

Rejane Vale Gonçalves

**EFEITO DO TREINO DE TAREFAS FUNCIONAIS ASSOCIADO À  
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NA MOBILIDADE DE CRIANÇAS  
COM PARALISIA CEREBRAL UNILATERAL**

Belo Horizonte  
Universidade Federal de Minas Gerais  
2017

Rejane Vale Gonçalves

**EFEITO DO TREINO DE TAREFAS FUNCIONAIS ASSOCIADO À  
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NA MOBILIDADE DE CRIANÇAS  
COM PARALISIA CEREBRAL UNILATERAL**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de doutor em Ciências da Reabilitação.

Área de Concentração: Desempenho Funcional Humano.  
Linha de Pesquisa: Avaliação do Desenvolvimento e Desempenho Infantil.  
Orientadora: Profa. Dra. Marisa Cotta Mancini.  
Co-orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca.

Belo Horizonte  
Universidade Federal de Minas Gerais  
2017

G635e Gonçalves, Rejane Vale  
2017 Efeito do treino de tarefas funcionais associado à estimulação elétrica na mobilidade de crianças com paralisia cerebral unilateral [manuscrito] / Rejane Vale Gonçalves – 2017.

107 f., enc.: il.

Orientadora: Marisa Cotta Mancini  
Coorientador: Sérgio Teixeira da Fonseca

Tese (doutorado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Bibliografia: f. 75-83

1. Paralisia Cerebral -Teses. 2. Capacidade Motora -Teses. 3. Estimulação Elétrica - Teses. I. Mancini, Marisa Cotta II. Fonseca, Sérgio Teixeira da III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 615.84

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS EM REABILITAÇÃO  
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL  
SITE: [www.eeffto.ufmg.br/mreab](http://www.eeffto.ufmg.br/mreab) E-MAIL: [mesreab@eeffto.ufmg.br](mailto:mesreab@eeffto.ufmg.br) FONE: (31) 3409-4781/7395

ATA DE NÚMERO 64 (SESSENTA E QUATRO) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE TESE APRESENTADA PELA CANDIDATA **REJANE VALE GONÇALVES** DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.

Aos 22 (vinte e dois) dias do mês de fevereiro do ano de dois mil e dezessete, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da Tese de Doutorado intitulada: **“EFEITO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA ASSOCIADA AO TREINO DE TAREFAS FUNCIONAIS NA MOBILIDADE DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL UNILATERAL”**. A comissão examinadora foi constituída pelos seguintes Professores Doutores: Marisa Cotta Mancini, Renan Alves Resende, Thales Rezende de Souza, Paula Silva de Carvalho Chagas e Ana Maria Forti Barela, sob a Presidência da primeira. Os trabalhos iniciaram-se às 13h30min com apresentação oral da candidata, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. Após avaliação, os examinadores consideraram a candidata **aprovada e apta a receber o título de Doutora após a entrega da versão definitiva da Tese**. Nada mais havendo a tratar, eu, Marilane Soares, secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação dos Departamentos de Fisioterapia e de Terapia Ocupacional da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, lavrei a presente Ata, que depois de lida e aprovada será assinada por mim e pelos membros da Comissão Examinadora.

Belo Horizonte, 22 de fevereiro de 2017.

Professora Dra. Marisa Cotta Mancini Marisa Cotta Mancini

Professor Dr. Renan Alves Resende Renan Alves Resende

Professor Dr. Thales Rezende de Souza Thales Rezende de Souza

Professora Dra. Paula Silva de Carvalho Chagas Paula Silva de Carvalho Chagas

Professora Dra. Ana Maria Forti Barela Ana Maria Forti Barela

Marilane Soares – SIAPE: 084190  
Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS  
DA REABILITAÇÃO / EEFFTO  
AV. ANTÔNIO CARLOS, Nº 6627 - CAMPUS UNIVERSITÁRIO  
PRAMPOLITA - CEP 31270-901 - BH/MG

**COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS EM REABILITAÇÃO**  
**DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL**  
 SITE: [www.eeffto.ufmg.br/mreab](http://www.eeffto.ufmg.br/mreab) E-MAIL: [mreab@eeffto.ufmg.br](mailto:mreab@eeffto.ufmg.br) FONE/FAX: (31) 3409-4781

**PARECER**

Considerando que a Tese de Doutorado de **REJANE VALE GONÇALVES** intitulada **“EFEITO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA ASSOCIADA AO TREINO DE TAREFAS FUNCIONAIS NA MOBILIDADE DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL UNILATERAL”** defendida junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível: Doutorado cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a Tese de doutorado, conferindo-lhe as seguintes indicações:

Nome do Professor (a)/Banca	Aprovação	Assinatura
Professora Dra. Marisa Cotta Mancini	APROVADA	<i>Marisa Cotta Mancini</i>
Professor Dr. Renan Alves Resende	APROVADA	<i>Renan Alves Resende</i>
Professor Dr. Thales Rezende de Souza	APROVADA	<i>Thales Rezende de Souza</i>
Professora Dra. Paula Silva de Carvalho Chagas	APROVADA	<i>Paula Silva de Carvalho Chagas</i>
Professora Dra. Ana Maria Forti Barela	APROVADA	<i>Ana Maria Forti Barela</i>

Belo Horizonte, 22 de Fevereiro de 2017.

**Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
 COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS  
 DA REABILITAÇÃO / EEFFTO  
 AV. ANTÔNIO CARLOS, Nº 6627 - CAMPUS UNIVERSITÁRIO  
 PAVILHÃO - CEP 31270-901 - BH / MG

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pela oportunidade de cursar e concluir o doutorado. Ele é minha esperança quando parece que não vai dar certo; o meu refúgio quando preciso de um lugar para me abrigar; meu sustento em todos os momentos; minha inspiração quando as palavras insistem em não serem escritas; minha fonte de paz em meio à tempestade e fonte da minha fé, onde encontro salvação.

Ao meu marido Flávio pelo incentivo, apoio e torcida. Obrigada por ser essa pessoa alegre, que sempre acredita que tudo vai dar certo. Obrigada pelo pai que você é, e por se esforçar para suprir a minha falta. Sem você eu não poderia ter chegado até o fim. Amo você!

Aos meus filhos, Gabriel e Alice, meus tesouros, meus amores. O meu amor por vocês é maior que o mundo inteiro. A maior dificuldade que enfrentei foi deixar de desfrutar alguns momentos com vocês, nos fins de semana e nas férias escolares. Agradeço pela paciência e por me proporcionarem essa alegria incomparável de ser mãe todos os dias.

Aos meus pais, Roberto e Dalva, pelo incentivo que sempre me deram para alçar voos mais altos. Vocês são um grande exemplo para mim. Sou grata a Deus por tê-los comigo neste momento especial. Amo vocês!

A todos os familiares e amigos que torceram por mim. A cada um que deixei de visitar, viajar junto ou participar de um passeio porque estava estudando. Em especial à Sandra Filgueiras que, uma vez professora, tornou-se amiga e uma grande incentivadora do meu crescimento como pessoa e profissional.

A minha orientadora, professora Marisa Mancini, por ser um exemplo de determinação, que me inspira a fazer sempre melhor, a trilhar novos caminhos. Obrigada por todas as oportunidades que você me proporcionou de aprendizagem, parceria e trabalho. Obrigada por estar disposta a ouvir e me permitir desenvolver um estudo experimental, exercendo duas coisas que tanto gosto, a prática clínica e a pesquisa.

Ao professor Sérgio Fonseca, co-orientador dessa tese. Agradeço pelo seu desprendimento em compartilhar uma antiga ideia comigo. O projeto que originou essa tese de doutorado foi escrito por você especificamente para mim, mesmo que você não tivesse consciência disso naquela época. Obrigada pela oportunidade de desenvolver esse trabalho e por todos os ensinamentos.

Aos professores que compuseram a banca de qualificação: Thales Rezende, Renan Resende e Daniela Vaz por cada questionamento que me fez pensar. A contribuição de vocês foi valiosa para que o trabalho fosse desenvolvido com mais cuidado metodológico e o produto final fosse melhor.

Às professoras: Elyonara Figueiredo, Renata Kirkwood, Aline Scianni, Paula Arantes, Marina Brandão pelo incentivo, pelo apoio e por me ajudarem nos momentos que precisei.

