



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

**EFEITO DA *KINESIOTAPING* E DA ALTURA DO
BANCO NA ATIVIDADE SENTADO PARA DE PÉ
EM CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL**

ADRIANA NEVES DOS SANTOS

SÃO CARLOS
2015

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

EFEITO DA *KINESIOTAPING* E DA ALTURA DO BANCO NA ATIVIDADE SENTADO PARA DE PÉ EM CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL

Tese de Doutorado apresentada 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: Processos de Avaliação e Intervenção em Fisioterapia.

Discente: Adriana Neves dos Santos

Orientadora: Profa. Dra. Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha

Co-orientadora: Profa. Dra. Ana Beatriz de Oliveira

SÃO CARLOS
2015

**Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da
Biblioteca Comunitária/UFSCar**

S237ek

Santos, Adriana Neves dos.

Efeito da *kinesiotaping* e da altura do banco na atividade sentado para de pé em crianças com paralisia cerebral / Adriana Neves dos Santos. -- São Carlos : UFSCar, 2015. 124 f.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2015.

1. Fisioterapia. 2. Movimento. 3. Órteses. I. Título.

CDD: 615.82 (20^a)



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 Adriana Neves dos Santos, realizada em 27/03/2015:

Profa. Dra. Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha
UFSCar

Profa. Dra. Paula Rezende Camargo
UFSCar

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão
UFSCar

Profa. Dra. Raquel de Paula Carvalho
UNIFESP

Profa. Dra. Lilian Ramiro Felicio
UFU

Dedico esta tese.....

...A Deus, pela sua constante presença em minha vida, sempre me guiando.

*...Aos meus pais, por todo amor, carinho e sacrifícios realizados para que eu pudesse
realizar os meus sonhos.*

Agradecimentos

A Deus, por ter me proporcionado força e paciência. Pela sabedoria de ter me ajudado a traçar meu caminho e ter enviado pessoas maravilhosas para segui-lo ao meu lado.

*Aos meus pais, **Zilda e José**, por todo amor proporcionado. Por terem sempre permitido que eu pudesse realizar meus sonhos. Obrigada por toda a compreensão e ajuda. Minha eterna gratidão e admiração a vocês. Vocês são e sempre serão meu grande exemplo de vida! Aos meus irmãos, **Juliana, Aninha e Rodrigo**, pela amizade. À minha **família**, por acreditar no meu potencial e pelo amor proporcionado.*

*À minha orientadora, **Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha**, por todo ensinamento proporcionado ao longo destes mais de 10 anos de convivência. Obrigada: pela amizade; por ter sempre mantido um diálogo aberto, permitindo discussões e discordâncias de ideias; pela paciência; pelo apoio quando resolvi que ia embora, no meio do segundo ano de doutorado; por ter acreditado sempre no meu potencial e apoiado minhas ideias meio loucas.*

*À minha co-orientadora **Ana Beatriz de Oliveira** por todo auxílio prestado e pela disponibilidade de me atender de última hora.*

*À professora **Aline Martins de Toledo**, que me acompanhou no início, quando eu era aluna de Iniciação Científica.*

*Às alunas de Iniciação Científica, **Evelyn e Gisele (UFSCar), Beatriz, Maria Tereza e Giovana (UFSC)** por toda ajuda prestada. Também agradeço por terem possibilitado a minha experiência de orientação e meu crescimento profissional.*

Às colegas do Programa de Pós Graduação **Giovana Lessi e Theresa Helissa** por ter nos ensinado a utilizar o sistema de análise de movimento *Qualisys* e o software *Visual 3D*.

Aos meus **queridos amigos** de São Carlos (**Simoni, Marco, Gisele, Tiba, Cleber, Vivian, Palmito, Mariana, Aninha, Simone, Bela, Rodrigo, Izabel, Xuxa, Beatriz, Silvia Cristina, Larissa, Debora, João**) agradeço pela amizade, pela paciência e pela disponibilidade de me ajudarem a qualquer hora. As minhas amigas de infância de São Paulo, **Carol, Marceli e Claudinha** pela torcida e pela amizade. Agradecimento especial a Gisele pelas eternas discussões, pelos conselhos, por todo apoio e pela ideia deste trabalho. Obrigada por me dar suporte nos momentos difíceis e compartilhar os momentos de alegria, pela compreensão, torcida e amizade.

Às alunas do LADI, **Ana Carolina, Carol mineira, Carol Corsi, Mariana, Livia, Natasha, Joice, Silvia, Fernandinha e Rafaela** pelo companheirismo. Agradeço a Natasha e Rafaela pelas ajudas nos pilotos e nas coletas iniciais. A Carol mineira pelas imensas discussões, ajuda no Matlab e parceria na concepção de artigos. A Livia e a Mariana que foram essenciais para que este trabalho pudesse ser realizado. Agradeço a vocês duas pela ajuda nas coletas, nas buscas pelas crianças, pelas participações nos pilotos e por sempre terem me ajudado em tudo que precisei. Esse título também é de vocês! A Carol Corsi pelo auxílio na etapa final do projeto. Mariana, Carol e Livia, obrigada, por além de toda ajuda na execução do projeto, terem me oferecido suas casas, seus ouvidos para escutar minhas reclamações e seus ombros amigos.

Aos alunos e amigos do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da UFSCar (**Andrea, Danieli, Livia, Michele, Rodrigo, Giovana, Thereza, Cristiane, Marcela, Mariana, Daiana**) por todo auxílio em diferentes etapas do desenvolvimento do trabalho. Muito obrigada pela disposição em ajudar e pela amizade. Agradecimento

especial a Livia que sempre me recebeu e ajudou quando precisei; pelos conselhos, risadas e amizade.

*Aos amigos de Araranguá (**Viviane, Gisele, Daiana, Nubia, Lucas, Rafaela, Cesar, Carla, Janaína, Andre, Daniele, Leonardo, Mirieli, Junior, Elise**) pela compreensão e amizade. Agradecimento especial à Gisele e Daiana, pela companhia, pelos conselhos, correções do trabalho e pelas discussões. Agradeço a todos vocês pela força que me deram e pela ajuda para superar a distância da minha família.*

*À **FAPESP**, pelo auxílio financeiro.*

*Aos **membros da banca examinadora** pelo aceite e contribuição no aprimoramento deste trabalho.*

*Em especial, agradeço às **crianças e seus responsáveis**. Muito obrigada por terem me tornado uma profissional melhor. Sem a colaboração de vocês este trabalho jamais teria sido realizado.*

A todos que de alguma forma contribuíram para que esta tese pudesse ser desenvolvida.

Muito Obrigada a todos vocês.

Resumo

A atividade sentado para de pé (ST-DP) é usualmente executada na rotina diária de diferentes alturas de banco, que alteram a demanda biomecânica da tarefa. Assim, pode ser desafiadora para populações com alterações no sistema neuromotor. Considerando que apenas um estudo verificou o efeito da manipulação da altura do banco em crianças com Paralisia Cerebral (PC), foi realizado o primeiro estudo, com o objetivo de verificar o efeito da altura do banco nas estratégias motoras utilizadas durante a atividade ST-DP por crianças com PC em comparação a crianças saudáveis. Encontrou-se que crianças com PC, com comprometimento funcional leve, modificam as estratégias utilizadas para executar a atividade ST-DP como: posição pélvica inicial em maior inclinação posterior, menor deslocamento anterior do tronco, posicionamento posterior do membro sadio e maior flexão de tronco e joelho na postura em pé nas alturas de banco mais baixas. Apesar de estas estratégias terem permitido que a tarefa fosse executada com sucesso, as crianças com PC demoram mais tempo para executar a atividade ST-DP e apresentaram maior assimetria. Com o intuito de promover ganhos funcionais em crianças com PC, técnicas com enfoque no sistema sensorial vêm sendo aplicadas na prática clínica; porém sem comprovação científica, como é o caso da *Kinesiotaping* (KT). Seus criadores acreditam que o estiramento na pele provocado pela KT levaria a um aumento da ativação muscular. Com o intuito de realizar um levantamento da literatura sobre o efeito do KT na ativação muscular foi realizado o segundo estudo. Observou-se que a KT parece alterar a ativação muscular especialmente quando é utilizado por tempo prolongado, em indivíduos saudáveis e com lesões no sistema musculoesquelético. As estruturas e funções do corpo e atividade funcional, no entanto, parecem não modificar na condição com KT. No entanto, não foi encontrado nenhum estudo que avaliou o efeito da KT em crianças com PC. Assim, foram realizados o estudo 3 e 4. O estudo 3 teve como objetivo verificar o efeito da KT na ativação do músculo reto femoral e nas estratégias de movimento utilizadas para executar o ST-DP em três alturas de banco, em crianças com PC. Encontrou-se que a KT imediata promoveu melhoras dos padrões de ativação do músculo reto femoral em crianças com PC, nas fases do ST-DP e nas condições de altura de banco nas quais o mesmo é mais recrutado. Além disso, a KT modificou os valores angulares da articulação do quadril. No entanto, alterações na estratégia de movimento global e na duração da atividade não ocorrerem imediatamente após a aplicação da KT. No estudo 4, o objetivo foi verificar o efeito da KT sobre o torque extensor de joelho em três crianças com PC espástica. Os resultados demonstraram que a KT culminou no aumento da capacidade de gerar torque extensor de joelho. Ainda, esta técnica parece promover maiores benefícios em crianças que possuem uma fraqueza muscular mais marcante.

Palavras-chave: 1. Bandagem funcional. 2. Funcionalidade. 3. Crianças. 4. Paralisia cerebral. 5. Sentado para de pé.

Abstract

Sit-to-stand movement (STS) is usually performed in daily routine. It is commonly performed from different bench heights, which modify the biomechanical demands of the task. Therefore, STS could be challenged for subjects with neuromotor impairments, such as children with Cerebral Palsy (CP). It was found only one study that evaluated STS in different bench heights in children with CP. Therefore, we have done the first study. We aimed to verify the motor strategies utilized to perform STS from three bench heights in children with CP and their typical pairs. We found that children with CP modified their motor strategies, such as, increased posterior pelvic inclination, decreased anterior movement of the trunk, increased trunk and knee flexion during standing phase and posterior dislocation of the healthy limb; during lowered bench height. Also, they presented increased duration to perform STS e asymmetrical behavior of the lower limbs. Actually, techniques that aim to increase sensory information is been applied in children with CP, such as *Kinesiotaping* (KT), although there is no scientific evidence of their efficacy. It has been supposed that KT increase muscle activity. Therefore, we reviewed the literature regarding the evaluation of the effects of KT in muscle activity. We observed that KT may increase muscle activity when applied for long duration in healthy individuals and subjects with muscle impairments. However, other body functions and structures, functionality and social participation do not change when KT is applied. Between these studies we did not find one that evaluated the effects of KT in children with CP. Therefore we realized the third and fourth studies. In the third study we aimed to evaluate the effects of KT in muscle activity and the motor strategies used to perform STS from three bench heights in children with CP. We found that KT led to increased muscle activity of rectus femoris and changes in hip kinematics variables. However, other joints angles did not change, as well as the time to perform STS. The fourth study verified the effects of KT in knee extensor torque. We increased knee extensor torque in KT condition, especially for children with outstanding weakness.

Key words: 1. Functional taping. 2. Functionality. 3. Children. 4. Cerebral palsy. 4. Sit-to-stand.

SUMÁRIO

CONTEXTUALIZAÇÃO	01
ESTUDO 1. Influência da altura do banco nas estratégias de movimento adotadas durante a execução da atividade sentado para de pé em crianças saudáveis e com Paralisia Cerebral.....	09
ESTUDO 2. Efeito da kinesiio taping na ativação muscular e em outros domínios da Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde: uma revisão crítica.....	44
ESTUDO 3. Efeito da kinesiotaping sobre a ativação muscular e a atividade sentado para de pé em crianças com Paralisia Cerebral: estudo cego simples, placebo controlado, <i>cross-over</i>	74
ESTUDO 4. Efeito da KT no torque extensor de joelho em crianças com Paralisa Cerebral: uma série de estudos de 3 casos.....	108
CONSIDERAÇÕES FINAIS	123
APÊNDICES	126
APÊNDICE A. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	127
APÊNDICE B. Protocolo de Avaliação Física Inicial.....	129

LISTA DE FIGURAS

ESTUDO 1

- Figura 1.** Fluxograma representativo da seleção e da inclusão das crianças no estudo.....22
- Figura 2.** Curvas cinemáticas nos bancos alto, baixo e neutro; das crianças saudáveis e com PC.....28

ESTUDO 2

- Figura 1.** Fluxograma da seleção dos estudos.....50

ESTUDO 3

- Figura 1. A.** Vista anterior: marcadores da cinemática, eletrodos e Kinesiotaping no músculo reto femoral. B. Vista posterior.....84
- Figura 2.** Fluxograma representativo da seleção e da inclusão das crianças no estudo.....87
- Figura 3 –** Curvas cinemáticas nas três condições de bandagem (KT, placebo e sem) e de altura de banco (alto, baixo e neutro).....94

ESTUDO 4

- Figura 1. A.** Pico de torque extensor do joelho dos membros afetado e sadio, nas condições com KT e sem KT. 1 – Típico D; 2 – Típico E; 3 – GMFCS I; 4 – GMFCS II direito; 5 – GMFCS II esquerdo; 6 – GMFCS III direito; 7 - GMFCS III esquerdo....116

LISTA DE TABELAS

ESTUDO 1

Tabela 1 - Duração das fases e duração total da atividade ST-DP, nas condições de banco alto, baixo e neutro; nos grupos de crianças saudáveis e com PC.....24

Tabela 2 - Valores dos ângulos de início, final e máximo, e da amplitude da pelve e do tronco; nos bancos alto, baixo e neutro; dos grupos de crianças saudáveis e com PC....29

Tabela 3 - Valores dos ângulos de início, final e máximo, e da amplitude do quadril, joelho e tornozelo; nos bancos alto, baixo e neutro; do membro dominante de crianças saudáveis e dos membros sadio e afetado de crianças com PC.....30

ESTUDO 2

Tabela 1 - Descrição da kinesio taping.....51

Tabela 2 - População estudada, avaliações e resultados dos estudos incluídos.....55

Tabela 3 - Qualidade dos estudos.....58

ESTUDO 3

Tabela 1 - mRMS do músculo reto femoral, de ambos os membros afetado e sadio, nas três condições de bandagem (KT, placebo e sem) e de altura de banco (alto, baixo e neutro).....89

Tabela 2 - Ângulos de início, final, máximo e amplitude do tronco e da pelve, nas três condições de bandagem (KT, placebo e sem) e de altura de banco (alto, baixo e neutro).....91

Tabela 3 - Ângulos de início, final, máximo e amplitude do quadril, joelho e tornozelo, dos membros afetado e sadio, nas três condições de bandagem (KT, placebo e sem) e de altura de banco (alto, baixo e neutro).....92

Tabela 4. Duração total e das fases do ST-DP, nas três condições de bandagem (KT, placebo e sem) e de altura de banco (alto, baixo e neutro).....96

CONTEXTUALIZAÇÃO

A Paralisia Cerebral (PC) é definida como uma desordem do movimento e da postura, que ocorre como consequência de uma lesão não progressiva no cérebro imaturo (Rosenbaum et al., 2007). Caracteriza-se como uma das alterações no sistema neuromotor mais comuns encontradas por terapeutas que trabalham com crianças (Platt et al., 2007).

Na PC ocorre lesão do neurônio motor superior localizado em diferentes áreas corticais, os quais fazem parte do tracto cortico espinhal e de outras vias descendentes, que levam a perda subsequente de sinais excitatórios e inibitórios. A perda do controle descendente, por sua vez, leva a alteração na ativação dos motoneurônios localizados na medula espinhal que resulta em uma incoordenação da ativação muscular. Assim, os padrões de ativação dos músculos agonistas, antagonistas e sinergistas são alterados (Brouwer e Ashby, 1991; Carr et al., 1993; Cahill-Rowley e Rose, 2014). Alguns autores verificaram que crianças com PC apresentam diminuição na taxa de disparo de unidades motoras e no recrutamento de fibras musculares; assim como uma co-contracção aumentada dos músculos antagonistas, caracterizada por aumento do tônus muscular (Elder et al., 2003; Stackhouse et al., 2005; Doix et al., 2013; Braendvick et al., 2013).

Além das alterações no sistema neuromotor, a PC leva a modificações no sistema sensorial. De fato, Nagae et al. (2007) e Hoon et al. (2002) demonstraram que há uma lesão mais severa nas fibras posteriores da substância branca quando comparada à lesão nas vias descendentes do tracto córtico espinhal, em crianças com PC prematuras e com leucomalácia periventricular. Estas fibras posteriores fazem uma conexão entre o tálamo e o córtex sensorial. O tálamo, por sua vez, está relacionado ao processamento inicial de informações sensoriais advindas do sistema periférico e a projeção destas informações para diferentes áreas do córtex. A integração destas

informações com outras regiões cerebrais e a projeção para áreas motoras regulam a atividade das vias descendentes. Assim, estes autores sugeriram que nestas crianças, há alterações na capacidade de integrar as informações sensoriais, as quais, por sua vez, modificam os padrões motores. Ainda, estes autores sugerem que para estas crianças, as alterações no sistema sensorial parecem ser mais impactantes do que as alterações no sistema motor (Hoon et al., 2009).

As alterações motoras e sensoriais decorrentes da lesão cerebral primária estão relacionadas a alterações em diferentes sistemas corporais e limitações na execução de atividades funcionais (Rosenbaum et al., 2007). Crianças com PC apresentam déficits em estruturas e funções do corpo, como fraqueza muscular e alteração de tônus; limitações na execução de atividades funcionais, como alterações nos padrões da marcha; e menor participação social, como diminuição nos escores obtidos em escalas funcionais (dos Santos et al., 2012).

Dentre as atividades funcionais que as crianças com PC apresentam limitações, pode-se citar a atividade sentado para de pé (ST-DP). Encontrou-se que crianças com PC apresentam maior duração para realizar a atividade ST-DP quando comparada às crianças saudáveis (Hennington et al., 2004; Santos et al., 2013). Além disso, as crianças com PC com comprometimento funcional mais grave têm alterações nas estratégias motoras utilizadas para realizar esta atividade como aumento da inclinação de tronco, maior flexão de joelho no final da atividade e aumento do pico de dorsiflexão do tornozelo (Park et al., 2003). Por sua vez, as crianças com comprometimento funcional mais leve apresentam estratégias motoras semelhantes às crianças típicas (Hennington et al., 2004; Santos et al., 2013).

No entanto, vale-se ressaltar que a capacidade de executar uma atividade funcional está relacionada diretamente com as características da tarefa. Na rotina diária,

a atividade ST-DP é constantemente manipulada por alterações na configuração do assento, como altura do banco, presença de encosto e de apoio para os membros superiores; presença de apoio para os pés; e alterações no posicionamento inicial da criança, como posicionamento dos pés e dos membros superiores no início da atividade (Janssen et al., 2002; da Costa et al., 2011). Assim, mesmo crianças com PC com menor comprometimento funcional podem apresentar limitações na execução da atividade ST-DP quando a mesma é manipulada.

Sabe-se que diferentes alturas do banco são comumente encontradas na rotina diária (Weiner et al., 1993). Além disso, estudos com adultos e idosos demonstraram que tanto a redução quanto o aumento da altura do banco modificam as exigências biomecânicas da tarefa e alteram os padrões motores para execução da atividade (Hughes et al., 1996; Munro et al., 1998; Yamada et al., 2005).

Considerando que apenas um estudo verificou o efeito da manipulação da altura do banco em crianças com PC, sendo que somente a diferença entre os bancos alto e neutro foi avaliada (Hennington et al., 2004); foi realizado o primeiro estudo intitulado "Influência da altura do banco nas estratégias de movimento adotadas durante a execução da atividade sentado para de pé em crianças saudáveis e com Paralisia Cerebral". Neste estudo foi verificado o efeito da altura do banco nas estratégias motoras utilizadas durante a atividade ST-DP por crianças com PC em comparação a crianças saudáveis.

Com o intuito de promover ganhos funcionais e melhor participação em atividades de vida diária, diferentes intervenções foram propostas para crianças com PC. Uma das intervenções que visam modificar a percepção de estímulos sensoriais, presente em crianças com PC, com o intuito de promover melhores padrões motores é a kinesioteipagem (KT). A KT é uma técnica terapêutica, amplamente utilizada na prática

clínica, porém com evidências científicas questionáveis. Caracteriza-se como uma fita elástica capaz de alongar-se até 140% do seu comprimento original (Chen et al., 2008; Fu et al., 2008; Paoloni et al., 2011).

Os proponentes da técnica inferem que a KT, quando aplicado com tensão, culmina no estiramento da pele e estimula os receptores sensoriais. Esta informação sensorial adicional levaria a um aumento da excitabilidade dos neurônios motores e aumento da ativação muscular (Hsu et al., 2009; Callaghan et al., 2012; Wong et al., 2012). No entanto, os mecanismos fisiológicos atribuídos à aplicação desta técnica ainda não foram comprovados.

Com o intuito de verificar se a KT levaria a modificações na ativação muscular foi realizado um estudo de revisão pelos autores, intitulado "Efeito da kinesio taping na ativação muscular e em outros domínios da Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde: uma revisão crítica" (estudo 2). Neste, foi realizado um levantamento dos artigos que avaliaram os efeitos da KT na ativação muscular; assim como a descrição dos resultados referentes à população avaliada, da técnica da KT utilizada, dos efeitos na ativação muscular e nos três domínios da CIF, e da qualidade metodológica dos estudos.

Considerando que alterações na ativação muscular são características em crianças com PC; a KT tem sido considerado como uma técnica promissora para o aprimoramento de habilidades motoras nesta população (Iosa et al., 2010). Porém, são necessários estudos que verifiquem os reais efeitos desta técnica nos componentes de ativação muscular, e sua relação com modificações em outras estruturas e funções do corpo, na execução de atividades funcionais e na participação social.

Visando verificar o efeito da KT sobre a funcionalidade, realizou-se o terceiro estudo, intitulado "Efeito da kinesiotaping na ativação muscular e na atividade sentado

para de pé em crianças com Paralisia Cerebral: estudo cego simples, placebo controlado, *cross-over*". Neste estudo, avaliou-se o efeito da KT na ativação do músculo reto femoral e nas variáveis angulares e temporais, em crianças com PC, durante a execução da atividade ST-DP, em três alturas do banco.

Além disso, com a finalidade de verificar o efeito da KT sobre as estruturas e funções do corpo foi realizado o estudo quatro, intitulado "Efeito da KT no torque extensor de joelho em crianças com Paralisia Cerebral: um estudo de 3 casos". Este estudo teve como objetivo verificar o efeito da KT na força muscular em três crianças com PC, níveis GMFCS I, II e III.

Acredita-se que os resultados destes estudos fornecerão esclarecimentos a respeito das estratégias motoras utilizadas por crianças com PC para executar a atividade ST-DP quando a tarefa é manipulada. Além disso, a investigação dos efeitos da KT em crianças com PC auxiliará no esclarecimento a respeito de uma técnica que vem sendo amplamente utilizada na prática clínica, porém sem comprovação científica da sua eficácia.

Referências

- Brændvik SM, Elvrum AK, Vereijken B, Roeleveld K. Involuntary and voluntary muscle activation in children with unilateral cerebral palsy--relationship to upper limb activity. *Eur J Paediatr Neurol*. 2013;17(3):274-9.
- Brouwer B, Ashby P. Altered corticospinal projections to lower limb motoneurons in subjects with cerebral palsy. *Brain*. 1991;114:1395-407.
- Cahill-Rowley K, Rose J. Etiology of impaired selective motor control: emerging evidence and its implications for research and treatment in cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2014;56:522-8.
- Callaghan MJ, McKie S, Richardson P, Oldham JA. Effects of patellar taping on brain activity during knee joint proprioception tests using functional magnetic resonance imaging. *Phys Ther* 2012;92:821-30.
- Carr LJ, Harrison LM, Evans AL, Stephens JA. Patterns of central motor reorganization in hemiplegic cerebral palsy. *Brain* 1993;116:1223-47.
- Chen PL, Hong WH, Lin CH, Chen WC. Biomechanics effects of kinesio taping for persons with patellofemoral pain syndrome during stair climbing. *Biomed 2008, Proceedings 21*. Berlin: Springer:2008. p. 395-7.
- da Costa CS, Savelsbergh G, Rocha NA. Sit-to-stand movement in children: a review. *J Mot Behav*. 2010;42:127-34.
- Doix AC, Gulliksen A, Brændvik SM, Roeleveld K. Fatigue and muscle activation during submaximal elbow flexion in children with cerebral palsy. *J Electromyogr Kinesiol*. 2013;23(3):721-6.
- dos Santos AN, Pavão SL, Santiago PR, Salvini Tde F, Rocha NA. Sit-to-stand movement in children with hemiplegic cerebral palsy: relationship with knee extensor torque and social participation. *Res Dev Disabil*. 2013 Jun;34:2023-32.
- dos Santos AN, Pavão SL, de Campos AC, Rocha NA. International Classification of Functioning, Disability and Health in children with cerebral palsy. *Disabil Rehabil*. 2012;34:1053-8.
- Elder GCB, Kirk J, Stewart G et al. Contributing factors to muscle weakness in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2003;45:542-50.
- Fu T, Wong AM, Pei Y, et al. Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes—a pilot study. *J Sci Med Sport* 2008;11:198-201.
- Henington G, Johnson J, Penrose J, Barr K, McMulkin ML, Vander Linden DW. Effect of bench height on sit-to-stand in children without disabilities and children with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85:70-6.
- Hoon AH, Stashinko EE, Nagae LM, Lin DD, Keller J, Bastian A, et al. Sensory and motor deficits in children with cerebral palsy born preterm correlate with diffusion tensor imaging abnormalities in thalamocortical pathways. *Dev Med Child Neurol* 2009;51:697-704.
- Hoon AH Jr, Lawrie WT Jr, Melhem ER, et al. Diffusion tensor imaging of periventricular leukomalacia shows affected sensory cortex white matter pathways. *Neurology* 2002;59:752-56.
- Hsu YH, Chen WY, Lin HC, Wang WT, Shih YF. The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *J Electromyogr Kinesiol* 2009;19:1092-9.
- Hughes MA, Schenkman ML. Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. *J Rehabil Res Dev* 1996;33:409-12.

Iosa M, Morelli D, VittoriaNanni M, Veredice C, Marro T, Medici A, Paolucci S, Mazzá C. Functional taping: a promising technique for children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neur* 2010;52:287-9.

Janssen WG¹, Busmann HB, Stam HJ. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Phys Ther*. 2002;82(9):866-79.

Munro BJ, Steele JR, Bashford GM, Ryan M, Britten N. A kinematic and kinetic analysis of the sit-to-stand transfer using an ejector chair: implications for elderly rheumatoid arthritic patients. *J Biomec* 1998;31:263-71.

Nagae LM, Hoon AH Jr, Stashinko E, et al. Diffusion tensor imaging in children with periventricular leukomalacia: variability of injuries to white matter tracts. *AJNR Am J Neuroradiol* 2007; 28:1213–22.

Park ES, Park CI, Lee HJ, Kim DY, Lee DS, Cho SR. The characteristics of sit-to-stand transfer in young children with spastic cerebral palsy based on kinematic and kinetic data. *Gait Posture*. 2003;17:43-9.

Paoloni M, Bernetti A, Fratocchi G, et al. Kinesio Taping applied to lumbar muscles influences clinical and electromyographic characteristics in chronic low back pain patients. *Eur J Phys Rehabil Med* 2011;47:237–44.

Platt MJ, Cans C, Johnson A, Surman G, Topp M, Torrioli MG, Krageloh-Mann I. 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*. 2007;369:43-50.

Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M, Damiano D, Dan B, Jacobsson B. A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl*. 2007;109:8-14.

Stackhouse SK, Binder–Macleod SA, Lee SCK. Voluntary muscle activation, contractile properties, and fatigability in children with and without cerebral palsy. *Muscle Nerve* 2005;31:594–601.

Weiner DK, Long R, Hughes MA, Chandler J, Studenski S. When older adults face the chair-rise challenge. *J Am Geriat Soc* 1993;41:6-10.

Wong OM, Cheung RT, Li RC. Isokinetic knee function in healthy subjects with and without Kinesio taping. *Phys Ther Sport* 2012;13:255-8.

Yamada T, Demura S. Influence of the relative difference in chair seat height according to different lower thigh length on floor reaction force and lower-limb strength during sit-to-stand movement. *Jo Phys Anth Applied Hum Sc* 2005;23:197–203.

ESTUDO 1

**INFLUÊNCIA DA ALTURA DO BANCO NAS ESTRATÉGIAS DE
MOVIMENTO ADOTADAS DURANTE A EXECUÇÃO DA
ATIVIDADE SENTADO PARA DE PÉ EM CRIANÇAS
SAUDÁVEIS E COM PARALISIA CEREBRAL**

Manuscrito submetido ao periódico *Human Movement Science*.

Influência da altura do banco nas estratégias de movimento adotadas durante a execução da atividade sentado para de pé em crianças saudáveis e com Paralisia Cerebral

Adriana Neves dos Santos^{1,2}, Gisele Moreira Pena¹, Evelyn Maria Guilherme¹,
Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha¹

¹ Department of Physiotherapy, Universidade Federal de São Carlos, Rod. Washington Luis, km 235, 13565-905, São Carlos-SP, Brazil.

² Department of Physiotherapy, Universidade Federal de Santa Catarina, Rod. Governador Jorge Lacerda, nº 3201 - Km 35,4, 88905-355, Araranguá-SC, Brazil.

RESUMO

Objetivo: Verificar o efeito da altura do banco na atividade sentado para de pé (ST-DP) em crianças saudáveis e com Paralisia Cerebral (PC). **Métodos:** este estudo foi comparativo, com medidas repetidas. Vinte crianças saudáveis (8,0±1,7 anos) e 15 crianças com PC espástica (10,20±2,93 anos), nível GMFCS I e II, foram avaliadas. O ST-DP foi realizado em três alturas de banco: neutra, 90° de flexão do quadril; joelho e tornozelo; alta, 120% da altura neutra; e baixa, 80% da altura neutra. Os ângulos de início, final e máximo, e a amplitude de movimento do tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo foram mensurados. Também foi avaliada a duração total da atividade STD-DP e das fases. Um teste de ANOVA mista foi aplicado para os dados paramétricos, e os testes de Mann-Withney, Kruskal-Wallis, Friedman e Wilcoxon para os dados não paramétricos. **Resultados:** Ambos os grupos iniciaram o ST-DP com os quadris e joelhos flexionados, apresentaram aumento da amplitude de movimento destas articulações e maior tempo para executar as fases 2, 3 e 4, na condição de banco baixo. As crianças com PC apresentaram aumento da inclinação pélvica posterior, moveram o membro sadio para trás, adquiriram a postura em pé com maior flexão de tronco e joelho do membro afetado e obtiveram maior duração para levantar-se, quando a altura do banco foi reduzida. **Conclusão:** O banco baixo levou a adoção de estratégias adaptativas no grupo de crianças com PC em relação às crianças saudáveis.

1. Introdução

Dentre as habilidades motoras mais relevantes para a rotina diária, pode-se destacar a atividade sentado para de pé (ST-DP), visto que é comumente executada e essencial para outras atividades da vida diária (Schum, Crosbie & Lee, 2007; Dehail et al., 2007). Esta é definida como um movimento de transição para a postura em pé, no qual ocorre uma flexão do tronco e quadril para promover o deslocamento do centro de massa de uma base estável para uma base instável, seguido de uma extensão dos membros inferiores e tronco (Van der Linden, Brunt & McCulloch, 1994; Doorenbosch, Harpaar, Roebroek & Lankhorst, 1994).

Durante a execução do ST-DP, os sistemas sensoriais e motores são constantemente desafiados a manter a estabilidade e o alinhamento corporal (Papa & Cappozzo, 2000; Seven, Akalan & Yucesoy, 2007). Dentre os fatores que podem influenciar a execução desta atividade, podem ser citados modificações na altura do banco e no posicionamento dos pés, assim como utilização de apoio para os membros superiores e para o tronco (Janssen, Bussman & Stam, 2002; da Costa, Savelsbergh & Rocha, 2010; dos Santos, Pavão & Rocha, 2011).

Considerando que na rotina diária uma grande variedade de alturas de banco é encontrada, a mesma pode ser destacada nos estudos de análise do ST-DP (Hughes & Schenkman, 1996; Munro, Steele, Bashford, Ryan & Britten, 1998). Estudos com indivíduos adultos e idosos verificaram que modificações na altura do banco alteram a sobrecarga biomecânica da tarefa (Schenkman, Hughes, Samsa & Studenski, 1996; Arborelius, Wretenberg & Lindberg, 2004; Yamada & Demura, 2005; Demura & Yamada, 2007; Kuo, Tully & Galea, 2009).

Assim, na vida diária, a execução do ST-DP requer a capacidade de ajustes nas estratégias motoras para suprir suas demandas biomecânicas. Portanto esta atividade

pode ser desafiadora para indivíduos com déficits motores e sensoriais, como diminuição do controle postural, da capacidade de gerar torque e de produzir contração muscular sinérgica. Dentre estes indivíduos, podem-se destacar crianças com Paralisia Cerebral (PC), visto que compõem o grupo com desordem neuromotora mais comumente encontrado por terapeutas que trabalham com crianças (Bartlett & Birmingham, 2003).

Poucos estudos avaliaram as estratégias de movimentos utilizadas por crianças com PC durante o ST-DP (Park, Park, Lee, & Kim, 2003; Hennington et al., 2004; Liao, Yang, Hsu, Chan & Wei, 2010; dos Santos, Pavão, Santiago, Salvini & Rocha, 2013). Crianças com PC com comprometimento funcional leve utilizam estratégias motoras semelhantes às crianças saudáveis para executar esta atividade (Hennington et al., 2004; dos Santos et al., 2013). Por sua vez, crianças com PC com comprometimento funcional mais grave apresentaram maior inclinação pélvica anterior, extensão abrupta do joelho e diminuição no momento extensor do joelho em relação às saudáveis (Park et al., 2003). Porém, ambos os grupos possuem maior duração para executar a atividade ST-DP (Wilson, Haidere, Song & Telford, 1997; Park et al., 2003; Hennington et al., 2004; Liao et al., 2010).

Considerando a altura do banco encontrou-se apenas um estudo com crianças com PC. Hennington et al. (2004) observaram que crianças com PC foram capazes de modificar suas estratégias motoras para realizar a atividade ST-DP de diferentes alturas de banco, assim como crianças típicas, apesar de terem apresentado maior duração para execução desta atividade. Porém, estes autores consideraram como banco baixo um posicionamento com os joelhos e quadris flexionados a 90°, o qual é considerado, na maioria dos estudos, como um posicionamento neutro.

Weiner, Long, Hughes, Chandler e Studenski (1993) observaram a presença de diferentes alturas de cadeiras em diferentes ambientes, tais como cozinhas, sala de estar,

hospitais e clínicas de reabilitação. Assim, as crianças com PC são desafiadas na sua rotina diária a executar a atividade ST-DP de diferentes alturas de banco, o que, conseqüentemente, modifica as demandas biomecânicas impostas pela tarefa.

