- Riad, J., Haglund-Akerlind, Y., & Miller, F. (2008). Power generation in children with spastic hemiplegic cerebral palsy. *Gait & Posture*, 27(4), 641–647. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.08.010>
- Rose, G. E., Lightbody, K. A., Ferguson, R. G., Walsh, J. C., & Robb, J. E. (2010). Natural history of flexed knee gait in diplegic cerebral palsy evaluated by gait analysis in children who have not had surgery. *Gait and Posture*, 31(3), 351–354. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.12.006>
- Rose, J., Wolff, D. R., Jones, V. K., Bloch, D. A., Oehlert, J. W., & Gamble, J. G. (2002). Postural balance in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 44(1), 58–63. <https://doi.org/10.1017/s0012162201001669>

- Rosenbaum, P., Eliasson, A.-C., Hidecker, M. J. C., & Palisano, R. J. (2014). Classification in childhood disability: focusing on function in the 21st century. *Journal of Child Neurology*, 29(8), 1036–45. <https://doi.org/10.1177/0883073814533008>
- Rosenbaum, P. L., Livingston, M. H., Palisano, R. J., Galuppi, B. E., & Russell, D. J. (2007). Quality of life and health-related quality of life of adolescents with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 49(7), 516–521. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.00516.x>
- Ross, S. A., & Engsberg, J. R. (2007). Relationships between spasticity, strength, gait, and the GMFM-66 in persons with spastic diplegia cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(9), 1114–20. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.06.011>
- Ruck, J., Chabot, G., & Rauch, F. (2010). Vibration treatment in cerebral palsy: A randomized controlled pilot study. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 10(1), 77–83.
- Schenker, R., Coster, W., & Parush, S. (2005). Participation and activity performance of students with cerebral palsy within the school environment. *Disability and Rehabilitation*, 27(10), 539–52. <https://doi.org/10.1080/09638280400018437>
- Simoneau, G. G., Degner, R. M., Kramper, C. A., & Kittleson, K. H. (1997). Changes in ankle joint proprioception resulting from strips of athletic tape applied over the skin. *Journal of Athletic Training*, 32(2), 141–7. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16558444>
- Şimşek, T. T., Türkücüoğlu, B., Çokal, N., Üstünbaş, G., & Şimşek, İ. E. (2011). The effects of Kinesio® taping on sitting posture, functional independence and gross motor function in children with cerebral palsy. *Disability and Rehabilitation*, 33(21–22), 2058–63. <https://doi.org/10.3109/09638288.2011.560331>
- Słupik, A., Dwornik, M., Białoszewski, D., & Zych, E. (2007). Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja*, 9(6), 644–51. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18227756>
- Smania, N., Bonetti, P., Gandolfi, M., Cosentino, A., Waldner, A., Hesse, S., ... Munari, D. (2011). Improved Gait After Repetitive Locomotor Training in Children with Cerebral Palsy. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 90(2), 137–149. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e318201741e>
- Smith, Y., Louw, Q., & Brink, Y. (2016). The three-dimensional kinematics and spatiotemporal parameters of gait in 6-10 year old typically developed children in the Cape Metropole of South Africa - a pilot study. *BMC Pediatrics*, 16(1), 200. <https://doi.org/10.1186/s12887-016-0736-1>
- Soderberg, G. L., & Knutson, L. M. (2000). A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Physical Therapy*, 80(5), 485–98. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10792859>
- Sriraman, A., Oishi, T., & Madhavan, S. (2014). Timing-dependent priming effects of tDCS on ankle motor skill learning. *Brain Research*, 1581, 23–29. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2014.07.021>
- Stagg, C. J., Jayaram, G., Pastor, D., Kincses, Z. T., Matthews, P. M., & Johansen-Berg, H. (2011). Polarity and timing-dependent effects of transcranial direct current stimulation in explicit motor learning. *Neuropsychologia*, 49(5), 800–804. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2011.02.009>