À Judy Carmick, que tem uma experiência clínica tão rica e inspiradora. Obrigada por compartilhar suas experiências durante o curso de estimulação elétrica funcional, por se interessar pelo trabalho desenvolvido nesta tese e por todas suas valiosas contribuições. Foi um grande prazer conhecer você pessoalmente.

Aos colegas do doutorado Giovanna Amaral, Kênea Almeida, Tiago Theles e Vanessa Araújo por fazerem parte dessa caminhada. Como costumamos dizer: “Só nós conseguimos entender o que passamos”. E, por isso, o apoio de vocês foi fundamental. A todos do grupo de pesquisa da professora Marisa, em especial à Manu e Kênea, por todos os momentos que passamos juntas.

À Priscila Araújo: você foi escolhida por Deus para essa parceria que deu muito certo! Agradeço pela ajuda imprescindível na coleta e no processamento dos dados. Sem você eu não teria dados para serem analisados e nada disso seria possível. Agradeço pelos ouvidos atentos durante meus vários desabafos e nas longas conversas que tivemos. Muitas vezes desenvolvo um raciocínio ou tomo decisões falando muito e você me ouviu com tanta paciência. Esse doutorado é nosso.

Às alunas de Iniciação Científica: Camila Abranches, Camila Santos, Elenderjane, Letícia Azevedo, Renata Frederico e Tais Martins. Muito obrigada pela ajuda na coleta dos dados, na preparação cuidadosa para que pudéssemos cumprir a difícil tarefa de avaliar a marcha das crianças por pelo menos 24 vezes cada uma! Obrigada pela ajuda durante as sessões de intervenção, não teria conseguido sem vocês. Agradeço, em especial, à Camila Abranches e Renata Frederico pelo auxílio em vários momentos do processamento de dados, mesmo correndo o risco de sonhar com os marcadores refletivos, vocês não desistiram.

A todos os funcionários dos Departamentos de Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG pela atenção e ajuda. Agradeço especialmente ao Délcio Drumont por te sido um incentivador e auxiliador durante todo o período que passei

no LAM realizando o piloto, a coleta e o processamento de dados. Você é uma pessoa sensacional.

À Associação Mineira de Reabilitação (AMR) na pessoa da coordenadora de reabilitação Patrícia Crepaldi e do coordenador clínico Dr. Leonardo Cury e também à Priscila Figueiredo. Agradeço pela confiança depositada no meu trabalho e em todo auxílio prestado no recrutamento das crianças para participar do estudo.

A todos da turma do LAM, obrigada pela companhia, incentivo e torcida de vocês. Agradeço especialmente ao Fabrício Magalhães, Liria Okai-Nobrega e Breno Teixeira pelos momentos que compartilhamos juntos.

Aos meus alunos que sempre me motivaram a aprender mais, a buscar novos caminhos, a aprimorar a prática, o ensino e a pesquisa. Agradeço, em especial, àqueles que acompanharam de perto o último ano do doutorado e torceram muito por mim.

Às famílias das preciosas crianças que participaram desse estudo. Passamos quatro meses juntos e aprendi muito com cada um de vocês. Agradeço muito pela confiança, pelo compromisso e empenho de vocês para que tudo fosse possível. Obrigada crianças pelas risadas, brincadeiras e momentos que compartilhamos. Torço para que vocês continuem realizando seus sonhos.



O que atenta para o ensino acha o bem,  
e o que confia no Senhor, esse é feliz.

Provérbios 16:20  
Bíblia Sagrada NVI

## PREFÁCIO

Esta tese foi elaborada de acordo com as regras do formato opcional do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais. Sua estrutura compreende quatro partes. A primeira parte é composta da introdução, em que é realizada a revisão bibliográfica, problematização do tema, justificativa e os objetivos da tese. A segunda parte consiste na descrição detalhada dos métodos utilizados no desenvolvimento do estudo que compõe a tese. Na terceira parte apresenta-se o estudo, em formato de artigo, denominado “Treino de tarefas funcionais associado à estimulação elétrica melhora a mobilidade de crianças com paralisia cerebral espástica unilateral: desenho experimental de caso único”. Este artigo foi formatado de acordo com as normas do *American Medical Association [AMA] Manual of Style* e será posteriormente submetido para publicação em periódico internacional. A última parte compreende as considerações finais desta tese de doutorado.

## RESUMO

**Introdução:** crianças com paralisia cerebral unilateral (PCU) geralmente caminham mais devagar do que as crianças normais e têm dificuldade em realizar atividades como subir/descer escadas, correr e pular. O padrão de marcha observado em crianças com PCU pode ser atribuído, principalmente, à força reduzida dos músculos flexores plantares durante a fase impulsiva da marcha. **Objetivo:** investigar o efeito de um programa de treino orientado à tarefa associado à estimulação elétrica funcional (FES) no músculo gastrocnêmio na mobilidade de crianças com PCU. **Método:** foi realizado um estudo experimental de caso único do tipo A-B com *follow-up*; fase A (4 semanas), fase B: intervenção (8 semanas) e fase de *follow-up* (4 semanas). Foram documentados semanalmente dados cinemáticos e cinéticos da marcha de quatro crianças com PCU (3 meninas e 1 menino, média de idade: 5,8 anos), totalizando 24 avaliações por criança (8 avaliações em cada fase). As variáveis mensuradas foram velocidade de marcha, comprimento do passo, torque impulsivo do membro inferior durante a marcha, pico de geração de potência do tornozelo e do quadril durante a fase de apoio terminal da marcha e rigidez vertical do membro inferior, bilateralmente. A função motora grossa foi avaliada com o teste *Gross Motor Function Measure* (GMFM) em quatro momentos do acompanhamento longitudinal. A intervenção consistiu de um programa de treinamento orientado a tarefas associado à administração de FES no músculo gastrocnêmio afetado durante a impulsão do membro inferior, por oito semanas, 50 minutos por dia, três vezes por semana. As atividades funcionais incluíram passar de sentado para de pé; alcançar um objeto no alto de forma a realizar flexão plantar de tornozelo a partir da postura de pé; subir e descer de um banco e de degraus da escada e andar em superfícies planas e em rampas. Utilizou-se o método de Banda de 2 desvios-padrão para comparar as medidas de desfecho relativas à marcha e o *software* Estimador de Habilidade Motora Grossa (GMAE) para comparar as medidas da função motora grossa. **Resultados:** três crianças apresentaram aumento da velocidade da marcha e do comprimento do passo. Todas as crianças apresentaram aumento no torque impulsivo durante a intervenção, o qual foi mantido durante o *follow-up*. Três crianças apresentaram aumento do pico de geração de potência no tornozelo e a mudança na rigidez vertical diferiu entre as crianças. Todas as crianças apresentaram melhora da função motora grossa ao final do

estudo. **Conclusão:** o treino de tarefas funcionais associado à ativação do músculo gastrocnêmio durante a fase de apoio terminal da marcha parece ter proporcionado um mecanismo de propulsão mais eficiente para o avanço do membro inferior afetado, resultando em um maior comprimento do passo nesse lado e em maior velocidade da marcha. A intervenção proporcionou às crianças um padrão de locomoção diferente daquele que cada uma delas estava acostumada, uma vez que elas experimentaram andar com um recurso adicional provido pela FES. Isso impactou a capacidade de realizar atividades como subir/descer degraus, correr e pular. Os resultados desse estudo sustentam a recomendação de se incluir o fortalecimento do músculo gastrocnêmio durante tarefas funcionais no plano de tratamento de crianças com PCU.