Desta forma, considerando-se a escassez de estudos, bem como a relevância na rotina diária das modificações da altura do banco para a execução da atividade ST-DP, o objetivo do presente estudo foi verificar a influência da altura do banco nas estratégias de movimento adotadas durante a execução do ST-DP em crianças com PC e sem alterações neuromotoras. Como hipótese, acredita-se que uma diminuição na altura do banco modificará as estratégias motoras adotadas por crianças com PC em relação às saudáveis, como aumento da flexão anterior de tronco e da inclinação pélvica anterior durante a execução do ST-DP; aumento da flexão do tronco, quadril e joelho no final da atividade; devido a maior sobrecarga biomecânica imposta por esta altura.

2. Métodos

2.1. Desenho do estudo

Foi realizado um estudo transversal, comparativo e com medidas repetidas. O estudo foi realizado de acordo com as Diretrizes e Normas Regulamentadoras das Pesquisas Envolvendo Seres Humanos (Resolução 466/2012, Conselho Nacional de Saúde) e foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da instituição local (Parecer nº 112/505).

2.2. *Participantes*

O estudo foi constituído por dois grupos, sendo um composto por crianças saudáveis e outro formado por crianças com diagnóstico médico de PC. O estudo foi composto por uma amostra não probabilística de conveniência.

Os participantes foram recrutados na clínica escola e em locais de atendimento da região da Universidade; assim como em escolas da região. A seleção das crianças com PC foi baseada nos seguintes critérios de inclusão: crianças com diagnóstico médico de PC espástica, idade entre cinco e 16 anos e com capacidade de realizar a atividade ST-DP sem apoio ou auxílio externo nas três alturas de banco propostas no estudo. Para o grupo de crianças saudáveis, os critérios de inclusão foram: ausência de comprometimento no sistema neuromotor e músculo-esquelético, de ambos os sexos, com idade entre cinco e 16 anos.

Os critérios de não inclusão para as crianças com PC foram: a) comprometimento mental que incapacitasse a compreensão dos comandos dados; b) doença cardíaca congênita (cardiomiopatias, hipertensão pulmonar); c) encurtamento ou deformidade física que pudesse comprometer a execução da atividade ST-DP; d) realização de procedimento cirúrgico ortopédico a menos de um ano antes da admissão no estudo; e) aplicação de bloqueios químicos a menos de seis meses antes da admissão no estudo; f) uso ou alterações de medicação que pudessem afetar a força ou tônus muscular, g) não participação em atendimento fisioterapêutico regular (duas vezes por semana por no mínimo seis meses, h) massa e altura fora do percentil esperado para idade na data de avaliação.

Por sua vez, os critérios de não inclusão para o grupo de crianças saudáveis foram: a) massa e altura fora do percentil esperado para idade na data de avaliação; b)

crianças nascidas pré-termo e com massa corporal ao nascimento inferior a 2.500 gramas; c) prática de atividade física de forma regular com uma frequência superior a três vezes por semana.

Todos os responsáveis pela criança assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A).

2.3. *Procedimentos*

Para determinação das estratégias de movimento utilizadas durante a execução do ST-DP foi realizada uma análise cinemática. O sistema de análise de movimento Qualisys ProReflex MCU (QUALISYS MEDICAL AB®, 411 12 Gothenburg, Suécia) foi utilizado para a obtenção dos parâmetros temporais e cinemáticos; com uma frequência de aquisição de 240Hz. Os movimentos da atividade ST-DP foram registrados por seis câmeras. A captura dos dados cinemáticos foi realizada pelo *software* de aquisição Qualisys Track Manager 1.9.2. Além disso, foi utilizada uma câmera de vídeo digital com a finalidade de observar visualmente os movimentos utilizados pelas crianças.

Previamente a coleta dos dados, as crianças foram despidas pela mãe e permaneceram vestidas apenas por um *short* de *lycra*. Foram, então, aferidos a massa e a estatura, com a finalidade de verificar se a criança estava dentro da curva de crescimento normal (APÊNDICE B).

Os marcadores da análise cinemática foram fixados em ambos os membros inferiores e tronco. Foram utilizados 27 marcadores passivos refletivos de 15mm de diâmetro nos seguintes pontos ósseos de ambos os hemisférios corporais: acrômio; esterno no manúbrio; processo espinhoso da vértebra cervical 7 e lombar 5; crista ilíaca;

espinha íliaca pósterio-superior; trocanter maior do fêmur; epicôndilos medial e lateral do fêmur; maléolos medial e lateral; calcâneo; cabeça do primeiro e quinto metatarsos e ponta do hálux. Além disso, foram utilizados dois *clusters* sobre os processos espinhosos das vértebras torácica 9 e lombar 1; e um *cluster*, em forma de retângulo, na lateral de cada coxa e um na lateral de cada perna.

Em seguida, a criança foi posicionada sentada em um banco de altura regulável, sem calçados. No início da atividade, a criança manteve os membros superiores cruzados sobre os ombros. Os pés foram posicionados de forma simétrica e com uma distância entre os mesmos igual a distância entre os ombros, podendo ajustar o posicionamento destes durante a execução da atividade de maneira auto-selecionada. A superfície de apoio da criança foi padronizada, sendo que a mesma deveria estar com toda a região glútea e o terço superior de ambas as coxas apoiados. A atividade ST-DP foi realizada com velocidade confortável auto-selecionada (dos Santos et al., 2013).

As avaliações foram executadas em três condições de altura de banco: neutra, alta e baixa. A altura neutra foi definida como a posição com os quadris, joelhos e tornozelos em uma angulação de 90°. As alturas baixa e alta corresponderam, respectivamente, a 80% e 120% da neutra (Hennington et al., 2004; Mazza, Zok & Croce, 2004; Kuo et al., 2009). O estabelecimento das alturas do banco foi realizado com base em um estudo com adulto, no qual se observou que uma alteração mínima de 20% da altura neutra é necessária para que ocorra uma diferença significativa na execução do ST-DP (Demura & Yamada, 2007). A ordem das condições de altura de banco foi randomizada por meio de sorteio.

Previamente ao início da tarefa em cada altura de banco, duas tentativas foram realizadas para permitir a adaptação da criança. Em seguida, cinco tentativas foram efetivamente registradas para cada condição de altura de banco. Destas cinco tentativas,

somente três foram consideradas como válidas, que representam tentativas nas quais todos os marcadores puderam ser visualizados e a estratégia de equilíbrio do passo não foi utilizada. Quando os marcadores foram visualizados nas 5 tentativas, as 3 válidas foram definidas por meio de sorteio.

Um intervalo de 30 segundos foi oferecido entre cada tentativa. Além disso, um intervalo de 5 minutos de descanso foi dado entre as diferentes alturas de banco.

2.4. *Redução dos Dados*

Em seguida, os dados foram transferidos para o *software* Visual3D. Neste, construiu-se o modelo biomecânico dos segmentos corporais com base na posição dos marcadores de referência capturada durante a coleta estática, avaliada com a criança na postura em pé. Este modelo foi aplicado nos arquivos dinâmicos. Após a construção do modelo biomecânico, as trajetórias dos marcadores foram interpoladas e filtradas por meio de um filtro digital *Butterworth* passa baixa de quarta ordem, com a frequência de corte estabelecida em 4 HZ (dos Santos, 2013). Posteriormente, o *software* MatLab® (version 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, USA) foi utilizado para determinação das variáveis do estudo. Os dados das três tentativas para cada condição de banco foram analisados e a média foi utilizada na análise estatística.

2.5. *Variáveis*

O presente estudo teve duas variáveis independentes: altura de banco e grupo ou membro. As três condições de altura de banco foram neutra, baixa e alta. Além disso, as condições de grupo foram: saudável e com PC; enquanto de membro foram: membro

afetado e sadio de crianças com PC, e membro dominante de crianças saudáveis. O membro lesado de crianças com hemiparesia e os dois membros de crianças com diparesia foram definidos como membro afetado. O membro sem lesão de crianças com PC do tipo hemiparesia foi definido como membro sadio. O membro dominante foi definido como aquele preferido para chutar uma bola o mais distante possível (Burnett et al., 2011). Todas as crianças saudáveis apresentaram dominância no membro inferior direito.

Como variáveis dependentes do estudo foram consideradas os ângulos articulares e a duração da atividade ST-DP.

Os ângulos articulares foram calculados usando-se a sequência de Cardan (X,Y,Z). Os ângulos da pelve e do tronco foram computados utilizando como referência as coordenadas globais do laboratório. Os ângulos do quadril e joelho foram obtidos usando-se como segmento de referência a pelve e a coxa, respectivamente (Grood & Suntay, 1983; Wu & Cavanagh, 1995). Para o ângulo do tornozelo foi primeiramente construído o segmento pé virtual, com o objetivo de alinhar o pé e o segmento da perna. O ângulo do tornozelo foi computado usando como segmento o pé virtual e como segmento de referência a perna.

Os ângulos das diferentes articulações avaliadas foram computados durante todo o movimento da atividade ST-DP. Definiram-se como variáveis de interesse os ângulos de início, final e máximo das articulações de tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo no plano sagital. O início do ST-DP foi definido como o deslocamento anterior do marcador posicionado sobre o processo espinhoso da sétima vértebra cervical, no eixo Y, superior a 2 desvios padrões a partir do comando de levantar-se fornecido pelo avaliador. O final do ST-DP foi determinado como o deslocamento anterior do marcador localizado no processo espinhoso da sétima vértebra cervical, inferior a 1

desvio padrão, a partir da aquisição da postura em pé e obtenção dos ângulos máximo de extensão do quadril e joelho (Park et al., 2003). O ângulo máximo representa o pico de inclinação anterior da pelve; o pico de flexão do tronco, do quadril e do joelho; e o pico de dorsiflexão do tornozelo. Também foi avaliada a amplitude de movimento de cada articulação, sendo definida como a diferença entre o ângulo final e inicial (Park et al., 2003; dos Santos, 2013).

Além das variáveis angulares, também foi verificada a duração total da atividade ST-DP. Também foi analisada a duração das fases da atividade ST-DP de acordo com o estudo de Park et al. (2013). A primeira fase foi caracterizada do início do ST-DP (T0) até o ponto de máxima flexão de quadril (T1). A segunda foi definida de T1 até o ponto de transição abrupta para extensão de joelho (T2). A terceira foi considerada de T2 até a máxima dorsiflexão de tornozelo (T3). A quarta fase foi determinada de T3 até a o ponto no qual a criança adquiriu a postura em pé e obteve os maiores valores de extensão de joelho e quadril (T4). A quinta fase foi caracterizada de T4 até a aquisição da postura em pé estável, ou seja, até o final do ST-DP (T5). A duração total da atividade ST-DP foi definida de T0 a T5 (Park et al., 2003).

2.6. *Análise Estatística*

Inicialmente foi realizada uma análise descritiva das variáveis estudadas, por meio da média e do desvio padrão. A normalidade e homogeneidade de variâncias foram verificadas, respectivamente, por meio dos testes de Shapiro-Wilk e Levene. Os dados que não apresentaram distribuição paramétrica foram transformados utilizando a função $\log(10)$.

Foi utilizado o teste ANCOVA misto (bancoXmembros; membros como fator inter-sujeito) para as variáveis angulares das articulações de quadril e joelho. Para as variáveis angulares de pelve e tronco, também foi utilizado o teste ANCOVA misto (bancoXgrupos; grupos como fator inter-sujeito). Como covariável considerou-se a duração total do ST-DP. Além disso, realizou-se uma ANOVA mista (bancoXgrupos; grupos como fator inter-sujeito) para a variável duração total e duração de cada fase do ST-DP.

Para as variáveis que não apresentaram distribuição paramétrica, mesmo após transformação dos dados, foram aplicados testes não paramétricos. As variáveis não paramétricas foram duração da fase 3 e 5, ângulo final de quadril e todas as variáveis angulares de tornozelo. Para verificar a diferença entre os grupos PC e saudável, para a duração das fases 3 e 5, foi utilizado o teste Mann-Whitney. A diferença entre os membros, para as variáveis angulares de quadril e tornozelo, foi avaliada por meio do teste Kruskal-Wallis, utilizando-se com post-hoc o teste de Mann-Whitney. Ainda, com a finalidade de analisar a diferença entre as alturas de banco, utilizou-se o teste de Friedman e como post-hoc o teste de Wilcoxon.

Foi considerado um nível de significância de $p < 0,05$. O ajuste de Bonferroni foi aplicado para as comparações múltiplas. Foi utilizado o post-hoc de Bonferroni. O software SPSS foi utilizado para as análises estatísticas.

3. Resultados

3.1. Participantes

Cento e quarenta e seis crianças, 75 saudáveis e 71 com diagnóstico de PC, foram convidadas a participar do estudo. No final, 20 crianças saudáveis e 15 crianças com PC participaram do estudo (Figura 1).

O grupo de crianças com PC incluiu 10 meninos e 5 meninas (altura: $145,00 \pm 15,00$ cm; massa corporal: $38,5 \pm 13,60$ kg) com faixa etária entre 5 e 16 anos (média=10,20; desvio padrão=2,93 anos). As crianças foram topograficamente classificadas como hemiparéticas (11) e diparéticas (4), e funcionalmente classificadas pelo Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (GMFCS) como nível I (7) e II (8).

O grupo de crianças saudáveis incluiu 9 meninos e 11 meninas (altura: $131,6 \pm 12,18$ cm; massa corporal: $30,0 \pm 10,05$ kg) com idade entre 5 e 16 anos (média=8,00; desvio padrão=1,70 anos).

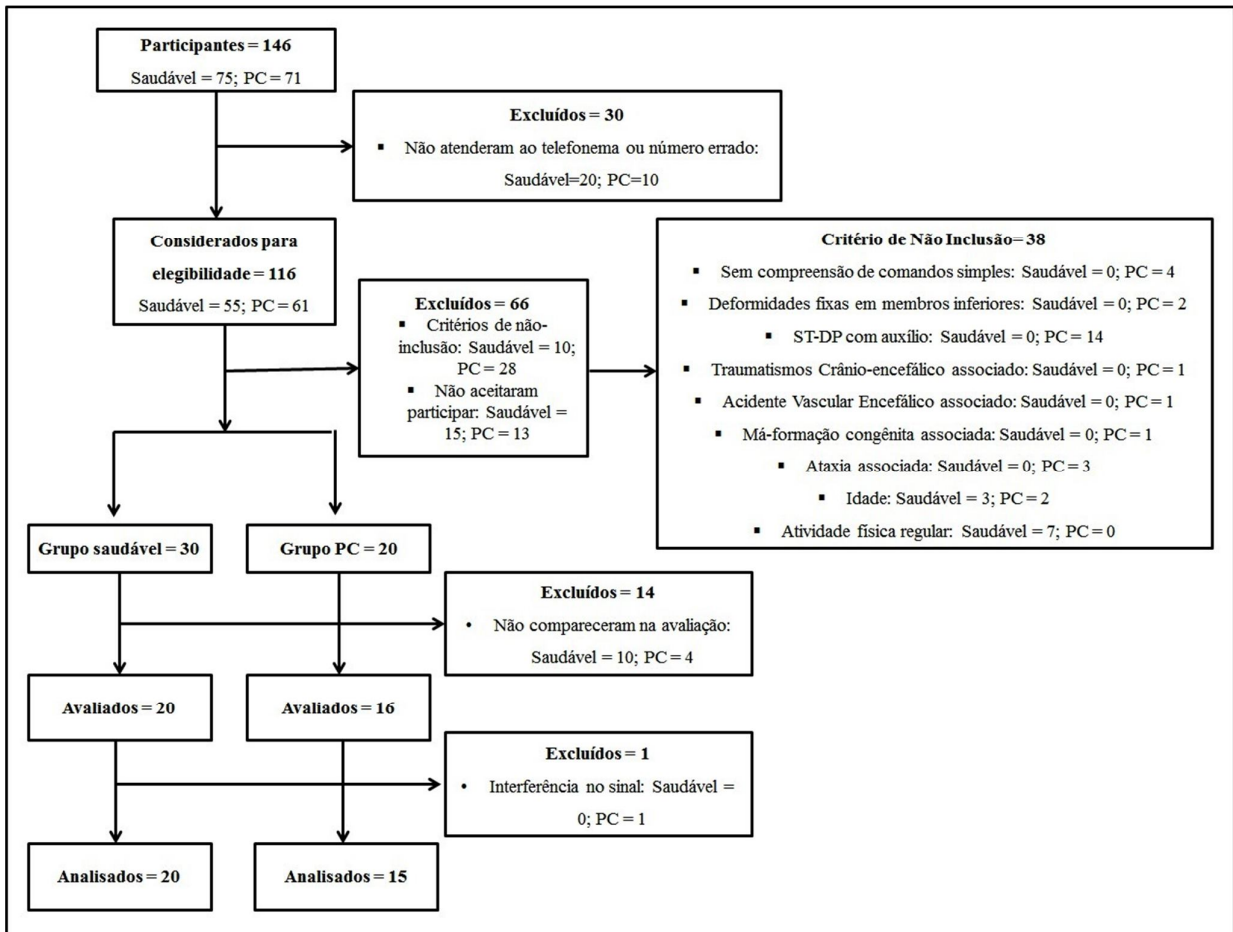


Figura 1 – Fluxograma representativo da seleção e da inclusão das crianças no estudo.

3.2. Duração da Atividade ST-DP

Os dados referentes à duração da atividade ST-DP estão representados na Tabela 1.

Houve interação entre a altura do banco e o grupo somente para a duração total da atividade ST-DP ($F(1,33)=4,348$; $p=0,017$; $\eta^2_p=0,116$). As crianças com PC apresentaram maior duração total na condição de banco baixo em relação aos bancos alto ($p\leq 0,001$) e neutro ($p=0,003$). Além disso, notou-se que as crianças com PC obtiveram maior duração total em relação às crianças típicas para os bancos baixo ($p=0,002$) e neutro ($p=0,029$).

Quanto à condição de altura de banco, notou-se diferença significativa para as fases 2 ($F(1,33)=8,620$; $p\leq 0,001$; $\eta^2_p=0,207$), 3 ($\chi^2(2)=7,471$, $p=0,024$) e 4 ($F(1,14)=5,842$; $p=0,005$; $\eta^2_p=0,150$). A comparação par a par demonstrou que na condição banco alto houve menor duração do que na condição banco baixo para as fases 2 ($p=0,003$) e 4 ($p=0,036$). Ainda, encontrou-se que na condição banco baixo as crianças obtiveram maior duração para as fases 3 ($Z=-3,181$; $p=0,001$) e 4 ($p=0,003$) do que na condição banco neutro.

Quanto ao grupo, foi encontrada diferença significativa para a duração da fase 5. As crianças com PC obtiveram maior duração na fase 5 quando comparadas as crianças saudáveis ($U=87$; $p=0,036$).

Tabela 1 – Duração das fases e duração total da atividade ST-DP, em segundos, nas condições de banco alto, baixo e neutro; nos grupos de crianças saudáveis e com PC.

	ALTO		BAIXO		NEUTRO	
	SAUDÁVEL	PC	SAUDÁVEL	PC	SAUDÁVEL	PC
	Média (DP) / IC	Média (DP) / IC	Média (DP) / IC	Média (DP) / IC	Média (DP) / IC	Média (DP) / IC
DURAÇÃO						
Fase 1	0,63(±0,21) / 0,54 — 0,73	0,56(±0,18) / 0,47 — 0,65	0,65(±0,13) / 0,59 — 0,70	0,73(±0,20) / 0,63 — 0,83	0,63(±0,10) / 0,59 — 0,68	0,61(±0,18) / 0,51 — 0,70
Fase 2	0,18(±0,08) / 0,14 — 0,21	0,13(±0,08) / 0,09 — 0,17	0,22(±0,07) / 0,19 — 0,25	0,21(±0,07) / 0,18 — 0,25	0,20(±0,06) / 0,17 — 0,23	0,18(±0,06) / 0,15 — 0,21
Fase 3	0,15(±0,15) / 0,09 — 0,22	0,05(±0,03) / 0,04 — 0,07	0,11(±0,06) / 0,08 — 0,14	0,13(±0,08) / 0,09 — 0,18	0,07(±0,04) / 0,06 — 0,09	0,08(±0,05) / 0,05 — 0,10
Fase 4	0,93(±0,26) / 0,81 — 1,04	1,08(±0,52) / 0,82 — 1,35	1,10(±0,27) / 0,98 — 1,21	1,46(±0,79) / 1,06 — 1,85	0,94(±0,26) / 0,82 — 1,05	1,07(±0,60) / 0,77 — 1,38
Fase 5	0,05(±0,06) / 0,02 — 0,07	0,09(±0,08) / 0,05 — 0,12	0,08(±0,11) / 0,04 — 0,13	0,14(±0,04) / 0,05 — 0,16	0,05(±0,05) / 0,03 — 0,07	0,11(±0,12) / 0,05 — 0,17
Total	1,94(±0,39) / 1,77 — 2,11	1,98(±0,44) / 1,76 — 2,21	2,17(±0,31) / 2,03 — 2,31	2,70(±0,63) / 2,38 — 3,02	1,93(±0,26) / 1,81 — 2,04	2,27(±0,60) / 1,97 — 2,57

DP = desvio padrão; IC = intervalo de confiança (95%).

3.3. Ângulos Articulares

As curvas angulares médias obtidas na análise cinemática estão representadas na Figura 2. Por sua vez, os valores dos ângulos de início, final e máximo, e da amplitude estão representados na Tabela 2 e 3.

3.3.1 Interação entre banco e grupo

Não houve interação significativa entre a altura do banco e o grupo para ângulo máximo e a amplitude de tronco e pelve. No entanto, encontrou-se interação significativa entre a altura de banco e o grupo para o ângulo final do tronco ($F(1,31)=5,092$; $p=0,009$; $\eta^2_p=0,141$). Também houve interação para o ângulo inicial da pelve ($F(1,31)=3,568$; $p=0,034$; $\eta^2_p=0,103$).

No grupo de crianças com PC, na condição de banco baixo, encontrou-se maior inclinação pélvica posterior no início da atividade em relação aos bancos alto ($p=0,009$) e neutro ($p=0,028$). Também se encontrou menor ângulo final de extensão do tronco, em crianças com PC, no banco baixo ($p=0,004$).

3.3.2. Interação entre banco e membro

Não houve interação entre a altura do banco e o membro para todas as variáveis angulares de quadril, joelho e tornozelo.

3.3.3. Efeito da Altura do banco

Quando considerada a condição de altura de banco, houve diferença significativa para as seguintes variáveis: ângulos de início ($F(1,65)=20,454$; $p\leq 0,001$; $\eta^2_p=0,239$) e máximo ($F(1,65)=11,059$; $p\leq 0,001$; $\eta^2_p=0,145$), e amplitude ($F(1,65)=8,572$; $p\leq 0,001$; $\eta^2_p=0,117$) do quadril; ângulos de início ($F(1,65)=9,318$; $p\leq 0,001$; $\eta^2_p=0,125$) e máximo

($F(1,65)=20,439$; $p\leq 0,001$; $\eta^2_p=0,239$), e amplitude ($F(1,65)=4,175$; $p=0,023$; $\eta^2_p=0,060$) do joelho; ângulo máximo ($\chi^2(2)=45,629$, $p\leq 0,001$) e amplitude ($\chi^2(2)=7,971$, $p=0,019$) de tornozelo.

O banco baixo levou a um maior ângulo de flexão no início, a um maior pico de flexão e a uma maior amplitude de quadril e o joelho, em relação aos bancos alto e neutro ($p\leq 0,001$). Por sua vez, na condição de banco neutro, ocorreu um maior ângulo de início e máximo, assim como maior amplitude de quadril e joelho, do que no banco alto ($p\leq 0,001$).

Também, ocorreu maior amplitude do tornozelo nas condições de banco baixo e neutro quando comparado ao banco alto ($p=0,026$). Ainda, houve maior pico de dorsiflexão do tornozelo nos bancos baixos e neutro em relação ao alto ($p\leq 0,001$).

3.3.4. Efeito do Grupo

Houve diferença significativa entre as crianças com PC e as saudáveis para o ângulo máximo ($F(1,65)=36,040$; $p\leq 0,001$; $\eta^2_p=0,538$) da pelve. As crianças com PC finalizaram o ST-DP com inclinação pélvica posterior, enquanto que as crianças saudáveis finalizaram com uma inclinação pélvica anterior.

Ainda, houve diferença entre os grupos para o pico de flexão anterior do tronco ($F(1,65)=5,885$; $p=0,021$; $\eta^2_p=0,160$). As crianças saudáveis obtiveram maior pico de flexão anterior do tronco do que as crianças com PC.

3.3.5. Efeito do Membro

Em relação à diferença entre os membros afetado e sadio de crianças com PC e o membro dominante de crianças saudáveis, houve diferença significativa para as seguintes variáveis: ângulo máximo de quadril ($F(1,65)=9,860$; $p\leq 0,001$; $\eta^2_p=0,180$);

ângulos final do quadril nos bancos alto ($H(2)=22,216$, $p\leq 0,001$), baixo ($H(2)=8,520$, $p=0,001$) e neutro ($H(2)=21,183$, $p\leq 0,001$); ângulo final do joelho ($F(1,65)=5,615$; $p=0,002$; $\eta^2_p=0,206$); ângulo máximo do joelho ($F(1,65)=4,158$; $p=0,009$; $\eta^2_p=0,161$); amplitude de joelho ($F(1,65)=3,458$; $p=0,021$; $\eta^2_p=0,138$); ângulo máximo de tornozelo no banco baixo ($H(2)=11,319$, $p=0,010$).

Para a articulação do quadril, os membros afetado e sadio de crianças com PC apresentaram uma maior extensão no final da atividade, representada pelo menor ângulo final. Também se encontrou um menor pico de flexão do quadril para os dois membros de crianças com PC, em relação ao membro dominante de crianças saudáveis.

Quanto à articulação do joelho, o membro afetado de crianças com PC apresentou uma menor extensão no final da atividade, representada pelo maior ângulo final ($p\leq 0,009$). Ambos os membros de crianças com PC obtiveram um maior pico de flexão ($p\leq 0,001$) do joelho em relação ao membro dominante de crianças saudáveis. Além disso, o membro afetado do grupo PC obteve menor amplitude em relação ao dominante de crianças saudáveis ($p=0,017$).

No banco baixo, o membro afetado apresentou menor pico de dorsiflexão ($p=0,026$) do que o sadio de crianças com PC. Ainda, o membro sadio de crianças com PC demonstrou maior pico de dorsiflexão do que o membro dominante ($p=0,016$).

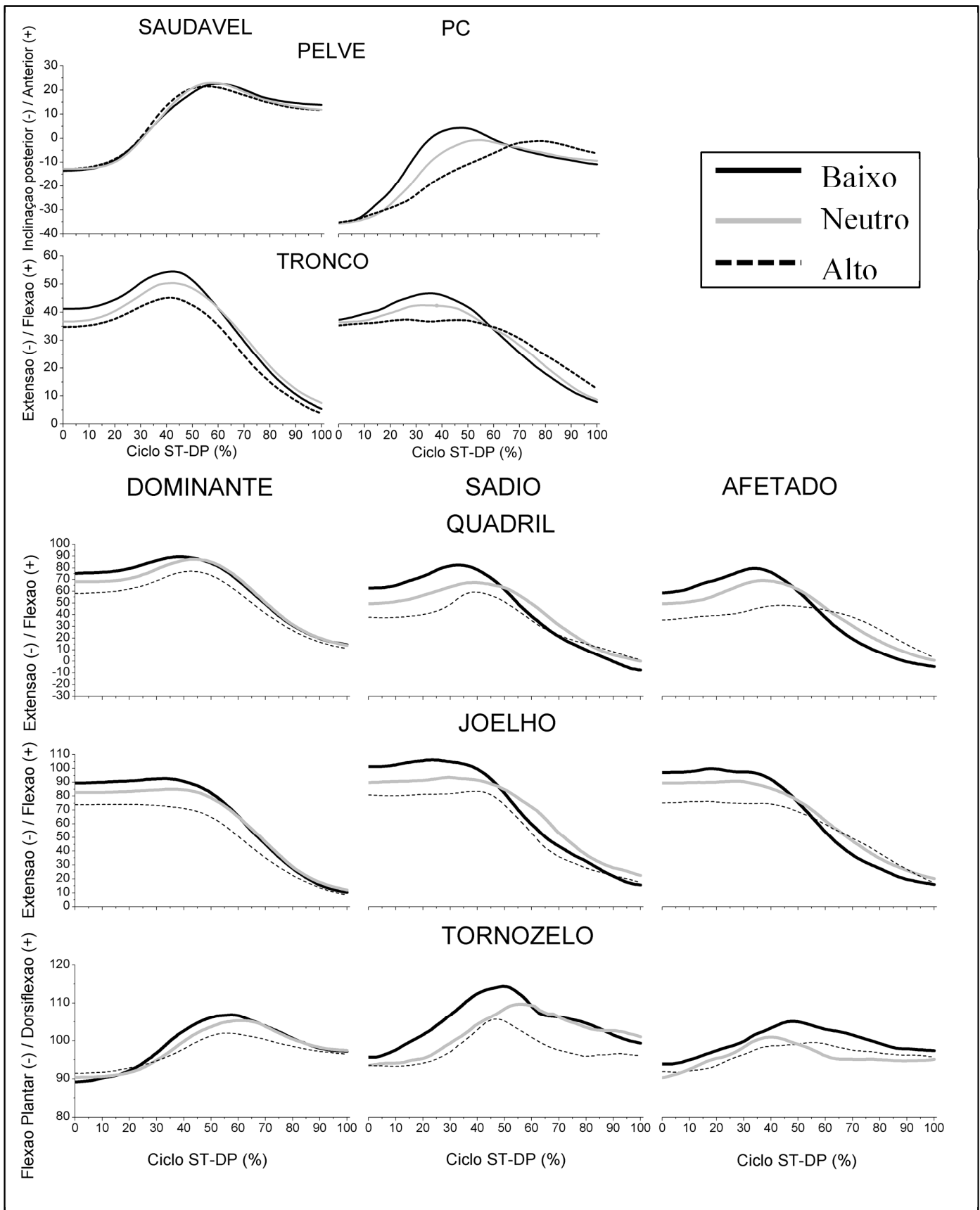


Figura 2 – Curvas angulares médias normalizadas pelo tempo nos bancos alto, baixo e neutro; das crianças saudáveis e com PC.

Tabela 2 – Valores dos ângulos de início, final e máximo, e da amplitude da pelve e do tronco; nos bancos alto, baixo e neutro; dos grupos de crianças saudáveis e com PC.

	ALTO		BAIXO		NEUTRO	
	SAUDÁVEL Média (DP) / IC	PC Média (DP) / IC	SAUDÁVEL Média (DP) / IC	PC Média (DP) / IC	SAUDÁVEL Média (DP) / IC	PC Média (DP) / IC
PELVE						
Início ^{a,b}	-14,38(±9,30) / -18,56 — -10,20	-34,43(±9,85) / -39,42 — -29,45 ^{al}	-14,04(±9,32) / -18,23 — -9,85	-38,87(±9,73) / -43,80 — -33,95 ^{al}	-13,40(±9,51) / -17,68 — -9,13	-34,57(±10,24) / -39,76 — -29,39 ^{al}
Fim ^b	11,67(±8,97) / 7,64 — 15,71	-9,78(±6,57) / -13,11 — -6,46	11,17(±9,15) / 7,06 — 15,29	-10,52(±7,69) / -14,41 — -6,62	11,14(±8,43) / 7,35 — 14,93	-11,37(±8,48) / -15,66 — -7,08
Amplitude	25,72(±7,76) / 22,23 — 29,21	25,78(±6,88) / 22,30 — 29,26	25,56(±9,00) / 21,51 — 29,60	27,52(±9,76) / 22,59 — 32,46	24,54(±9,15) / 20,43 — 28,65	23,21(±9,81) / 18,24 — 28,17
Máximo ^b	27,36(±8,97) / 23,33 — 31,40	4,35(±8,76) / -0,08 — 8,78	28,57(±10,91) / 23,67 — 33,48	8,81(±12,02) / 2,72 — 14,89	27,49(±10,42) / 22,81 — 32,18	8,91(±10,55) / 3,57 — 14,25
TRONCO						
Início	40,46(±13,11) / 34,56 — 46,36	37,08(±14,98) / 29,50 — 44,66	37,57(±12,80) / 31,82 — 43,32	34,51(±9,81) / 29,55 — 39,47	38,22(±14,01) / 31,92 — 44,52	36,37(±10,32) / 31,15 — 41,60
Fim ^a	2,42(±6,17) / -0,35 — 5,20	3,04(±8,44) / -1,23 — 7,31 ^{al}	2,46(±6,22) / -0,34 — 5,25	6,48(±9,63) / 1,61 — 11,36 ^{al}	4,09(±6,00) / 1,39 — 6,79	3,89(±9,37) / -0,85 — 8,63
Amplitude	35,15(±11,84) / 29,82 — 40,47	30,96(±6,76) / 27,54 — 34,38	38,00(±12,68) / 32,30 — 43,71	30,60(±13,60) / 23,71 — 37,48	34,13(±12,52) / 28,50 — 39,76	32,48(±10,68) / 27,08 — 37,89
Máximo ^b	50,67(±12,36) / 45,11 — 56,23	41,63(±9,15) / 37,00 — 46,26	60,10(±12,77) / 54,36 — 65,84	50,01(±11,55) / 44,17 — 55,85	53,47(±12,69) / 47,77 — 59,18	46,78(±10,80) / 41,32 — 52,25

DP = desvio padrão; IC = intervalo de confiança (95%).

Tabela 3 - Valores dos ângulos de início, final e máximo, e da amplitude do quadril, joelho e tornozelo; nos bancos alto, baixo e neutro; do membro dominante de crianças saudáveis e dos membros sadio e afetado de crianças com PC.