- Swe, N. N., Sendhilnathan, S., van Den Berg, M., & Barr, C. (2015). Over ground walking and body weight supported walking improve mobility equally in cerebral palsy: a randomised controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 29(11), 1108–1116. <https://doi.org/10.1177/0269215514566249>
- Taylor, N. F., Dodd, K. J., Baker, R. J., Willoughby, K., Thomason, P., & Graham, H. K. (2013). Progressive resistance training and mobility-related function in young people with cerebral palsy: A randomized controlled trial. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 55(9), 806–812. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12190>
- Thelen, E., & Ulrich, B. D. (1991). Hidden skills: a dynamic systems analysis of treadmill stepping during the first year. *Monographs of the Society for Research in Child Development*, 56(1), 1-98-104. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1922136>
- Tomaz, S. A., Jones, R. A., Hinkley, T., Bernstein, S. L., Twine, R., Kahn, K., ... Draper, C. E. (2019). Gross motor skills of South African preschool-aged children across different income settings. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 22(6), 689–694. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.12.009>
- Trivedi, R., Agarwal, S., Shah, V., Goyel, P., Paliwal, V. K., Rathore, R. K. S., & Gupta, R. K. (2010). Correlation of quantitative sensorimotor tractography with clinical grade of cerebral palsy. *Neuroradiology*, 52(8), 759–65. <https://doi.org/10.1007/s00234-010-0703-8>
- Trivedi, R., Gupta, R. K., Shah, V., Tripathi, M., Rathore, R. K. S., Kumar, M., ... Narayana, P. A. (2008). Treatment-induced plasticity in cerebral palsy: a diffusion tensor imaging study. *Pediatric Neurology*, 39(5), 341–9. <https://doi.org/10.1016/j.pediatrneurol.2008.07.012>
- Tugui, R. D., & Antonescu, D. (2013). Cerebral palsy gait, clinical importance. *Mædica*, 8(4), 388–93.
- Unger, M., Carstens, J. P., Fernandes, N., Pretorius, R., Pronk, S., Robinson, A. C., & Scheepers, K. (2018). The efficacy of kinesiology taping for improving gross motor function in children with cerebral palsy: A systematic review. *The South African Journal of Physiotherapy*, 74(1), 459. <https://doi.org/10.4102/sajp.v74i1.459>
- van der Linden, M. L., Hazlewood, M. E., Aitchison, a M., Hillman, S. J., & Robb, J. E. (2003). Electrical stimulation of gluteus maximus in children with cerebral palsy: effects on gait characteristics and muscle strength. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 45(6), 385–390. <https://doi.org/10.1017/S0012162203000732>
- van der Linden, M. L., Hazlewood, M. E., Hillman, S. J., & Robb, J. E. (2008). Functional Electrical Stimulation to the Dorsiflexors and Quadriceps in Children with Cerebral Palsy. *Pediatric Physical Therapy*, 20(1), 23–29. <https://doi.org/10.1097/PEP.0b013e31815f39c9>
- van der Salm, A., Veltink, P. H., Hermens, H. J., Ijzerman, M. J., & Nene, A. V. (2005). Development of a new method for objective assessment of spasticity using full range passive movements. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(10), 1991–7. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.04.023>
- van Vulpen, L. F., de Groot, S., Rameckers, E., Becher, J. G., & Dallmeijer, A. J. (2017). Improved Walking Capacity and Muscle Strength After Functional Power-Training in Young Children With Cerebral Palsy. *Neurorehabilitation and Neural Repair*,

- 31(9), 827–841. <https://doi.org/10.1177/1545968317723750>
- Vargus-Adams, J. N., & Majnemer, A. (2014). International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) as a framework for change: revolutionizing rehabilitation. *Journal of Child Neurology*, 29(8), 1030–5. <https://doi.org/10.1177/0883073814533595>
- Vercelli, S., Sartorio, F., Foti, C., Colletto, L., Virton, D., Ronconi, G., & Ferriero, G. (2012). Immediate Effects of Kinesiotaping on Quadriceps Muscle Strength. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 22(4), 319–326. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e31824c835d>
- Verhagen, A. P., de Vet, H. C., de Bie, R. A., Kessels, A. G., Boers, M., Bouter, L. M., & Knipschild, P. G. (1998). The Delphi list: a criteria list for quality assessment of randomized clinical trials for conducting systematic reviews developed by Delphi consensus. *Journal of Clinical Epidemiology*, 51(12), 1235–41.