**Palavras-chave:** Paralisia cerebral. Habilidades motoras. Marcha. Estimulação elétrica.

## ABSTRACT

**Background:** Children with unilateral cerebral palsy (UCP) walk slower than normal children and have difficulty performing activities such as climbing and descending stairs, running and jumping. Their gait pattern is likely due to the reduced propulsive capability of the plantar flexor muscles during gait. **Objective:** The objective of this study was to investigate the effect of a task-oriented training program associated with functional electrical stimulation (FES) of the gastrocnemius muscle on the mobility of children with UCP. **Design:** The study employed a single case A-B design with follow-up; phase A (4 weeks), phase B: intervention (8 weeks) and follow-up phase (4 weeks). **Methods:** Kinematic and kinetic gait data of four children with UCP (3 girls and 1 boy; mean age: 5.8 years) were systematically measured, throughout the study, totaling 24 evaluations per subject (8 evaluations in each phase). The variables measured were gait speed, step length, impulsive torque of the lower limb during gait, peak of power generation of the ankle and hip during the terminal phase of gait and vertical stiffness of the lower limb, bilaterally. Gross motor function was evaluated with the Gross Motor Function Measure (GMFM) tested at four moments of the study. Intervention consisted of a task-oriented training program associated with FES on gastrocnemius muscle during impulsion of affected lower limb, for eight weeks, 50 minutes a day, three times per week. Functional activities included moving from sitting to standing, standing calf raises, walking up and down stairs and walking over ground. The two-standard-deviation–band method was used to compare the gait outcome measures and the Gross Motor Ability Estimator software (GMAE) to compare the gross motor function measures. **Results:** Three children showed improvements on walking speed and step length. All children showed improvements on impulsive torque during intervention, which were maintained during follow-up. Three children had increased peak of power generation at the ankle and the change in vertical stiffness differed among children. All children showed improvement of gross motor function at the end of the study. **Conclusion:** Functional tasks training associated with activation of the gastrocnemius muscle during terminal stance phase of gait seems to have provided a more efficient propulsion mechanism for the affected lower limb, resulting in a longer step length on that side and increased walking speed. The intervention provided the children with a locomotion pattern different than the one they were used to, since they experienced walking with an

additional resource provided by FES. This has impacted the ability to perform activities such as climbing and descending stairs, running and jumping. The results of this study support the recommendation to include the strengthening of the gastrocnemius muscle during functional tasks in the treatment plan for children with UCP.

**Keywords:** Cerebral palsy. Motor skills. Gait. Functional electrical stimulation.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	16
1.1 Marcha normal	18
1.2 Marcha de crianças com paralisia cerebral unilateral	20
1.3 Abordagem terapêutica de crianças com paralisia cerebral unilateral	23
1.4 Estimulação elétrica	24
1.5 Descrição dos efeitos esperados da intervenção	26
<b>2 OBJETIVOS</b>	29
2.1 Objetivo geral	29
2.2 Objetivos específicos	29
<b>3 MATERIAIS E MÉTODO</b>	30
3.1 Delineamento	30
3.2 Participantes	30
3.3 Instrumentos	31
3.4 Procedimentos	35
3.5 Intervenção	39
3.6 Redução e processamento dos dados	40
3.7 Análise dos dados	44
<b>4 ARTIGO</b>	46
Introdução	49
Método	51
Resultados	60
Discussão	66
Conclusão	71
Referências	73
<b>5 CONSIDERAÇÕES FINAIS</b>	77
<b>REFERÊNCIAS</b>	78
<b>APÊNDICE A</b>	87
<b>APÊNDICE B</b>	90
<b>ANEXO A</b>	102
<b>ANEXO B</b>	103

## 1 INTRODUÇÃO

Paralisia cerebral (PC) refere-se a um grupo de distúrbios do desenvolvimento do movimento e da postura, atribuídas a distúrbios não progressivos que ocorrem no cérebro imaturo (ROSENBAUM *et al.*, 2007). Esta condição de saúde possui subtipos clínicos distintos, sendo que a forma espástica está presente em cerca de 70 a 80% das crianças com PC (JONES *et al.*, 2007). A apresentação clínica da PC espástica é conhecida como a síndrome do neurônio motor superior (IVANHOE; REISTETTER, 2004). A lesão no sistema nervoso central (SNC) provoca fraqueza muscular, diminuição do limiar de ativação dos reflexos de estiramento, hipertonia e diminuição da destreza (IVANHOE; REISTETTER, 2004). Em acréscimo, adaptações musculoesqueléticas resultantes das alteradas funções musculares periféricas durante a infância contribuem para o quadro clínico da PC espástica (BARRETT; LICHTWARK, 2010). Portanto, embora a lesão cerebral não tenha um caráter progressivo, as modificações das estruturas e funções musculoesqueléticas influenciam a aquisição e o desempenho de habilidades funcionais dessas crianças (DAMIANO, 2006).

Dentre as diversas manifestações clínicas da PC, a fraqueza muscular tem sido apontada como um importante fator que limita o desempenho funcional dessa população (DAMIANO; DODD, 2002; ELDER *et al.*, 2003; GIVON, 2009; MOCKFORD; CAULTON, 2010). Wiley e Damiano (1998) documentaram a fraqueza muscular isométrica de oito grupos musculares do membro inferior (flexores e extensores de quadril, joelho e tornozelo; adutores e abdutores de quadril) de crianças com PC que apresentavam marcha independente, comparado às crianças normais (WILEY; DAMIANO, 1998). A força muscular dos membros inferiores está relacionada à velocidade da marcha e à função motora grossa de crianças com PC (DAMIANO; ABEL, 1998; EEK; BECKUNG, 2008; KRAMER; MACPHAIL, 1994). Estudos reportaram que a força muscular explicou 50% da quantidade de variância na velocidade de marcha (DAMIANO; ABEL, 1996) e 69% da variância na função motora grossa de um grupo de crianças com PC espástica (ROSS; ENGSBERG, 2007). As crianças que apresentam maior força muscular andam mais rápido e apresentam melhor desempenho em outras atividades como locomover-se em escadas, correr e pular (DAMIANO; ABEL, 1998; EEK; BECKUNG, 2008; FERLAND *et al.*, 2012; KIM; PARK, 2011).



Diversos fatores contribuem para a fraqueza muscular das crianças com PC. Em uma revisão da literatura, Mockford e Caulton (2010) destacam alterações neurológicas e musculares, tais como o recrutamento insuficiente e desorganizado de unidades motoras, alterações nos ajustes do sistema gama, alteração tecidual com atrofia seletiva de fibras do tipo II (contração rápida), diminuição do comprimento das fibras musculares e da área de secção transversa, mudanças na curva de comprimento-tensão e maior rigidez tecidual (MOCKFORD; CAULTON, 2010). Ao contrário do pressuposto que considera que crianças com PC apresentam hiperatividade muscular, Rose e McGill (2005) demonstraram que essas crianças possuem incapacidade de ativar todas as unidades motoras disponíveis para a contração muscular (ROSE; MCGILL, 2005). Este estudo mostrou que a taxa de disparo máxima das unidades motoras dos músculos gastrocnêmio e tibial anterior de uma criança com PC foi apenas metade daquela alcançada por crianças normais (ROSE; MCGILL, 2005). Outro estudo documentou ainda que crianças com PC apresentam maior déficit de produção de torque em velocidades mais altas e que a produção de torque concêntrico é relativamente mais deficiente do que a produção de torque excêntrico pelos músculos da articulação do tornozelo (DAMIANO *et al.*, 2001a).

Estudos têm documentado as alterações na estrutura e função dos músculos espásticos que ocorrem durante o desenvolvimento, decorrentes das adaptações do tecido muscular às demandas que lhe são impostas (FORAN *et al.*, 2005; HERBERT, 1998; LIEBER *et al.*, 2004; MALAIYA *et al.*, 2007; VAZ *et al.*, 2006a). O crescimento ósseo das crianças com PC não é acompanhado pelo crescimento muscular, o que resulta em ossos e tendões mais longos em relação ao comprimento do ventre do músculo (BARBER; BARRETT; LICHTWARK, 2012; MALAIYA *et al.*, 2007; TARDIEU *et al.*, 1982). Como resultado, as crianças com PC apresentam maior risco de desenvolver encurtamentos musculares, o que contribui para o aumento da rigidez tecidual e diminuição da amplitude de movimento articular (BARRETT; LICHTWARK, 2010; GRAHAM; SELBER, 2003; LIEBER *et al.*, 2004). A diminuição do comprimento do ventre muscular é caracterizada por uma redução do número de sarcômeros em série, o que desloca a curva de comprimento-tensão para o lado esquerdo do gráfico (FRIDEN; LIEBER, 2003). Isso modifica o ponto da amplitude articular associado a um comprimento ótimo para geração de força e significa que o músculo gera maior tensão em um comprimento menor

(MATTHIASDOTTIR *et al.*, 2014). Além disso, há uma diminuição do volume muscular e aumento da quantidade de tecido conectivo e adiposo infiltrado nos músculos de crianças com PC em relação às crianças normais (BARBER *et al.*, 2011; BOOTH; CORTINA-BORJA; THEOLOGIS, 2001; ELDER *et al.*, 2003; JOHNSON *et al.*, 2009). Essas alterações contribuem para a menor geração de potência muscular em amplitudes adequadas à função realizada, caracterizando a fraqueza muscular presente nas crianças com PC (ELDER *et al.*, 2003).