	DOMINANTE MÉDIA (DP) IC	ALTO SADIO MÉDIA (DP) IC	AFETADO MÉDIA (DP) IC	DOMINANTE MÉDIA (DP) IC	BAIXO SADIO MÉDIA (DP) IC	AFETADO MÉDIA (DP) IC	DOMINANTE MÉDIA (DP) IC	NEUTRO SADIO MÉDIA (DP) IC	AFETADO MÉDIA (DP) IC
QUADRIL									
Início	58,01(±11,85) 52,82 — 63,20	44,99(±4,55) 42,69 — 47,29	37,76 (±11,79) 31,79 — 43,72	75,47(±13,14) 69,71 — 81,22	97,10(±9,86) 92,78 — 101,42	98,42(±13,60) 91,54 — 105,31	66,94(±10,94) 62,15 — 71,74	52,29(±9,48) 47,49 — 57,08	49,28(±12,52) 42,95 — 55,61
Fim	10,86(±9,88) 6,53 — 15,19	-2,78(±9,33) -7,50 — 1,94	-5,68(±11,42) -11,46 — 0,10	12,87(±14,42) 6,56 — 19,19	-1,70(±10,29) -6,21 — 2,81	-2,55(±12,43) -8,84 — 3,74	10,69(±9,83) 6,39 — 15,00	-2,77(±10,34) -8,00 — 2,46	-3,00(±12,27) -9,21 — 3,21
Amplitude	48,17(±12,52) 42,68 — 53,65	46,85(±12,97) 40,28 — 53,41	42,92(±11,79) 36,95 — 48,89	64,50(±14,97) 57,94 — 71,06	63,34(±17,78) 55,55 — 71,13	57,76(±18,02) 48,64 — 66,88	57,58(±11,58) 52,51 — 62,65	58,14(±11,46) 52,34 — 63,94	53,11(±14,87) 45,59 — 60,63
Máximo	86,22(±12,31) 80,83 — 91,62	70,11(±4,88) 67,64 — 72,58	65,59(±10,46) 60,30 — 70,88	98,51(±12,86) 92,87 — 104,14	84,33(±4,62) 82,31 — 86,35	86,40(±10,68) 81,00 — 91,81	93,50(±10,58) 88,86 — 98,14	79,71(±4,94) 77,21 — 82,21	77,23(±11,05) 71,64 — 82,82
JOELHO									
Início	74,24(±11,37) 69,12 — 79,35	81,56(±10,13) 76,43 — 86,69	78,66(±14,54) 71,30 — 86,02	90,65(±12,01) 85,25 — 96,05	98,62(±10,94) 93,70 — 103,54	96,76(±13,41) 89,97 — 103,55	83,16(±11,32) 78,07 — 88,26	89,35(±9,98) 84,30 — 94,40	87,38(±16,33) 79,11 — 95,64
Fim	5,53(±10,25) 0,92 — 10,14	13,71(±10,64) 8,33 — 19,09	15,46(±13,99) 8,38 — 22,54	6,94(±8,25) 3,23 — 10,65	15,14(±12,12) 9,70 — 20,59	19,26(±17,74) 10,29 — 28,24	8,46(±10,11) 3,92 — 13,01	13,79(±9,05) 9,21 — 18,37	19,73(±16,28) 11,50 — 27,97
Amplitude	68,58(±11,47) 63,44 — 73,75	67,85(±12,70) 61,42 — 74,27	63,44(±15,43) 55,63 — 71,25	85,28(±6,86) 82,19 — 88,36	83,48(±19,70) 74,62 — 92,33	77,49(±19,30) 67,73 — 87,26	74,70(±9,39) 70,48 — 78,93	74,51(±12,41) 68,23 — 80,79	67,64(±18,42) 58,32 — 76,97
Máximo	77,97(±10,44) 73,27 — 82,66 ^p	86,49(±8,56) 82,16 — 90,82	83,43(±12,33) 77,20 — 89,67	97,93(±10,56) 93,18 — 102,68	109,26(±6,06) 106,53 — 111,98	109,39(±10,37) 104,14 — 114,63	87,81(±10,74) 82,98 — 92,64	97,42(±7,39) 93,68 — 101,16	96,22 (±13,29) 89,49 — 102,94
TORNOZELO									
Início	90,93(±7,75) 87,44 — 94,41	93,23(±9,44) 88,98 — 97,47	90,96(±9,92) 85,94 — 95,98	90,56(±7,40) 87,24 — 93,89	95,38(±9,19) 90,73 — 100,03	93,63(±8,01) 89,57 — 97,68	91,01(±7,61) 87,59 — 94,43	94,62(±10,06) 89,53 — 99,71	91,68(±10,68) 86,27 — 97,09
Fim	95,68(±5,20) 93,34 — 98,01	100,04(±7,83) 96,07 — 104,00	96,39(±7,05) 92,82 — 99,96	97,05(±3,79) 95,35 — 98,75	99,26(±7,73) 95,79 — 102,73	95,70(±10,85) 90,21 — 101,19	97,50(±4,27) 95,59 — 99,42	99,37(±6,24) 96,21 — 102,53	94,89(±11,88) 88,87 — 100,90
Amplitude	6,99(±4,56) 4,94 — 9,04	9,30(±4,92) 6,81 — 11,79	6,55(±6,37) 3,32 — 9,77	7,57(±3,66) 5,93 — 9,22	11,36(±7,00) 8,21 — 14,50	7,71(±5,57) 4,89 — 10,53	7,96(±4,40) 5,98 — 9,93	7,77(±4,62) 5,43 — 10,10	8,34(±6,03) 5,29 — 11,39
Máximo	105,69(±5,76) 103,10 — 108,28	110,26(±7,23) 106,60 — 113,91	104,67(±6,86) 101,19 — 108,14	112,65(±4,74) 110,52 — 114,79	116,83(±10,95) 111,90 — 121,75	106,92 (±12,53) 100,58 — 113,26	108,89(±5,08) 106,60 — 111,17	112,11(±9,68) 107,21 — 117,01	105,17(±11,19) 99,51 — 110,83

DP = desvio padrão; IC = intervalo de confiança (95%).

4. Discussão

O objetivo do estudo foi comparar as estratégias motoras utilizadas por crianças com PC e saudáveis durante a execução da atividade ST-DP sob a influência da manipulação da altura do banco. Foi considerada como hipótese que a diminuição na altura do banco modificaria as estratégias motoras adotadas por crianças com PC em relação às crianças saudáveis. De acordo com os resultados, a hipótese do presente estudo foi confirmada.

Encontrou-se maior flexão de joelho e quadril no início do ST-DP para o banco baixo, que pode ser atribuída ao posicionamento em maior flexão que este banco gera naturalmente. Para que as crianças pudessem adquirir uma postura em pé com extensão de quadril e joelho semelhantes ao banco alto, resultado encontrado no presente estudo; houve maior amplitude de movimento. Como a amplitude de movimento foi maior, as crianças precisaram de um maior tempo para realizar a extensão das articulações de joelho e quadril, havendo, portanto, maior duração nas fases 2, 3 e 4 na condição de banco baixo.

Considerando as crianças com PC, observou-se maior inclinação pélvica posterior no início e no final do ST-DP. Uma maior inclinação pélvica posterior é comumente relatada em crianças com PC durante a postura sentada (Miedaner, 1990; Myhr, Wendt, Norrlin & Radell, 1995; Lacoste, Therrien & Prince, 2009; Tsirikos, 2010); sendo um mecanismo usualmente utilizado para compensar déficits de equilíbrio do tronco no plano sagital (Roussouly & Pinheiro-Franco, 2011; Le Huec, Aunoble, Philippe, & Nicolas, 2011).

A maior inclinação pélvica posterior está associada à flexão da coluna torácica e a anteriorização da cabeça, sendo caracterizada como uma postura cifótica (Lou,

Lam, Hill & Wong, 2012). Esta postura está associada a uma diminuição na mobilidade pélvica, que leva a limitações na execução de atividades funcionais e em mover o corpo para frente (Myhr & von Wendt, 1991; Cox & Kernohan, 1998; Engstrom, 2002; van der Heide, Otten, van Eykern & Hadders-Algra, 2003). Neste estudo, nós encontramos que crianças com PC apresentam um menor pico de flexão do tronco, da pelve e do quadril quando comparadas às crianças saudáveis.

Assim, a menor mobilidade pélvica dificulta o deslocamento anterior do corpo, o qual aproxima o centro de massa corporal ao centro articular do joelho e reduz o esforço requerido pelos extensores de joelho para levantar-se (Lord, Murray, Chapman, Munro & Tiedemann, 2002; Scarborough, McGibbon & Krebs, 2007; Van der Heijden, Meijer, Willems & Savelberg, 2009). No entanto, as crianças com PC apresentaram um menor deslocamento anterior da pelve e do tronco.

Desta forma, estas crianças necessitariam da capacidade de gerar maior momento extensor de joelho para adquirir a postura em pé, a qual é comprometida (dos Santos et al., 2013). Além disso, o banco baixo é relacionado a uma diminuição na eficiência mecânica dos extensores de joelho em gerar torque (Hughes et al., 1996; van der Heidjen et al., 2009). Desta forma, a associação entre a altura de banco baixo e déficits na produção de torque extensor de joelho em crianças com PC resultará na adoção de uma estratégia adaptativa.

Encontrou-se, por meio das imagens analisadas, que as crianças hemiparéticas deslocaram o membro sadio posteriormente em relação ao membro afetado, assim como as diparéticas deslocaram um dos membros afetados posteriormente, na redução da altura do banco. Kawagoe, Tajima e Chosa (2000) demonstraram que o posicionamento posterior dos pés levou a uma redução significativa do deslocamento anterior do centro

de massa corporal, o que foi relacionado a uma menor demanda na força requerida para acelerar o corpo para frente.

Além disso, o posicionamento posterior dos pés está associado a uma menor flexão do quadril antes da extensão dos membros inferiores e tronco, a qual implica em uma menor distância que o tronco deve percorrer antes da ação de levantar do banco (Khemlani, Carr & Crosbie, 1999). Considerando que as crianças com PC do presente estudo apresentaram uma diminuição da flexão anterior do tronco e da inclinação pélvica anterior, a estratégia de posicionar os pés posteriormente poderia ser utilizada para compensar a dificuldade de deslocar o corpo anteriormente (Kawagoe et al.; 2000; Brunt, Greenberg, Wankadia, Trimble & Shechtman 2002; Kwong, Ng, Chung & Ng, 2014).

Também se observou que o deslocamento posterior foi feito pelo membro sadio. Estudos relataram que o membro inferior que é posicionado posteriormente apresenta um aumento na força vertical de reação do solo, ou seja, uma maior descarga de peso é realizada sobre o mesmo (Janssen et al., 2002). Desta forma, esta estratégia é relacionada ao aumento da assimetria (Roy et al., 2006), que já é uma característica marcante de crianças com PC (Domagalska, Szopa & Lember, 2001; Skjeret, 2011).

As crianças com PC também obtiveram maior duração para executar a fase 5 e aumento da flexão do joelho e do quadril no final do ST-DP, no banco baixo. O banco baixo requer a adoção de estratégias compensatórias de movimento, as quais foram associadas a maior requisição de torque extensor de joelho e de equilíbrio (Weiner et al., 1993; Schenkman, 1996; Scholz, Reisman & Schoner, 2001).

Crianças com PC, quando submetidas a desequilíbrios na postura em pé, possuem um atraso na contração da musculatura do tornozelo; uma sequência de ativação muscular próximo-distal, ou seja, os músculos quadríceps e ísquiotibias ativam

anteriormente aos músculos gastrocnêmio e tibial anterior; e uma co-contração. Estas alterações na resposta neuromuscular levam a uma recuperação lenta e menos organizada do equilíbrio na postura em pé (Nashner, Shumway-Cook & Marin, 1983; Burtner & Woollacott, 1998).

Foi verificado que estas alterações neuromusculares frente ao desequilíbrio têm relação com uma postura em pé com maior flexão de tronco e dos membros inferiores (Burtner et al 1998; Woollacott et al., 1998). Esta postura mantém o centro de gravidade mais baixo, permitindo a aquisição de uma postura em pé mais estável (Adolph & Avolio, 2000; da Costa & Rocha, 2013). Ainda, como as crianças com PC possuem uma resposta neuromuscular mais lenta do que as crianças saudáveis, as mesmas obtiveram maior tempo de duração na fase 5, que representa a fase de aquisição de estabilidade na postura em pé.

De acordo com os resultados do presente estudo, as crianças com PC sentaram com uma maior inclinação pélvica posterior, moveram o membro sadio para trás e adquiriram uma postura em pé com maior flexão do tronco e do joelho do membro afetado, conforme a altura do banco foi reduzida. Todas estas estratégias adaptativas permitiram que a atividade ST-DP fosse executada com sucesso e sem o auxílio de suporte externo. No entanto, as crianças com PC obtiveram maior duração para levantar-se e para adquirir estabilidade na postura em pé. Além disso, o posicionamento do membro sadio para trás leva a um aumento da assimetria.

Um fator que pode ser ressaltado com os resultados do presente estudo é que a capacidade de executar uma função motora é dependente não só dos déficits em estruturas e funções do corpo, mas também das condições do ambiente e da tarefa. Mazzá et al. (2004) também verificaram estes achados em indivíduos idosos, os quais

modificaram as estratégias motoras utilizadas para levantar-se de uma cadeira quando manipulações na tarefa e no nível de capacidade física foram realizadas.

No nosso conhecimento, este é o primeiro estudo que investiga os efeitos das alturas alta, neutra e baixa nas estratégias motoras utilizadas para executar a atividade ST-DP em crianças com PC. No entanto, algumas limitações devem ser levantadas.

Como limitações do estudo pode-se citar o fato de que foram avaliadas crianças com PC que conseguiam realizar a atividade ST-DP de forma independente em um único grupo. Das 15 crianças avaliadas, 4 não realizaram a estratégia de deslocamento posterior dos pés quando a altura do banco foi reduzida, mas sim o aumento do deslocamento anterior do tronco, semelhante ao grupo de crianças típicas. Isso significa que crianças com o mesmo nível funcional de acordo com GMFCS e a mesma independência para realizar o ST-DP podem, ainda, apresentar estratégias adaptativas diferentes quando submetidas a um aumento da demanda biomecânica da tarefa. Desta forma, sugere-se que futuros estudos também deveriam classificar as crianças de acordo com a estratégia motora utilizada para executar a atividade ST-DP e comparar as demandas biomecânicas de cada estratégia.

Outra limitação do estudo é o fato de ter sido utilizada uma amostra pequena. Além disso, foi utilizado um recrutamento não probabilístico, que pode afetar a generalização dos resultados e a validade externa. Assim, os resultados não podem ser extrapolados para a população de crianças com PC.

5. Conclusão

Em conclusão, o banco baixo modifica as estratégias de movimento adotadas por crianças com PC para executar a atividade ST-DP em comparação às crianças

saudáveis. Ambos os grupos iniciam a atividade ST-DP com uma posição em maior flexão de quadril e joelho, que culmina em uma maior amplitude de movimento destas articulações e em maior duração para realizar as fases que envolvem a extensão dos membros inferiores e tronco. No entanto, somente as crianças com PC adotam estratégias adaptativas no tronco, pelve e tornozelo, principalmente na condição de banco baixo. Estas adaptações incluem uma posição pélvica inicial em maior inclinação posterior; menor deslocamento anterior do tronco e posicionamento posterior do membro sadio. Além disso, na condição de banco baixo, as crianças com PC realizam estratégias posturais adaptativas para aquisição de maior estabilidade na postura em pé, como maior flexão de tronco e joelho. Apesar de estas estratégias terem permitido que a tarefa fosse executada com sucesso, as crianças com PC demoram mais tempo para executar a atividade ST-DP e apresentaram maior assimetria.

Referências

- Adolph, K.E., & Avolio, A.M. (2000). Walking infants adapt locomotion to changing body dimensions. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 26, 1148–1166.
- Arborelius, U.P., Wretenberg, P., & Lindberg, F. (1992). The effects of armrests and high seat heights on lower-limb activity during sitting and rising. *Ergonomics*, 35, 1377-1391.
- Bahrami, F., Riener, R., Jabedar-Maralani, P., & Schmidt, G. (2000). Biomechanical analysis of sit-to-stand transfer in healthy and paraplegic subjects. *Clinical Biomechanics*, 15, 123-133.
- Bartlett, D.J., & Birmingham, T. (2001). Validity and Reliability of a Pediatric Reach Test. *Pediatric Physical Therapy*, 5, 84-92.
- Brunt, D., Greenberg, B., Wankadia, S., Trimble, M.A., & Shechtman, O. (2002). The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83, 924–929.
- Burnett, D.R., Campbell-Kyureghyan, N.H., Cerrito, P.B., & Quesada P.M. (2001). Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21, 610–615.
- Burtner, P.A., Quails, C., & Woollacott, M.H. (1998). Muscle activation characteristics of stance balance control in children with spastic cerebral palsy. *Gait and Posture*, 8, 163-174.
- Cheng, P.T., Chen, C.L., Wang, C.M., & Hong, W.H. (2004). Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83, 10–16.
- Cox, S.L., & Kernohan, W.G. (1998). They cannot sit properly or move around: seating and mobility during the treatment for developmental dysplasia of the hip in children. *Pediatric Rehabilitation*, 2, 129-134.
- da Costa, C.S., Savelsbergh, G., & Rocha, N.A. (2010). Sit-to-stand movement in children: a review. *Journal of Motor Behavior*, 42, 127-134.

- da Costa, C.S., & Rocha, N.A. (2013). Sit-to-stand movement in children: a longitudinal study based on kinematics data. *Human Movement Science*, 2, 836-46.
- Dehail, P., Bestaven, E., Muller, F., Mallet, A., Robert, B., Bourdel-Marchasson, I., & Petit, J. (2007). Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a "Sit-to-Walk" task in elderly subjects: role of strength. *Clinical Biomechanics*, 22, 1096-1103.
- Demura, S., & Yamada, T. (2007). Height of chair seat and movement characteristics in sit-to-stand by young and elderly adults. *Perceptual Motor Skills*, 104, 21-31.
- Domagalska, M.E., Szopa, A.J., & Lambert, D.T. (2011). A descriptive analysis of abnormal postural patterns in children with hemiplegic cerebral palsy. *Medical Science Monitor*, 17, CR110-CR116.
- Doorenbosch, C., Harpaar, J., Roebroek, M., & Lankhorst, G. (1994). Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *Journal of Biomechanics*, 27, 1299-1307.
- dos Santos, A.N., Pavão, S.L., & Rocha, N.A.C.F. (2011). Sit-to-stand movement in children with cerebral palsy: A critical review. *Research in Developmental Disabilities*, 32, 2243-2252.
- dos Santos, A.N., Pavão, S.L., Santiago, P.R., Salvini, T.F., & Rocha, N.A.C. (2013). Sit-to-stand movement in children with hemiplegic cerebral palsy: relationship with knee extensor torque and social participation. *Research in Developmental Disabilities*, 34, 2023-2032.
- Engström, B. (2002). *Ergonomic Seating. A True Challenge Wheelchair Seating and Mobility Principles*. Sweden: Posturalis Books.
- Galli, M., Cimolin, V., Crivellini, M., & Campanini, I. (2008). Quantitative analysis of sit to stand movement: experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. *Gait and Posture*, 28, 80-85.
- Grood, E.S., & Suntay, W.J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105, 136-144.
- Hennington, G., Johnson, M., Penrose, J., & Kory, M. (2004). Effect of bench height on sit-to-stand in children without disabilities and children with cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85, 70-76.
- Heyrman, L., Desloovere, K., Molenaers, G., Verheyden, G., Klingels, K., Monbaliu, E., & Feys, H. (2013). Clinical characteristics of impaired trunk control in children with spastic cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 34, 327-334.
- Heyrman, L., Feys, H., Molenaers, G., Jaspers, E., Monari, D., Nieuwenhuys, A., & Desloovere, K. (2014). Altered trunk movements during gait in children with spastic diplegia: compensatory or underlying trunk control deficit? *Research in Developmental Disabilities*, 35, 2044-2052.
- Hughes, M.A., & Schenkman, M.L. (1996). Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. *Journal of Rehabilitation Research Development*, 33, 409-412.
- Janssen, W., Bussman, H., & Stam, H. (2002). Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Physical Therapy*, 82, 866-879.
- Kawagoe, S., Tajima, N., & Chosa, E. (2000). Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on the motion of standing up. *Journal of Orthopaedic Science*, 5, 124-133.
- Khemlani, M.M., Carr, J.H., & Crosbie, W.J. (1999). Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clinical Biomechanics*, 14, 236-246.
- Kuo, Y., Tully, E.A., & Galea, M.P. (2009). Kinematics of Sagittal Spine and Lower Limb Movement in Healthy Older Adults During Sit-to-Stand From Two Seat Heights. *Spine*, 35, E1-E7.
- Kwong, P.W.H., Ng S.S.M., Chung, R.C.K., & Ng, G.Y.F. (2014). Foot Placement and Arm Position Affect the Five Times Sit-to-Stand Test Time of Individuals with Chronic Stroke. *BioMed Research International*, 2014.
- Lacoste, M., Therrien, M., & Prince, F. (2009). Stability of children with cerebral palsy in their wheelchair seating: perceptions of parents and therapists. *Disability and Rehabilitation Assistive Technology*, 4, 143-150.
- Le Huec, J.C., Aunoble, S., Philippe, L., & Nicolas, P. (2011). Pelvic parameters: origin and significance. *European Spine Journal*, 20, 564-571.
- Lee, J.H., & Yoo, W.G. (2011). The mechanical effect of anterior pelvic tilt taping on slump sitting by seated workers. *Indian Health*, 49, 403-409.
- Liao, S.F., Yang, T.F., Hsu, T.C., Chan, R.C., & Wei, T.S. (2003). Differences in seated postural control in children with spastic cerebral palsy and children who are typically developing. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 622-626.
- Lomaglio, M.J., & Eng, J.J. (2005). Muscle strength and weight-bearing Symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait and Posture*, 22, 126-131.

- Lord, S.R., Murray, S.M., Chapman, K., Munro, B., & Tiedemann, A. (2002). Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, 57, M539–543.
- Lou, E., Lam, G.C., Hill, D.L., & Wong, M.S. (2012). Development of a smart garment to reduce kyphosis during daily living. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 50, 1147–1154.
- Mazza, C., Zok, M., & Croce, U.D. (2005). Sequencing sit-to-stand and upright posture for mobility limitation assessment: determination of the timing of the task phases from forces platform data. *Gait and Posture*, 21, 425–431.
- McNamara, L., & Casey, J. (2007). Seat inclinations affect the function of children with cerebral palsy: a review of the effect of different seat inclines. *Disability and Rehabilitation Assistive Technology*, 2, 309–318.
- Miedaner, J.A. (1990). The effects of sitting positions on trunk extension for children with motor impairment. *Pediatric Physical Therapy*, 2, 11–14.
- Munro, B.J., Steele, J.R., Bashford, G.M., Ryan, M., & Britten, N. (1998). A kinematic and kinetic analysis of the sit-to-stand transfer using an ejector chair: implications for elderly rheumatoid arthritic patients. *Journal of Biomechanics*, 31, 263–271.
- Myhr, U., & von Wendt, L. (1991). Improvement of functional sitting position for children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 33, 246–256.
- Myhr, U., von Wendt, L., Norrlin, S., & Radell, U. (1995). Five year follow-up of functional sitting position in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 37, 587–596.
- Nashner, L.M., Shumway-Cook, A., & Marin, O. (1983). Stance Postural Control in Select Groups of Children with Cerebral Palsy: Deficits in Sensory Organization and Muscular Organization. *Experimental Brain Research*, 49, 393–409.
- O'Sullivan, P.B., Grahamslaw, K.M., Kendell, M., Lapenskie, S.C., Möller, N.E., & Richards, K.V. (2002). The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. *Spine*, 27, 1238–1244.
- Papa, E., & Cappelzozzo, A. (2000). Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *Journal of Biomechanics*, 33, 1113–1122.
- Park, E.S., Park, C., Lee, H.J., & Kim, D. (2003). The characteristics of sit-to-stand transfer in young children with cerebral palsy based on kinematic and kinetic data. *Gait and Posture*, 17, 43–49.
- Quint, C., & Toomey, M. (1998). Powered Saddle and Pelvic Mobility: An investigation into the effects on pelvic mobility of children with cerebral palsy of a powered saddle which imitates the movements of a walking horse. *Physiotherapy*, 84, 376–384.
- Riley, P.O., Krebs, D.E., & Papat, R.A. (1997). Biomechanical analysis of failed sit-to-stand. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 5, 353–359.
- Roussouly, P., & Pinheiro-Franco, J.L. (2011). Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *European Spine Journal*, 20, 609–618.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Malouin, F., McFadyen, B.J., & Pottie, F. (2006). The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, 21, 585–593. E
- Scarborough, D.M., McGibbon, C.A., & Krebs, D.E. (2007). Chair rise strategies in older adults with functional limitations. *Journal of Rehabilitation and Research Development*, 44, 33–42.
- Schenkman, M., Hughes, M.A., Samsa, G., & Studenski, S. (1996). The relative importance of strength and balance in chair rise by functionally impaired older individuals. *Journal of American Geriatric Society*, 44, 1441–1446.
- Scholz, J.P., Reisman, D., & Schoner, G. (2001). Effects of varying task constraints on solutions to joint coordination in a sit-to-stand task. *Experimental Brain Research*, 141, 485–500.
- Schum, G.L., Crosbie, J., & Lee, R.Y. (2007). Three-dimensional kinetics of the lumbar spine and hips in low back pain patients during sit-to-stand and stand-to-sit. *Spine*, 32, 211–219.
- Seven, Y.B., Akalan, N.E., & Yucesoy, N.A. (2007). Effects of back loading on the biomechanics of sit-to-stand motion in health children. *Human Movement Science*, 27, 65–79.
- Shepherd, R.B., & Koh, H.P. (1996). Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 28, 79–88.
- Sibella, F., Galli, M., Romei, M., Montesano, A., & Crivellini, M. (2003). Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects. *Clinical Biomechanics*, 18, 745–750.
- Skjeret, N. (2011). Weight-bearing characteristics during standing in adults with cerebral palsy [Ph.D. dissertation] Trondheim, Norway: dissertation, Norwegian University of Science and Technology; 2011.
- Snijders, C., Bakker, M., Vleeming, A., Stoekart, R., & Stam, H.J. (1995). Oblique abdominal muscle activity in standing and in sitting on hard and soft seats. *Clinical Biomechanics*, 10, 73–78.

Sochaniwskyj, A., Koheil, R., Bablich, K., Milner, M., & Lotto, W. (1991). Dynamic monitoring of sitting posture for children with spastic cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 6, 161-167.

Stavness, C. (2006). The effect of positioning for children with cerebral palsy on upper-extremity function: a review of the evidence. *Physical Occupational Therapy Pediatrics*, 26, 39-53.

Tsirikos, A.I. (2010). Development and treatment of spinal deformity in patients with cerebral palsy. *Indian Journal of Orthopedics*, 44, 148–158.

Van der Heide, J.C., Otten, B., van Eykern, L.A., & Hadders-Algra, M. (2003). Development of postural adjustments during reaching in sitting children. *Experimental Brain Research*, 151, 32-45.

Van der Heijden, M.P., Meijer, K., Willems, P.J.B., & Savelberg, H.C.M. (2009). Muscles limiting the sit-to-stand movement An experimental simulation of muscle weakness. *Gait and Posture*, 30, 110–114.

Van der Linden, D.W., Brunt, D., & McCulloch, M.U. (1994). Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 75, 653–660.

Watanabe, S., Eguchi, A., Kobara, K., & Ishida, H. (2007). Influence of trunk muscle co-contraction on spinal curvature during sitting for desk work. *Electromyography Clinical Neurophysiology*, 47, 273–278.

Weiner, D.K., Long, R., Hughes, M.A., Chandler, J., & Studenski, S. (1993). When older adults face the chair-rise challenge. A study of chair height availability and height-modified chair-rise performance in the elderly. *Journal of American Geriatric Society*, 41, 6–10.

Wilson, H., Haidere, N., Song, K., & Telford, D. (1997). Ankle foot orthoses for perambulatory children with spastic diplegia. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 17, 370– 376.

Woolacott, M.H., Burtner P., Jensen, J., Jasiewicz, J., Rancesvalles, R., & Sveistrup, H. (1998). Development of postural responses during standing in healthy children and children with spastic diplegia. *Neuroscience Biobehavior Review*, 22, 583-589.

Wu, G., & Cavanagh, P.R. (1995). ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of Biomechanics*, 28, 1257–1261.

Yamada, T., & Demura, S. (2004). Influence of the relative difference in chair seat height according to different lower thigh length on floor reaction force and lower-limb strength during sit-to-stand movement. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*, 23, 197–203.

Yoshioka, S., Nagano, A., Hay, D.C., & Fukushima, S. (2009). Biomechanical Analysis of the relation between movement time and joint moment development during a sit-to-stand task. *BioMedical Engineering OnLine*, 8, 1-9.

ESTUDO 2

**EFEITO DA KINESIO TAPING NA ATIVAÇÃO MUSCULAR E EM
OUTROS DOMÍNIOS DA CLASSIFICAÇÃO INTERNACIONAL
DE FUNCIONALIDADE, INCAPACIDADE E SAÚDE: UMA
REVISÃO CRÍTICA**

Manuscrito submetido ao periódico *Clinical Rehabilitation*.

**Efeito da kinesio taping na ativação muscular e em outros domínios da
Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde: uma revisão
crítica**

Adriana Neves dos Santos^{1,2}, Natasha Toledo Pereira², Nelci Adriana Cicuto
Ferreira Rocha²

¹Department of Physiotherapy. Universidade Federal de Santa Catarina, Brazil.

²Department of Physiotherapy. Universidade Federal de São Carlos, Brazil.

RESUMO

Introdução: A kinesiotaping (KT) tem sido comumente utilizado na prática clínica. tem-se sugerido que a KT promoveria aumentos na excitabilidade do córtex sensorial e motor e facilitaria a ativação muscular.

Objetivo: Promover informações a respeito dos efeitos da KT na ativação muscular. **Métodos:** Uma busca foi realizada, por dois revisores, em bases de dados eletrônicas. Ao todo, 237 artigos foram identificados e 17 incluídos no estudo. **Resultados e conclusões:** Foi observado que a técnica utilizada para a aplicação da KT tem sido bem descrita; diversidade na população avaliada e nos testes aplicados. Notou-se também que o domínio de estruturas e funções do corpo da CIF foi o mais avaliado. De forma geral, a KT tem sido relacionado a modificações na ativação muscular, especialmente quando é aplicado por tempo prolongado. No entanto, outros domínios de estrutura e função do corpo da CIF parecem não ser modificados; exceto quando o músculo é submetido a estresse, como fadiga e vibração em indivíduos saudáveis; ou em indivíduos com alterações musculoesqueléticas. Além disso, os domínios de atividade e participação não foram modificados quando a KT foi aplicado.

Introdução

De acordo com a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF), a saúde possui como determinantes os domínios da funcionalidade e incapacidade, assim como os fatores contextuais. Estes incluem os fatores ambientais, como equipamentos auxiliares, e os fatores pessoais. Os equipamentos auxiliares são utilizados com o objetivo de permitir a execução de uma atividade funcional de forma eficiente, ou seja, com baixo gasto energético e com sucesso.^{1,2} Dentre os dispositivos auxiliares comumente utilizados na prática clínica, pode-se destacar a kinesio taping (KT), visto que é considerado uma técnica promissora para ganhos funcionais.³

A KT foi desenvolvida pelo Dr. Kenzo Kase, no Japão, em 1970, como uma técnica terapêutica. Tornou-se popular nas diferentes modalidades esportivas, principalmente com atletas. No entanto, apesar da utilização popular da KT, as evidências científicas que suportam seu uso são questionáveis.⁴⁻⁶ A KT é um fita elástica com propriedades únicas, visto que pode ser alongada até 120-140% do seu tamanho original.⁷⁻⁹ Tem-se sugerido que a capacidade de estiramento da KT providencie uma força de estiramento constante na pele,¹⁰ a qual poderia facilitar a ativação muscular por meio de uma estimulação cutânea.¹¹

Desta forma, acredita-se que a KT forneça informação sensorial, que aumentaria a excitabilidade de áreas sensoriais e motores do córtex cerebral e, conseqüentemente, promoveria aumento da ativação muscular.¹²⁻¹⁴ Estudos prévios propuseram que a KT levaria ao aumento da força muscular, a melhora da circulação linfática e sanguínea, diminuição da dor e aumento da propriocepção.^{15,16} No entanto, os mecanismos envolvidos ainda não são claros.

Desta forma, alguns estudos têm avaliado os efeitos da KT na ativação muscular em diferentes condições. O objetivo do estudo é revisar estudos que avaliaram os efeitos

da KT na ativação considerando os domínios da CIF. Além disso, pretende-se acessar a qualidade metodológica, encontrar as lacunas da literatura e recomendar futuros estudos.

Métodos

Identificação e Seleção dos Estudos

As seguintes bases de dados foram consultadas por dois revisores, de maneira independente: PubMed, Web of Science, Scopus e LILACS. Foram selecionados estudos publicados até dezembro de 2014, de acordo com as seguintes palavras chaves: “kinesio taping” e “electromiografia”, “kinesio taping” e “atividade muscular”. Os termos foram procurados em inglês e português. A busca foi repetida para confirmar os resultados.

Depois da busca dos artigos, a ferramenta computacional START (*State of the Art through Systematic Review software- StArt 2.0*) foi utilizada para a seleção dos estudos.¹⁷ Dois revisores avaliaram, de forma independente, os títulos e os resumos a fim de identificar os artigos elegíveis de acordo com os critérios de inclusão e não inclusão. Os critérios de inclusão foram estudos que utilizaram a KT e realizaram avaliação eletromiográfica (EMG). Foram excluídos estudos que utilizaram qualquer outro tipo de bandagem que não a KT; que não avaliaram a ativação muscular por meio da EMG; que não foram publicados em inglês e português; estudos de caso e revisões. Quando o título e o resumo não demonstraram de forma clara se o artigo deveria ser incluído, foi feita uma leitura do texto completo. Caso houvesse discordância dos artigos que deveriam ser incluídos, os avaliadores conversaram para chegar a uma acordo.

Extração dos Dados e Avaliação da Qualidade dos Estudos

Os dados dos estudos incluídos foram extraídos de forma descritiva. Os dados foram sumarizados em: descrição da aplicação da KT, população estudada, avaliação da atividade muscular, resultados dos estudos de acordo com os domínios de estruturas e funções do corpo, atividade e participação da CIF.

Uma lista padronizada de classificação da qualidade foi utilizada para verificar a qualidade metodológica dos estudos. Esta lista contém 16 itens e cada item pode ser pontuado como 0, quando não há descrição clara do item, ou 1, quando o item é descrito claramente. Um estudo com escore total entre 12 e 16 pontos é considerado como tendo boa qualidade; um entre 7 e 11 como moderada, e um com escore total menor que 7 como tendo baixa qualidade.¹⁸ A qualidade dos estudos foi verificada por dois avaliadores que obtiveram índice de concordância de 94%. Discrepâncias quanto às pontuações na qualidade foram discutidas conjuntamente.

Resultados

A busca inicial resultou em 267 artigos potenciais. Depois da leitura do título e do resumo, 20 artigos foram selecionados de acordo com os critérios de inclusão e exclusão. Após a leitura dos textos completos, 3 artigos foram excluídos. Desta forma, 17 artigos foram selecionados para o estudo. A Figura 1 descreve a identificação dos artigos nas bases de dados, a seleção dos estudos e os critérios de inclusão.