- Verschuren, O., Ada, L., Maltais, D. B., Gorter, J. W., Scianni, A., & Ketelaar, M. (2011). Muscle strengthening in children and adolescents with spastic cerebral palsy: considerations for future resistance training protocols. *Physical Therapy*, 91(7), 1130–9. <https://doi.org/10.2522/ptj.20100356>
- Wagner, T., Fregni, F., Fecteau, S., Grodzinsky, A., Zahn, M., & Pascual-Leone, A. (2007). Transcranial direct current stimulation: a computer-based human model study. *NeuroImage*, 35(3), 1113–24. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2007.01.027>
- Wickremasinghe, A. C., Rogers, E. E., Johnson, B. C., Shen, A., Barkovich, A. J., & Marco, E. J. (2013). Children born prematurely have atypical sensory profiles. *Journal of Perinatology : Official Journal of the California Perinatal Association*, 33(8), 631–5. <https://doi.org/10.1038/jp.2013.12>
- Willoughby, K. L., Dodd, K. J., Shields, N., & Foley, S. (2010). Efficacy of Partial Body Weight-Supported Treadmill Training Compared With Overground Walking Practice for Children With Cerebral Palsy: A Randomized Controlled Trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(3), 333–339. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.10.029>
- Wingert, J. R., Burton, H., Sinclair, R. J., Brunstrom, J. E., & Damiano, D. L. (2009). Joint-position sense and kinesthesia in cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(3), 447–53. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.08.217>
- Wong, O. M. H., Cheung, R. T. H., & Li, R. C. T. (2012). Isokinetic knee function in healthy subjects with and without Kinesio taping. *Physical Therapy in Sport*, 13(4), 255–258. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2012.01.004>
- Woollacott, M. H., & Shumway-Cook, A. (2005). Postural dysfunction during standing and walking in children with cerebral palsy: what are the underlying problems and what new therapies might improve balance? *Neural Plasticity*, 12(2–3), 211–9–72. <https://doi.org/10.1155/NP.2005.211>
- Woollacott, M., Shumway-Cook, A., Hutchinson, S., Ciol, M., Price, R., & Kartin, D. (2005). Effect of balance training on muscle activity used in recovery of stability in children with cerebral palsy: a pilot study. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 47(7), 455–61. <https://doi.org/10.1017/s0012162205000885>
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., ... Standardization and Terminology Committee of the International Society of Biomechanics. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for

- the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543–8. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(01\)00222-6](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(01)00222-6)
- Wu, Y.-N., Hwang, M., Ren, Y., Gaebler-Spira, D., & Zhang, L.-Q. (2011). Combined Passive Stretching and Active Movement Rehabilitation of Lower-Limb Impairments in Children With Cerebral Palsy Using a Portable Robot. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 25(4), 378–385. <https://doi.org/10.1177/1545968310388666>
- Yasukawa, A., Patel, P., & Sisung, C. (2006). Pilot study: investigating the effects of Kinesio Taping in an acute pediatric rehabilitation setting. *Am J Occup Ther*, 60(1), 104–110. <https://doi.org/10.5014/ajot.60.1.104>
- Yentes, J. M., Hunt, N., Schmid, K. K., Kaipust, J. P., McGrath, D., & Stergiou, N. (2013). The appropriate use of approximate entropy and sample entropy with short data sets. *Annals of Biomedical Engineering*, 41(2), 349–65. <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0668-3>
- Zimmerman, M., Heise, K. F., Hoppe, J., Cohen, L. G., Gerloff, C., & Hummel, F. C. (2012). Modulation of Training by Single-Session Transcranial Direct Current Stimulation to the Intact Motor Cortex Enhances Motor Skill Acquisition of the Paretic Hand. *Stroke*, 43(8), 2185–2191. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.111.645382>