As alterações nas propriedades mecânicas dos músculos e tendões são apontadas como as principais contribuintes para o aumento da resistência ao alongamento passivo (hipertonia) típica de crianças com PC (WILLERSLEV-OLSEN *et al.*, 2013). Por exemplo, os músculos flexores plantares de crianças com PC são quase três vezes mais rígidos e, portanto, mais resistentes ao alongamento passivo do que crianças normais (ALHUSAINI *et al.*, 2010). A rigidez é definida como a razão entre a tensão (resistência) gerada e a deformação sofrida durante o alongamento de um músculo em repouso, ou seja, na ausência de atividade eletromiográfica muscular (DAMIANO *et al.*, 2001b). Nas crianças com PC, as alterações na composição muscular em relação aos tipos de fibras, i.e. predominância das fibras de contração lenta (tipo I), mais rígidas que as do tipo II, associadas ao aumento do tecido conectivo intramuscular, resultam em um aumento da rigidez muscular (LIEBER *et al.*, 2004; ROSE *et al.*, 1994). As crianças com PC podem aprender a tirar vantagem disso, uma vez que tecidos mais rígidos podem armazenar maior quantidade de energia elástica e esta pode ser usada durante a execução de tarefas funcionais (HOLT; OBUSEK; FONSECA, 1996; VAZ *et al.*, 2006b). Portanto, as adaptações do sistema musculoesquelético tipicamente encontradas em crianças com PC espástica influenciam o desempenho da marcha, assim como de outras atividades relativas à função motora grossa destas crianças (DAMIANO *et al.*, 2000).

### 1.1 Marcha normal

Modelos biomecânicos que descrevem a dinâmica envolvida na locomoção de crianças com PC são distintos dos que descrevem essa atividade em crianças com desenvolvimento normal (CAVAGNA; WILLEMS; HEGLUND, 2000). A dinâmica da fase de apoio da marcha normal pode ser representada pelo movimento de um pêndulo invertido. O objetivo da fase de apoio médio da marcha é manter a

estabilidade do tronco e do membro inferior e permitir a progressão sobre um pé estacionário, quando toda a superfície plantar está em contato com o solo (STOUT, 2000). O tornozelo está em um período de aumento de dorsiflexão, que é controlada pela ação excêntrica dos músculos flexores plantares, ocorrendo um aumento linear de absorção de energia por estes músculos (BOGEY; GITTER; BARNES, 2010). A potência negativa do tornozelo na fase de apoio único serve para restringir a progressão anterior da tíbia, promovendo a estabilidade do joelho e suportando a massa do tronco (GOTTSCHALL; KRAM, 2003; NEPTUNE; KAUTZ; ZAJAC, 2001). O avanço do centro de pressão em direção anterior produz um momento extensor no joelho durante a fase de apoio médio da marcha (NOVACHECK; GAGE, 2007; STOUT, 2000). A fase de apoio terminal é a segunda metade da fase de apoio único da marcha. Durante essa fase, a progressão anterior da tíbia é desacelerada e o tornozelo está em um período de diminuição da dorsiflexão. A potência positiva do tornozelo gerada, principalmente, pelos músculos flexores plantares começa um pouco antes da transição entre as fases de apoio único e pré-balanço (NEPTUNE; KAUTZ; ZAJAC, 2001). O joelho sai de relativa extensão para aumento de flexão durante a fase de apoio terminal. O momento interno flexor no joelho é provavelmente produzido pela combinação de resistência ligamentar e pela atividade flexora do músculo gastrocnêmio (NEPTUNE; KAUTZ; ZAJAC, 2001).

Na fase de pré-balanço, o tornozelo está em flexão plantar e o momento flexor plantar continua dominante. Siegel *et al.* (2004) demonstraram que a potência gerada pelos flexores plantares, na fase de pré-balanço, adiciona energia para os momentos do joelho e do quadril do mesmo membro inferior, iniciando a flexão de ambas as articulações na fase de balanço inicial (BOGEY; GITTER; BARNES, 2010; SIEGEL; KEPPEL; STANHOPE, 2004). Portanto, o papel dos flexores plantares na fase de pré-balanço é de impulsionar todo o membro inferior para a fase de balanço (ANDERSON; PANDY, 2003; BOGEY; GITTER; BARNES, 2010). A magnitude do momento flexor plantar, entretanto, diminui rapidamente e a geração de potência chega à zero no final dessa fase (STOUT, 2000). Embora não haja ativação dos músculos flexores plantares do tornozelo na fase de balanço, a impulsão gerada no final da fase de apoio tem impacto na fase de balanço devido ao momento de inércia, que contribui para a extensão do joelho e dorsiflexão do tornozelo durante essa fase (BOGEY; GITTER; BARNES, 2010).

Sob a perspectiva de geração e conservação de energia, durante a primeira metade da fase de apoio médio da marcha normal, os músculos flexores plantares aceleram o tronco verticalmente (conservação de energia potencial gravitacional), mas desaceleram a progressão do tronco anteriormente (dissipando parte da energia cinética e conservando parte dela como energia potencial elástica) (NEPTUNE; KAUTZ; ZAJAC, 2001). Durante o final da fase de apoio médio da marcha até a fase de pré-balanço, os músculos flexores plantares agem concêntricamente e aceleram o tronco anteriormente (produção de energia cinética), enquanto desaceleram o movimento do tronco para baixo (NEPTUNE; KAUTZ; ZAJAC, 2001). Embora outros músculos, assim como estruturas passivas, contribuam para a progressão anterior do corpo, a capacidade de geração de potência pelos músculos flexores plantares tem um impacto importante no desempenho da marcha (ANDERSON; PANDY, 2003; NOVACHECK; GAGE, 2007).

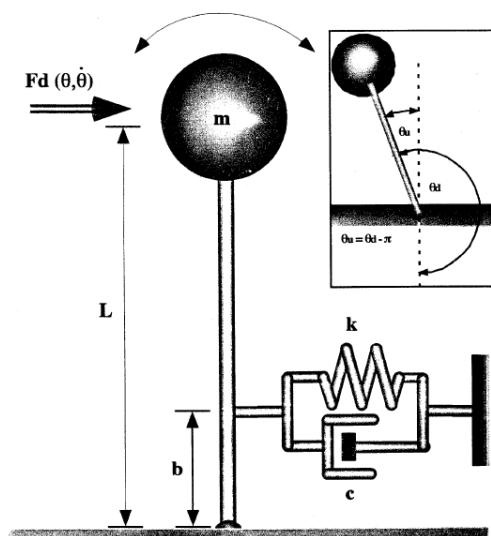
## 1.2 Marcha de crianças com paralisia cerebral unilateral

A PC espástica pode ser classificada de acordo com a região do corpo acometida, i.e. paralisia cerebral unilateral (hemiplegia) ou bilateral (diplegia ou quadriplegia) (NOVAK, 2014). Cada subtipo clínico apresenta características de marcha distintas. A paralisia cerebral unilateral (PCU), que compromete os membros superior e inferior de um dimídio corporal, representa 39% dos casos de PC espástica, dentro dos quais 99% das crianças adquirem marcha com ou sem algum dispositivo de auxílio (NOVAK, 2014). Existem 4 padrões de marcha de crianças com PCU classificados de acordo com as alterações cinemáticas do plano sagital (WINTERS; GAGE; HICKS, 1987). No padrão tipo I a criança apresenta queda do pé durante a fase de balanço da marcha; no padrão II a criança apresenta a postura de equino durante as fases de apoio e balanço; no tipo III há envolvimento da articulação do joelho (em flexão ou extensão/rígido); e no tipo IV há envolvimento em flexão do quadril, joelho e equino do tornozelo do membro inferior afetado durante a marcha (WINTERS; GAGE; HICKS, 1987).

Modelos teóricos da marcha de crianças com PCU auxiliam o entendimento dos mecanismos relacionados às características da locomoção dessas crianças (FONSECA *et al.*, 2001; HOLT; WAGENAAR; SALTZMAN, 2010). Um modelo para descrever a dinâmica do movimento do membro inferior durante a marcha de

crianças com PCU foi proposto por Fonseca *et al.* (2001), denominado sistema dissipativo de pêndulo invertido/massa e mola, mantido por uma força impulsiva periódica (FIGURA 1).