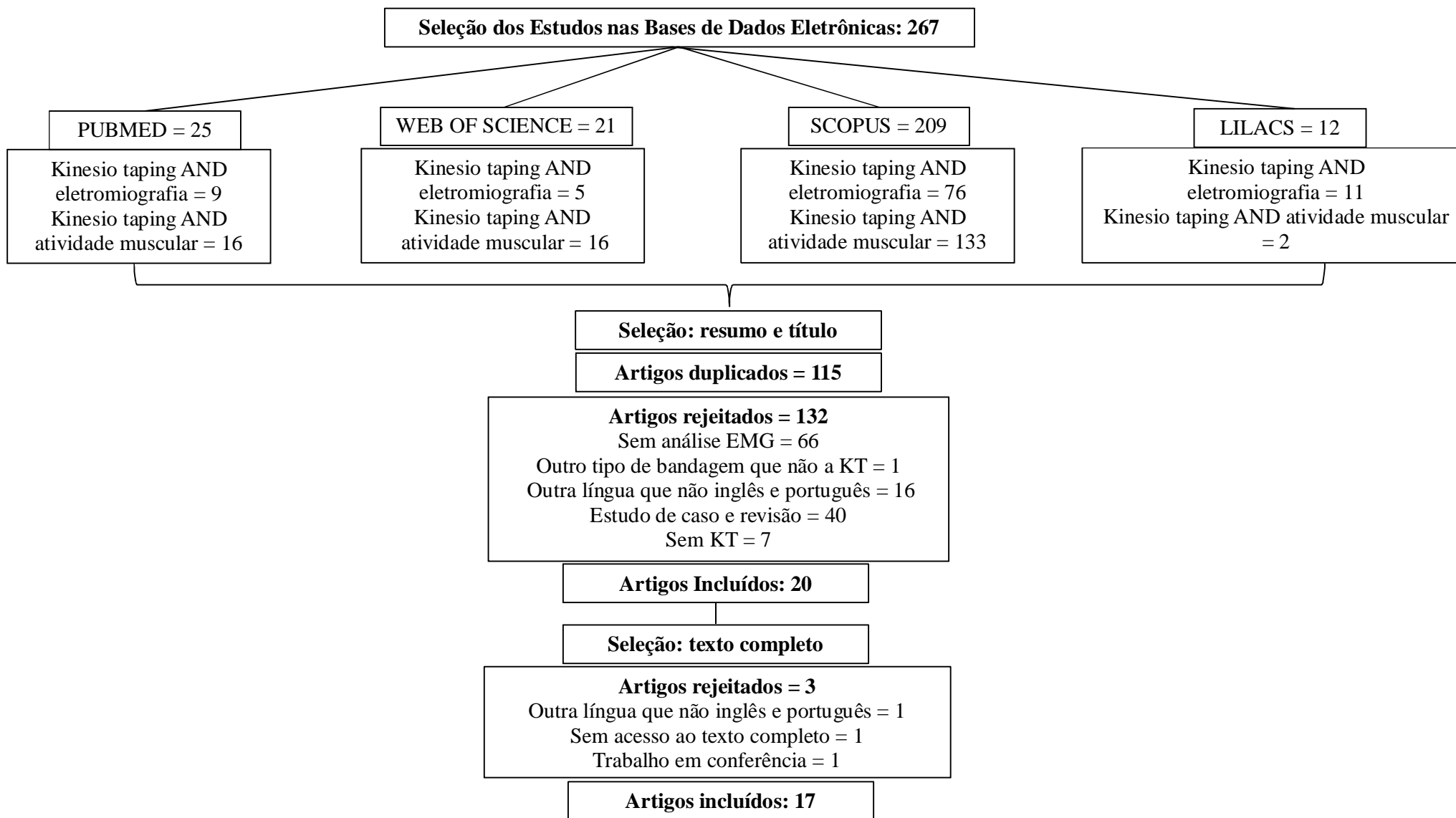


Figura1 – Fluxograma da seleção dos estudos.

Participantes, avaliação, descrição da KT e resultados dos estudos incluídos

A descrição da KT está demonstrada na Tabela 1. As características dos participantes, as avaliações empregadas e os resultados estão sumarizados na Tabela 2.

Descrição da Qualidade dos Estudos

Os resultados da análise metodológica estão demonstrados na Tabela 3. Oito estudos obtiveram um escore bom,^{13,19,20,25,27,28,30,32} oito moderado^{9,21-24,26,29,31} e um ruim.¹¹

Uma descrição clara dos objetivos e das hipóteses foi realizada em sete estudos.^{20-23,25,27,28} Além disso, apenas nove estudos descreveram o desenho.^{9,13,19-21,25,28,30,32}

A maioria dos estudos reportou as características dos participantes como sexo, idade e descrição de alterações musculoesqueléticas; assim como os critérios de inclusão e exclusão. Porém, apenas oito^{13,19,21,25,27-29,32} estudos reportaram a fonte de recrutamento dos participantes, cinco^{19,23,28,29,32} descreveram como os participantes foram selecionados e quatro^{22,27,28,32} justificaram o tamanho da amostra. Além disso, considerando a seção de métodos, todos os estudos incluídos nesta revisão descreveram claramente as variáveis, assim como reportaram os métodos estatísticos utilizados.

Considerando-se a seção resultados, 13^{9,13,19,20,22,24-30,32} estudos demonstraram valores da média e do desvio padrão; no entanto, não reportaram os intervalos de confiança. Os outros estudos reportaram os resultados por meio de gráficos e box-plots. Finalmente, considerando as sessões de discussão e conclusão, apenas sete^{19,20,26-28,30,32} estudos reportaram a validade externa. Além disso, 11^{9,13,19-21,23,24,27,30-32} estudos descreveram de forma clara as limitações do estudo.

Tabela 1 – Descrição da kinesio taping.

Autor e Ano	Técnica							Local de aplicação	Marca	Duração	Placebo
	Citação	Ilustração	Descrição	Direção e forma	Posição de aplicação	Tensão	Quem aplicou				
Slupik et al., 2007 ¹¹	-	Sim	Origem do músculo com duas fitas ao longo das bordas musculares – patela e retináculo medial	Origem para Inserção	-	-	-	Vasto medial	-	Antes e após colocação da KT: 10 min., 24h (1 dia), 72h (3 dias) e 96h (4 dias)	Não
Hsu et al., 2009 ¹³	Kase and Wallis, 2002	Sim	-	Formato de Y; envolvendo o músculo trapézio inferior	-	Tensão mínima	-	Trapézio inferior	Kinesio Tex, KT-X-050, Tokyo, Japan	Efeito imediato	3 M Micropore tape (3 M, St. Paul, USA)
Firth et al., 2010 ¹⁹	Kase et al., 2003	Sim	Calcâneo para o ventre muscular do gastrocnêmio	-	Em prono com os pés para fora da maca	Sobre o tendão de Aquiles: 50% e Na junção musculo-tendínea: 15% para 25%	4 fisioterapeutas especificamente treinados para aplicar a bandagem	Sobre o tendão de Aquiles	5-cm de largura; Vivomed, DownpatriCK, Northern Ireland	Antes, com a KT e imediatamente após a retirada da KT	Não
Huang et al., 2011 ²⁰	Kase, 1980	Sim	Sola do pé – cabeças lateral e medial do gastrocnêmio abaixo do joelho	Formato de Y	Prono, relaxado	-	Um fisioterapeuta com experiência na técnica	Músculo da panturrilha	Kinesio Tex KTX-050, Tokyo, Japan	Depois de 30 minutos com a bandagem	Mplacebo Micropore em forma de Y
Briem et al., 2011 ²¹	Kinesio Taping Association, 2006	Sim	Combinação de faixas sobre o tornozelo e o pé	Faixa única, da origem para a inserção	-	-	Um treinador esportivo	Músculo fibular longo	Kinesio Tex Gold (Kinesio USA, LLC, Albuquerque)	Efeito imediato	Leukotape P, não elástico (BSN Medical, Hamburg, Germany)

Paoloni et al., 2011⁹	-	Sim	Uma faixa: na linha média, próximo ao processo espinhoso Duas faixas: nos músculos eretores espinhais, 4 cm distante da primeira faixa	3 bands	Inclinado para frente	Tensão requerida para cobrir a coluna com o tronco inclinado	Um treinador esportivo	Coluna lombar entre os processos espinhosos torácico 12 e lombar 5	Kinesiotape KT545	Efeito imediato e após 4 semana de intervenção	Não
Lin et al., 2011²²	Lewis et al., 2005	Sim	Margem inferior do terço medial da clavícula até o processo espinho torácico 12	Formato em I	Retração e depressão completa da escápula e manter a postura	Alongamento completo da bandagem	-	Trapézio superior	Kinesio Tex KT-X-050, Osaka, Japan	Efeito imediato	Não
Huang et al., 2012²³	-	Sim	Processo de acrômio – espinha superior da clavícula – duas faixas envolvendo o ventre muscular	Inserção para origem; formato de Y	Sentado em uma postura ereta com a cabeça inclinada para o lado	Sem tensão	-	Trapézio superior	Kinesio Tex (KT-X-050, Osaka, Japan)	Efeito imediato	Não
Lee et al., 2012²⁴	-	Sim	a) Tuberosidade tibial, patela, vasto medial oblique e terço superior da coxa b) da mesma forma de a), ao longo do vasto lateral	Inserção para origem	Sentado com o joelho flexionado a 90 graus	-	-	a) Vasto medial b) Vasto lateral	-	Efeito imediato	Não
Csapo et	a) Huang et	Sim	a) 10 cm	Origem para	Na postura	Sem tensão	2 especialistas	a) Sob as duas	ktape1, bivixax	Após 48 horas	Não

al., 2012²⁵	al., 2011 b) Firth et al., 2010		próximo a fossa poplítea - sobre o tendão de Aquiles - sola do pé b) tornozelo - sola do pé	inserção; Y	prona, com os pés pendurado	adicional	em reabilitação física, com treinamento	cabeças do músculo gastrocnêmio b) faixa adicional sob o músculo sóleo	GmbH, Dortmund, Germany		
Konishi, 2013²⁶	-	Sim	Aspecto anterior do joelho, cobrindo tuberosidade tibial até 5cm acima da borda superior da patela	-	-	Sem tensão	-	Pele em torno do joelho anterior	Nitto Denko Corp., Tokyo, Japan	Efeito imediato	Não
Lins et al., 2013²⁷	Kase et al., 2003	Sim	a) 10 cm abaixo de espinha ilíaca ântero-superior - borda superior da patela b) trocanter maior - borda lateral da patela c) terço médio e lateral da coxa - borda medial da patela	Proximal to the distal	Em pé sobre um membro inferior, com o quadril do membro dominante a 0° e o joelho flexionado a 90°	50% de tensão	-	a) Reto femoral b) Vasto lateral c) Vasto medial	Kinesio tex gold®	Efeito imediato	Nonelastic adhesive tape (Cremer® S.A Brazil)
Aguilar-Ferrándiz et al., 2013²⁸	Kase et al., 2003	Sim	-	Origem para inserção; a) duas faixas em forma de Y; b) Formato de I	a) Posição prona; b) posição supina	a) Tensão entre 15 e 50% b) 50% de tensão	Instrutor de KT	Gastrocnêmio interno e externo	Kinesio® Tex Gold	Base e 48 horas após remoção da KT; 4 semanas de intervenção	KT sem tensão

Bae et al., 2013²⁹	-	-	-	4 faixas em forma de Ys, formato de estrela	Sentado	-	-	Região lombar	-	Após 12 semanas de intervenção	Faixa não elástica em I, transversalmente na região lombar
Yeung et al., 2014³⁰	Kase et al., 2003	Sim	Joelho flexionado a 60 e 2 faixas aplicadas ao longo da borda do músculo – borda medial do quadríceps e da patela	Origem para inserção; Formato em Y	-	Aproximadamente 50% de tensão	-	Vasto medial oblíquo	Kinesio Tex tape, Kinesio holding Corporation, Albuquerque, New Mexico	Medida de base, efeito imediato após protocolo de fadiga, 5e 10 minutos após o protocolo de fadiga	Nonstretchable Fixomull tape (Nitto Denko Corporation, Japan)
Voglar and Sarabon, 2014³¹	Paoloni et al., 2011	Sim	Uma faixa: linha entre as espinhas ilíacas pósterio-superior – processo espinhoso da vértebra torácica 12 Duas faixas: 4 cm lateralmente a primeira faixa	Origem para inserção; Três faixas em I	-	50% a 60% de tensão	Um avaliador treinado na KT	-	KT elástico (Darco International, Inc., Huntington, USA)	60 min após a aplicação	Uma faixa única em I, de 20 cm, sem tensão, transversalmente a vértebra torácica 12
Gómez-Soriano et al., 2014³²	Kase et al., 1996; Kase, 1997	Sim	Calcanhar – tensão no ventre do tríceps sural – divisão em duas faixas sobre as cabeças medial e lateral do músculo gastrocnêmio	Inserção a origem; formato de Y	Posição prona com a perna para fora da maca; calcanhar na posição neutra	Músculo alongado sem tensão adicional	Um fisioterapeuta com mais de 20 anos de experiência com aplicação na técnica	Músculo gastrocnêmio	CureTape, Fysiotape; Enschede, Netherlands	10 minutos e 24 horas após a aplicação	Três faixas, da mesma marca, apenas na extremidade da área de aplicação

Tabela 2 – População estudada, avaliações e resultados dos estudos incluídos.

Autor e Ano	População Estudada	Avaliação e Resultados de acordo com a CIF		Atividade e Participação
		Estrutura e Função do Corpo	Outras	
Slupik et al., 2007¹¹	27 adultos saudáveis (12 mulheres, 15 homens; 23.0±3.5 anos)	<ul style="list-style-type: none"> - EMG na cabeça medial do quadriceps - Variável: tônus muscular - Resultados: aumento da atividade após 24 e 72 horas após KT; manutenção por 48 horas após remoção da KT 	-	-
Hsu et al., 2009¹³	17 jogadores de baseball com síndrome do impacto (23±2.8 anos)	<ul style="list-style-type: none"> - sEMG no serrátil anterior (SA), trapézio superior (TS) and trapézio inferior (TI) - Variável: atividade EMG - Resultados: placebo aumento atividade do TS nos 90–120°; dois tipos de KT diminuíram a atividade do TILT nos primeiros dois terços 	<ul style="list-style-type: none"> - Dinamômetro; força do TI: sem diferença - Avaliação cinamática da movimentação escapular: inclinação posterior da escápula aumentou com a KT e diminui com o placebo 	-
Firth et al., 2010¹⁹	<ul style="list-style-type: none"> - Controle: 4 homens e 22 mulheres saudáveis (27.6±5.4 anos) - Experimental: 17 homens e 12 mulheres com tendinopatia de Aquiles (TA) (44.5±10.7 anos) 	<ul style="list-style-type: none"> - sEMG no gastrocnêmio medial e lateral - Variable: amplitude pico a pico do reflex H e da onda M - Resultados: facilitação do reflexo H depois da KT no grupo saudável 	<ul style="list-style-type: none"> - Escala Victorian Institute of Sport Achilles; severidade do déficit funcional: sem diferença - Escala Visual Analógica de Dor: sem diferença 	Teste Hopt: sem diferença
Huang et al., 2011²⁰	31 adultos saudáveis inativos (19 homens e 12 mulheres; 25.3±3.8 anos)	<ul style="list-style-type: none"> - sEMG no gastrocnêmio mdial (MG), tibial anterior (TA) e sóleo (Sol) - Variável: atividade EMG - Resultados: aumento da atividade do gastrocnêmio medial com a KT 	- Cinética; força de reação do solo vertical: aumento com a KT	Altura do salto vertical: diminuiu com o placebo
Briem et al., 2011²¹	30 homens saudáveis (24.5±5.0 anos) de 3 times (futebol, basquete e handbal): estável (15) e menos estável (15)	<ul style="list-style-type: none"> - sEMG no fibular longo - Variável: média e pico da magnitude, e tempo para o pico na perturbação - Resultados: aumento da média na bandagem não elástica 	- Questionário da estabilidade percebida: grupo instável sentiu mais estabilidade com a bandagem não elástica	Repentina perturbação no movimento de inversão do tornozelo: sem diferença
Paoloni et al., 2011⁹	39 pacientes com dor crônica lombar (14 homens e 25 mulheres, 62.5±12.3 anos): KT e exercício (13); KT (13) e exercício (13)	<ul style="list-style-type: none"> - sEMG no eretor da espina (L3) - Variável: flexão-relaxamento (FR) - Resultados: redução após KT 	<ul style="list-style-type: none"> - Escala Visual Analógica da Dor: redução em todos os grupos - Questionário de Desabilidade de Roland Morris: redução com a KT - Flexão do tronco: sem diferença 	-
Lin et al., 2011²²	12 adultos saudáveis (10 homens, 23.7±4.8 anos)	<ul style="list-style-type: none"> - sEMG no trapézio superior (TS) e inferior (TI), serrátil anterior (SA), deltoide anterior (DA) - Variável: RMS - Resultados: diminuição no TS e no DA; aumento no SA 	<ul style="list-style-type: none"> - Index do <i>feedback</i> proprioceptivo: diminuição com KT - Cinemática; posição e orientação do tórax, escápula e úmero, retração e depressão: sem diferença 	-
Huang et al., 2012²³	12 usuários de computadores saudáveis (4 mulheres e 8 homens, 21.6±3.2 anos)	<ul style="list-style-type: none"> - sEMG no trapézio superior (TS) e inferior (TI) - Variável: RMS - Resultados: diminuição no TS, aumento no TI e diminuição na taxa de ativação do TS/TI com a KT 	-	Velocidade da digitação: sem diferença
Lee et al.,	15 homens com dor fêmoro-patelar (23 anos)	- sEMG no vasto medial oblíquo (VMO) e vasto lateral (VL) durante a subida e a descida de	<ul style="list-style-type: none"> - Escala Visual Analógica de Dor: diminuição com a KT - Dinamômetro digital; contração isométrica voluntária máxima: 	-

2012²⁴		escadas - Variável: atividade muscular - Resultados: diminuição do VMO e do VL com KT	aumento com a KT	
Csapo et al., 2012²⁵	12 homens (24.9±4.0 anos) e 12 mulheres (24.0±3.6 anos) estudantes de esporte	- sEMG no gastrocnêmio medial e lateral - Variável: atividade muscular - Resultados: aumento nos dois músculos no ângulo articular de -20° com a KT	- Dinamômetro isocinético; força isométrica e resistência à fadiga: aumento do torque no ângulo de -20° com KT	- Altura do salto em 20, 40 e 60 cm: sem diferença
Konishi, 2013²⁶	10 homens adultos saudáveis engajados em atividades esportivas regulares (22.2±6.9 anos)	- sEMG no vasto medial e lateral, e no reto femoral - Variável: EMG amplitude - Resultados: aumento da amplitude com a KT	- Dinamômetro isocinético; contração voluntária excêntrica máxima: aumentou após a vibração com a KT	-
Lins et al., 2013²⁷	60 mulheres adultas saudáveis com nível recreacional (23.3±2.5anos): controle (20), KT (20) e placebo (20)	- sEMG no vasto lateral - Variável: RMS - Resultados: sem diferença	- Baropedometria, equilíbrio sobre um membro inferior: sem diferença - Dinamômetro isocinético, pico de torque concêntrico e excêntrico torque: sem diferença	Distância do Teste Hop simples e triplo: sem diferença
Aguilar-Ferrándiz et al., 2013²⁸	123 mulheres pós menopausa com insuficiência venosa crônica moderada (66±8 anos): controle, placebo (61) e KT (62)	- sEMG no gastrocnêmio interno e externo - Variável: RMS e pico de contração - Resultados: aumento do RMS e do pico com a KT	- Sintomas venosos: melhoras na claudicação, inchaço, coloração, sensação de peso, câimbra muscular, e prurido - Escala da Severidade Venosa Clínica: melhora da severidade - Escala Visual Analógica da Dor: diminuição com KT - Volume dos membros inferiores: sem diferença - Goniômetro digital, marcha, amplitude de movimento do tornozelo: sem diferença	- Questionário da Qualidade de Vida da Insuficiência Venosa Crônica: sem diferença
Bae et al., 2013²⁹	20 pacientes com dor crônica lombar: 10 controle, placebo (53.6±2.1 anos) e 10 com KT (53.6±2.1 anos)	- sEMG no deltóide anterior (DA), transverso do abdômen (TrA) e oblíquo externo (OE) durante a elevação do braço - Variável: tempo de contração muscular inicial - Resultados: diminuição no TrA e EO nos dois grupos	- Eletroencefalograma; potencial cortical relacionado ao movimento, potencial motor e potencial de monitoramento: diminuição com a KT - Escala Visual Analógica da Dor: diminuição nos dois grupos - Index de Desabilidade de Oswestry: diminuição nos dois grupos	-
Yeung et al., 2014³⁰	26 adultos saudáveis: 13 com KT, (22.62±2.931 anos) and 13 com placebo (23.31±3.966 anos)	- sEMG no vasto medial oblíquo - Variável: RMS and atraso electromecânico (EMD) - Resultados: sem diferença	- Dinamômetro isocinético; pico de contração isométrica voluntária máxima e taxa de desenvolvimento do pico de torque: diminuição após protocolo de fadiga e após 5 minutos nos dois grupos; recuperação do pico após 10 minutos com KT; recuperação da fadiga após KT	-
Voglar and Sarabon, 2014³¹	12 estudantes de faculdade (23.4±3.5 anos)	- sEMG no multifído (MF), eretor da espinha em L1 (ES), reto abdominal (RA), oblíquo externo (OE) e interno durante o levantamento de uma barra de 0,3kg, o mais rápido possível - Variável: onset para controle postural antecipatório (APA) e reações reflexas (PRR) - Resultados: ativação precoce do ES e MF in no APA nos dois grupos	-	-
Gómez-Soriano et al., 2014³²	19 adultos saudáveis (8 homens e 11 mulheres, 23.8±3.9 anos): KT e placebo	- sEMG no tibial anterior (TA) e no gastrocnêmio medial (GM) - Variável: atividade e tônus muscular, extensibilidade	- Dinamômetro isocinético; tônus muscular e pico de torque: diminuição na força TA 10 minutos após placebo	-

- Resultado: saumento de curta duração do GM
com a KT

Tabela 3 – Qualidade dos estudos.

Subitens	Introdução		Métodos										Resultados	Discussão e Conclusão			Escore
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	
Slupik¹¹	1	0	0	1	0	0	0	0	1	0	1	1	0	0	1	0	6
Hsu¹³	1	0	1	1	1	1	0	1	1	0	1	1	1	0	1	1	12
Firth¹⁹	1	0	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	14
Huang²⁰	1	1	1	1	1	0	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	13
Briem²¹	1	1	1	1	1	1	0	1	0	0	1	1	0	0	1	1	11
Paoloni⁹	0	1	1	1	1	0	0	1	1	0	1	1	1	0	1	1	11
Lin et al.²²	1	1	0	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	10
Huang²³	1	1	0	1	1	0	1	0	1	0	1	1	0	0	1	1	10
Lee²⁴	0	1	0	1	1	0	0	0	1	0	1	1	1	0	0	1	8
Csapo²⁵	1	1	1	1	1	1	0	1	1	0	1	1	1	0	1	0	12
Konishi²⁶	0	0	0	1	1	0	0	1	1	0	1	1	1	1	1	0	9
Lins²⁷	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	14
Aguilar²⁸	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	15
Bae²⁹	1	0	0	1	1	1	0	1	1	0	1	1	1	0	1	0	10
Yeung³⁰	1	0	1	1	1	0	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	12
Voglar and Sarabon³¹	1	0	0	1	1	0	0	1	1	0	1	1	0	0	1	1	9
Gómez-Soriano³²	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	14

1 – Objetivos; 2 – Hipóteses; 3 – Desenho; 4 – Participantes; 5 – Inclusão/Exclusão; 6 – Recrutamento; 7 – Seleção; 8 – Aspectos éticos; 9 – Descontinuação; 10 – Tamanho da amostra; 11 – Variáveis; 12 – Métodos estatísticos; 13 – Resultados; 14 – Validade externa; 15 – Conclusão; 16 – Limitações.

Discussão

Como tem sido reportada a descrição da aplicação da KT?

Apenas cinco estudos^{9,25,30-32} descreveram de forma minuciosa a aplicação da KT, incluindo a descrição e a ilustração da técnica utilizada, descrição da direção e da forma da KT, descrição da posição do participante durante a aplicação, designação de quem aplicou a técnica e da tensão utilizada. Um estudo¹⁹ apenas não descreveu a direção e a forma, um²⁰ não reportou a tensão aplicada e três^{22,23,27} não identificaram quem aplicou a técnica. A descrição da técnica utilizada é importante na medida em que permite que a mesma seja replicada em estudos futuros e na prática clínica, assim como possibilita a comparação entre os resultados de diferentes estudos.

Um resultado relevante encontrado na presente revisão é de que 12^{9,13,19,22,23,25-28,30-32} dos 17 estudos incluídos reportaram a tensão utilizada e apenas 10^{11,21,23-25,27,28,30-32} descreveram a direção da KT. A descrição da tensão é importante, visto que um aumento na tensão pode culminar em uma maior ativação muscular, assim como uma tensão excessiva pode levar a dor e inibir os efeitos da KT.³³

Além disso, os criadores da técnica descrevem que a direção da KT deve ser reportada, visto que direções diferentes podem modificar seu efeito sobre a ativação muscular. Os criadores da KT sugeriram que a aplicação da tensão da origem para a inserção do músculo corresponderia à direção da contração muscular, o que facilitaria um aumento da ativação muscular. Por outro lado, a tensão aplicada da inserção para a origem do músculo resultaria no relaxamento muscular.³³⁻³⁵ No entanto, estas sugestões não foram comprovadas.

Observou-se que a KT foi aplicada em diferentes músculos do membro inferior,^{11,19-21,24-28,30-32} membro superior^{13,22,23} e tronco,^{9,29} sendo que a maioria dos estudos

aplicou a KT nos membros inferiores. Esta variabilidade é um indicativo da versatilidade da KT.

Outra característica importante que deve ser descrita nos estudos é a marca da KT utilizada. Catorze estudos descreveram a marca.^{13,19-23,25-28,30-32} Dentre estes, oito utilizaram a Kinesio Tex Gold.^{13,20,21,22,23,27,28,30} Esta marca é geralmente utilizada em estudos que avaliam a KT com a finalidade de diminuir a dor, facilitar ou inibir a ativação muscular, e aumentar a propriocepção.³⁶ Não foram encontrados estudos na literatura pesquisada que verificaram o efeito das diferentes marcas. No entanto, deve-se ressaltar que o material utilizado na confecção da KT pode afetar as propriedades elásticas e, conseqüentemente, alterar os efeitos da KT na ativação muscular.

Além disso, o tempo de duração da aplicação da KT também é importante e deve ser descrito nos estudos. Oito^{13,19,21,22,24,26,27,30} estudos avaliaram o efeito imediato da KT na ativação muscular. Um estudo²⁰ verificou o efeito da KT após 30 minutos, um estudo³¹ após 60 minutos, dois estudos^{23,32} após 24 horas e um estudo²⁵ após 48 horas de aplicação. Um estudo avaliou os efeitos após 24, 72 e 96 horas de aplicação.¹¹ Ainda, dois estudos^{9,28} avaliaram o efeito após duas e um²⁹ após 12 semanas.

Slupik et al.¹¹ verificaram que ocorre aumento do recrutamento de unidades motoras após 24 horas de aplicação da KT, com uma redução na atividade muscular após 72 horas. Os autores sugeriram que o efeito prolongado da KT aumentaria a ativação muscular; no entanto, somente até um determinado período de tempo. Estes resultados destacam a importância de se relatar o tempo de aplicação da KT. Além disso, pode-se sugerir que futuros estudos que tenham como objetivo avaliar o uso prolongado da KT devem ser realizados, para confirmar estes resultados.

Outra informação relevante nos estudos com KT refere-se à comparação da utilização desta bandagem com técnicas de placebo. Nove estudos compararam os

efeitos da KT com técnicas de placebo.^{13,20,21,27-32} Destes, seis estudos^{13,20,21,27,29,30} consideraram como placebo o uso de uma bandagem não elástica, enquanto três estudos^{28,31,32} utilizaram a KT sem tensão como placebo.

Vercelli et al.³⁷ demonstraram a relevância de se estudar o efeito das técnicas de placebo quando estudos com KT são conduzidos, visto que há controvérsias acerca do real efeito da KT em estudos que avaliam a força, a ativação muscular e a dor. Em um estudo prévio, realizado pelos mesmos autores, não houve diferença significativa na habilidade de produzir torque e nos testes de salto quando indivíduos saudáveis foram submetidos à aplicação de KT com técnicas de inibição, facilitação e placebo. No entanto, durante entrevistas com os participantes do estudo, os mesmos relataram ter percebido um aumento na força em ambas as condições de KT e placebo em comparação a condição sem KT. Desta forma, os autores sugeriram que a KT pode promover efeitos em medidas subjetivas.

A condição de placebo tem sido definida em estudos como uma condição de tratamento similar ao tratamento real, exceto pela remoção dos componentes essenciais que são associados ao efeito da técnica. Assim, o uso de outro tipo de bandagem que não a própria KT sem tensão pode ser controverso, visto que a tensão é o componente diferencial da KT em relação a outras bandagens.

Nós observamos que há uma escassez de estudos que compararam os efeitos da KT com técnicas de placebo, quando avaliada a ativação muscular. Estes resultados estão de acordo com um estudo de revisão sobre os efeitos da KT no tratamento e na prevenção de lesões esportivas.⁶ Assim, futuros estudos que avaliem o efeito do placebo devem ser conduzidos para maior compreensão da KT.

Para que tipo de população a KT tem sido aplicada quando se avalia a ativação muscular?

De acordo com os resultados do estudo, foi observada diversidade na população avaliada. A maioria dos estudos foram realizados com adultos, exceto três estudos^{9,28,29} com idosos. Além disso, não foram encontrados estudos com adolescentes e crianças.

Os estudos inclusos nesta revisão avaliaram indivíduos saudáveis,^{11,20,21,22,23,25-27,30-32} assim como com algum tipo de lesão, como síndrome do impacto,¹³ tendinopatia de Aquiles,¹⁹ síndrome da dor fêmoro patelar,²⁴ dor lombar^{9,29} e mulheres com insuficiência venosa crônica.²⁸ No entanto, não foi encontrado estudo que tivesse avaliado o efeito da KT na ativação muscular em indivíduos com alterações neurológicas. Visto que a KT vem sendo frequentemente utilizado na prática clínica com esta população e que estes indivíduos geralmente apresentam alterações na ativação muscular,⁴⁰⁻⁴³ parece que estudos que investiguem essa população são relevantes.

Quais resultados têm sido encontrados considerando-se o domínio de estruturas e funções do corpo da CIF?

Ativação muscular

Dentre os 12 estudos que avaliaram indivíduos saudáveis, 8 encontraram que a KT modificou a ativação muscular.^{11,20,21-23,25,26,31} Alguns estudos encontraram que houve aumento da ativação do quadríceps,^{11,26} e dos ventres medial e lateral do gastrocnêmio.^{20,25,28} Além disso, Voglar et al.³¹ observaram que a KT levou ao aumento da ativação do músculo multífido na altura da quinta vértebra lombar e do eretor

espinhal na altura da primeira vértebra lombar durante o levantamento de uma barra de 0,3 Kg.

Por outro lado, 2 estudos relataram diferentes respostas de acordo com o músculo avaliado.^{22,23} Lin et al.²² encontraram aumento da ativação do músculo serrátil anterior e diminuição da ativação dos músculos trapézio superior e deltoide anterior durante movimentos da escápula, quando a KT foi aplicado sobre o músculo trapézio superior. Huang et al.²³ verificaram aumento da ativação do trapézio inferior e diminuição do trapézio superior durante a atividade de digitação, com a KT tendo sido aplicado no músculo trapézio superior.

Dentre os 6 estudos que avaliaram indivíduos com *déficits*, 5 encontraram modificações na ativação muscular com a KT.^{9,13,19,24,28,29} Um estudo encontrou que a KT culminou no aumento da ativação do músculo gastrocnêmio medial;²⁸ enquanto dois estudos observaram diminuição na ativação dos músculos transversos do abdômen²⁹ e vastos medial e lateral²⁴. Ainda, um estudo encontrou aumento ou diminuição da ativação muscular dependendo da amplitude de movimento.¹³

Estes resultados podem ser associados à direção da aplicação da KT. De forma geral, em estudos que demonstraram aumento da ativação muscular, a KT foi aplicado da origem para a inserção,^{11,19,28,32} enquanto que estudos que encontraram redução aplicaram a KT da inserção para a origem do músculo.^{23,24} Estes resultados são consistentes com outros estudos.^{15,35}

Além disso, três dos estudos^{19,28,32} que encontraram aumento da ativação muscular descreveram a aplicação de tensão e um estudo aplicou a KT com o músculo alongado. Estes resultados são consistentes com um estudo prévio que sugere que o aumento da tensão está associado a uma maior ativação muscular.¹⁵

Por outro lado, quatro estudos em indivíduos saudáveis não encontraram modificações na ativação muscular após aplicação da KT.^{21,27,30,32} Briem et al.²¹ não observaram alterações no músculo fibular longo durante um movimento de perturbação em inversão de tornozelo. Gómez-Soriano et al.³² também relataram somente um aumento mínimo na ativação do músculo gastrocnêmio medial durante uma atividade de resistência passiva.

Destes, três estudos^{21,27,30} aplicaram a KT da origem para a inserção do músculo e um estudo³² da inserção para a origem. Apenas Lins et al.²⁷ e Yeung et al.³⁰ descreveram a tensão, que foi de 50%. Assim, ambas as direções e a tensão parecem ser similares aos estudos que encontraram diferença na ativação muscular após a aplicação da KT.

Um fator que parece diferenciar estes estudos é o tempo de aplicação da KT. Dos quatro estudos em indivíduos saudáveis que não encontraram diferença significativa na ativação muscular, três^{21,27,30} verificaram o efeito imediato da KT e um após 24 horas³². Além disso, é importante notar que o estudo que verificou o efeito após 24 horas utilizou a KT da inserção para a origem do músculo.³² Por sua vez, dos oito estudos que verificaram modificações na ativação muscular, cinco avaliaram o efeito prolongado da KT, com tempo de aplicação superior a 30 minutos.^{11,20,23,25,31}

Os criadores da técnica de KT vêm afirmando que o mesmo promoveria adaptação em mecanorreceptores do tipo 2, resultante do estímulo cutâneo.^{44,45} Mecanorreceptores do tipo 2 estão localizados na derme profunda e são nomeados receptores de Ruffini, cuja função ainda é incerta. Acredita-se que estes receptores providenciam informações a respeito do grau de estiramento da pele, visto que o corpúsculo de Ruffini está usualmente orientado paralelo as linhas de alongamento da pele.⁴⁶

Os mecanorreceptores do tipo 2 são receptores de adaptação lenta que disparam de forma contínua enquanto o estímulo é aplicado e tem adaptação lenta ao estímulo. Assim, alguns autores têm sugerido que a KT deve ser utilizado por um tempo prolongado para potencializar seu efeito^{11,47}. Slupik et al.¹¹ encontraram ausência de aumento imediato na atividade bioelétrica do músculo quadríceps em indivíduos saudáveis. No entanto, os autores verificaram aumento após 24 e 72 horas de aplicação; assim como observaram um maior aumento apenas após 24 horas de uso da KT. Outros estudos com indivíduos saudáveis demonstraram que a KT foi capaz de aumentar a força de preensão e de pinça apenas após um tempo prolongado de aplicação, superior a 30 minutos.⁴⁸

Uma hipótese que explica como a KT modifica a ativação muscular afirma que o alongamento na pele providenciado pela tensão da KT ativaria os mecanorreceptores do tipo II e induziria um maior recrutamento motor.^{44,45} Alguns estudos com animais demonstraram que o alongamento da pele atua sobre neurônios localizados no córtex somatossensorial,⁴⁹ assim como verificaram que o input sensorial da pele é capaz de ativar neurônios motores gama e, indiretamente, os neurônios motores alfa, representando um reflexo cutâneo.⁵⁰⁻⁵³ Estudos com humanos sugeriram que mecanorreceptores localizados na região dos dedos,⁵⁴ cotovelo e joelho⁵⁵ providenciam informações cinestésicas. Estes estudos reforçam a ideia de que um estímulo cutâneo pode ser capaz de promover mudanças na ativação muscular.

Desta forma, é possível sugerir que a KT aplicado por um tempo prolongado pode modificar a ativação muscular em indivíduos saudáveis. No entanto, não há estudos na literatura que verificaram os mecanismos fisiológicos envolvidos na ação da KT, especialmente os efeitos sobre os mecanorreceptores. É importante que futuros estudos investiguem estes mecanismos. Também, futuros estudos deveriam investigar a

relação entre a promoção de uma informação sensorial adicional, por meio da aplicação da KT, e a ativação muscular; assim como o efeito do uso prolongado.

Contrariamente aos indivíduos saudáveis, verificou-se que a KT promoveu aumento da ativação muscular em indivíduos com déficits em estruturas e funções do corpo, de forma imediata e prolongada. Apenas um estudo não verificou modificações na ativação muscular. Porém neste estudo, a KT foi aplicado sobre o tendão de Aquiles ao invés de no ventre do músculo.

Nós acreditamos que estas diferenças possam ser atribuídas ao fato de indivíduos saudáveis serem capazes de ativar sua musculatura de forma eficiente. Sugere-se que a promoção de um estímulo tátil-proprioceptivo adicional, como a KT aplicado sobre o ventre muscular, promoveria modificações imediatas em indivíduos que não conseguem produzir uma ativação completa. Além disso, o uso prolongado da KT parece potencializar os efeitos da KT em indivíduos com alterações.

Outras estruturas e funções do corpo

Oito estudos com indivíduos saudáveis avaliaram outras estruturas e funções do corpo, além da ativação muscular.^{20-22,25-27,30,32} Foi avaliado o efeito da KT sobre a força muscular,^{13,25,26,27,32} testes de fadiga,^{26,30} força de reação do solo,²⁰ equilíbrio,^{21,27} tônus muscular,³² propriocepção²² e no alinhamento corporal durante a execução de movimentos voluntários^{13,22}. Considerando indivíduos com alterações, cinco verificaram o efeito da KT na dor,^{9,19,24,28,29} na severidade dos sintomas,^{9,19,28,29} na força muscular,^{13,24} na atividade cerebral,²⁹ na amplitude de movimento²⁸ e no alinhamento corporal durante a execução de movimentos voluntários^{9,13}.

Considerando a força muscular os resultados são controversos. Três estudos com indivíduos saudáveis encontraram que a KT não afetou a força muscular,^{25,27,28} enquanto

que dois estudos observaram aumento da força muscular com a KT.^{26,30} Um estudo de revisão encontrou um efeito potencial pequeno da KT em aumentar a força muscular em indivíduos saudáveis.³¹ Um fator interessante notado na presente revisão é de que o aumento na força muscular em indivíduos saudáveis só foi observado após o músculo ter sido submetido a um fator de estresse, como fadiga³⁰ e vibração²⁶. Além disso, quando indivíduos com alterações foram avaliados, a KT levou ao aumento da força muscular.^{13,24}

Pode-se sugerir que estes resultados podem ser atribuídos ao fato que indivíduos saudáveis são capazes de ativar sua musculatura de forma eficiente e produzir o torque muscular requerido para executar os testes de força muscular. Novamente, nós acreditamos que a KT promoverá efeitos positivos como incrementos na força muscular em indivíduos que não tem capacidade de produzir ativação muscular eficaz ou quando um indivíduo saudável é submetido a um estresse que dificulta sua capacidade de ativar a musculatura. Csapo et al.²⁵ encontraram uma correlação negativa entre a capacidade de gerar força com a KT e a força obtida nas medidas de base em indivíduos saudáveis. Estes autores sugeriram, portanto, que a KT beneficiaria de forma mais significativa indivíduos com fraqueza muscular. No entanto, mais estudos precisam ser realizados para comprovar estas hipóteses.

Além destes resultados, observou-se que os estudos incluídos nesta revisão, não encontraram alterações na condição com KT, em indivíduos saudáveis, no equilíbrio; resultado concordante com outros estudos.^{56,57}

Considerando indivíduos com alterações musculares, um estudo encontrou diminuição da dor imediatamente após a aplicação da KT,²⁴ dois estudos após o uso prolongado^{28,29} e um estudo em ambas as situações;⁹ enquanto que um estudo não encontrou efeito da KT na dor.¹⁹ Além disso, dois estudos verificaram melhoras na

severidade dos sintomas após o uso prolongado da KT,^{9,28} enquanto um estudo não observou diferenças.¹⁹ Alguns estudos não encontraram diferenças na amplitude de movimento articular e em variáveis cinemáticas.^{9,13,28}

Desta forma, de maneira geral, os resultados do efeito da KT em indivíduos com déficits em estruturas e funções do corpo são controversos. Uma revisão recente que avaliou os efeitos da KT em indivíduos com lesões musculoesqueléticas demonstrou que a KT não culmina em efeitos significativos na dor e em outras deficiências corporais. Além disso, essa revisão sistemática ressalta que os estudos que encontraram diferenças significativas apresentaram um tamanho do efeito pequeno ou baixa qualidade.⁵⁸ Em outra revisão sistemática observou-se que a KT não promoveu redução na dor em indivíduos com lesão musculo-esquelética, e quando essa redução ocorreu, as diferenças não foram clinicamente significativas.⁵⁹ Adicionalmente, uma revisão encontrou evidência limitada a moderada de que a KT não possui efeito clínico maior que o placebo em indivíduos com alterações clínicas. Estes resultados estão de acordo com os encontrados na presente revisão.

Além destas estruturas e funções do corpo, um estudo verificou o efeito da KT na atividade cerebral. Bae et al.²⁹ avaliaram o efeito da KT no tempo de contração muscular antecipatório do tronco e no potencial do córtex cerebral em indivíduos com dor crônica lombar (DCLB). Encontrou-se que o músculo transverso do abdômen teve redução no tempo de contração muscular antecipatório, ou seja, teve uma contração muscular menos atrasada com a KT. Também, houve diminuição no potencial cortical relacionado ao movimento (MRCP) com a KT. O MRCP é definido como uma mudança negativa na mensuração do EEG que ocorre antes do início do movimento voluntário; representando um aumento na atividade sináptica cortical na área avaliada antes que o movimento ocorra. Desta forma, estes autores observaram que a KT

influencia a atividade muscular e cerebral. Um fator importante de ser ressaltado é que estes autores verificaram o efeito prolongado da KT, que foi utilizado por 12 semanas.

Os resultados deste estudo sugerem que a KT é capaz de promover informação sensorial adicional para o córtex cerebral quando utilizado por um longo período. Além disso, modificações na ativação muscular também ocorrem nesta situação. Futuros estudos que avaliem o efeito da KT na atividade cerebral e muscular precisam ser realizados para confirmar estes achados.

Quais resultados foram encontrados em relação aos domínios de atividade e participação da CIF?

Considerando o domínio de atividade da CIF, 3 estudos, com indivíduos saudáveis, avaliaram o efeito da KT em atividades de salto^{20,25,27} e um estudo avaliou a atividade de digitação.²³ Estes estudos não encontraram efeitos na execução destas atividades após a aplicação da KT.

Considerando indivíduos com déficits, apenas um estudo avaliou o efeito no domínio da função. Firth et al.¹⁹ também não encontraram diferenças no teste de salto em distância em indivíduos com tendinopatia de Aquiles com a KT.

Apenas um estudo, verificou o efeito da KT no domínio de participação. Aguilar-Ferrándiz et al.²⁸ avaliou a qualidade de vida, por meio do Questionário de Qualidade de Vida na Insuficiência Venosa Crônica do Membro Inferior. Os autores não encontraram diferenças significativas com a KT.

Desta forma, de acordo com os resultados dos estudos inclusos nesta revisão, embora a KT possa modificar a ativação muscular, os domínios de atividade e participação da CIF não são modificados com a utilização da KT. A ausência de alterações na funcionalidade pode ser atribuída ao fato de a KT modificar os

componentes de ativação muscular apenas do músculo no qual este é aplicado. Usualmente, as atividades funcionais requerem a ativação e o controle de múltiplos músculos. Desta forma, especialmente em indivíduos saudáveis que são capazes de ativar completamente os músculos necessários para executar uma atividade funcional, modificações em apenas um músculo podem não ser suficientes para promover melhoras funcionais.

Conclusão

De acordo com os resultados desta revisão, estudos que descrevem de forma clara a técnica de aplicação da KT e com maior qualidade metodológica precisam ser realizados, com a finalidade de permitir uma maior compreensão acerca do efeito da KT sobre a ativação muscular. Para indivíduos saudáveis, a KT tem sido relacionada a alterações na ativação muscular especialmente quando é utilizado por tempo prolongado. De maneira geral, outras estruturas e funções do corpo, assim como a atividade funcional parece não ser alterada pela KT, exceto nos casos em que o músculo é submetido a estresse, como fadiga e vibração. Em indivíduos com déficits motores, apesar de a KT promover mudanças na ativação muscular, apenas algumas estruturas e funções do corpo parecem ser afetadas pela aplicação a KT. Quanto à funcionalidade, apenas dois estudos foram realizados e os resultados são controversos. Futuros estudos devem ser realizados para comprovar estas hipóteses.

Referências

1. Schneidert M, Hurst R, Miller J, Ustün B. The role of environment in the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF). *Disabil Rehabil* 2003; 25(11-12):588-95.
2. Ustün TB, Chatterji S, Bickenbach J, Kostanjsek N, Schneider M. The International Classification of Functioning, Disability and Health: A new tool for understanding disability and health. *Disabil Rehabil* 2003; 25(11-12):565-71.
3. Iosa M, Morelli D, VittoriaNanni M, Veredice C, Marro T, Medici A, Paolucci S, Mazzá C. Functional taping: a promising technique for children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neur* 2010; 52(6):287-9.

4. Morris D, Jones D, Ryan H, Ryan CG. The clinical effects of Kinesio® Tex taping: A systematic review. *Physiother Theory Pract* 2013; 29(4):259-70.
5. Mostafavifar M, Wertz J, Borchers J. A systematic review of the effectiveness of kinesio taping for musculoskeletal injury. *Phys Sportsmed* 2012; 40(4):33-40.
6. Williams S, Whatman C, Hume PA, Sheerin K. Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries: a meta-analysis of the evidence for its effectiveness. *Sports Med* 2012; 42(2):153-64.
7. Chen PL, Hong WH, Lin CH, Chen WC. Biomechanics effects of kinesio taping for persons with patellofemoral pain syndrome during stair climbing. Berlin: Springer; 2008.
8. Fu TC, Wong AM, Pei YC, Wu KP, Chou SW, Lin YC. Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes—a pilot study. *J Sci Med Sport* 2008; 11(2):198–201.
9. Paoloni M, Bernetti A, Fratocchi G, Mangone M, Parrinello L, Del Pilar Cooper M, Sesto L, Di Sante L, Santilli V. Kinesio Taping applied to lumbar muscles influences clinical and electromyographic characteristics in chronic low back pain patients. *Eur J Phys Rehabil Med* 2011; 47(2):237–44.
10. Halseth T, McChesney JW, DeBeliso M, Vaughn R, Lien J. The effects of Kinesio Taping on proprioception at the ankle. *J Sports Sci & Med* 2004; 3(1):1-7.
11. Słupik A, Dwornik M, Białoszewski D, Zych E. Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja* 2007; 9(6):644–51.
12. Callaghan MJ, McKie S, Richardson P, Oldham JA. Effects of patellar taping on brain activity during knee joint proprioception tests using functional magnetic resonance imaging. *Phys Ther* 2012; 92(6):821-30.
13. Hsu YH, Chen WY, Lin HC, Wang WTJ, Shih YF. The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *J Electromyography Kinesiol* 2009; 19(6):1092-99.
14. Wong OM, Cheung RT, Li RC. Isokinetic knee function in healthy subjects with and without Kinesio taping. *Phys Ther Sport* 2012; 13(4):255-58.
15. Kase K, Hashimoto T, Tomoki O. Development of kinesio taping perfect manual. *Kinesio Taping Association* 1996; 6-10:117-8.
16. Murray H. Effects of kinesio taping on muscle strength and ROM after ACL-repair. *J OrthopSports Phys Ther* 2000; 30(1):A-14.
17. Hernandez ECM, Zamboni AB, Thommazo AD, Fabbri SCPF. Using GQM and TAM to evaluate StArt – a tool that supports Systematic Review. *CLEI Electronic Journal* 2012;15(1).
18. Visicato LP, da Costa CS, Damasceno VA, de Campos AC, Rocha NA. Evaluation and characterization of manual reaching in children with cerebral palsy: A systematic review. *Res Dev Disabil*. 2014;36C:162-174.
19. Firth BL, Dingley P, Davies ER, Lewis JS, Alexander CM. The effect of kinesiotope on function, pain, and motoneuronal excitability in healthy people and people with Achilles tendinopathy. *Clin J Sport Med* 2010; 20(6):416-21.
20. Huang CY, Hsieh TH, Lu SC, Su FC. Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. *Biomed Eng Online* 2011; 10:70.
21. Briem K, Eythörsdóttir H, Magnúsdóttir RG, Pálmarrsson R, Rúnarsdóttir T, Sveinsson T. Effects of kinesio tape compared with nonelastic sports tape and the untaped ankle during a sudden inversion perturbation in male athletes. *J Orthop Sports Phys Ther* 2011; 41(5):328-35.
22. Lin JJ, Hung CJ, Yang PL. The effects of scapular taping on electromyographic muscle activity and proprioception feedback in healthy shoulders. *J Orthop Res* 2011; 29(1):53-7.
23. Huang TS, Cheng WC, Lin JJ. Relationship between trapezius muscle activity and typing speed: taping effect. *Ergonomics* 2012; 55(11):1404-11.
24. Lee CH, Lee DY, Jeong HS, Lee MH. The effects of kinesio taping on vmo and vl emg activities during stair ascent and descent by persons with patellofemoral pain. *J of Phys Ther Science* 2012; 24(2):153.
25. Csapo R, Herceg M, Alegre LM, Crevenna R, Pieber K. Do kinaesthetic tapes affect plantarflexor muscle performance? *J Sports Sci* 2012; 30(14):1513-9.
26. Konishi Y. Tactile stimulation with Kinesiology tape alleviates muscle weakness attributable to attenuation of Ia afferents. *J Sci Med Sport* 2013; 16(1):45-8.
27. Lins CA, Neto FL, Amorim AB, Macedo Lde B, Brasileiro JS. Kinesio Taping(®) does not alter neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: randomized, blind, controlled, clinical trial. *Man Ther* 2013; 18(1):41-5.
28. Aguilar-Ferrández ME, Castro-Sánchez AM, Matarán-Peñarrocha GA, García-Muro F, Serge T, Moreno-Lorenzo C. Effects of Kinesio Taping on Venous Symptoms, Bioelectrical Activity of the Gastrocnemius Muscle, Range of Ankle Motion, and Quality of Life in Postmenopausal Women With

- Chronic Venous Insufficiency: A Randomized Controlled Trial. *Arch Phys Med Rehabil* 2013; 94(12):2315-28.
29. Bae SH, Lee JH, Oh KA, Kim KY. The effects of kinesio taping on potential in chronic low back pain patients anticipatory postural control and cerebral cortex. *J Phys Ther Sci.* 2013;25(11):1367-71.
30. Yeung SS, Yeung EW, Sakunkaruna Y, Mingsoongnern S, Hung WY, Fan YL, Iao HC. Acute Effects of Kinesio Taping on Knee Extensor Peak Torque and Electromyographic Activity After Exhaustive Isometric Knee Extension in Healthy Young Adults. *Clin J Sport Med.* 2014 Jul 9.
31. Voglar M, Sarabon N. Kinesio taping in young healthy subjects does not affect postural reflex reactions and anticipatory postural adjustments of the trunk: a pilot study. *J Sports Sci Med.* 2014;13(3):673-9.
32. Gómez-Soriano J, Abián-Vicén J, Aparicio-García C, Ruiz-Lázaro P, Simón-Martínez C, Bravo-Esteban E, Fernández-Rodríguez JM. The effects of Kinesio taping on muscle tone in healthy subjects: a double-blind, placebo-controlled crossover trial. *Man Ther.* 2014;19(2):131-6.
33. Kase K, Wallis J, Kase T. *Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping Method.* Kinesio Taping Association; 2003.
34. Chang HY, Chou KY, Lin JJ, Lin CF, Wang CH. Immediate effect of forearm Kinesio taping on maximal grip strength and force sense in healthy collegiate athletes. *Phys Ther Sport* 2010; 11(4):122-7.
35. Vithoulka I, Benekab A, Mallioub P, Aggelousis N, Karatsolisa K, Diamantopoulou K. The effects of Kinesio-Taping® on quadriceps strength during isokinetic exercise in healthy non athlete women. *Isokinetics and Exercise Science* 2010; 18:1-6.
36. Jaraczewska E, Long C. Kinesio taping in stroke: improving functional use of the upper extremity in hemiplegia. *Top Stroke Rehabil* 2006; 13(3):31-42.
37. Vercelli S, Ferriero G, Bravini E, Sartorio F. How much is Kinesio taping a psychological crutch? *Man Ther* 2013; 18(3):e11.
38. Vercelli S, Sartorio F, Foti C, Colletto L, Virton D, Ronconi G, Ferriero G. Immediate effects of Kinesiotaping on quadriceps muscle strength: a single-blind, placebo-controlled crossover trial. *Clin J Sport Med* 2012; 22(4):319-26.
39. Hróbjartsson A, Gøtzsche PC. Placebo interventions for all clinical conditions. *Cochrane Database Syst Rev* 2010; (1):CD003974.
40. Brændvik SM, Elvrum AK, Vereijken B, Roeleveld K. Involuntary and voluntary muscle activation in children with unilateral cerebral palsy – Relationship to upper limb activity. *Eur J Paediatr Neurol* 2013; 17(3):274-9.
41. Hussain AW, Onambele GL, Williams AG, Morse CI. Muscle size, activation and coactivation in adults with cerebral palsy. *Muscle Nerve.* 2014; 49(1):76-83.
42. Klein CS, Power GA, Brooks D, Rice CL. Neural and Muscular Determinants of Dorsiflexor Weakness in Chronic Stroke Survivors. *Motor Control.* 2013 Jul;17(3):283-97.
43. Chang SH, Francisco GE, Zhou P, Rymer WZ, Li S. Spasticity, weakness, force variability, and sustained spontaneous motor unit discharges of resting spastic-paretic biceps brachii muscles in chronic stroke. *Muscle Nerve* 2013; 48(1):85-92.
44. Christou EA. Patellar taping increases vastus medialis oblique activity in the presence of patellofemoral pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004;14(4): 495–504.
45. Macgregor K, Gerlach S, Mellor R, Hodges PW. Cutaneous stimulation from patella tape causes a differential increase in vasti muscle activity in people with patellofemoral pain. *J Orthop Res.* 2005;23(2):351-8.
46. Birder LA, Perl ER. Cutaneous sensory receptors. [Review]. *J Clin Neurophysiol.* 1994;11:534–52.
47. Kouhzad Mohammadi H, Khademi Kalantari K, Naeimi SS, Pouretzad M, Shokri E, Tafazoli M, Dastjerdi M, Kardooni L. Immediate and delayed effects of forearm kinesio taping on grip strength. *Iran Red Crescent Med J.* 2014;16(8):e19797.
48. Donec V, Varžaitytė L, Kriščiūnas A. The effect of Kinesio Taping on maximal grip force and key pinch force. *Polish Annals of Medicine.* 2012;19(2):98–105.
49. Cohen DA, Prudhomme MJ, Kalaska JF. Tactile activity in primate primary somatosensory cortex during active arm movements: correlation with receptive field properties. *J Neurophysiol.* 1994;71(1):161-72.
50. Johansson H, Sojka P. Actions on gamma-motoneurons elicited by electrical stimulation of cutaneous afferent fibres in the hind limb of the cat. *J Physiol.* 1985;366:343–63.
51. Murphy PR, Hammond GR. The role of cutaneous afferents in the control of gamma-motoneurons during locomotion in the decerebrate cat. *J Physiol.* 1991;434:529–47.
52. Murphy PR. Adaptive fusimotor reflex control in the decerebrate cat. *Brain Res.* 1999;821(1):38-49.
53. Seguin JJ, Cooke JD. The effects of cutaneous mechanoreceptor stimulation on the stretch reflex. *Exp Brain Res.* 1983;52(1):152-4.

54. Edin BB, Johansson N. Skin strain patterns provide kinaesthetic information to the human central nervous system. *J Physiol.* 1995;487(Pt 1):243–51.
55. Collins DF, Refshauge KM, Todd G, Gandevia SC. Cutaneous Receptors Contribute to Kinesthesia at the Index Finger, Elbow, and Knee. *J Neurop.* 2005;94(3):1699-706.
56. Fayson SD, Needle AR, Kaminski TW. The effects of ankle Kinesio taping on ankle stiffness and dynamic balance. *Res Sports Med.* 2013;21(3):204-16.
57. Nunes GS, de Noronha M, Cunha HS, Ruschel C, Borges NG Jr. Effect of kinesio taping on jumping and balance in athletes: a crossover randomized controlled trial. *J Strength Cond Res.* 2013 Nov;27(11):3183-9.
58. Parreira C, Costa C, Hespanhol LC, Lopes AD, Costa LO. Current evidence does not support the use of Kinesio Taping in clinical practice: a systematic review. *J Physiother.* 2014;60(1):31-9.
59. Montalvo AM, Cara EL, Myer GD. Effect of kinesiology taping on pain in individuals with musculoskeletal injuries: systematic review and meta-analysis. *Phys Sportsmed.* 2014;42(2):48-59.

ESTUDO 3

**EFEITO DA *KINESIOTAPING* NA ATIVAÇÃO MUSCULAR
E NA ATIVIDADE SENTADO PARA DE PÉ EM CRIANÇAS COM
PARALISIA CEREBRAL: ESTUDO CEGO SIMPLES, PLACEBO
CONTROLADO, *CROSS-OVER***

Manuscrito a ser submetido ao periódico *Neurorehabilitation and Neural Repair*.

Efeito da *kinesiotaping* sobre a ativação muscular e a atividade sentado para de pé em crianças com Paralisia Cerebral: estudo cego simples, placebo controlado, *cross-over*

Adriana Neves dos Santos^{1,2}, Livia Pessarelli Visicatto¹, Ana Beatriz de Oliveira¹, Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha¹

¹ Department of Physiotherapy, Universidade Federal de São Carlos, Rod. Washington Luis, km 235, 13565-905, São Carlos-SP, Brazil.

² Department of Physiotherapy, Universidade Federal de Santa Catarina, Rod. Governador Jorge Lacerda, nº 3201 - Km 35,4, 88905-355, Araranguá-SC, Brazil.

RESUMO

Objetivo: Verificar o efeito da *kinesiotaping* (KT) sobre a ativação do músculo reto femoral, assim como sobre as estratégias motoras utilizadas para a execução da atividade sentado para de pé (ST-DP), em diferentes alturas de banco, em crianças com Paralisia Cerebral (PC). **Métodos:** Realizou-se um estudo transversal, cego simples, placebo controlado, com medidas repetidas e *crossover*. Quinze crianças com PC espástica hemiparética e diparética (10,20±2,93 anos), nível GMFCS I e II, foram avaliadas. Foram consideradas três alturas de banco: neutra, 90° de flexão do quadril, joelho e tornozelo; alta, 120% da altura neutra; e baixa, 80% da altura neutra; e três condições de bandagem: sem e com KT, e com placebo. Os ângulos de início, final e máximo, e a amplitude de movimento do tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo foram mensurados, assim como a duração total do ST-DP, com uma avaliação cinemática. Avaliou-se o *mean root square* médio (mRMS) do músculo reto femoral por meio da eletromiografia de superfície. Um teste de ANOVA mista foi aplicado para os dados paramétricos, e os testes de Mann-Whitney, Kruskal-Wallis, Friedman e Wilcoxon para os dados não paramétricos. **Resultados:** Na condição com KT e banco alto houve aumento da ativação do músculo reto femoral e do pico de flexão do quadril. Nas condições com KT e placebo houve diminuição da extensão do quadril no final do ST-DP. **Conclusão:** A KT promove melhora na ativação muscular e nas estratégias de quadril.

Introdução

A atividade sentado para de pé (ST-DP) é considerada relevante para a funcionalidade,^{1,2} visto que é um fator determinante do nível de independência e da qualidade de vida.³ Durante a rotina diária, esta atividade é executada de diferentes alturas de banco.⁴ Assim, alterações na altura do assento são relevantes para determinar a capacidade de execução de atividades da vida diária.^{5,6}

Verificou-se que alterações na altura do banco levam a adoção de estratégias adaptativas para a execução do ST-DP.⁷⁻⁹ Assim, esta atividade pode ser desafiadora para indivíduos com alterações neuromotoras, como crianças com Paralisia Cerebral (PC).

Crianças com PC apresentam como característica marcante uma incoordenação na ativação muscular, decorrente de uma lesão não progressiva no cérebro imaturo que causa danos na inervação cortical de vias descendentes.¹⁰ Estudos demonstraram que estas crianças possuem diminuição na taxa de disparo de unidades motoras e no recrutamento de fibras musculares.¹¹⁻¹⁴

Estas alterações na ativação muscular foram associadas a uma diminuição na capacidade de executar atividades funcionais, como a transferência de sentado para de pé.¹⁵ A adoção de estratégias adaptativas foi encontrada em crianças com PC durante a execução da atividade ST-DP como maior duração,¹⁵⁻¹⁸ assim como um aumento da inclinação pélvica anterior, uma extensão abrupta do joelho e uma diminuição no momento extensor do joelho.¹⁸

Uma técnica considerada promissora para obtenção de ganhos funcionais em crianças com PC é a utilização da kinesioteipagem (KT).¹⁹ A KT é um tipo de bandagem elástica que pode ser alongada até 120 a 140% do seu comprimento.²⁰⁻²² Acredita-se que a sua propriedade de alongamento forneça uma força de tração na pele²³ que promoveria

estímulos cutâneos, os quais, por sua vez, facilitariam um aumento na excitabilidade de áreas do córtex sensorial e motor e, conseqüentemente, uma maior ativação muscular.²⁴⁻

26

Quando considerada a população de crianças com PC, não foi encontrado na literatura pesquisada estudo que tivesse avaliado o efeito da KT na ativação muscular. Estudou-se a influência da KT na funcionalidade.²⁷⁻³¹ Alguns autores encontraram melhora em parâmetros funcionais com a aplicação da KT,^{27,30,31} enquanto outros não.^{28,29}

Considerando que crianças com PC possuem como déficit primário uma incoordenação na ativação muscular^{11,12} e que é sugerido que a KT promove melhores padrões de ativação muscular,^{20,32} acredita-se que a aplicação da KT nesta população poderá promover a adoção de estratégias motoras eficientes para a execução da atividade ST-DP. Assim, o objetivo do presente estudo é verificar o efeito da KT sobre a ativação do músculo reto femoral, assim como sobre as estratégias motoras utilizadas para a execução da atividade ST-DP, em diferentes alturas de banco, em crianças com PC.

Como hipótese, acredita-se que a aplicação da KT promoverá aumento na ativação muscular do reto femoral. Além disso, acredita-se que a KT auxiliará a adoção de estratégias motoras mais eficientes para execução da atividade ST-DP nessa população, como leve inclinação anterior de tronco durante o movimento e extensão das articulações de quadril e joelho no final do ST-DP. Considerando que a KT vem sendo aplicado na prática clínica, este estudo auxiliará na compreensão dos reais efeitos da KT em crianças com PC, auxiliando na prática baseada em evidências.

Métodos

Desenho Experimental

Foi realizado um estudo transversal, cego simples, placebo controlado, com medidas repetidas e *crossover*. O estudo foi realizado de acordo com as Diretrizes e Normas Regulamentadoras das Pesquisas Envolvendo Seres Humanos (Resolução 466/2012, Conselho Nacional de Saúde) e foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da instituição local (Parecer nº 112/505).

Participantes

O estudo foi composto por uma amostra não probabilística de conveniência. Os participantes foram recrutados na clínica escola e em locais de atendimento da região da Universidade. A seleção das crianças foi baseada nos seguintes critérios de inclusão: crianças com diagnóstico médico de PC espástica, idade entre cinco e 16 anos e com capacidade de realizar a atividade ST-DP sem apoio ou auxílio de outra pessoa nas três alturas de banco avaliadas.

Os critérios de não inclusão foram: a) comprometimento mental que incapacitasse a compreensão dos comandos dados; b) doença cardíaca congênita (cardiomiopatias, hipertensão pulmonar); c) encurtamento ou deformidade física que pudesse comprometer a execução da atividade ST-DP; d) realização de procedimento cirúrgico ortopédico a menos de um ano antes da admissão no estudo; e) aplicação de toxina botulínica a menos de três meses antes da admissão no estudo; f) uso ou alterações de medicação que pudessem afetar a força ou tônus muscular, g) não participação em atendimento fisioterapêutico regular (duas vezes por semana por no mínimo seis meses).

Todos os responsáveis pela criança assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A).

Procedimentos

Previamente à coleta dos dados, as crianças foram despidas pela mãe e permaneceram vestidas apenas por um *short* de *lycra*. Posteriormente, o peso e a estatura foram aferidos, com a finalidade de verificar se a crianças estava dentro da curva de crescimento normal.

Para determinação da ativação muscular foi realizada análise eletromiográfica, com um eletromiógrafo portátil de 16 canais (Trigno™ Wireless EMG System, DelSys®, Boston, USA), sincronizado com o sistema Qualisys, com frequência de aquisição de 2400Hz. Eletrodos em forma de barra paralela, de prata, foram utilizados (ganho definido em 909 V/V, resolução de 168nV/bit, ruído menor que 0,5mV RMS).

Foi posicionado um eletrodo sobre o músculo reto femoral, na postura deitada, em ambos os membros inferiores. Com a finalidade de reduzir a impedância tecidual, a pele foi previamente friccionada com algodão embebido em álcool a 70% para assepsia. O eletrodo foi fixado à pele com adesivo dupla face, disponibilizado paralelo à orientação da fibra muscular e de acordo com as diretrizes do SENIAM. O eletrodo foi posicionado sobre o músculo reto femoral, na metade da distância entre a espinha ílica anterossuperior e a borda superior da patela, paralelo ao eixo axial.³³

Para determinação das estratégias de movimento foi realizada análise cinemática. O sistema de análise de movimento Qualisys ProReflex MCU (QUALISYS MEDICAL AB®, 411 12 Gothenburg, Suécia) foi utilizado para a obtenção dos parâmetros temporais e cinemáticos, com uma frequência de aquisição de 240Hz. Os movimentos da atividade ST-DP foram registrados por seis câmeras. A captura dos

dados cinemáticos foi realizada pelo *software* de aquisição Qualisys Track Manager 1.9.2.

Após a colocação do eletrodo, a criança foi posicionada em pé e 27 marcadores passivos refletivos de 15mm de diâmetro foram fixados sobre os seguintes pontos ósseos, em ambos os hemisférios corporais: acrômio; manúbrio do esterno; processo espinhoso da vértebra cervical 7 e lombar 5; crista ilíaca; espinha ilíaca pósterosuperior; trocanter maior do fêmur; epicôndilos medial e lateral do fêmur; maléolos medial e lateral; calcâneo; cabeça do primeiro e quinto metatarsos bilateral e ponta do hálux. Além disso, foram utilizados dois *clusters* sobre os processos espinhosos das vértebras torácica 9 e lombar 1; e um *cluster*, em forma de retângulo, na lateral de cada coxa e um na lateral de cada perna.

Em seguida, foi realizada uma medida de base, na qual a atividade ST-DP foi executada sem a utilização da KT ou placebo. A criança foi posicionada sentada em um banco de altura regulável, sem calçados, com os membros superiores cruzados sobre os ombros. Os pés posicionados de forma simétrica e com uma distância entre os mesmos correspondente a distância entre os ombros. A criança foi posicionada com toda a região glútea e o terço superior de ambas as coxas apoiados no banco. A atividade ST-DP foi realizada com velocidade confortável auto-selecionada.¹⁶

A medida de base foi executada em três condições de altura de banco: neutra, alta e baixa. A altura neutra foi definida como a posição na qual a criança permaneceu sentada no banco com seus quadris, joelhos e tornozelos em uma angulação de 90°. ^{16,34,35} As alturas baixa e alta corresponderam, respectivamente, a 80% e 120% da neutra. ^{17,34,35}

A ordem das condições de altura de banco foi randomizada por meio de sorteio. Previamente ao início de cada condição de altura de banco, duas tentativas para

adaptação foram realizadas. Em seguida, cinco tentativas da atividade ST-DP foram efetivamente registradas para cada condição de altura de banco, sendo somente três consideradas para análise. As tentativas válidas foram definidas como aquelas nas quais todos os marcadores puderam ser visualizados e a estratégia de equilíbrio do passo não foi utilizada. Um sorteio para a escolha de três tentativas foi realizado quando a criança obteve 5 tentativas consideradas válidas.

Um intervalo de 30 segundos foi oferecido entre cada tentativa. Além disso, um intervalo de 5 minutos foi permitido entre as diferentes alturas de banco.

Após a medida de base, a criança realizou a atividade ST-DP nas condições de placebo ou KT. Para a realização das duas condições, as avaliações experimentais foram realizadas em dois dias, com um intervalo de uma semana. No primeiro dia de avaliação, além da medida de base, a criança realizou a atividade ST-DP com a utilização da KT ou placebo. A determinação de qual condição seria aplicada foi determinada de forma randomizada, por meio de sorteio. Um intervalo de 15 minutos entre a medida de base e a condição com KT ou placebo foi estabelecido. No segundo dia de avaliação, a criança realizou a medida de base e a condição que não foi realizada no primeiro dia de avaliação. Em todas as três condições de bandagem, ou seja, sem KT, com KT ou com placebo, a criança realizou a atividade ST-DP nas três alturas de banco.

Descrição do Posicionamento da Kinesiotaping

Para ambas as condições de placebo e com KT, foi utilizada uma bandagem elástica (Kinesio Tex Gold), hipoalérgica, porosa, adesiva e de cóton. Foi utilizada uma bandagem em forma de Y.

A KT e o placebo foram fixados na região anterior da coxa, sobre o músculo reto femoral do membro afetado de crianças com PC. Utilizou-se uma técnica de facilitação, ou seja, a KT foi aplicado da origem do músculo para a inserção.³⁹ O músculo reto femoral foi escolhido visto que o mesmo é considerado o motor primário da atividade ST-DP⁴⁰⁻⁴² e déficits em sua ativação foram relatados em crianças com PC.⁴³⁻⁴⁴

A aplicação da bandagem foi realizada de acordo com o manual *Kenzo Kases Kinesio*.⁴⁵ Para a aplicação da KT, as crianças permaneceram na postura sentada com o quadril flexionado a 30° e o joelho flexionado a 60°. A KT/placebo foi aplicado por um fisioterapeuta com formação na técnica, no membro afetado. O membro lesado de crianças com hemiparesia e os dois membros de crianças com diparesia foram definidos como membro afetado. O membro sem lesão de crianças com PC do tipo hemiparesia foi definido como membro sadio.