FIGURA 1- Representação esquemática do modelo de pêndulo invertido/massa e mola, mantido por uma força impulsiva periódica. Este modelo é utilizado para descrever a dinâmica do movimento do membro inferior durante a fase de apoio da marcha de crianças com PCU.



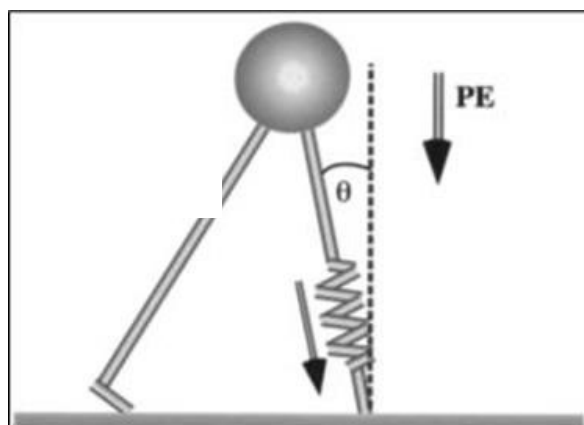
Fonte: Fonseca *et al.*, 2001, p.795.

Uma equação Newtoniana, que descreve o movimento de locomoção dessas crianças, permite estimar a contribuição relativa de cada um dos componentes de geração e conservação de energia que contribuem para a progressão durante a marcha (FONSECA *et al.*, 2001, 2004; HOLT; OBUSEK; FONSECA, 1996). O torque resultante agindo sobre um pêndulo invertido, cuja massa está localizada no centro de gravidade da criança e cujo eixo de rotação está localizado na articulação do tornozelo, durante a fase de apoio terminal da marcha, equivale ao somatório dos torques impulsivo, elástico, gravitacional e dissipativo. O torque impulsivo representa as ações musculares que, como um mecanismo de escapamento de um relógio, produz periodicamente uma aceleração do centro de gravidade do corpo durante a fase de impulsão da marcha. A massa e comprimento do pêndulo, sob a influência da aceleração gravitacional, promovem o torque gravitacional que é aplicado ao pêndulo. As propriedades dos tecidos conectivos e dos músculos, bem como a rigidez produzida por co-contracção, são representadas por uma mola com certa rigidez. Esta mola pode guardar energia quando ela é comprimida ou alongada pelo

movimento pendular e retorná-la para o sistema musculoesquelético (torque elástico). Finalmente, o elemento viscoso (torque dissipativo) representa a energia perdida em cada ciclo da oscilação (FONSECA *et al.*, 2001).

O uso do membro inferior afetado da criança com PCU se assemelha mais a um sistema massa-mola do que a de um pêndulo invertido, típico da criança com desenvolvimento normal. Alguns fatores contribuem para essa dinâmica do membro inferior afetado: o menor ângulo de contato com o solo (ângulo entre um vetor formado pelo centro de massa e o tornozelo e outro vetor correspondendo com a vertical) e, conseqüente menor comprimento de passo desse membro; a permanência da posição do tornozelo em flexão plantar e a maior rigidez vertical durante a fase de apoio da marcha (FONSECA *et al.*, 2004). Para fazer uso de energia elástica durante a marcha, crianças com PCU têm que elevar ativamente o centro de massa para aumentar a energia potencial no lado não afetado, levando a uma maior movimentação vertical do que horizontal do centro de massa, durante a marcha (FONSECA *et al.*, 2004; MASSAAD *et al.*, 2004). (FIGURA 2).

FIGURA 2- Representação esquemática da locomoção em crianças com PCU, ilustrando a transferência de energia potencial (PE), armazenada pela elevação do centro de massa durante a impulsão no membro não afetado, para potencializar a deformação da mola no membro afetado.



Fonte: Fonseca *et al.*, 2004, p. 347.

Padrões de locomoção observados em crianças com PCU revelam adaptações resultantes da necessidade de se garantir mobilidade, em face de ausência de impulsão adequada (FONSECA *et al.*, 2004). Isto pode trazer algumas conseqüências para a criança, principalmente em longo prazo. A maior movimentação vertical do centro de massa durante a marcha gera maior custo

metabólico em crianças com PC comparadas às crianças normais (ROSE, *et al.*, 1990; VAN DEN HECKE *et al.*, 2007). Além disso, estudos mostram que as crianças com PC experimentam mais fadiga muscular e dor articular que crianças normais, e podem desenvolver alterações musculoesqueléticas progressivas, principalmente deformidade articular de tornozelo, no caso das crianças com PCU (GAGE, 1993; OPHEIM *et al.*, 2009).

Estudos que compararam a marcha de crianças com PCU com a marcha de crianças normais mostraram que as crianças com PCU apresentam menor velocidade de marcha, maior cadência e menor comprimento do passo, além de alteração no tempo e na sequência de ativação muscular (CIMOLIN *et al.*, 2007; GALLI *et al.*, 2010; PATIKAS; WOLF; DÖDERLEIN, 2005). Em acréscimo, elas apresentam menor trabalho positivo e menor pico de geração de potência no tornozelo do membro afetado quando comparado ao membro não afetado ou a crianças normais (CIMOLIN *et al.*, 2007; PATIKAS; WOLF; DÖDERLEIN, 2005; SVEHLÍK *et al.*, 2010). Essas alterações impactam o desempenho de crianças com PCU em atividades mais complexas de mobilidade, como subir/descer escadas, correr e saltar (ROSENBAUM; WALTER; HANNA, 2002).

### 1.3 Abordagem terapêutica de crianças com paralisia cerebral unilateral

Diversas intervenções têm sido utilizadas para modificar o padrão de marcha das crianças com PCU. Como essas crianças geralmente andam em equino de tornozelo no lado afetado, as estratégias terapêuticas têm incluído o alongamento do músculo tríceps sural, por meio de técnicas de alongamento passivo e uso de órtese (FIGUEIREDO *et al.*, 2008), e fortalecimento do músculo tibial anterior (NUNES; QUEVEDO; MAGDALON, 2008; WILLERSLEV-OLSEN *et al.*, 2015). Intervenções médicas como o uso de gesso seriado, aplicação de toxina botulínica e cirurgia para alongamento do tendão do calcâneo são comumente indicadas para essas crianças (DAVIDS, 2010; HOULTRAM *et al.*, 2001; WREN *et al.*, 2010). Entretanto, essas estratégias terapêuticas agravam o problema da fraqueza muscular dos flexores plantares (DAMIANO; DODD, 2002; ENGSBERG; ROSS; COLLINS, 2006). O principal alvo de programas de fortalecimento muscular para crianças com PCU tem sido o músculo tibial anterior (WILLERSLEV-OLSEN *et al.*, 2015), o que provavelmente está relacionado ao pressuposto de que crianças com PCU andam

em flexão plantar por suposta fraqueza desta musculatura e por hiperatividade do músculo tríceps sural. Contrariando o pressuposto, o músculo tríceps sural dessas crianças não está hiperativo, uma vez que há um menor recrutamento de unidades motoras durante a contração muscular (ROSE; MCGILL, 2005). A fraqueza desse músculo é mais pronunciada do que a do tibial anterior, quando comparado à força muscular de crianças normais (ELDER *et al.*, 2003). Dessa forma, o fortalecimento funcional do tríceps sural seria um procedimento mais apropriado para prover a força necessária para uma impulsão adequada durante a locomoção de crianças com PCU. Para isso, alguns autores propuseram o uso de estimulação elétrica no músculo gastrocnêmio durante a realização de atividades funcionais (CARMICK, 1993; COMEAUX *et al.*, 1997).