O ponto de início da bandagem foi na espinha ílíaca anterossuperior. A partir deste ponto, os primeiros cinco centímetros da bandagem não foram tracionados e serviram como âncora. Após estes cinco centímetros, a bandagem foi bi seccionada somente no ponto de posicionamento do eletrodo do músculo reto femoral e no restante foi colocada como um todo, até a borda superior da patela. O ponto entre a âncora e a borda superior da patela foi tracionado a 100%. Em seguida, foi retirada a tensão e a bandagem foi bi seccionado, circulou a patela e terminou na tuberosidade da tíbia (Figura 1).²¹ Foi realizada uma secção na bandagem no ponto no qual o eletrodo foi posicionado, para não ocorrer interferência nos sinais eletromiográficos. Na condição de placebo, foi utilizada a mesma técnica da condição KT; porém a bandagem não foi tracionada.⁴⁶

Foi verificado o efeito imediato da KT/placebo. As crianças foram cegas quanto às condições de bandagem. Após o término de cada dia de avaliação a bandagem foi retirada.

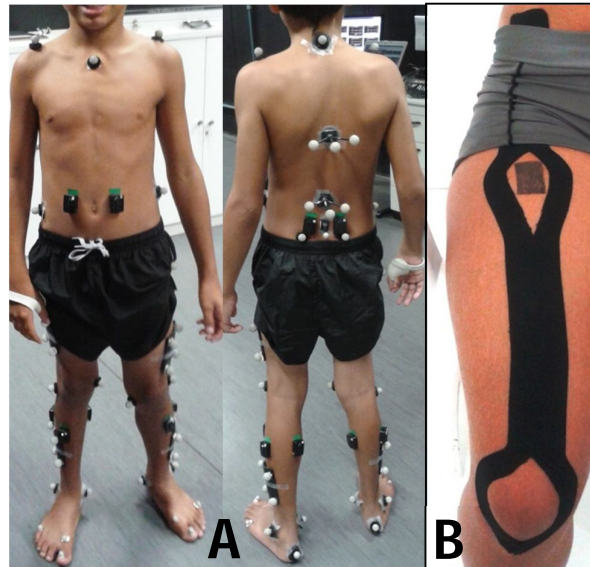


Figura 1 – **A.** Posicionamento dos marcadores. **B.** Aplicação da Kinesiotaping no músculo reto femoral.

Processamento dos dados

A atividade ST-DP foi dividida em cinco fases de acordo com o estudo de Park et al.¹⁸ O início do ST-DP foi considerado como o deslocamento anterior do marcador posicionado sobre o processo espinhoso da sétima vértebra cervical, no eixo Y, superior a 2 desvios padrões a partir do comando de levantar-se fornecido pelo avaliador. O final do ST-DP foi determinado como o deslocamento anterior do marcador localizado no processo espinhoso da sétima vértebra cervical, inferior a 1 desvio padrão, a partir da aquisição da postura em pé e obtenção dos ângulos máximo de extensão do quadril e joelho.¹⁸

A primeira fase foi caracterizada do início do ST-DP (T0) até o ponto de máxima flexão de quadril (T1). A segunda foi definida de T1 até o ponto de transição abrupta para extensão de joelho (T2). A terceira foi considerada de T2 até a máxima

dorsiflexão de tornozelo (T3). A quarta fase foi determinada de T3 até a o ponto no qual a criança adquiriu a postura em pé e obteve os maiores valores de extensão de joelho e quadril (T4). A quinta fase foi caracterizada de T4 até a aquisição da postura em pé estável, ou seja, até o final do ST-DP (T5). A duração total da atividade ST-DP foi definida de T0 a T5 (Park et al., 2003).

Os sinais eletromiográficos foram processados com o *software* MatLab® (version 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, USA), utilizando rotinas específicas elaboradas para o presente estudo. Posteriormente à coleta e amplificação, os sinais brutos foram corrigidos para *offset*. Em seguida, foram filtrados com um filtro *Butterworth* de 4ª ordem, passa-banda 20-450Hz e atraso de fase zero. Para a determinação da intensidade do sinal do músculo reto femoral foi utilizada a *root-mean square* (RMS), a partir de janelamento de 20ms. Considerou-se o RMS médio (mRMS), calculado como a média do sinal RMS de todo o ciclo do ST-DP; assim como de cada fase. Os valores do mRMS foram normalizados pelo valor máximo do EMG de cada condição e de cada indivíduo, com a finalidade de permitir comparações entre as condições.^{36,37}

Após a coleta, os dados cinemáticos foram transferidos para o *software* Visual3D. Neste, construiu-se o modelo biomecânico dos segmentos corporais com base na posição dos marcadores de referência capturada durante a coleta estática, na qual a criança foi avaliada na postura em pé. Este modelo foi aplicado nos arquivos dinâmicos. Após a construção do modelo biomecânico, as trajetórias dos marcadores foram interpoladas e filtradas por meio de um filtro digital *Butterworth* passa baixa de quarta ordem, com a frequência de corte estabelecida em 4 HZ.¹⁶ Posteriormente, o *software* MatLab® (version 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, USA) foi utilizado para determinação das variáveis cinemáticas do estudo.

Como variáveis cinemáticas foram determinados os ângulos articulares, os quais foram calculados usando-se a sequência de Cardan (X,Y,Z). Os ângulos da pelve e do tronco foram computados utilizando como referência as coordenadas globais do laboratório; enquanto que os do quadril e joelho utilizaram como referência a pelve e a coxa, respectivamente.³⁸ Para o ângulo do tornozelo foi primeiramente construído o segmento pé virtual, com o objetivo de alinhar o pé e o segmento da perna. O ângulo do tornozelo foi computado usando como segmento o pé virtual e como segmento de referência a perna.

As variáveis angulares de interesse do presente estudo foram os ângulos de início, máximo e final das articulações de tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo no plano sagital. Também foi avaliada a amplitude de movimento de cada segmento analisado, sendo definida com a diferença entre o ângulo final e inicial.^{16,18} Além das variáveis angulares, também foram verificadas a duração total da atividade ST-DP e das fases.

Análise Estatística

Inicialmente foi realizada uma análise descritiva das variáveis estudadas, por meio da média e do desvio padrão. A normalidade e homogeneidade de variâncias foram verificadas, respectivamente, por meio dos testes de Shapiro-Wilk e Levene. Os dados que não apresentaram distribuição paramétrica foram transformados utilizando a função $\log(10)$.

O teste ANOVA misto (bandagemXbancoXmembro; membro como fator inter-sujeito) foi utilizado para avaliar as variáveis angulares de quadril, joelho e tornozelo, e o mRMS total e de cada fase do músculo reto femoral. Para as variáveis angulares de pelve e tronco, utilizou-se o teste ANOVA de medidas repetidas (bandagemXbanco).

Para as variáveis que não apresentaram distribuição paramétrica, mesmo após transformação dos dados, foram aplicados testes não paramétricos. As variáveis não paramétricas foram os ângulos de início, final e amplitude do tornozelo. Para verificar a diferença entre os membros sadio e afetado foi utilizado o teste Mann-Whitney. Ainda, com a finalidade de analisar a diferença entre as condições de bandagem e alturas de banco, utilizou-se o teste de Friedman e como post-hoc o teste de Wilcoxon.

Foi considerado um nível de significância de $p < 0,05$. O ajuste de Bonferroni foi aplicado para as comparações múltiplas. O software SPSS foi utilizado para as análises estatísticas.

Resultados

Participantes

Setenta e uma crianças com diagnóstico de PC foram convidadas a participar do estudo. A amostra final foi composta por 15 crianças (Figura 2). As crianças possuíam idade entre cinco e 10 anos (média=10,2 anos; desvio padrão=2,93 anos), sendo 10 do sexo masculino e cinco do feminino (altura: média=145,0cm; desvio padrão=15 cm; massa corporal: média=38,5kg, desvio padrão=13,6kg). Considerando-se a classificação topográfica, 11 crianças eram hemiparéticas e quatro diparéticas. De acordo com o Sistema de Classificação da Função Motora Gross (GMFCS), sete crianças foram classificadas como nível I e oito crianças como nível II.

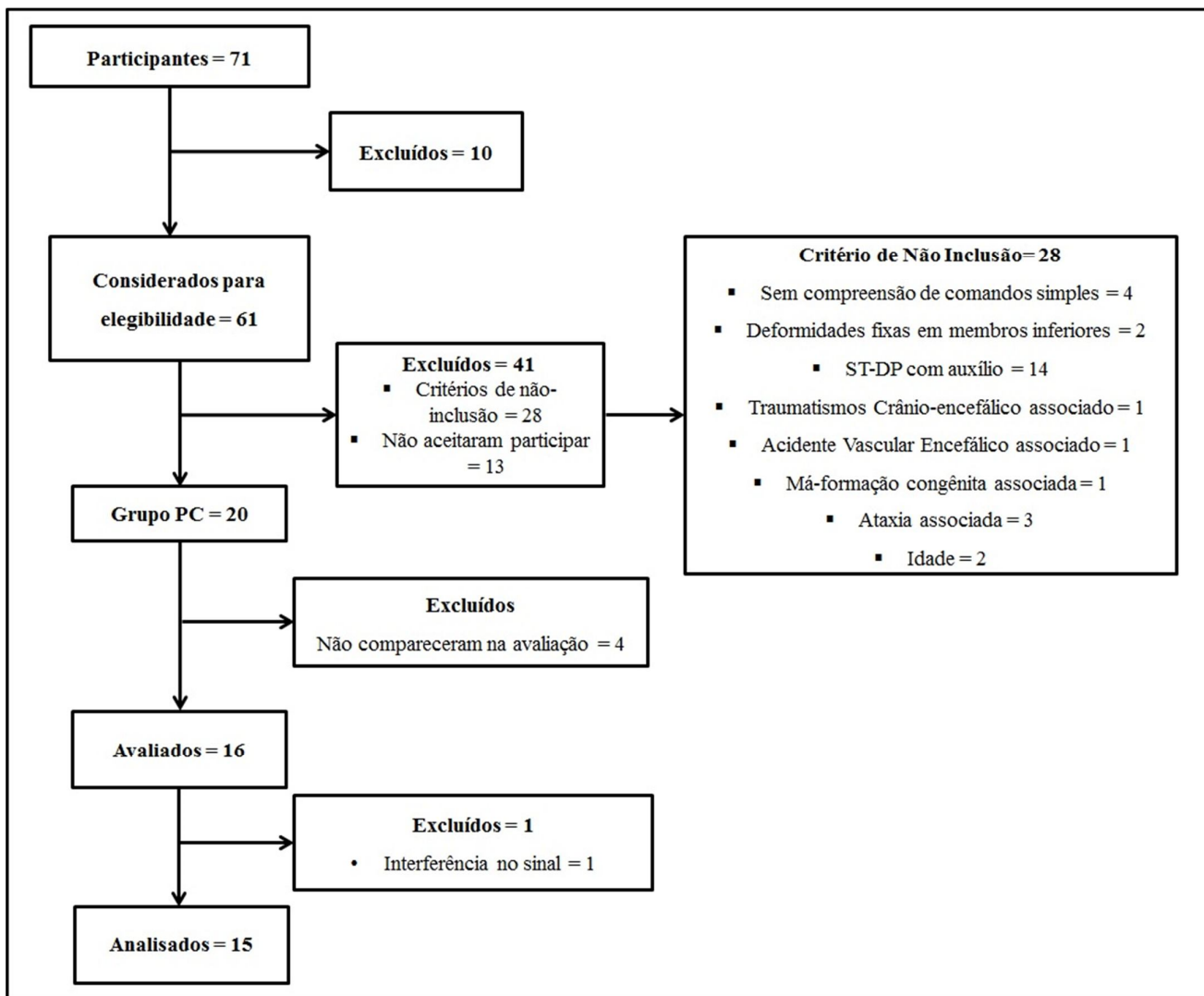


Figura 2 - Fluxograma representativo da seleção e da inclusão das crianças no

estudo.

mRMS do músculo Reto Femoral

Os dados referentes ao mRMS do reto femoral estão representados na Tabela 1.

Não houve interação significativa entre bandagem, banco e membros para o mRMS total e das fases 2, 3, 4 e 5. Foi encontrada interação significativa entre bandagem, banco e membros para o mRMS do reto femoral na fase 1 ($F(1,28)=2,848$; $p=0,029$; $\eta^2_p=0,115$). O membro afetado, no banco alto, apresentou maior valor de mRMS na condição de KT quando comparada a condição sem KT ($p=0,004$).

Não ocorreu interação entre bandagem e banco para o mRMS total e das fases, com exceção da fase 4 ($F(1,28)=4,118$; $p=0,004$; $\eta^2_p=0,158$). No banco alto, houve um maior valor de mRMS do reto femoral na condição de KT quando comparada as condições com placebo ($p=0,006$) e sem KT ($p\leq 0,001$).

Encontrou-se efeito principal do banco para o mRMS do reto femoral na fase 2 ($F(1,28)=12,812$; $p\leq 0,001$; $\eta^2_p=0,368$) e total ($F(1,28)=15,953$; $p\leq 0,001$; $\eta^2_p=0,420$). De acordo com as comparações par a par, encontrou-se que no banco alto as crianças apresentaram maiores valores de mRMS do reto femoral quando comparado ao banco baixo (fase 2: $p\leq 0,001$; total: $p=0,001$) e ao neutro (fase 2: $p=0,007$; total: $p=0,003$).

Tabela 1 – mRMS do músculo reto femoral, de ambos os membros afetado e sadio, nas três condições de bandagem (KT, placebo e sem)

e de altura de banco (alto, baixo e neutro).

		ALTO			BAIXO			NEUTRO		
		KT	PLACEBO	SEM	KT	PLACEBO	SEM	KT	PLACEBO	SEM
		M (DP)	M (DP)	M (DP)	M (DP)	M (DP)	M (DP)	M (DP)	M (DP)	M (DP)
		IC	IC	IC	IC	IC	IC	IC	IC	IC
mRMS										
AFETADO	FASE 1	0,42(±0,21) 0,32 - 0,5	0,33(±0,12) 0,28 - 0,39	0,38(±0,11) 0,32 - 0,43	0,32(±0,11) 0,27 - 0,05	0,30(±0,11) 0,24 - 0,35	0,29(±0,10) 0,24 - 0,34	0,28(±0,07) 0,25 - 0,32	0,30(±0,07) 0,27 - 0,34	0,27(±0,08) 0,23 - 0,31
	FASE 2	0,54(±0,18) 0,44 - 0,65	0,54(±0,12) 0,48 - 0,60	0,58(±0,11) 0,53 - 0,64	0,48(±0,09) 0,43 - 0,05	0,48(±0,11) 0,42 - 0,53	0,47(±0,06) 0,42 - 0,52	0,46(±0,12) 0,42 - 0,50	0,46(±0,10) 0,43 - 0,50	0,47(±0,16) 0,43 - 0,51
	FASE 3	0,47(±0,21) 0,36 - 0,58	0,63(±0,22) 0,58 - 0,69	0,65(±0,17) 0,60 - 0,71	0,53(±0,25) 0,47 - 0,05	0,54(±0,22) 0,49 - 0,60	0,56(±0,20) 0,51 - 0,61	0,58(±0,19) 0,55 - 0,62	0,54(±0,20) 0,50 - 0,57	0,53(±0,23) 0,48 - 0,57
	FASE 4	0,44(±0,23) 0,33 - 0,55	0,38(±0,23) 0,32 - 0,44	0,27(±0,16) 0,22 - 0,33	0,29(±0,22) 0,23 - 0,05	0,30(±0,19) 0,24 - 0,35	0,21(±0,15) 0,16 - 0,26	0,29(±0,21) 0,25 - 0,33	0,28(±0,17) 0,25 - 0,32	0,27(±0,17) 0,23 - 0,32
	FASE 5	0,80(±0,14) 0,70 - 0,91	0,79(±0,17) 0,74 - 0,85	0,71(±0,21) 0,66 - 0,77	0,70(±0,20) 0,64 - 0,05	0,69(±0,23) 0,64 - 0,75	0,78(±0,17) 0,73 - 0,83	0,62(±0,12) 0,58 - 0,65	0,73(±0,16) 0,70 - 0,77	0,73(±0,16) 0,69 - 0,77
	TOTAL	0,20(±0,05) 0,10 - 0,31	0,22(±0,08) 0,16 - 0,28	0,19(±0,05) 0,14 - 0,25	0,16(±0,07) 0,10 - 0,05	0,16(±0,05) 0,10 - 0,21	0,17(±0,06) 0,12 - 0,22	0,18(±0,05) 0,14 - 0,21	0,16(±0,07) 0,12 - 0,19	0,18(±0,08) 0,14 - 0,22
SADIO	FASE 1	0,58(±0,14) 0,47 - 0,68	0,25(±0,11) 0,19 - 0,31	0,32(±0,13) 0,27 - 0,37	0,28(±0,10) 0,22 - 0,05	0,28(±0,14) 0,23 - 0,34	0,24(±0,08) 0,19 - 0,29	0,25(±0,07) 0,21 - 0,29	0,22(±0,14) 0,18 - 0,25	0,27(±0,12) 0,23 - 0,31
	FASE 2	0,48(±0,08) 0,37 - 0,58	0,54(±0,15) 0,48 - 0,60	0,53(±0,09) 0,48 - 0,58	0,43(±0,09) 0,38 - 0,05	0,37(±0,12) 0,31 - 0,42	0,44(±0,08) 0,39 - 0,49	0,45(±0,10) 0,42 - 0,49	0,49(±0,08) 0,45 - 0,52	0,43(±0,11) 0,39 - 0,48
	FASE 3	0,39(±0,18) 0,28 - 0,50	0,61(±0,18) 0,55 - 0,67	0,67(±0,17) 0,61 - 0,72	0,59(±0,15) 0,54 - 0,05	0,63(±0,08) 0,57 - 0,69	0,60(±0,22) 0,55 - 0,65	0,63(±0,07) 0,59 - 0,66	0,75(±0,14) 0,71 - 0,79	0,71(±0,13) 0,67 - 0,75
	FASE 4	0,56(±0,28) 0,45 - 0,67	0,27(±0,10) 0,21 - 0,33	0,17(±0,14) 0,12 - 0,23	0,16(±0,09) 0,10 - 0,05	0,21(±0,12) 0,15 - 0,26	0,19(±0,07) 0,14 - 0,24	0,06(±0,11) 0,03 - 0,10	0,19(±0,12) 0,15 - 0,23	0,19(±0,05) 0,14 - 0,23
	FASE 5	0,67(±0,16) 0,57 - 0,78	0,66(±0,14) 0,60 - 0,72	0,70(±0,18) 0,65 - 0,76	0,70(±0,19) 0,65 - 0,05	0,70(±0,19) 0,64 - 0,75	0,64(±0,19) 0,59 - 0,69	0,72(±0,21) 0,69 - 0,76	0,71(±0,19) 0,68 - 0,75	0,68(±0,21) 0,64 - 0,72
	TOTAL	0,18(±0,06) 0,07 - 0,29	0,17(±0,06) 0,11 - 0,23	0,19(±0,07) 0,14 - 0,24	0,13(±0,04) 0,08 - 0,05	0,12(±0,03) 0,06 - 0,17	0,13(±0,04) 0,08 - 0,18	0,15(±0,04) 0,11 - 0,19	0,13(±0,04) 0,10 - 0,17	0,14(±0,04) 0,09 - 0,18

M = média; DP = desvio padrão; IC = intervalo de confiança.

Ângulos Articulares

Os dados referentes aos ângulos de início, final, máximo e amplitude, dos membros afetado e sadio, estão representados na Tabela 2 e 3, respectivamente, para o tronco e a pelve e os membros inferiores. As curvas cinemáticas estão representadas na Figura 2.

Não se encontrou interação significativa entre bandagem, banco e membro para nenhuma variável angular analisada. Também não houve interação entre as condições bandagem e altura de banco, com exceção das variáveis ângulos final ($F(1,28)=3,215$; $p=0,022$; $\eta^2_p=0,106$) e máximo ($F(1,28)=5,039$; $p=0,002$; $\eta^2_p=0,157$) do quadril. A aplicação da KT e do placebo levaram ao maior pico de flexão do quadril, ou seja, um maior ângulo máximo (KT: $p\leq 0,001$; placebo: $p=0,020$), em relação à condição sem KT, no banco alto. Além disso, na condição com KT, houve maior flexão do quadril no final da atividade em relação às condições sem KT ($p=0,001$) e com placebo ($p=0,002$), no banco alto.

Não houve efeito principal da bandagem e do membro para todas as variáveis angulares de todas as articulações estudadas.

Duração da Atividade ST-DP

Os dados referentes à duração total e das fases do ST-DP estão representados na Tabela 4. Não foi encontrada interação e nem efeito principal para as condições de bandagem, banco e membro para a duração total da atividade ST-DP e das fases.

Tabela 2 – Ângulos de início, final, máximo e amplitude do tronco e da pelve, nas três condições de bandagem (KT, placebo e sem) e de altura de banco (alto, baixo e neutro).

	ALTO			BAIXO			NEUTRO		
	KT M (DP) IC	PLACEBO M (DP) IC	SEM M (DP) IC	KT M (DP) IC	PLACEBO M (DP) IC	SEM M (DP) IC	KT M (DP) IC	PLACEBO M (DP) IC	SEM M (DP) IC
TRONCO									
INICIO	29,67(±13,19)	31,24(±8,61)	34,51(±9,81)	36,69(±13,94)	36,19(±13,56)	37,08(±14,98)	35,94(±14,86)	32,92(±13,93)	36,37(±10,32)
	23,00 - 36,35	32,00 - 35,59	29,55 - 39,47	29,63 - 43,75	29,32 - 43,05	29,50 - 44,66	28,42 - 43,46	25,87 - 39,97	31,15 - 41,60
FIM	2,31(±9,53)	0,44(±9,44)	3,04(±8,44)	4,35(±8,27)	2,51(±8,36)	6,48(±9,63)	2,34(±9,38)	1,88(±12,33)	3,89(±9,37)
	-4,36 - 8,99	4,64 - 4,79	-4,54 - 10,62	-2,70 - 11,41	-4,35 - 9,37	1,52 - 11,45	-5,17 - 9,86	-5,17 - 8,94	-1,34 - 9,11
AMPLITUDE	27,36(±11,72)	31,18(±9,89)	30,96(±6,78)	32,34(±14,45)	33,07(±11,28)	30,60(±13,60)	33,84(±14,87)	32,42(±12,02)	32,48(±10,69)
	20,69 - 34,04	29,68 - 35,53	23,38 - 38,55	25,28 - 39,40	26,20 - 39,93	25,63 - 35,56	26,32 - 41,36	25,37 - 39,47	27,26 - 37,71
MAXIMO	41,63(±11,19)	41,91(±7,18)	41,63(±9,15)	49,25(±11,69)	50,16(±8,83)	50,01(±11,55)	47,11(±11,96)	45,20(±11,40)	46,78(±10,79)
	34,96 - 48,31	43,95 - 46,26	34,05 - 49,21	42,19 - 56,30	43,30 - 57,02	45,05 - 54,97	39,59 - 54,63	38,15 - 52,25	41,56 - 52,01
PELVE									
INICIO	-33,00(±14,00)	-32,85(±9,34)	-34,43(±9,85)	-38,93(±14,12)	-37,29(±11,19)	-38,87(±9,73)	-37,82(±13,32)	-36,42(±11,15)	-34,57(±10,24)
	-39,68 - -26,33	-30,68 - -28,50	-39,40 - -29,47	-45,99 - -31,87	-44,16 - -30,43	-46,46 - -31,29	-45,34 - -30,31	-43,47 - -29,37	-39,80 - -29,35
FIM	-8,97(±7,95)	-11,12(±5,76)	-9,7(±6,58)	-9,93(±6,90)	-10,43(±7,26)	-10,51(±7,69)	-9,57(±6,94)	-9,64(±6,19)	-11,37(±8,48)
	-15,64 - -2,29	-6,64 - -6,77	-17,36 - -2,20	-16,98 - -2,87	-17,30 - -3,57	-15,48 - -5,55	-17,09 - -2,05	-16,69 - -2,59	-16,59 - -6,14
AMPLITUDE	24,04(±9,36)	8,77(±9,44)	25,78(±6,88)	29,01(±11,39)	27,21(±9,08)	27,52(±9,76)	27,65(±9,59)	26,64(±9,79)	23,21(±9,81)
	17,36 - 30,71	26,36 - 13,12	18,20 - 33,36	21,94 - 36,06	20,35 - 34,07	22,56 - 32,49	20,13 - 35,17	19,59 - 33,69	17,98 - 28,43
MAXIMO	8,07(±9,28)	22,07(±7,92)	4,35(±8,76)	7,68(±11,16)	9,24(±10,96)	8,81(±12,02)	8,46(±10,26)	10,56(±11,32)	8,91(±10,55)
	1,40 - 14,75	10,39 - 26,43	-3,23 - 11,93	0,62 - 14,74	2,37 - 16,10	3,85 - 13,77	0,94 - 15,98	3,51 - 17,61	3,68 - 14,13

M = média; DP = desvio padrão; IC = intervalo de confiança.

Tabela 3 – Ângulos de início, final, máximo e amplitude do quadril, joelho e tornozelo, dos membros afetado e sadio, nas três condições de bandagem (KT, placebo e sem) e de altura de banco (alto, baixo e neutro).

		ALTO			BAIXO			NEUTRO		
		KT	PLACEBO	SEM	KT	PLACEBO	SEM	KT	PLACEBO	SEM
		M (DP) IC	M (DP) IC	M (DP) IC	M (DP) IC	M (DP) IC	M (DP) IC	M (DP) IC	M (DP) IC	M (DP) IC
QUADRIL										
AFETADO	INICIO	39,46(±16,53) 31,10 - 47,83	39,68(±13,48) 32,86 - 46,50	37,76(±11,79) 31,79 - 43,72	53,46(±13,63) 46,56 - 60,35	56,59(±11,84) 50,60 - 62,58	58,42(±13,60) 51,54 - 65,31	46,08(±13,91) 39,04 - 53,12	51,94 (±7,99) 47,90 - 55,98	49,28(±12,52) 42,95 - 55,61
	FIM	-0,09(±12,60) -8,46 - 8,27	-5,40(±11,10) -12,22 - 1,42	-5,68(±11,42) -12,57 - 1,20	-0,80(±11,39) 5,77 - 6,09	-1,92(±11,66) -7,91 - 4,07	-2,55(±12,43) -8,51 - 3,42	-0,13(±12,74) -7,17 - 6,91	0,01(±14,77) -4,03 - 4,05	-3,00(±12,27) -9,33 - 3,34
	AMPLITUDE	41,23(±15,27) 32,86 - 49,60	47,40(±15,94) 40,58 - 54,23	42,92(±11,79) 36,04 - 49,81	55,14(±16,50) 5,77 - 62,04	58,85(±15,87) 52,86 - 64,84	57,76(±18,02) 51,80 - 63,73	47,58(±17,26) 40,54 - 54,62	55,65(±10,54) 51,60 - 59,69	53,11(±14,87) 46,78 - 59,44
SADIO	INICIO	67,02(±11,06) 58,66 - 75,39	65,30(±10,80) 58,47 - 72,12	65,59(±10,46) 58,71 - 72,48	83,03(±10,68) 5,77 - 89,93	84,84(±11,15) 78,85 - 90,83	86,40(±10,68) 80,44 - 92,37	74,99(±11,02) 67,95 - 82,03	78,62(±9,97) 74,58 - 82,66	77,23(±11,05) 70,90 - 83,57
	FIM	43,23(±13,87) 34,86 - 51,59	40,91(±10,55) 34,09 - 47,74	42,32(±10,52) 36,35 - 48,28	60,04(±11,76) 5,77 - 66,93	61,05(±11,06) 55,06 - 67,04	67,10(±9,86) 60,22 - 73,99	51,77(±11,23) 44,73 - 58,80	55,10(±5,33) 51,06 - 59,14	52,29(±9,48) 45,95 - 58,62
	AMPLITUDE	1,80(±10,03) -6,57 - 10,16	-2,54(±6,09) -9,36 - 4,28	-2,78(±9,33) -9,67 - 4,10	0,56(±8,07) 5,77 - 7,46	-0,76(±6,27) -6,75 - 5,23	-1,70(±10,29) -7,66 - 4,27	-1,59(±9,75) -8,63 - 5,45	0,08(±8,69) -3,96 - 4,12	-2,77(±10,34) -9,10 - 3,57
	MAXIMO	43,36(±11,32) 35,00 - 51,73	44,76(±12,17) 37,94 - 51,58	46,85(±12,97) 39,96 - 53,73	62,66(±15,51) 5,77 - 69,56	61,18(±14,03) 55,19 - 67,17	63,34(±17,78) 57,38 - 69,31	54,83(±15,03) 47,79 - 61,87	55,92(±10,33) 51,88 - 59,96	58,14(±11,46) 51,81 - 64,48
		68,75(±5,20) 60,38 - 77,12	64,76(±7,03) 57,94 - 71,59	70,11(±4,88) 63,23 - 77,00	80,26(±3,95) 5,77 - 87,16	81,72(±5,26) 75,73 - 87,71	84,33(±4,62) 78,36 - 90,29	74,12(±3,92) 67,08 - 81,16	75,69(±5,07) 71,64 - 79,73	79,71(±4,94) 73,38 - 86,04
	JOELHO									
AFETADO	INICIO	75,98(±14,31) 67,61 - 84,34	75,80(±11,24) 68,97 - 82,62	78,66(±14,54) 72,70 - 84,63	97,02(±13,02) 5,77 - 103,91	96,16(±14,27) 90,17 - 102,15	96,76(±13,41) 89,88 - 103,64	88,88(±13,08) 81,85 - 95,92	90,02(±16,07) 85,98 - 94,07	87,38(±16,33) 81,05 - 93,71
	FIM	17,90(±16,31) 9,53 - 26,26	16,08(±15,69) 9,26 - 22,90	15,46(±13,99) 8,58 - 22,34	20,02(±18,40) 5,77 - 26,92	18,85(±15,36) 12,86 - 24,84	19,26(±17,74) 13,30 - 25,23	22,14(±18,04) 15,10 - 29,18	21,42(±21,77) 17,38 - 25,46	19,73(±16,28) 13,40 - 26,07
	AMPLITUDE	58,08(±17,14) 49,71 - 66,45	60,20(±14,80) 53,37 - 67,02	63,44(±15,43) 56,55 - 0,32	77,00(±18,30) 5,77 - 83,89	76,91(±16,78) 70,92 - 82,90	77,49(±19,30) 71,53 - 83,46	66,66(±18,95) 59,63 - 73,70	67,84(±17,10) 63,80 - 71,88	67,64(±18,42) 61,31 - 73,98
SADIO	INICIO	82,22(±12,92) 73,85 - 90,58	81,37(±12,04) 74,55 - 88,19	83,43(±12,33) 76,55 - 90,32	107,86(±12,96) 5,77 - 114,75	106,58(±11,89) 100,59 - 112,57	109,39(±10,37) 103,42 - 115,35	97,03(±12,67) 89,99 - 104,07	96,58(±14,64) 92,54 - 100,62	96,22(±13,29) 89,88 - 102,55
	FIM	77,15(±8,36) 68,78 - 85,51	76,71(±7,73) 69,88 - 83,53	98,22(±10,56) 92,23 - 104,21	99,35(±8,83) 5,77 - 106,25	98,62(±10,94) 91,74 - 105,50	81,56(±10,13) 75,60 - 87,53	89,48(±10,88) 82,45 - 96,52	90,76(±9,13) 86,72 - 94,80	89,35(±9,98) 83,02 - 95,69
	AMPLITUDE	15,86(±9,85) 7,50 - 24,23	15,80(±8,57) 8,98 - 22,63	13,71(±10,64) 6,83 - 20,60	16,38(±10,26) 5,77 - 23,28	18,56(±11,23) 12,57 - 24,55	15,14(±12,12) 9,18 - 21,11	13,21(±9,75) 6,17 - 20,25	16,15(±7,88) 12,11 - 20,19	13,79(±9,05) 7,46 - 20,12
	MAXIMO	61,28(±11,56) 52,92 - 69,65	62,64(±10,55) 55,82 - 69,47	67,85(±12,70) - 60,96 - 74,73	82,97(±15,63) 5,77 - 89,87	81,07(±15,30) 75,08 - 87,06	83,48(±19,70) 77,51 - 89,44	76,23(±12,40) 69,20 - 83,27	74,75(±6,97) 70,71 - 78,79	74,51(±12,41) 68,18 - 80,84
		82,55(±8,06) 74,18 - 90,92	84,00(±11,00) 77,18 - 90,82	86,49(±8,56) 79,60 - 93,37	108,89(±7,66) 5,77 - 115,78	109,07(±6,81) 103,08 - 115,06	109,26(±6,06) 103,29 - 115,22	97,90(±9,13) 90,86 - 104,93	98,64(±8,32) 94,60 - 102,68	97,42(±7,39) 91,09 - 103,75

		TORNOZELO									
AFETADO	INICIO	90,69(±9,04)	92,08(±5,89)	93,63(±8,01)	89,86(±9,61)	88,72(±6,45)	90,96(±9,92)	90,56(±8,48)	90,53(±7,58)	91,68(±10,68)	
		82,33 - 99,06	85,26 - 98,90	87,66 - 99,59	5,77 - 96,76	82,73 - 94,71	84,08 - 97,85	83,52 - 97,59	86,49 - 94,57	85,35 - 98,01	
	FIM	95,80(±10,64)	98,37(±8,09)	96,39(±7,05)	92,77(±13,28)	97,37(±7,88)	95,70(±10,85)	98,00(±9,27)	97,83(±7,98)	94,89(±11,88)	
		87,43 - 104,16	91,54 - 105,19	89,50 - 103,27	5,77 - 99,67	91,38 - 103,36	89,74 - 101,67	90,96 - 105,04	93,79 - 101,87	88,55 - 101,22	
AMPLITUDE		8,40(±5,98)	7,87(±5,06)	6,55(±6,37)	11,31(±7,12)	9,50(±7,84)	7,71(±5,57)	9,39(±5,68)	7,84(±5,89)	8,34(±6,03)	
		0,03 - 16,77	1,05 - 14,69	-0,34 - 13,43	5,77 - 18,20	3,51 - 15,49	1,74 - 13,67	2,35 - 16,43	3,80 - 11,88	2,00 - 14,67	
	MAXIMO	101,68(±10,15)	103,95(±8,38)	104,67(±6,86)	107,65(±19,60)	107,10(±9,71)	106,92(±12,53)	108,85(±13,88)	105,84(±10,05)	105,17(±11,19)	
SADIO		93,31 - 110,04	97,13 - 110,78	97,78 - 111,55	5,77 - 114,54	101,11 - 113,09	100,96 - 112,89	101,81 - 115,89	101,80 - 109,89	98,84 - 111,50	
	INICIO	90,10(±7,02)	90,98(±7,06)	95,38(±9,19)	94,78(±9,18)	88,89(±5,84)	93,23(±9,44)	92,20(±9,10)	90,91(±6,26)	94,62(±10,06)	
		81,73 - 98,46	84,16 - 97,81	89,42 - 101,35	5,77 - 101,67	82,90 - 94,88	86,34 - 100,11	85,16 - 99,24	86,87 - 94,95	88,29 - 100,95	
	FIM	98,14(±6,10)	98,47(±3,72)	100,04(±7,83)	99,81(±5,63)	100,29(±6,52)	99,26(±7,73)	101,57(±8,39)	98,42(±4,17)	99,37(±6,24)	
AMPLITUDE		89,78 - 106,51	91,64 - 105,29	93,15 - 106,92	5,77 - 106,71	94,30 - 106,28	93,30 - 105,22	94,53 - 108,61	94,38 - 102,46	93,04 - 105,70	
		8,76(±5,54)	8,93(±5,83)	9,30(±4,92)	9,95(±4,30)	10,19(±7,04)	11,36(±7,00)	8,15(±9,99)	8,12(±3,39)	7,77(±4,62)	
	MAXIMO	109,21(±9,20)	107,56(±7,47)	110,26(±7,23)	116,94(±11,60)	112,09(±8,44)	116,83(±10,95)	113,95(±9,43)	111,61(±8,48)	112,11(±9,68)	
	100,85 - 117,58	100,73 - 114,38	103,37 - 117,14	5,77 - 123,84	106,10 - 118,08	110,86 - 122,79	106,91 - 120,99	107,57 - 115,65	105,78 - 118,45		

M = média; DP = desvio padrão; IC = intervalo de confiança.

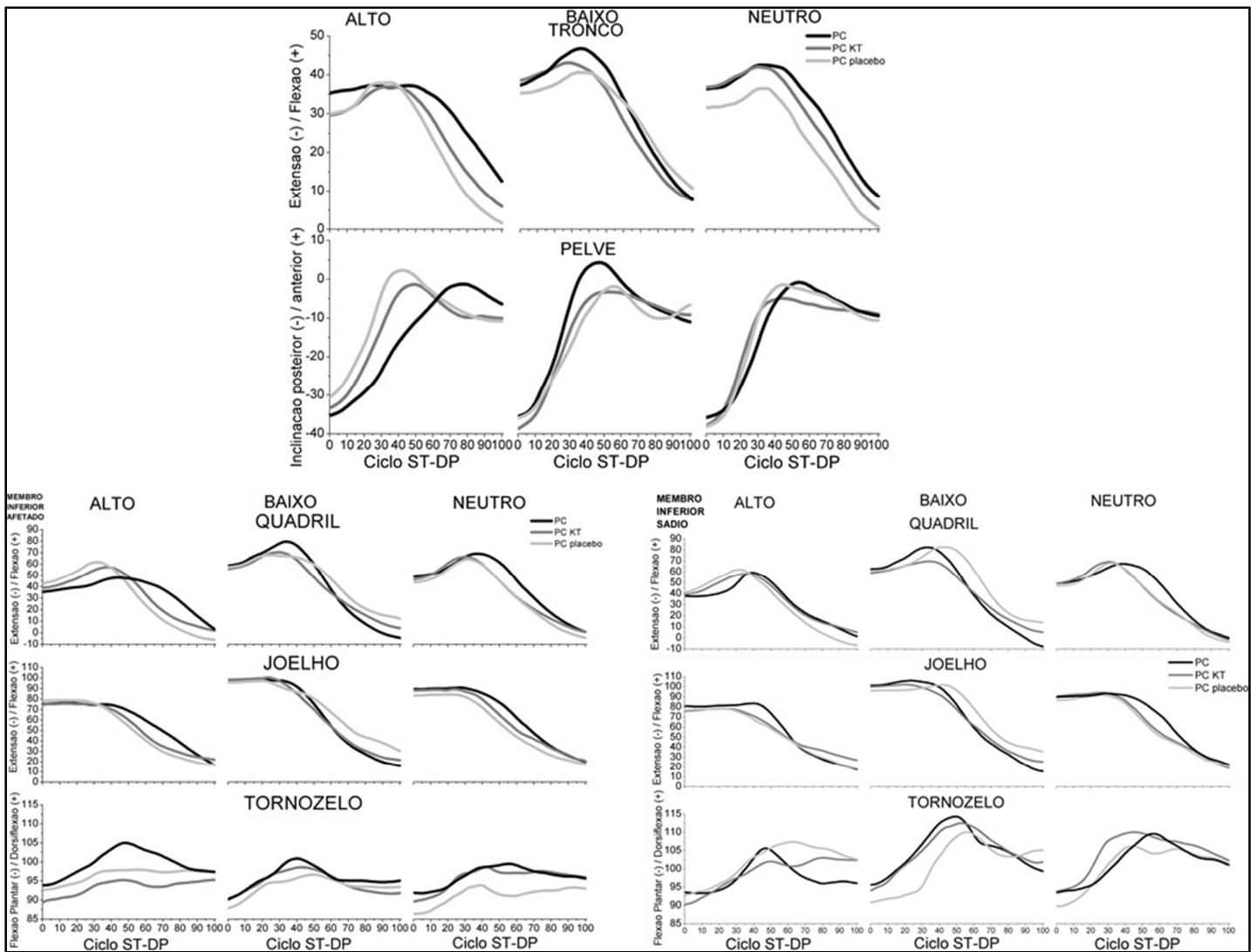


Figura 3 - Curvas angulares médias normalizadas pelo tempo nas três condições

de bandagem (KT, placebo e sem) e de altura de banco (alto, baixo e neutro).

Tabela 4 – Duração total e das fases do ST-DP, nas três condições de bandagem (KT, placebo e sem) e de altura de banco (alto, baixo e neutro).

	ALTO			BAIXO			NEUTRO		
	KT	PLACEBO	SEM	KT	PLACEBO	SEM	KT	PLACEBO	SEM
	M (DP)	M (DP)	M (DP)	M (DP)	M (DP)	M (DP)	M (DP)	M (DP)	M (DP)
	IC	IC	IC	IC	IC	IC	IC	IC	IC
FASE 1	0,62(±0,21)	0,33(±0,45)	0,06(±0,05)	0,56(±0,18)	0,20(±0,40)	0,09(±0,08)	0,14(±0,05)	1,06(±0,57)	1,92(±0,59)
	0,52 - 0,73	0,10 - 0,56	0,03 - 0,08	0,48 - 0,65	0,00 - 0,40	0,05 - 0,12	0,11 - 0,17	0,77 - 1,34	1,62 - 2,22
FASE 2	0,59(±0,21)	0,40(±0,69)	0,10(±0,17)	0,73(±0,20)	0,23(±0,35)	0,08(±0,11)	0,19(±0,06)	0,92(±0,61)	2,31(±0,54)
	0,49 - 0,70	0,18 - 0,63	0,08 - 0,13	0,64 - 0,82	0,03 - 0,18	0,04 - 0,12	0,16 - 0,22	0,64 - 1,21	2,01 - 2,60
FASE 3	0,63(±0,15)	0,28(±0,41)	0,15(±0,19)	0,61(±0,18)	0,30(±0,50)	0,11 (±0,12)	0,17(±0,06)	1,06(±0,62)	2,37(±0,63)
	0,53 - 0,74	0,05 - 0,51	0,13 - 0,18	0,52 - 0,69	0,10 - 0,25	0,07 - 0,15	0,14 - 0,19	0,77 - 1,34	2,08 - 2,67
FASE 4	0,54(±0,18)	0,33(±0,48)	0,11(±0,15)	0,14(±0,10)	0,88(±0,55)	2,03(±0,55)	0,13(±0,08)	1,08(±0,52)	1,98(±0,44)
	0,44 - 0,65	0,10 - 0,56	0,08 - 0,13	0,05 - 0,23	0,68 - 0,28	1,99 - 2,07	0,10 - 0,16	0,80 - 1,37	1,69 - 2,28
FASE 5	0,63(±0,16)	0,57(±0,68)	0,22(±0,20)	0,17(±0,07)	1,13(±0,65)	2,40(±0,56)	0,21(±0,07)	1,46(±0,79)	2,70(±0,63)
	0,53 - 0,73	0,34 - 0,80	0,19 - 0,24	0,08 - 0,26	0,93 - 0,33	2,36 - 2,44	0,19 - 0,24	1,17 - 1,74	2,41 - 3,00
TOTAL	0,69(±0,23)	0,19(±0,36)	0,19(±0,25)	0,17(±0,10)	1,17(±0,61)	2,43(±0,56)	0,18(±0,06)	1,07(±0,60)	2,27(±0,60)
	0,59 - 0,79	0,01 - 0,41	0,17 - 0,22	0,08 - 0,25	0,97 - 0,31	2,39 - 2,47	0,15 - 0,20	0,79 - 1,36	1,97 - 2,57

M = média; DP = desvio padrão; IC = intervalo de confiança.

Discussão

O objetivo do estudo foi verificar o efeito da KT sobre a ativação do músculo reto femoral e as estratégias motoras utilizadas para a execução da atividade ST-DP em diferentes alturas de banco, em crianças com PC. As hipóteses do estudo foram a de que a aplicação da KT promoveria aumento na ativação muscular do reto femoral e que as crianças com PC adotariam estratégias motoras mais eficientes quando submetidas à condição com KT. De acordo com os resultados, esta hipótese foi parcialmente aceita, visto que a KT levou a modificações na ativação muscular e nas estratégias motoras, porém somente na condição de banco alto.

Na condição de banco alto e com o KT foi encontrado aumento do mRMS do reto femoral nas fases 1 e 4 do ST-DP. O músculo reto femoral é ativado na primeira fase da atividade ST-DP com a finalidade de promover o deslocamento de peso⁴⁷ e que o mesmo é ativado no final da fase de pré-extensão da atividade ST-DP para promover uma estabilização precoce desta articulação.^{42,48} Além disso, o músculo quadríceps apresenta seu maior pico de ativação na fase de extensão dos membros inferiores e tronco,^{41,47,48} a qual corresponde no presente estudo a fase 4.¹⁸ Considerando que crianças com PC apresentam diminuição da ativação do músculo reto femoral no membro afetado na execução do ST-DP,¹⁵ o aumento de ativação deste músculo nessas fases pode ser considerado um mecanismo de facilitação.

Também na condição de banco alto e com o KT, observou-se aumento do pico de flexão do quadril e maior flexão desta articulação no final do ST-DP. Um estudo prévio observou que crianças com PC apresentam menor pico de flexão do quadril e maior extensão no final do ST-DP quando comparadas às crianças saudáveis (Estudo I). Assim, acredita-se que o KT tenha aproximado as estratégias das crianças com PC às utilizadas por crianças típicas.

Um resultado interessante do estudo refere-se ao fato de que o KT promoveu alterações somente na condição de banco alto, o qual fornece menor demanda biomecânica a tarefa.⁴⁻⁷ Acredita-se que este resultado possa ser atribuído as diferenças nas estratégias adotadas quando a altura do banco foi manipulada.

Nas alturas de banco mais baixas, especialmente no banco baixo, verificou-se que as crianças com PC adotaram como estratégia compensatória o deslocamento posterior do membro inferior sadio. Estes resultados são corroborados por um estudo prévio, realizado pelos autores (Estudo I).

Foi relatado que o membro inferior que é deslocado posteriormente é responsável pela descarga de peso e geração de força necessária para a aquisição da postura em pé.^{49,50} Esta inferência é reforçada pela menor ativação do músculo reto femoral na fase 2 e no movimento todo, no membro inferior afetado, na condição de banco baixo, sugerindo que este músculo é menos requisitado nesta condição. Assim, acredita-se que a KT não teria efeito no banco baixo, visto que o membro afetado, no qual a KT foi aplicada, não é requisitado e, portanto, não precisa gerar momento extensor de joelho.

Por sua vez, na condição de banco alto, as crianças com PC não adotaram a estratégia de deslocamento posterior do pé, mas sim uma inclinação anterior do tronco. Nesta condição, o músculo quadríceps dos dois membros inferiores é requisitado na fase de pré-extensão, para promover estabilização precoce da articulação do joelho, e na fase de extensão dos membros inferiores e tronco, para aquisição da postura em pé.^{41,47,48} Portanto, nesta condição, os membros afetado e sadio produzem uma ativação efetiva do músculo reto femoral para a extensão dos membros inferiores e tronco.

Os estudos que verificaram o efeito da KT em crianças com PC não avaliaram a ativação muscular.^{27-30,51,52} No entanto, estudos com adultos saudáveis e com alterações

musculoesqueléticas verificaram o efeito da KT sobre a ativação muscular. Foram encontrados resultados controversos (Estudo II).

Acredita-se que no presente estudo tenha ocorrido efeito da KT sobre a ativação muscular, pelo fato de terem sido avaliadas crianças com PC, que apresentam como característica marcante uma diminuição na ativação muscular.^{43,44} Além disso, estas crianças também possuem déficits na integração das informações sensoriais, como consequência de lesões nas vias tálamo-corticais,^{53,54} que podem dificultar a execução de tarefas que exigem propriocepção e organização sensório-motora.^{55,56} Alguns estudos têm sugerido que a ausência de uma conexão íntegra entre o córtex sensorial e o motor resulta em déficits na função motora grossa e fina, e no controle motor.^{57,58}

Em estudos com animais, observou-se que estímulos de estiramento da pele ativam neurônios do córtex somatossensorial e podem ativar os neurônios motores alfa.^{59,60} Além disso, estudos com humanos demonstraram que estímulos cutâneos foram associados ao fornecimento de informações proprioceptivas durante a execução de movimentos coordenados.^{61,62} Baseado nesses estudos, acredita-se que a aplicação da KT forneça um *input* sensorial tátil adicional, que pode contribuir para a percepção de estímulos sensoriais em uma população que tem comprometimento na recepção dos mesmos; em oposição a indivíduos sem alterações.

O fornecimento de estímulo sensorial tátil adicional promovido pela aplicação da KT foi relacionado à força de tração exercida sobre a pele. Os criadores da técnica acreditam que o estiramento da pele consequente da aplicação da KT, promova estimulação de mecanorreceptores do tipo II.⁶³⁻⁶⁴ Estes, por sua vez, fornecem informações sobre o grau de estiramento da pele⁶⁵ para áreas do córtex sensorial e motor, promovendo modificações na ativação muscular.²³⁻²⁶

Estes mecanismos de ação da KT foram sugeridos com base em estudos que verificaram que diferentes tensões na pele da mão são capazes de providenciar informações cinestésicas.⁶⁶ Além disso, sabe-se que interações complexas na medula levam a integração dos sinais de vários proprioceptores, que podem modular a taxa de disparo do neurônio gama e, conseqüentemente, a sensibilidade do fuso muscular.^{67,68}

No entanto, a utilização da KT com conseqüente ação destes mecanismos ainda não foi comprovada. Foi encontrado que a KT aumentou a ativação cerebral do córtex sensorio motor primário e da área motora suplementar,²⁶ assim como aumentou a ativação sináptica cortical antes do início do movimento.⁶⁹ No entanto, seus efeitos sobre a ativação cerebral ainda são controversos. Assim, mais estudos precisam ser realizados para corroborar os mecanismos fisiológicos associados a KT.

Apesar de não terem sido encontrados estudos que avaliaram o efeito da KT na ativação muscular em crianças com PC, alguns estudos avaliaram o efeito sobre a funcionalidade e outras estruturas e funções do corpo.²⁷⁻³¹ Alguns autores observaram que a KT promoveu melhoras na força muscular, na função motora grossa e na independência funcional em crianças com PC hemiparéticas, níveis GMFCS I e II.^{31,32} Por outro lado, a aplicação da KT em crianças com PC com maior limitação funcional não resultou em alterações na função motora grossa e no alinhamento postural na postura sentada.^{28,29}

Iosa et al.¹⁹ atribuíram as diferenças de resultados entre estes estudos, ao nível de funcionalidade, segundo o GMFCS. Estes autores sugeriram que a KT parece ter maior efeito em crianças com menor comprometimento funcional, ou seja, níveis GMFCS I e II, assim como crianças que conseguem realizar atividades dinâmicas. Estes autores sugeriram que a postura estática gera oscilações corporais muito pequenas, que poderiam não ser suficientes para promover alongamento da KT e induzir a reação

elástica necessária para ativar os mecanorreceptores cutâneos. Assim, os efeitos da KT na atividade ST-DP nas crianças do presente estudo poderiam ser atribuídos ao nível GMFCS avaliado.

No entanto, vale ressaltar que apesar de a KT ter promovido modificações na ativação muscular e na articulação do quadril, modificações nas outras articulações não foram observadas. Além disso, o tempo utilizado para executar o ST-DP também não foi alterado. Acredita-se que isto possa ser relacionado ao fato de no presente estudo ter sido verificado somente o efeito imediato da KT.

Modificações globais nos padrões de movimento, assim como na duração da atividade requerem prática da tarefa. A diminuição na duração da atividade requer capacidade de processar as informações sensoriais fornecidas por meio do *feedback* sensorial e grande precisão,^{70,71} o que só pode ser adquirido com treinamento.⁷¹⁻⁷³ Além disso, crianças com alterações cerebrais precisam de um treinamento mais prolongado na tarefa para que consigam executar movimentos eficazes, ou seja, com baixo gasto energético, maior velocidade possível e sucesso na tarefa.⁷⁴

Outro resultado importante que foi encontrado no presente estudo, refere-se ao efeito do placebo. De acordo com os resultados, observou-se que a condição de placebo também resultou na diminuição da extensão da articulação do quadril no final da atividade ST-DP. Estudos com adultos verificaram que tanto a KT aplicado com tensão utilizando técnicas de facilitação e inibição, quanto a KT sem tensão resultaram em um aumento da força muscular do joelho e de preensão da mão. Assim, estes autores sugeriram que o efeito provocado pela KT pode ser um efeito placebo.^{75,76}

Considerando que o efeito placebo promoveu alterações apenas no ângulo final de quadril e não modificou a ativação muscular do reto femoral; acredita-se que a KT levou a uma restrição na movimentação desta articulação.

Ainda, a tensão na KT resultou em alteração na ativação muscular em oposição ao placebo. Assim, pode-se sugerir que para promover mudanças na ativação muscular; a tensão é um componente importante. Além disso, pode-se sugerir que uma maior ativação muscular pode não ser um mecanismo essencial para a aquisição de um melhor alinhamento biomecânico em crianças com PC com comprometimento funcional leve. Futuros estudos devem ser realizados com o intuito de verificar estas hipóteses.

Limitações do Estudo

Como limitação do estudo pode-se citar o fato de a bandagem ter sido biseccionada na altura de passagem do eletrodo do EMG. Este procedimento foi realizado com o objetivo de evitar interferências da bandagem no sinal eletromiográfico. Sabe-se que abertura na bandagem pode ter levado a modificação nos componentes mecânicos da KT, assim como ter diminuído a área de aplicação da bandagem sobre o músculo reto femoral. No entanto, o efeito da KT sobre a ativação muscular foi considerado uma análise fundamental para que pudéssemos inferir sobre os mecanismos fisiológicos desta técnica.

Outra limitação é o fato de ter sido selecionada uma amostra não probabilística de conveniência; assim, os dados não podem ser generalizados para a população geral de crianças com PC. Além disso, não foi realizada uma avaliação de *follow-up* para verificar se o efeito da KT permaneceria após a sua remoção.

Conclusão

Conclui-se que a KT promove melhoras dos padrões de ativação do músculo reto femoral em crianças com PC, nas fases do ST-DP e nas condições de altura de banco nas quais o mesmo é mais recrutado. Além disso, a KT modifica o

posicionamento da articulação do quadril, aproximando as estratégias desta articulação a adotada por crianças típicas. No entanto, alterações na estratégia de movimento global e na duração da atividade não ocorrerem após a aplicação imediata da KT. Assim, acredita-se que a aplicação imediata da KT promove mudanças locais, mas efeitos maiores sobre a funcionalidade, como mudanças no tempo de execução, não são encontrados com este tipo de aplicação.

Referências

1. Riley PO, Krebs DE, Popat RA. Biomechanical analysis of failed sit-to-stand. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1997;5:353-59.
2. Dehail P, Bestaven E, Muller F, Mallet A, Robert B, Bourdel-Marchasson I, Petit J. Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a "Sit-to-Walk" task in elderly subjects: role of strength. *Clin Biomech* 2007;22:1096-103.
3. Ploutz-Snyder LL¹, Manini T, Ploutz-Snyder RJ, Wolf DA. Functionally relevant thresholds of quadriceps femoris strength. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2002;57:B144-52.
4. Weiner DK, Long R, Hughes MA, Chandler J, Studenski S. When older adults face the chair-rise challenge. *J Am Geriatr Soc* 1993;41:6-10.
5. Hughes MA, Schenkman ML. Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. *J Rehabil Res Dev* 1996;33:409-12.
6. Munro BJ, Steele JR, Bashford GM, Ryan M, Britten N. A kinematic and kinetic analysis of the sit-to-stand transfer using an ejector chair: implications for elderly rheumatoid arthritic patients. *J Biomech* 1998;31:263-71.
7. Arborelius UP, Wretenberg P, Lindberg F. The effects of armrests and high seat heights on lower-limb activity during sitting and rising. *Ergonomics* 1992;35:1377-91.
8. Buckle et al., 2008
9. Yamada T, Demura S. Influence of the relative difference in chair seat height according to different lower thigh length on floor reaction force and lower-limb strength during sit-to-stand movement. *Jo Phys Anth Applied Hum Sc* 2005;23:197-203.
10. Lieber RL, Runesson E, Einarsson F, Friden J. Inferior mechanical properties of spastic muscle bundles due to hypertrophic but compromised extracellular matrix material. *Muscle Nerve* 2003;28:464-71.
11. Elder GCB, Kirk J, Stewart G et al. Contributing factors to muscle weakness in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2003;45:542-50.
12. Stackhouse SK, Binder-Macleod SA, Lee SCK. Voluntary muscle activation, contractile properties, and fatigability in children with and without cerebral palsy. *Muscle Nerve* 2005;31:594-601.
13. Doix AC, Gulliksen A, Brændvik SM, Roeleveld K. Fatigue and muscle activation during submaximal elbow flexion in children with cerebral palsy. *J Electromyogr Kinesiol* 2013;23(3):721-6.
14. Brændvik SM, Elvrum AK, Vereijken B, Roeleveld K. Involuntary and voluntary muscle activation in children with unilateral cerebral palsy--relationship to upper limb activity. *Eur J Paediatr Neurol* 2013;17(3):274-9.
15. Liao HF, Gan SM, Lee HJ, Kim D. Effects of Weight Resistance on the Temporal Parameters and Electromyography of Sit-to-Stand Movements in Children With and Without Cerebral Palsy. *Am J Phys Med Rehab* 2010;89:99-106.
16. dos Santos AN, Pavão SL, Santiago PR, Salvini Tde F, Rocha NA. Sit-to-stand movement in children with hemiplegic cerebral palsy: relationship with knee extensor torque and social participation. *Res Dev Disabil* 2013;34:2023-32.
17. Hennington G, Johnson M, Penrose J, Kory M. Effect of bench height on sit-to-stand in children without disabilities and children with cerebral palsy. *Arc Phys Med Rehab* 2004;85:70-6.
18. Park ES, Park C, Lee HJ, Kim D. The characteristics of sit-to-stand transfer in young children with cerebral palsy based on kinematic and kinetic data. *Gait Posture* 2003;17:43-9.

19. Iosa M, Morelli D, VittoriaNanni M, Veredice C, Marro T, Medici A, Paolucci S, Mazzà C. Functional taping: a promising technique for children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2010;52:287-9.
20. Chen PL, Hong WH, Lin CH, Chen WC. Biomechanics effects of kinesio taping for persons with patellofemoral pain syndrome during stair climbing. *Biomed 2008, Proceedings 21*. Berlin: Springer:2008. p. 395-7.
21. Fu T, Wong AM, Pei Y, et al. Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes—a pilot study. *J Sci Med Sport* 2008;11:198–201.
22. Paoloni M, Bernetti A, Fratocchi G, et al. Kinesio Taping applied to lumbar muscles influences clinical and electromyographic characteristics in chronic low back pain patients. *Eur J Phys Rehabil Med* 2011;47:237–44.
23. Halseth T, McChesney JW, Debeliso M, Vaughn R, Lien J. The effects of kinesio™ taping on proprioception at the ankle. *J Sports Sci Med* 2004;3:1-7.
24. Hsu YH, Chen WY, Lin HC, Wang WT, Shih YF. The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *J Electromyogr Kinesiol* 2009;19:1092-9.
25. Wong OM, Cheung RT, Li RC. Isokinetic knee function in healthy subjects with and without Kinesio taping. *Phys Ther Sport* 2012;13:255-8.
26. Callaghan MJ, McKie S, Richardson P, Oldham JA. Effects of patellar taping on brain activity during knee joint proprioception tests using functional magnetic resonance imaging. *Phys Ther* 2012;92:821-30.
27. Yasukawa A, Patel P, Sisung C. Pilot study: investigating the effects of Kinesio Taping in an acute pediatric rehabilitation setting. *Am J Occup Ther* 2006;60:104–10.
28. Footer CB. The effects of therapeutic taping on gross motor function in children with cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther* 2006;18:245-52.
29. Simsek TT, Turkcuoglu B, Çokal N, Ustunbas G, Simsek IE. The effects of Kinesiotaping on sitting posture, functional independence and gross motor function in children with cerebral palsy. *Disab Rehab* 2011; 33:2058–63.
30. da Costa CS, Rodrigues FS, Leal FM, Rocha NA. Pilot study: Investigating the effects of Kinesio Taping® on functional activities in children with cerebral palsy. *Dev Neurorehabil* 2013;16:121-8.
31. Kaya KO, Atasavun US, Turker D, Karayazgan S, Gunel MK, Baltaci G. The effects of Kinesio Taping on body functions and activity in unilateral spastic cerebral palsy: a single-blind randomized controlled trial. *Dev Med Child Neurol* 2015;57:81-8.
32. Slupik A, Dwornik M, Bialoszewski D, Zych E. Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *MedSportpress* 2007;6:644-51.
33. Hermens HJ, et al. Development of recommendations for EMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyog Kinesiol* 2000, 10:361-74.
34. Mazzà C, Benvenuti F, Bimbi C, Stanhope SJ. Association Between Subject Functional Status, Seat Height, and Movement Strategy in Sit-to-Stand Performance. *JAGS* 2004;52:1750–4.
35. Kuo Y, Tully EA, Galea MP. Kinematics of Sagittal Spine and Lower Limb Movement in Healthy Older Adults During Sit-to-Stand From Two Seat Heights. *Spine* 2009;35:E1–E7.
36. Soderberg GL, Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Phys Ther* 2000;80:485-98.
37. Yarosh CA, Hoffman DS, Strick PL. Deficits in movements of the wrist ipsilateral to a stroke in hemiparetic subjects. *J Neurophysiol* 2004;92:3276-85.
38. Wu G, Cavanagh PR. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J Biomech* 1995;28:1257–61.
39. Vercelli S, Sartorio F, Foti C, Colletto L, Virton D, Ronconi G, Ferriero G. Immediate Effects of Kinesiotaping on Quadriceps Muscle Strength: A Single-Blind, Placebo-Controlled Crossover Trial. *Clin J Sport Med* 2012;1-8.
40. Roebroek ME, Doorenbosch CAM, Harlaar J, et al. Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clinic Biom* 1994;9:235–44.
41. Goulart FR, Valls-Solé J. Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clin Neurop* 1999;110:1634-40.
42. Cheng PT, Chen CL, Wang CM, Hong WH. Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. *Am J Phys Med Rehab* 2004;83:10–6.
43. Reid S, Hamer P, Alderson J, Lloyd D. Neuromuscular adaptations to eccentric strength training in children and adolescents with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2010;52:358-63.

44. Chen CL, Hong WH, Cheng HY, Liaw MY, Chung CY, Chen CY. Muscle strength enhancement following home-based virtual cycling training in ambulatory children with cerebral palsy. *Res Dev Disabil* 2012;33:1087-94.
45. Kase K, Wallis J, Kase T. Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping Method. 2nd ed. Tokyo, Japan: Ken Ikai Co; 2003.
46. Thelen M, Dauber JA, Stoneman PD. The clinical efficacy of Kinesio tape for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008;38:389-95.
47. Millington PJ, Myklebust BM, Shambes GM. Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Arch Phys Med Rehabil* 1992;73:609-17.
48. Khemlani MM, Carr JH, Crosbie WJ. Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1999;14:236-46.
49. Roy G, Nadeau S, Gravel D, Pottie F, Malouin F, McFadyen BJ. Side Differences in the Hip and Knee joint Moments during Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Tasks in Individuals with Hemiparesis. *Clin Biomech* 2007; 22:795-804.
50. Janssen W, Bussman H, Stam H. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Phys Ther* 2002;82:866-79.
51. Mazzone S, Serafini A, Iosa M, Aliberti MN, Gobbetti T, Paolucci S, Morelli D. Functional taping applied to upper limb of children with hemiplegic cerebral palsy: a pilot study. *Neuropediatrics* 2011;42:249-53.
52. Keklicek H, Uygur F, Yakut Y. Effects of taping the hand in children with cerebral palsy. *J Hand Ther* 2014.
53. Hoon AH, Stashinko EE, Nagae LM, Lin DD, Keller J, Bastian A, et al. Sensory and motor deficits in children with cerebral palsy born preterm correlate with diffusion tensor imaging abnormalities in thalamocortical pathways. *Dev Med Child Neurol* 2009;51:697-704.
54. Papadelis C, Ahtam B, Nazarova M, Nimec D, Snyder B, Grant PE, Okada Y. Cortical Somatosensory Reorganization in Children with Spastic Cerebral Palsy: A Multimodal Neuroimaging Study. *Front Hum Neurosci* 2014; 8:725.
55. Lauer SRT, Keshner EA. Postural responses of adults with Cerebral Palsy to combined base of support and visual field rotation. *Ieee Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, Vol. 21, No. 2, 2013
56. Arpin et al. Motor Control of the Lower Extremity Musculature in Children with Cerebral Palsy. *Res Dev Disabil* 2013;34:1134-43.
57. Bax M, Goldstein M, Rosenbaum P, Leviton A, Paneth N, Dan B, et al. Proposed definition and classification of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2005;47:571-6.
58. Himmelmann K, Beckung E, Hagberg G, Uvebrant P. Gross and fine motor function and accompanying impairments in cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2006;48:417-23.
59. Cohen DA, Prud'homme MJ, Kalaska JF. Tactile activity in primate primary somatosensory cortex during active arm movements: correlation with receptive field properties. *J Neurophysiol* 1994;71:161-72.
60. Murphy PR. Adaptive fusimotor reflex control in the decerebrate cat. *Brain Res* 1999;821:38-49.
61. Dijkerman HC, de Haan EH. Somatosensory processes subserving perception and action. *Behav Brain Sci* 2007;30:189-201.
62. Wingert JR, Burton H, Sinclair RJ, Brunstrom JE, Damiano DL. Joint-position sense and kinesthesia in cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil* 2009;90:447-53.
63. Christou EA. Patellar taping increases vastus medialis oblique activity in the presence of patellofemoral pain. *J Electromyogr Kinesiol* 2004;14: 495-504.
64. Macgregor K, Gerlach S, Mellor R, Hodges PW. Cutaneous stimulation from patella tape causes a differential increase in vasti muscle activity in people with patellofemoral pain. *J Orthop Res* 2005;23:351-8.
65. Birder LA, Perl ER. Cutaneous sensory receptors. *J Clin Neurophysiol* 1994;11:534-52.
66. Edin BB, Johansson N. Skin strain patterns provide kinaesthetic information to the human central nervous system. *J Physiol* 1995;487(Pt 1):243-51.
67. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train* 2002;37:71-9.
68. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. *J Athl Train* 2002;37:80-4.
69. Bae SH, Lee JH, Oh KA, Kim KY. The effects of kinesio taping on potential in chronic low back pain patients anticipatory postural control and cerebral cortex. *J Phys Ther Sci* 2013;25:1367-71.
70. Elliott D, Helsen WF, Chua R. A Century Later: Woodworth's (1899) Two Component Model of Goal Directed Aiming, *Psychol. Bul.*, 2001, vol. 127, p. 342.

71. Skurvidas A, Mickeviciene D, Cesnaviciene V, Gutnik B, Nash D. Reaction time and movement duration influence on end point accuracy in a fast reaching task. *Fiziol Cheloveka* 2012;38:73-80.
72. Hadders-Algra M. Early brain damage and the development of motor behavior in children: clues for therapeutic intervention? *Neural Plast* 2001;8:31-49.
73. Shepherd RB. Exercise and training to optimize functional motor performance in stroke: driving neural reorganization? *Neural Plast* 2001;8:121-9.
74. Dixon RA, Kurzman D, Friesen IC. Handwriting performance in younger and older adults: Age, familiarity, and practice effects. *Psychology and Aging* 1993;8:360-70.
75. Cai C, Au IP, An W, Cheung RT. Facilitatory and inhibitory effects of Kinesio tape: Fact or fad? *J Sci Med Sport*. 2015.
76. Poon KY, Li SM, Roper MG, Wong MK, Wong O, Cheung RT. Kinesiology tape does not facilitate muscle performance: A deceptive controlled trial. *Man Ther* 2015;20:130-3.

ESTUDO 4

**EFEITO IMEDIATO DA KT NO TORQUE EXTENSOR DE
JOELHO EM CRIANÇAS COM PARALISA CEREBRAL: UMA
SÉRIE DE ESTUDOS DE 3 CASOS**

Manuscrito a ser submetido ao periódico *Developmental NeuroRehabilitation*.

Efeito Imediato da KT no torque extensor de joelho em crianças com Paralisa

Cerebral: uma série de estudos de 3 casos

Adriana Neves dos Santos^{1,2}, Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha¹

¹ Department of Physiotherapy, Universidade Federal de São Carlos, Rod. Washington Luis, km 235, 13565-905, São Carlos-SP, Brazil.

² Department of Physiotherapy, Universidade Federal de Santa Catarina, Rod. Governador Jorge Lacerda, nº 3201 - Km 35,4, 88905-355, Araranguá-SC, Brazil.

RESUMO

Objetivo: Verificar o efeito da KT na capacidade de produzir torque em três crianças com Paralisia Cerebral (PC) com diferentes níveis funcionais, segundo o Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (GMFCS). **Métodos:** Foram avaliadas três crianças com PC espástica, com nível GMFCS I, II e III. Vinte e duas crianças saudáveis (11,00±0,88 anos) também foram avaliadas. O pico de torque extensor de joelho foi avaliado com o dinamômetro isocinético Biodex. O teste foi executado com uma velocidade de 60°/s, no modo concêntrico. As crianças foram avaliadas sem e com KT aplicado sobre o músculo reto femoral. **Resultados:** As crianças com PC apresentaram menor pico de torque extensor em relação às saudáveis. Houve aumento do pico de torque extensor do joelho no membro afetado de crianças com PC na condição com KT.

INTRODUÇÃO

A fraqueza muscular é uma das alterações motoras mais frequente em crianças com PC [1,2]. A presença de fraqueza nesta população foi atribuída a uma lesão nas vias corticais descendentes, que resultam em diminuição na taxa de disparo de unidades motoras e co-contração dos músculos antagonistas. Além disso, as alterações na morfologia e estrutura muscular, como atrofia de fibras musculares do tipo II, diminuição do volume do músculo e acúmulo de colágeno no tecido muscular, dentre outros, são relacionadas à presença de fraqueza muscular [3,4].