#### 1.4 Estimulação elétrica

Existem três tipos de estimulação elétrica: a estimulação elétrica transcutânea (TES), a estimulação elétrica neuromuscular (NMES) e a estimulação elétrica funcional (FES) (KERR *et al.*, 2004). A TES é uma forma de estimulação de baixa intensidade, abaixo do limiar de contração muscular, que pode ser aplicada de forma contínua por longos períodos de tempo. NMES é a aplicação de corrente elétrica transcutânea a músculos superficiais inervados para estimular a contração das fibras musculares (CARMICK, 1997). A estimulação elétrica funcional (FES) é um tipo de NMES, na qual a estimulação elétrica é provida no momento que o músculo estimulado deve contrair durante a realização de atividades funcionais (CARMICK, 1997). Há na literatura diversos estudos sobre o uso de diferentes tipos de estimulação elétrica em crianças com PC, sendo que o principal subtipo clínico estudado são as crianças com PC bilateral (CAURAUGH *et al.*, 2010; CHIU *et al.*, 2014). Dentre os estudos que investigaram o efeito da FES para melhora da marcha de crianças com PCU, o principal alvo foi o músculo tibial anterior com o objetivo de aumentar a dorsiflexão do tornozelo durante a fase de balanço da marcha (DAMIANO *et al.*, 2013; GALEN *et al.*, 2012; POOL *et al.*, 2015; VAN DER LINDEN *et al.*, 2008) e/ou aumentar a amplitude de movimento de dorsiflexão do tornozelo no contato inicial (DURHAM *et al.*, 2004; PIERCE *et al.*, 2004; POSTANS; GRANAT, 2005; PROSSER *et al.*, 2012). A estimulação do músculo tibial anterior cumpre o objetivo de aumentar a dorsiflexão do tornozelo durante a marcha, entretanto não



modifica a velocidade da marcha das crianças com PCU (GALEN *et al.*, 2012; PIERCE *et al.*, 2004; POSTANS; GRANAT, 2005; PROSSER *et al.*, 2012; VAN DER LINDEN *et al.*, 2008). O objetivo comum a esses estudos foi utilizar a FES como se fosse uma órtese para diminuir a queda do pé durante a fase de balanço ou favorecer o contato inicial com o calcanhar, ao invés do antepé, como acontece na marcha em equino. Apenas um estudo investigou o efeito do uso de FES no músculo tibial anterior na mobilidade de crianças com PCU (POOL *et al.*, 2015). Neste estudo 32 crianças com PCU foram alocadas em dois grupos e o grupo experimental foi submetido à FES (equipamento *Walk Aide*®) por oito semanas, 4 horas por dia, seis dias por semana (POOL *et al.*, 2015). Ao final do estudo, as crianças do grupo experimental apresentaram melhora do equilíbrio durante atividades como mudar de direção, subir degraus, andar e pegar objetos no chão enquanto se locomoviam (POOL *et al.*, 2015).

Poucos estudos investigaram os efeitos da administração de FES no músculo tríceps sural de crianças com PCU. Carmick (1993) relatou caso de três crianças com PCU, que receberam FES durante três intervalos de tempo distintos: inicialmente apenas no músculo tibial anterior, depois no tibial anterior e gastrocnêmio de forma alternada e, por último, apenas no músculo gastrocnêmio (CARMICK, 1993). Os resultados mostraram que após cinco semanas de intervenção, a dorsiflexão ativa durante a marcha aumentou mais quando o músculo gastrocnêmio foi estimulado do que quando a estimulação foi feita no músculo tibial anterior ou alternada. Em acréscimo, a estimulação prolongada dos flexores plantares aumentou a eficiência da marcha, mensurada pelo índice de custo fisiológico, e a simetria da marcha na análise por pedografia em duas crianças (CARMICK, 1993). Comeaux *et al.* (1997) avaliaram os efeitos do uso da FES no músculo gastrocnêmio associada a atividades funcionais de marcha na dorsiflexão do tornozelo em crianças com PC. Após quatro semanas de intervenção, as crianças com PCU e bilateral apresentaram maior amplitude de movimento (ADM) em dorsiflexão do tornozelo durante o contato inicial da marcha (COMEAX *et al.*, 1997). Contudo, os dois estudos citados não investigaram o efeito da FES na capacidade de impulsão das crianças, nem em outros parâmetros da marcha utilizando sistema de análise de movimento.

Ho *et al.* (2006) compararam a marcha de crianças com PCU e bilateral, com e sem o uso de FES no músculo tríceps sural, em uma única sessão experimental

(HO *et al.*, 2006). Os resultados revelaram que a geração de força dos flexores plantares durante a fase de impulsão da marcha era maior com o uso de FES do que quando a criança andava sem FES. No estudo de Ho *et al.* (2006) não foi observado aumento da velocidade e do comprimento do passo e nem diminuição da rigidez do membro afetado, como esperado (HO *et al.*, 2006). Os autores argumentam sobre a necessidade de investigar os efeitos da FES na marcha de crianças com PC espástica com maior tempo de intervenção. Administração prolongada desse recurso pode promover adaptações musculares e conseqüentemente, impactar na mobilidade dessas crianças. Os músculos se adaptam às demandas que lhe são impostas e a capacidade de produção de força pode aumentar com uso de repetições de atividades que demandam a ação desse grupo muscular (HART *et al.*, 2014). A capacidade impulsiva do membro inferior afetado de crianças com PCU têm relação com a mobilidade, incluindo as atividades de andar, correr e pular (JUNG; HER; KO, 2013).

O presente estudo propõe uma intervenção que inclui o treino de atividades funcionais associado à administração de FES no músculo gastrocnêmio. O treino funcional envolve a prática de atividades que são específicas ao desfecho de interesse e são relevantes para o indivíduo (SALEM; GODWIN, 2009). Alguns estudos têm reportado que a prática de atividades funcionais usadas no dia-a-dia das crianças pode melhorar o desempenho nessas atividades, assim como favorecer outros aspectos da função física, como equilíbrio e coordenação, específicos à tarefa treinada (BLUNDELL *et al.*, 2003; DAMIANO, 2006; SALEM; GODWIN, 2009).

### 1.5 Descrição dos efeitos esperados da intervenção

Em estudos experimentais, a definição prévia da intervenção e a descrição dos efeitos esperados são essenciais para o entendimento dos mecanismos pelos quais a mudança é produzida, dos processos envolvidos na mudança e quais procedimentos ativam ou acentuam esses processos (KAZDIN; NOCK, 2003). Os efeitos esperados do treino de tarefas específicas de locomoção com uso de FES podem ser descritos de acordo com os elementos do modelo proposto por Whyte e Barret (2012) denominado *Treatment Theory*. Neste modelo são especificados os **desfechos-alvo** que podem ser modificados pela intervenção; o **mecanismo de**

**ação** pelo qual é esperado que o tratamento funcione; e os **ingredientes-ativos**, ou seja, os atributos da intervenção que podem influenciar os efeitos almejados (HART *et al.*, 2014; WHYTE; BARRETT, 2012).

Sob a perspectiva do modelo *Treatment Theory*, a intervenção utilizada nessa tese tem os seguintes desfechos-alvo: a função motora grossa, que inclui a capacidade de realizar atividades funcionais como passar de sentado para de pé, subir/descer escadas e andar; e parâmetros da marcha, incluindo velocidade, comprimento do passo e capacidade de gerar potência para impulsão do membro inferior.

O mecanismo de ação da intervenção proposta seria o recrutamento de maior número de unidades motoras do músculo estimulado durante a realização de tarefas relativas à locomoção. Esse maior recrutamento pode ser revelado no aumento da capacidade impulsiva das crianças, melhorando as condições de geração de energia durante a marcha. A corrente elétrica proporcionada pela FES ativa seletivamente um maior número de unidades motoras das fibras musculares do tipo II, que são aquelas em menor proporção nos músculos de crianças com PC comparado às crianças normais (REED, 1997), pelo fato de ela ser administrada em momento de demanda de força impulsiva, nas atividades do treino funcional. Durante a contração muscular normal, primeiro as unidades motoras pequenas são recrutadas e depois as maiores, de acordo com a quantidade de força necessária (HODSON-TOLE; WAKELING, 2009). Em contraste, a estimulação elétrica recruta simultaneamente as unidades motoras maiores, que consistem em sua maior parte de fibras do tipo II (REED, 1997). As unidades motoras são ativadas pela indução de potenciais de ação no nervo motor, que se propagam do neurônio para a placa motora, onde ocorre a despolarização do retículo sarcoplasmático (REED, 1997). O resultado disso é a liberação de íons de cálcio, que permite a sobreposição dos filamentos de actina e miosina do músculo, fazendo-o encurtar (REED, 1997). Em acréscimo, o maior recrutamento de unidades motoras pode promover adaptações teciduais em longo prazo, como aumento da área de secção transversa do músculo. Portanto, o treino de atividades funcionais com estimulação elétrica do músculo gastrocnêmio pode promover ganhos funcionais e também melhorar parâmetros da marcha, por meio do aumento da capacidade impulsiva do músculo estimulado, durante atividades de locomoção.

Outro mecanismo de ação envolvido na intervenção proposta é o aprendizado contextualizado na tarefa funcional. O fato de a criança repetir a demanda de impulsão em diferentes atividades funcionais, i.e., subir escada, subir rampa, ficar na ponta dos pés, entre outras, faz com que ela experimente esse recurso (FES) na realização de diferentes atividades funcionais. A literatura tem demonstrado que quando o aprendizado de determinada habilidade ou componente intrínseco é realizado no contexto da função na qual ele será necessário ou demandado, os ganhos obtidos no desempenho funcional são mais prontamente observados, ao invés de aprender o componente isoladamente da função na qual ele será usado (DAMIANO, 2006; HOFFMAN, 2014). Em acréscimo, o recurso adicional, i.e. FES, pode potencializar a contração do músculo gastrocnêmio, favorecendo o aprimoramento da prática das atividades treinadas durante a intervenção.

Os ingredientes ativos da intervenção incluem a repetição das atividades, as instruções verbais durante a execução da tarefa e o contexto da intervenção (HART *et al.*, 2014). A intervenção direcionada para a prática de atividades funcionais em um contexto lúdico e diversificado promove a motivação da criança e seu envolvimento nas atividades permite a repetição de certos movimentos. As atividades de marcha e subida de degraus, realizadas em ambientes internos e externos, em terrenos com superfície plana ou irregular e em rampas possibilitam variar a prática em um contexto mais próximo do dia-a-dia da criança. Todos esses fatores influenciam os efeitos da intervenção e favorecem o engajamento da criança durante o treino funcional.

O presente estudo propõe uma abordagem centrada no mecanismo de impulsão das crianças com PCU, que se encontra ineficiente durante a realização de tarefas funcionais de mobilidade. Esta abordagem foi sugerida na literatura (FONSECA *et al.*, 2004), mas ainda não tinha sido adequadamente implementada. Para atingir esse objetivo propusemos a realização de atividades funcionais associadas à administração de FES no músculo gastrocnêmio de forma a estimular a ativação desse músculo no momento apropriado, i.e. no momento em que ele deveria gerar força suficiente para a atividade funcional (CARMICK, 1993; COMEAUX *et al.*, 1997). Assim, o efeito sistemático do treino de tarefas específicas associado ao uso da FES na capacidade de impulsionar o membro inferior afetado durante a marcha e outras atividades que demandam a ação do músculo gastrocnêmio foi investigado em crianças com PCU.

## 2 OBJETIVOS

### 2.1. Objetivo geral

O objetivo do presente estudo foi investigar o efeito do treino de tarefas específicas de locomoção associado ao uso de estimulação elétrica funcional durante a impulsão da marcha na mobilidade de crianças com paralisia cerebral unilateral.

### 2.2 Objetivos específicos

Avaliar o efeito do treino de atividades funcionais associadas ao uso de estimulação elétrica funcional no músculo gastrocnêmio durante a impulsão da marcha de crianças com paralisia cerebral unilateral no (a):

- Velocidade da marcha;
- Comprimento do passo do membro inferior estimulado;
- Capacidade de impulsionar o membro inferior afetado durante a marcha;
- Rigidez vertical do membro inferior estimulado;
- Função motora grossa das crianças, que inclui atividades como passar de sentado para de pé, subir/descer degraus e andar.

Avaliar se as possíveis mudanças serão mantidas após a retirada da intervenção, em uma fase de *follow-up*.

### 3 MATERIAIS E MÉTODO

#### 3.1 Delineamento

Estudo experimental de caso único do tipo A-B com *follow-up* (GRAHAM; KARMARKAR; OTTENBACHER, 2012) avaliou mudanças longitudinais na marcha e na função motora grossa de crianças com PCU submetidas ao treino de tarefas funcionais associado à FES no músculo gastrocnêmio. A fase A documentou as medidas basais durante 4 semanas, na fase B foi introduzida a intervenção com duração de 8 semanas e na fase *follow-up* as crianças continuaram a ser avaliadas por mais 4 semanas, para documentação da manutenção dos efeitos proporcionados pela intervenção, mesmo após a retirada desta. Para que fosse possível avaliar a estabilidade do comportamento das variáveis durante a fase de baseline (A) eram necessárias pelo menos oito medidas nesta fase, por isso as crianças foram avaliadas duas vezes por semana, durante quatro semanas. A duração da fase de intervenção foi de oito semanas para que as possíveis mudanças teciduais pudessem ser reveladas, já que a literatura aponta que esse é um intervalo onde essas mudanças podem ocorrer (FOLLAND; WILLIAMS, 2007). Durante a fase de intervenção a frequência de avaliação foi de uma vez por semana, totalizando também oito medidas nessa fase. Durante todo o período do estudo, as crianças continuaram realizando sua rotina e frequentando as terapias de costume (fisioterapia e/ou terapia ocupacional, uma vez por semana) bem como a escola. A coleta de dados foi realizada entre os meses de fevereiro e junho para que nenhuma das fases coincidissem com o período de férias escolares. Os terapeutas foram informados da participação das crianças no estudo e não modificaram o plano de tratamento ao longo desse período, além de não terem submetido as crianças à estimulação elétrica.

#### 3.2 Participantes

Participaram deste estudo quatro crianças (3 meninas e 1 menino) com média de idade 5,8 anos (D.P.=1,3 anos). Elas foram recrutadas na Associação Mineira de Reabilitação em Belo Horizonte (TABELA 1). De acordo com a classificação do padrão de marcha proposta por Winters, Gage e Hicks (1987), duas crianças

apresentavam o padrão tipo I e as outras duas crianças apresentavam o padrão de marcha tipo II (WINTERS; GAGE; HICKS, 1987). Uma das crianças com padrão tipo II (criança 4) apresentava discrepância de comprimento dos membros inferiores, sendo o membro direito 1,5 centímetros menor que o esquerdo. Ela usava uma palmilha dentro do tênis para corrigir essa diferença. Os critérios de inclusão foram: diagnóstico médico de PCU; níveis I ou II do Gross Motor Classification System (GMFCS); capacidade de compreender e responder a comandos verbais simples; apresentar marcha em equino dinâmico no membro inferior afetado; conseguir tolerar a estimulação elétrica; ausência de deformidades e/ou contraturas articulares avaliadas pela movimentação passiva das articulações do quadril, joelho ou tornozelo durante a inspeção clínica inicial; não ter sido submetida à cirurgia ortopédica nos últimos 12 meses e à aplicação de toxina botulínica nos últimos seis meses.

TABELA 1. Características dos participantes

Criança	Idade	Lado afetado	Sexo	GMFCS <sup>a</sup>	Classificação da marcha de crianças com PCU <sup>b</sup>	Magnitude de flexão plantar durante contato inicial <sup>c</sup>
1	4 anos	Esquerdo	Menina	II	II	18°
2	5 anos	Esquerdo	Menina	I	I	11°
3	5 anos	Direito	Menino	I	I	9°
4	7 anos	Direito	Menina	II	II	13°

<sup>a</sup>GMFCS: *Gross Motor Function Classification System*; <sup>b</sup>PCU: paralisia cerebral unilateral; <sup>c</sup>Ângulo medido durante análise cinemática da marcha.

Antes do início do estudo, as crianças e os pais ou responsáveis foram informados sobre os procedimentos, tiveram suas dúvidas esclarecidas e os adultos responsáveis assinaram um formulário de consentimento para participação de seu(u) filho(a) (APÊNDICE A). Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil (CAAE: 2855914.8.00005149) (ANEXO A).

### 3.3 Instrumentos

### 3.3.1 *Gross Motor Function Classification System* (GMFCS)

O sistema GMFCS foi utilizado para caracterizar a amostra quanto ao nível de comprometimento motor (PALISANO *et al.*, 2007). Os cinco níveis da escala ordinal do GMFCS variam de acordo com a capacidade de auto-locomção da criança e com a necessidade de equipamentos de auxílio para locomoção, sendo a definição de cada nível adequada às diferentes faixas etárias. As crianças incluídas no presente estudo foram classificadas nos níveis I (marcha independente sem restrições) e II (marcha independente com limitação em ambientes externos e na comunidade) de acordo com os critérios do GMFCS para a faixa etária de 4 a 6 ou 6 a 12 anos (PALISANO *et al.*, 2007).