Mais recentemente, estudos têm demonstrado que crianças com PC apresentam lesão associada nas vias de recepção e integração de estímulos sensoriais. A diminuição na capacidade de receber estímulos sensoriais, principalmente estímulos somatossensoriais, assim como a dificuldade de integrar estas informações com as respostas motoras, pode levar a um menor controle do movimento. Este, por sua vez, limita a execução de atividades funcionais e a prática de atividades físicas dinâmicas, que podem agravar o quadro de fraqueza muscular, gerando, portanto, um ciclo de limitação funcional e déficits motores [5,6].

Assim, tem-se cada vez mais buscado a implantação na prática clínica de técnicas que venham a interromper este ciclo. O interesse em adquirir conhecimento a respeito de técnicas que buscam facilitar a recepção de estímulos sensoriais e a integração destes com o sistema motor, em crianças com PC, tem aumentado [7].

Neste sentido, uma técnica que tem sido considerada promissora para crianças com PC é a aplicação de bandagem elástica, destacando-se a kinesio taping (KT). Este tem sido frequentemente utilizado na prática fisioterapêutica, porém não há comprovação da sua eficácia e estudos com crianças com PC são escassos [8].

Acredita-se que a KT fornece uma informação sensorial adicional por meio do estiramento da pele, o qual resultaria na estimulação de receptores cutâneos. Os estímulos sensoriais fariam integração com neurônios motores localizados na medula espinhal e no córtex motor, aumentando a excitabilidade dos mesmos e facilitando a ativação muscular. Acredita-se que, em decorrência da facilitação da ativação muscular, a KT possa facilitar a capacidade de gerar força, quando aplicado na direção certa e com a tensão correta [9,10].

Desta forma, o objetivo do presente estudo foi verificar o efeito da KT na capacidade de produzir torque em três crianças com PC com diferentes níveis funcionais, segundo o Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (GMFCS). Acredita-se que a KT levará a um aumento da capacidade de gerar torque em crianças com PC.

MÉTODOS

Foi realizado um estudo com 3 crianças com PC e com um grupo controle. O estudo foi realizado de acordo com as Diretrizes e Normas Regulamentadoras das Pesquisas Envolvendo Seres Humanos (Resolução 466-2012, Conselho Nacional de Saúde) e foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da instituição local.

Descrição dos Casos

No presente estudo foram avaliadas três crianças com diagnóstico médico de PC espástica. Foram selecionadas crianças com capacidade de locomoção independente. Além disso, avaliou-se uma criança de cada nível funcional, segundo GMFCS. Portanto, foi incluída no estudo uma criança nível GMCS I, uma criança nível II e uma criança

nível III. Ainda, para possibilitar a comparação dos valores de torque obtidos pelas crianças com PC com valores padrões, foram avaliadas crianças saudáveis.

Criança com nível GMFCS I. Foi avaliada uma menina, com 12 anos de idade, com diagnóstico médico de PC espástica, do tipo hemiparesia no lado direito. No dia da primeira avaliação, a criança apresentou capacidade de deambular em ambiente externo de forma independente. Os maiores déficits apresentados pela criança foram presença de fraqueza muscular do quadríceps, tibial anterior e glúteo médio (Grau de força 4 segundo escala de Kendal), diminuição da mobilidade de tornozelo e dificuldade de manter apoio unilateral com o membro afetado. Os cuidadores reportaram que a criança apresentava desequilíbrios para realizar atividades de salto e corrida.

Criança com nível GMFCS II. Foi avaliado um menino, com 10 anos de idade, com diagnóstico médico de PC espástica, do tipo diparesia, com maior comprometimento do membro inferior esquerdo. A criança apresentou capacidade de locomoção independente em ambiente externo. Foi relatado pelos cuidadores que a criança possuía desequilíbrios para caminhar em terrenos irregulares e dificuldades para executar atividades como correr e subir escadas. Como déficits principais, observou-se fraqueza dos músculos quadríceps, ísquiotibiais e tríceps sural (grau de força 4 segundo escala de Kendal); fraqueza de tibial anterior e glúteo médio (grau de força 3 segundo escala de Kendal); diminuição na mobilidade ativa de tornozelo e passiva de joelho e quadril. A criança também apresentou dificuldades de manter-se em apoio unipodal nos dois membros inferiores.

Criança com nível GMFCS III. Foi avaliado um menino, com 12 anos de idade, com diagnóstico médico de PC espástica, do tipo diparesia. A criança apresentou capacidade de locomoção independente em ambiente interno, necessitando de auxílio de muletas para locomover-se em ambiente externo. Como déficits principais, observou-se

fraqueza dos músculos quadríceps, ísquiotibiais e tríceps sural (grau de força 3 segundo escala de Kendal); fraqueza de tibial anterior, glúteo médio e máximo (grau de força 2 segundo escala de Kendal); diminuição na mobilidade ativa de tornozelo, joelho e quadril. A criança não foi capaz de manter-se em apoio unipodal sem auxílio e suporte externo em nenhum dos membros inferiores.

As três crianças com PC apresentaram capacidade de compreensão dos comandos dados durante as avaliações, e realizavam atendimento fisioterapêutico com uma regularidade de 2 vezes por semana. Estas crianças não possuíam encurtamento ou deformidade física que pudesse comprometer o posicionamento correto para a avaliação isocinética. Além disso, as crianças não realizaram procedimento cirúrgico ortopédico e aplicação de toxina botulínica a menos de um ano e seis meses, respectivamente, antes da avaliação. Ainda, as três crianças frequentavam escola regular.

Crianças saudáveis. Foram avaliadas 22 crianças saudáveis, 10 meninas e 12 meninos, com idade entre 10 e 12 anos ($11,00 \pm 0,88$ anos). Não foram incluídas no estudo crianças que apresentassem alguma alteração osteomioarticular, praticassem atividade física de forma regular com uma frequência superior a três vezes por semana e que tivessem nascido prematuras.

Todos os responsáveis assinaram previamente o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Avaliação

As crianças foram avaliadas em dois dias, com um intervalo de uma semana entre as avaliações. O mesmo avaliador, com treinamento neste tipo de avaliação, realizou ambas as avaliações. O protocolo de avaliação do estudo foi considerado confiável para crianças [11].

As crianças com PC foram submetidas às condições com KT e sem KT, em dias diferentes. A ordem de aplicação das condições de bandagem foi determinada de forma randomizada, por meio de sorteio. As crianças saudáveis também foram submetidas a duas avaliações. No entanto, estas não foram submetidas à condição com KT.

Para verificar a força muscular foi realizada uma avaliação isocinética dos extensores do joelho, com o dinamômetro Biodex Multi-Joint System 3 (Biodex Medical System, Shirley, NY), no modo concêntrico, com uma velocidade de $60^\circ/\text{s}$. As crianças permaneceram com os quadris e joelhos posicionados a 90° , estabilizadas com cintos no tronco e na coxa. O epicôndilo lateral foi alinhado com o eixo de rotação mecânico do dinamômetro e o braço de resistência foi fixado 5 cm acima do maléolo lateral. A amplitude de movimento adotada foi definida como 70° , partindo de 90° de flexão até 20° de extensão do joelho (0° como extensão completa) [11].

Antes do início do teste as crianças receberam uma explicação verbal e visual sobre os procedimentos a serem adotados. Primeiramente, foi obtida a curva utilizada para normalização. Para isto, foi requisitado à criança que permanecesse o mais relaxada possível enquanto o braço de alavanca do dinamômetro movia-se passivamente pela amplitude de movimento. Após este procedimento, foi realizada uma familiarização da criança com o equipamento para o teste de contração máxima. Neste, a criança deveria realizar três contrações concêntricas submáximas. Após 2 minutos de descanso, cinco contrações máximas foram executadas pelas crianças. Durante o procedimento as crianças receberam estímulo verbal e visual [11].

A frequência de aquisição dos dados foi de 100Hz. Estes foram exportados e processados por meio do *software* MatLab® (version 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, USA). As curvas de torque brutas, ou seja, geradas durante as repetições máximas do

teste, foram normalizadas por meio da subtração da curva de torque obtida com os sujeitos relaxados.

. Os dados foram, então, normalizados pela massa corporal e multiplicados por 100 (N/kgX100). Considerou-se como variável dependente do estudo a média do pico de torque extensor do joelho, das cinco tentativas, para cada criança. Foram analisados os membros afetado e sadio de crianças com PC; e os membros direito e esquerdo de crianças saudáveis.

Descrição da intervenção

Como técnica de tratamento, foi utilizada uma bandagem elástica (Kinesio Tex Gold), hipoalérgica, porosa, adesiva e de cóton; em forma de Y. Esta foi fixada na região anterior da coxa, com direção da origem para a inserção do músculo reto femoral do membro afetado de crianças com PC. A aplicação da bandagem foi realizada de acordo com o manual *Kenzo Kase's Kinesio* [12].

Para a aplicação da KT, a criança permaneceu sentada, com o quadril flexionado a 30° e o joelho a 60°. O ponto de início da bandagem foi na espinha íliaca anterossuperior. A partir deste ponto, os primeiros 5cm da bandagem não foram tracionados e serviram como âncora. Após estes 5cm, a bandagem foi bi seccionada somente no ponto de posicionamento do eletrodo do músculo reto femoral e no restante foi colocada como um todo, até a borda superior da patela. O ponto entre a âncora e a borda superior da patela foi tracionado a 100%. Em seguida, foi retirada a tensão e a bandagem foi bi seccionada, circunferenciou a patela e terminou na tuberosidade da tíbia [13].

A KT foi aplicada por um fisioterapeuta com formação na técnica. Verificou-se seu efeito imediato. Após o término da avaliação a bandagem foi retirada. O KT foi aplicado sobre o membro afetado.

RESULTADOS

Observou-se que as crianças com PC dos três níveis funcionais da GMFCS apresentaram menores valores de pico de torque extensor em relação às crianças saudáveis. Conforme o comprometimento funcional aumentou, o déficit na capacidade de produzir torque extensor de joelho também aumentou (Figura 1).

Não houve diferença significativa entre os membros direito e esquerdo das crianças saudáveis entre as duas avaliações. Também, pôde-se observar que o membro não afetado da criança com hemiparesia apresentou valores muito semelhantes para os picos de torque extensor do joelho nas condições com e sem KT.

No entanto, os membros afetados de crianças com PC obtiveram um maior pico de torque dos extensores do joelho na condição com KT (Figura 1). O aumento do pico de torque extensor de joelho foi maior para as crianças mais graves. O membro afetado da criança com hemiparesia nível GMFCS I teve um aumento de 8,4%; os membros afetados direito e esquerdo da criança com diparesia nível GMFCS II obteve um aumento, respectivamente, de 9,3 e 12,2%; e os membros afetados direito e esquerdo da criança com diparesia nível GMFCS II obteve um aumento, respectivamente, de 52,4 e 28,6%.

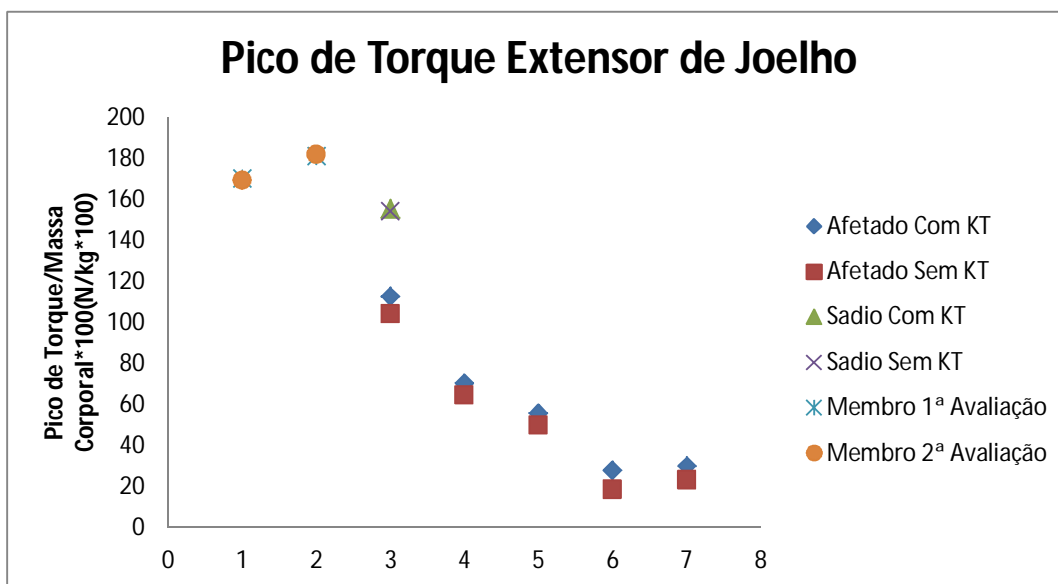


Figura 1 – Pico de torque extensor do joelho dos membros afetado e sadio, nas condições com KT e sem KT. 1 – Típico D; 2 – Típico E; 3 – GMFCS I; 4 – GMFCS II direito; 5 – GMFCS II esquerdo; 6 – GMFCS III direito; 7 - GMFCS III esquerdo.

DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi verificar o efeito da KT na capacidade de gerar torque em três crianças com PC e diferentes comprometimentos funcionais. Foi levantado como hipótese que a KT levaria a um aumento no torque extensor de joelho em crianças com PC. Esta hipótese foi corroborada pelos achados do estudo.

O fato de terem sido observados menores picos de torque extensor de joelho nos membros afetado e sadio de crianças com PC em relação ao grupo típico, está de acordo com os estudos encontrados na literatura [14-19]. Estes demonstraram que crianças com PC apresentam diminuição no pico de torque isométrico [16,19], concêntrico [14-19] e excêntrico [14] dos extensores de joelho, quando comparadas às crianças saudáveis. Hong et al. [15] também observaram que crianças com PC de nível GMFCS mais comprometido apresentaram menores valores de pico de torque, assim como no presente estudo.

O aumento do pico de torque extensor do joelho na condição com KT também foi observado nas três crianças com PC. Foi encontrado na literatura pesquisada somente um estudo que avaliou o efeito da KT em testes de força muscular do membro inferior em crianças com PC. Kaya et al. [20] avaliaram 37 crianças com PC hemiparética, de 7 a 14 anos de idade, classificadas como nível GMFCS I e II, que foram randomizadas em dois grupos de tratamento: com e sem KT, aplicado por 12 semanas. Os autores avaliaram a força muscular funcional, por meio do teste de repetição máxima de 30 segundos, para as atividades de subida lateral de escada, sentado para de pé e transferência da postura em pé para a semi-ajoelhada. Os autores observaram que o grupo com KT apresentou maiores escores nos testes de força muscular, quando comparado a outros grupos.

Encontraram-se estudos que avaliaram o efeito da KT na força muscular em indivíduos adultos saudáveis e com alterações no sistema músculo esquelético. Em uma metanálise recente verificou-se que a KT apresenta um efeito muito pequeno na força muscular em indivíduos saudáveis [21]. Em indivíduos com alterações musculoesqueléticas observou-se que a KT tem um efeito benéfico pequeno na força muscular [22]. Assim, contrariamente aos resultados do presente estudo, a KT parece não ter efeito clinicamente relevante em indivíduos adultos sem alterações neuromotoras.

Acredita-se que a diferença entre os resultados possa ser justificada por alguns fatores. Primeiramente, indivíduos saudáveis possuem capacidade de ativar o músculo completamente. Oliveira [9] sugeriram que como há uma maior dificuldade de promover melhora em parâmetros de performance motora em indivíduos treinados, a KT pode não fornecer um estímulo forte o suficiente para promover alterações significativas nesta população.

Csapo et al. [23], ao aplicarem a KT sobre o músculo gastrocnêmio em indivíduos saudáveis, verificaram que não houve efeito do mesmo sobre a força muscular. No entanto, estes autores observaram que maiores ganhos de força com a aplicação da KT foram observados nos indivíduos que apresentaram uma fraqueza muscular mais marcante nas medidas de base. Assim, pode-se sugerir frente a estes resultados, que a KT resultaria em efeitos mais significativos nos indivíduos com maiores déficits de fraqueza muscular.

Outro fator que deve ser ressaltado é que crianças com PC apresentam um *déficit* marcante na recepção de estímulos sensoriais e integração destes com áreas motoras corticais [24,25]. Encontrou-se que nesta população há uma redução na resposta a estímulos táteis e proprioceptivos [26,27].

Tem-se demonstrado que o *feedback* proveniente dos receptores somatossensoriais localizados na pele, no ligamento e na cápsula articular, fazem conexões com o neurônio motor gama, que, por sua vez, regula a modulação das fibras aferentes Ia [28]. Ainda, sabe-se que o *feedback* fornecido pelas fibras aferentes Ia é necessário para que ocorra o recrutamento de unidades motoras com alto limiar, as quais possibilitam que seja produzida uma ativação máxima do músculo [29,30]. Konishi et al. [28] sugerem que as alterações nestes mecanismos seria um dos fatores contribuintes para a fraqueza muscular encontrada em indivíduos com lesão do ligamento cruzado anterior.

Um estudo que avaliou 11 crianças com PC espástica diparéticas e hemiparéticas, nível GMFCS I a III, verificou que maiores ativações do córtex somatossensorial foram relacionadas à maior força muscular isométrica máxima dos dorsiflexores de tornozelo [6]. Além disso, em outro estudo com crianças com PC, foi verificado que as alterações na discriminação tátil resultaram em uma menor capacidade

de prever com acurácia a força de preensão [31]. Estes estudos ressaltam a relevância do sistema sensorial na produção de força muscular em crianças com PC.

Acredita-se que indivíduos que possuem fraqueza muscular e *déficits* na recepção e integração das informações sensoriais possam ser beneficiados por técnicas que promovem estimulação sensorial adicional, como a KT. Os proponentes da técnica sugerem que a KT tenha ação direta sobre os mecanorreceptores da pele. Quando este é aplicado e alongado, pode levar ao estiramento da pele e ao aumento do *input* sensorial. Este, por sua vez, resultaria no aumento de informações para as áreas corticais motoras. No entanto, estes mecanismos ainda não foram comprovados [8-10].

Konishi [32] avaliou a força máxima excêntrica dos extensores de joelho, de homens jovens saudáveis, nas condições com e sem KT. Com o intuito de verificar o efeito da KT na força muscular, os indivíduos foram submetidos a um protocolo de estimulação vibratória de 20 minutos, que resulta na atenuação do *feedback* aferente e em uma fraqueza muscular transitória. Observou-se que na condição com KT, após a vibração, houve uma menor redução na força. Assim, os autores sugeriram que a KT preveniu o declínio de força e ativação muscular. Estes resultados podem ser relacionados aos encontrados no presente estudo, visto que a KT resultou em um aumento da capacidade de gerar torque em um grupo de crianças com fraqueza muscular.

No entanto, vale ressaltar que no presente estudo e no de Konishi et al. [32] não foi verificado o efeito do placebo. Alguns estudos observaram que a aplicação da KT e do placebo resultou em modificações similares na força muscular. Poon et al. [33] observaram que tanto as técnicas de inibição e ativação da KT quanto o placebo levaram a uma resposta semelhante na avaliação da força dos extensores de joelho de indivíduos saudáveis. Estes resultados são semelhantes aos encontrados por Cai et al. [10], que

também não acharam diferença para a força de prensão entre as técnicas de inibição e facilitação da KT. Estes estudos sugerem que as alterações provocadas pela KT poderiam ser atribuídas a um efeito placebo. Assim, futuros estudos que verifiquem o efeito do placebo na capacidade de gerar torque em crianças com PC são necessários.

De acordo com os resultados do estudo, a KT parece ser uma técnica promissora para promover aumento da capacidade de gerar torque em crianças com PC. Ainda, esta técnica parece promover maiores benefícios em crianças que possuem uma fraqueza muscular mais marcante. No entanto, futuros estudos, com uma amostra maior, devem ser realizados com o intuito de verificar nossas inferências.

Referências

- [1] Franki I, Desloovere K, De Cat J, Feys H, Molenaers G, Calders P, Vanderstraeten G, Himpens E, Van Broeck C. The evidence-base for basic physical therapy techniques targeting lower limb function in children with cerebral palsy: a systematic review using the International Classification of Functioning, Disability and Health as a conceptual framework. *J Rehabil Med.* 2012;44:385-95.
- [2] Rameckers EA, Janssen-Potten YJ, Essers IM, Smeets RJ. Efficacy of upper limb strengthening in children with Cerebral Palsy: A critical review. *Res Dev Disabil.* 2014;36:87-101.
- [3] Barrett RS, Lichtwark GA. Gross muscle morphology and structure in spastic cerebral palsy: a systematic review. *Dev Med Child Neurol.* 2010;52:794-804.
- [4] Cahill-Rowley K, Rose J. Etiology of impaired selective motor control: emerging evidence and its implications for research and treatment in cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2014;56:522-8.
- [5] Tsao H, Pannek K, Fiori S, Boyd RN, Rose S. Reduced integrity of sensorimotor projections traversing the posterior limb of the internal capsule in children with congenital hemiparesis. *Res Dev Disabil.* 2014;35:250-60.
- [6] Kurz MJ, Heinrichs-Graham E, Becker KM, Wilson TW. The Magnitude of Somatosensory Cortical Activity is related to the Mobility and Strength Impairments seen in Children with Cerebral Palsy. *J Neurophysiol.* 2015.
- [7] Maitre NL, Barnett ZP, Key AP. Novel assessment of cortical response to somatosensory stimuli in children with hemiparetic cerebral palsy. *J Child Neurol.* 2012;27:1276-83.
- [8] Iosa M. The application of Kinesio Taping in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2015;57:11-2.
- [9] Oliveira AK, Borges DT, Lins CA, Cavalcanti RL, Macedo LB, Brasileiro JS. Immediate effects of Kinesio Taping® on neuromuscular performance of quadriceps and balance in individuals submitted to anterior cruciate ligament reconstruction: A randomized clinical trial. *J Sci Med Sport.* 2014.
- [10] Cai C, Au IP, An W, Cheung RT. Facilitatory and inhibitory effects of Kinesio tape: Fact or fad? *J Sci Med Sport.* 2015.
- [11] Santos AN, Pavão SL, Avila MA, Salvini TF, Rocha NA. Reliability of isokinetic evaluation in passive mode for knee flexors and extensors in healthy children. *Braz J Phys Ther.* 2013;17:112-20.
- [12] Kase K, Wallis J, Kase T. *Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping Method.* 2nd ed. Tokyo, Japan: Ken Ikai Co; 2003.
- [13] Fu TC, Wong AM, Pei YC, Wu KP, Chou SW, Lin YC. Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes-a pilot study. *J Sci Med Sport.* 2008;11:198-201.
- [14] Damiano DL, Martellotta TL, Quinlivan JM, Abel MF. Deficits in eccentric versus concentric torque in children with spastic cerebral palsy. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33:117-22.
- [15] Hong WH, Chen HC, Shen IH, Chen CY, Chen CL, Chung CY. Knee muscle strength at varying angular velocities and associations with gross motor function in ambulatory children with cerebral palsy. *Res Dev Disabil.* 2012;33:2308-16.
- [16] de Groot S, Dallmeijer AJ, Bessems PJ, Lamberts ML, van der Woude LH, Janssen TW. Comparison of muscle strength, sprint power and aerobic capacity in adults with and without cerebral palsy. *J Rehabil Med.* 2012;44:932-8.
- [17] Eken MM, Dallmeijer AJ, Houdijk H, Doorenbosch CA. Muscle fatigue during repetitive voluntary contractions: a comparison between children with cerebral palsy, typically developing children and young healthy adults. *Gait Posture.* 2013;38:962-7.
- [18] dos Santos AN, Pavão SL, Santiago PR, Salvini Tde F, Rocha NA. Sit-to-stand movement in children with hemiplegic cerebral palsy: relationship with knee extensor torque and social participation. *Res Dev Disabil.* 2013;34:2023-32.
- [19] Reid SL, Pitcher CA, Williams SA, Licari MK, Valentine JP, Shipman PJ, Elliott CM. Does muscle size matter? The relationship between muscle size and strength in children with cerebral palsy. *Disabil Rehabil.* 2014;3:1-6.
- [20] Kaya Kara O, Atasavun Uysal S, Turker D, Karayazgan S, Gunel MK, Baltaci G. The effects of Kinesio Taping on body functions and activity in unilateral spastic cerebral palsy: a single-blind randomized controlled trial. *Dev Med Child Neurol.* 2015;57:81-8.
- [21] Csapo R, Alegre LM. Effects of Kinesio® taping on skeletal muscle strength-A meta-analysis of current evidence. *J Sci Med Sport.* 2014.
- [22] Williams S, Whatman C, Hume PA, Sheerin K. Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries: a meta-analysis of the evidence for its effectiveness. *Sports Med.* 2012;42:153-64.
- [23] Csapo R, Herceg M, Alegre LM, Crevenna R, Pieber K. Do kinaesthetic tapes affect plantarflexor muscle performance? *J Sports Sci.* 2012;30:1513-9.

- [24] Thomas B, Eyssen M, Peeters R, Molenaers G, Van Hecke P, De Cock P, Sunaert S. Quantitative diffusion tensor imaging in cerebral palsy due to periventricular white matter injury. *Brain*.2005;15:2562–2577.
- [25] Hoon AH Jr, Stashinko EE, Nagae LM, Lin DD, Keller J, Bastian A, Campbell ML, Levey E, Mori S, Johnston MV. Sensory and motor deficits in children with cerebral palsy born preterm correlate with diffusion tensor imaging abnormalities in thalamocortical pathways. *Dev Med Child Neurol*. 2009;15:697–704.
- [26] Sanger TD, Kukke SN. Abnormalities of tactile sensory function in children with dystonic and diplegic cerebral palsy. *J Child Neurol*. 2007;15:289–93.
- [27] Wingert JR, Burton H, Sinclair RJ, Brunstrom JE, Damiano DL. Joint-position sense and kinesthesia in cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil*. 2009;15:447–53.
- [28] Konishi Y, Aihara Y, Sakai M, Ogawa G, Fukubayashi T. Gamma loop dysfunction in the quadriceps femoris of patients who underwent anterior cruciate ligament reconstruction remains bilaterally. *Scand J Med Sci Sports*. 2007;17:393-9.
- [29] Hagbarth KE, Kunesch EJ, Nordin M, Schmidt R, Wallin EU. Gamma loop contributing to maximal voluntary contractions in man. *J Physiol*. 1986;380:575-91.
- [30] Kouzaki M, Shinohara M, Fukunaga T. Decrease in maximal voluntary contraction by tonic vibration applied to a single synergist muscle in humans. *J Appl Physiol* (1985). 2000;89:1420-4.
- [31] Gordon AM, Duff SV. Relationship between clinical measures and fine manipulative 485 control in children with hemiplegic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1999;41:586-91.
- [32] Konishi Y. Tactile stimulation with kinesiology tape alleviates muscle weakness attributable to attenuation of Ia afferents. *J Sci Med Sport*. 2013;16:45-8.
- [33] Poon KY, Li SM, Roper MG, Wong MK, Wong O, Cheung RT. Kinesiology tape does not facilitate muscle performance: A deceptive controlled trial. *Man Ther*. 2015;20:130-3.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados obtidos nos estudos conduzidos sugerem que:

- Crianças com PC, com comprometimento funcional leve, modificam as estratégias utilizadas para executar a atividade ST-DP como: posição pélvica inicial em maior inclinação posterior; menor deslocamento anterior do tronco; posicionamento posterior do membro sadio e maior flexão de tronco e joelho na postura em pé. Apesar de estas estratégias terem permitido que a tarefa fosse executada com sucesso; as crianças com PC demoram mais tempo para executar a atividade ST-DP e apresentaram maior assimetria.
- A KT leva a alterações na ativação muscular especialmente quando é utilizado por tempo prolongado, em indivíduos saudáveis. As estruturas e funções do corpo e atividade funcional, no entanto, parecem não modificar na condição com KT.
- A KT promove melhoras dos padrões de ativação do músculo reto femoral em crianças com PC, nas fases do ST-DP e nas condições de altura de banco nas quais o mesmo é mais recrutado. Além disso, a KT modifica os valores angulares da articulação do quadril. No entanto, alterações na estratégia de movimento global e na duração da atividade não ocorrerem imediatamente após a aplicação da KT.
- A KT leva ao aumento da capacidade de gerar torque extensor de joelho. Assim, parece ser uma técnica promissora para promover aumento da capacidade de gerar torque em crianças com PC. Ainda, esta técnica parece promover maiores benefícios em crianças que possuem uma fraqueza muscular mais marcante.

Desta forma, este estudo contribui para a compreensão acerca do efeito da manipulação da altura do banco durante a atividade ST-DP em crianças típicas e com PC. Ainda, auxiliou-nos a entender os efeitos da KT nesta população, a fim de tornar a prática clínica baseada em evidências.

APÊNDICES

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

1. Seu filho está sendo convidado para participar da pesquisa intitulada "Influência da manipulação da altura do banco e uso da kinesiotaping na atividade ST-DP em crianças com PC", desenvolvida pela aluna de Doutorado do Programa de Fisioterapia da UFSCar, Adriana Neves dos Santos, sob orientação da professora Dr^a Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha.
2. Justificativa, objetivos e procedimentos:
 - a) Seu filho foi selecionado na UFSCar. Sua participação e a de seu filho na pesquisa não são obrigatórias.
 - b) O presente estudo tem por objetivo verificar a influência de diferentes alturas de banco na forma de executar a transferência de sentado para em pé em crianças com Paralisia Cerebral. Além disso, visa verificar o efeito de uma bandagem elástica.
 - c) Sua participação na pesquisa consistirá em ser submetida, na primeira avaliação, a um questionário acerca dos seus dados gestacionais, dados do nascimento de seu filho e das condições de saúde e de comportamento motor. Seu filho será submetido a avaliações que verificarão como ele(a) realiza a atividade sentado para de pé, que consiste em levantar-se de uma cadeira, utilizando a bandagem com tração e sem tração.

3. Riscos e Benefícios:

O método apresentado pode oferecer como riscos desconforto da criança quanto aos testes, fadiga muscular e cansaço físico. Caso algumas dessas características sejam observadas o pesquisador se compromete a tomar medidas para minimizá-las ou interromper o procedimento, caso estas medidas não sejam suficientes.

Os procedimentos serão indolores e não invasivos. Os responsáveis pela criança estarão cientes dos procedimentos adotados e poderão participar de todas as fases da pesquisa.

Ao autorizar a participação de seu filho neste estudo, você estará ajudando na descoberta de novos procedimentos que poderão auxiliar as habilidades motoras de crianças com paralisia cerebral, e isto trará benefícios para a compreensão acerca de protocolos de tratamento que possam ser utilizados futuramente.

4. Seu (a) filho (a) será submetido a uma avaliação de peso, altura e comprimento das pernas. Serão então afixados marcadores com 2,5 cm de diâmetro em pontos específicos do corpo dele. Seu filho será colocado em um banco. Serão então apresentados a ele vários objetos atrativos e será pedido que levante da cadeira para alcançá-los. Durante este período seis câmeras estarão filmando seus movimentos. Além disso, uma fita elástica, hipoalérgica e de cóton (bandagem elástica) será colocada na região anterior da coxa. Estes procedimentos serão realizados em dois dias. Em um dia a bandagem elástica será aplicada com tração e no outro sem.
5. As avaliações e terapias serão realizadas e monitoradas pelas pesquisadoras responsáveis, e você poderá acompanhá-las durante todo o período em que forem realizadas. Tenho conhecimento que poderei obter informações a respeito da pesquisa diretamente com o pesquisador em qualquer momento que necessitar delas.

6. Antes de o estudo ter início e no decorrer da pesquisa, você terá todos os esclarecimentos a respeito dos procedimentos adotados, e o responsável pela pesquisa se prontifica a responder todas as questões sobre o experimento.
7. A sua participação nesse estudo é voluntária. A qualquer momento você pode desistir de participar e retirar seu consentimento. Sua recusa em participar não trará nenhum prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a instituição.
8. As informações obtidas neste estudo são confidenciais e asseguramos o sigilo sobre sua participação. Estas informações não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem a sua autorização oficial e só poderão ser utilizadas para fins estatísticos ou científicos, desde que fique resguardada a sua privacidade. A divulgação dos dados será feita sem que seja possível a sua identificação e de seu filho.
9. Você não terá despesas ao participar da pesquisa. Também não existe nenhum tipo de seguro de saúde ou de vida em função de sua participação no estudo.
10. Você receberá uma cópia desse consentimento, onde consta o endereço e o telefone do pesquisador principal, em que pode tirar suas dúvidas sobre o projeto e participação de seu filho(a), agora ou a qualquer momento.

Ft. Adriana Neves dos Santos

Fone: (11) 71985915

Declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios de minha participação na pesquisa e concordo em participar.

Local e data: _____

Assinatura do Responsável

Declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios de minha participação na pesquisa e concordo em participar.

O pesquisador me informou que o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da UFSCar que funciona na Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos, localizada na Rodovia Washington Luiz, Km. 235 - Caixa Postal 676 - CEP 13.565-905 - São Carlos - SP – Brasil. Fone (16) 3351-8110. Endereço eletrônico: cephumanos@power.ufscar.br

APÊNDICE B – PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO FÍSICA INICIAL

Protocolo de Avaliação Inicial

Data da Avaliação: _____

Nome: _____ Telefone (s): _____

Residencial: _____ Celular: _____

Medidas Antropométricas:

Altura: _____ Peso: _____

Comprimento Real membro D: _____ Comprimento Real membro E: _____

Comprimento Pé D: _____ Comprimento Pé E: _____

Largura Pé D: _____ Largura Pé E: _____

Marcações com caneta:

C7 ___ T7 ___ L1 ___ L5 ___

EIPSD ___ EIPSE ___

EIASD ___ EIASE ___

Distância EIASD e EIPSD: _____ Metade D (linha média): _____

Distância linha média até L5 D (EMG eretor espinha): _____ 22%: _____

Distância EIASE e EIPSE: _____ Metade E (linha média): _____

Distância linha média até L5 E (EMG eretor espinha): _____ 22%: _____

Metade distância EIASs: _____

35% metade dist. EIASs (EMG reto abdominal): _____

½ da distância EIAS à borda superior da patela D (comp coxa): _____

½ da distância EIAS à borda superior da patela E (comp coxa): _____

1-3 da distância da cabeça da fíbula ao maléolo lateral D (comp perna): _____

1-3 da distância da cabeça da fíbula ao maléolo lateral E (comp perna): _____

1-2 da distância da tuberosidade isquiática ao epicôndilo medial D: _____

1-2 da distância da tuberosidade isquiática ao epicôndilo medial E: _____

1-3 da distância da cabeça da fíbula ao calcâneo D: _____

1-3 da distância da cabeça da fíbula ao calcâneo E: _____

Observação Geral:

GMFCS: _____

Outras informações: _____

Banco:

Banco neutro (100%): _____

Banco baixo (80%): _____

Banco alto(120%): _____

Ordem do Banco:

Primeiro dia sem bandagem: _____

Primeiro dia com bandagem-placebo: _____

Segundo dia sem bandagem: _____

Segundo dia com bandagem-placebo: _____