### 3.3.2 Classificação do padrão de marcha de Winters, Gage e Hicks (1987)

A classificação do padrão de marcha proposta por Winters, Gage e Hicks (1987) foi utilizada para caracterizar a marcha das crianças participantes do estudo (WINTERS; GAGE; HICKS, 1987). Dados cinemáticos foram utilizados para representar graficamente as curvas de deslocamento do tornozelo, joelho, quadril e pelve no plano sagital durante a marcha de cada criança e estes foram comparados com referência disponível na literatura (RIAD; HAGLUND-AKERLIND; MILLER, 2007). Duas crianças apresentavam o padrão tipo I, ou seja, flexão plantar no contato inicial, dorsiflexão na fase de apoio médio, e sem dorsiflexão além do neutro durante a fase de balanço; e duas crianças apresentavam o padrão de marcha tipo II, com posição em equino de tornozelo durante as fases de apoio e balanço da marcha. Diferentemente de crianças normais, todas as crianças apresentavam alguma magnitude de flexão plantar do tornozelo durante o contato inicial da marcha, obtida a partir do ângulo do tornozelo no momento do contato inicial durante avaliação cinemática da marcha.

### 3.3.3 Avaliação clínica

Antes do início do estudo, foram medidas as amplitudes de movimentos articulares do quadril, joelho e tornozelo do membro inferior afetado, através de um goniômetro e feita análise qualitativa da marcha para verificar se a criança se



encaixava nos critérios para participação no estudo. Todas as crianças apresentavam mais de  $10^\circ$  de dorsiflexão passiva do tornozelo com joelho mantido em extensão e apresentavam marcha em equino dinâmico no membro inferior afetado. Em acréscimo, nenhuma criança tinha sido submetida à cirurgia ortopédica ou à aplicação de toxina botulínica em sua história clínica.

### 3.3.4 Sistema de análise de movimento e plataformas de força

Dados cinemáticos da marcha das crianças foram coletados com o sistema de análise de movimento *Qualisys ProReflex Motion Capture Unit 240®* (Gothenburg, Suécia), com oito câmeras posicionadas em torno de uma passarela de 10 metros de comprimento. O *Qualisys* é um sistema que reconstrói tridimensionalmente a posição de marcadores refletivos posicionados em segmentos corporais do indivíduo, permitindo a mensuração de dados cinemáticos articulares durante a realização de atividades.

O *Qualisys* foi calibrado antes do início de cada coleta de dados para determinar as coordenadas de referência global, por meio de uma estrutura metálica em formato de L. Essa estrutura possui dois marcadores refletivos presos ao eixo mais curto, X, que determinam a direção látero-medial; e dois marcadores refletivos presos ao eixo mais longo, que determinam a direção Y, ou ântero-posterior. Para os procedimentos de calibração, a referência metálica foi colocada sobre o centro da passarela por onde as crianças deambulariam. Uma segunda estrutura, uma batuta em forma de "T", contendo dois marcadores refletivos fixados uma em cada extremidade superior da haste, a uma distância de 751 mm entre eles, foi usada na varredura do volume de interesse. A batuta era movida em todos os planos de movimento dentro desse volume por 40 segundos, permitindo assim gerar os dados que determinassem a localização e orientação das oito câmeras. Foram permitidos erros de desvio padrão menores que 1,5 mm. A frequência de captação dos dados foi de 100 Hz.

Duas plataformas de força AMTI® (*Advanced Mechanical Technology*, modelo OR6-6, Watertown, MA, USA) embutidas na passarela e sincronizadas ao sistema *Qualisys*, forneceram dados da força de reação de solo verticais, ântero-posteriores e médio-laterais necessários para o cálculo de dados cinéticos. A sincronização da plataforma com o sistema de análise de movimento era feita por meio de um sistema

de aquisição analógico com 16 canais. As coordenadas da plataforma de força alinhadas com as coordenadas do sistema *Qualisys* permitiram que os dados cinemáticos e cinéticos fossem extraídos usando o mesmo sistema de referência. A FIGURA 3 mostra a disposição das duas plataformas de força embutidas no centro da passarela.

FIGURA 3 - Disposição das plataformas de força.



### 3.3.5 Medidas antropométricas

Medidas de massa corporal e estatura, necessárias para o processamento dos dados cinemáticos e cinéticos, foram registradas três vezes ao longo do estudo, no início de cada uma das fases. A massa corporal das crianças foi medida com uma balança digital e a estatura com uma fita métrica fixada na parede.

### 3.3.6 *Gross Motor Function Measure* (GMFM-66)

A função motora grossa foi avaliada com o teste *Gross Motor Function Measure* (GMFM-66) (ANEXO B). Trata-se de um instrumento que informa a quantidade de atividade motora grossa que a criança com PC é capaz de executar, mas não sobre a qualidade do desempenho. Foi utilizada a versão reduzida de 66 itens, sendo estes distribuídos em cinco dimensões: (A) Deitar e rolar; (B) Sentar; (C) Engatinhar e ajoelhar; (D) De pé; (E) Andar, correr e pular (RUSSELL *et al.*, 2000). Para o presente estudo foram aplicadas somente as dimensões D e E, pois todas as crianças possuíam marcha independente. A pontuação de cada item é

baseada em uma escala de quatro pontos que descreve quanto da atividade a criança consegue desempenhar: 0- não inicia; 1- inicia (menos de 10% da tarefa); 2- parcialmente completa (mais de 10% e menos de 100% da tarefa) e 3- completa (100% da tarefa). Para a versão de 66 itens existe um programa de pontuação específico, o Estimador de Habilidade Motora Grossa (GMAE), que converte as pontuações dos itens da GMFM em pontuação *Rash* (RUSSELL *et al.*, 2011).

### 3.3.7 Aparelho de estimulação elétrica

O aparelho *Respond Select* (Empi Inc, St Paul, MN, USA), com um disparador remoto, foi utilizado para aplicar a corrente elétrica no músculo gastrocnêmio do membro inferior afetado em momento específico na fase de impulsão da marcha, durante a realização das atividades propostas.

## 3.4 Procedimentos

Todos os participantes foram submetidos a duas avaliações semanais da marcha durante as fases A e *follow-up* e uma avaliação semanal durante a fase B, totalizando 24 avaliações, sendo oito em cada uma das fases. A primeira avaliação correspondeu ao início da primeira fase A e a última avaliação correspondeu ao término do *follow-up*. Durante as avaliações as crianças usaram apenas biquíni (duas peças) ou sunga e ficaram descalças. Durante a fase B, a marcha das crianças foi avaliada uma vez por semana, antes da sessão de intervenção desse dia.

As variáveis dependentes do estudo incluíram parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha e a função motora grossa. Especificamente, as variáveis mensuradas semanalmente foram velocidade de marcha, comprimento do passo, torque impulsivo do membro inferior durante a marcha, pico de geração de potência do tornozelo e do quadril durante a fase de apoio terminal da marcha e rigidez vertical do membro inferior, bilateralmente. A função motora grossa foi avaliada com as dimensões D e E do teste *Gross Motor Function Measure* (GMFM) em quatro momentos do acompanhamento longitudinal, ou seja, imediatamente antes das fases A, B e *follow-up* e no final do *follow-up*.

Os segmentos corporais da criança foram identificados por meio de marcadores refletivos anatômicos e de rastreamento para posterior criação do modelo biomecânico de corpos rígidos no *software* Visual 3D® (C-Motion, Rockville, USA). Marcadores passivos esféricos, de 15 mm de diâmetro, foram fixados por meio de fita adesiva dupla-face nas superfícies anatômicas correspondentes a: osso frontal (glabella), manúbrio do esterno, apêndice xifoide, vértebra T12, e bilateralmente em: osso temporal (à frente da orelha), processo do acrômio, terço médio-lateral do braço, epicôndilo lateral do cotovelo, cabeça do rádio, ulna, crista ilíaca, trocânter maior, epicôndilo lateral e medial do fêmur, maléolo lateral e medial, cabeça do primeiro e quinto metatarsos, calcâneo (ponto mais proeminente da tuberosidade). Em acréscimo, *clusters* rígidos, com quatro marcadores refletivos cada, foram fixados na pelve (região sacral) e bilateralmente no terço médio-lateral da coxa e da perna para rastreamento da trajetória dos segmentos corporais (FIGURA 4). Os marcadores anatômicos foram utilizados para determinar o comprimento de cada segmento, a localização dos eixos articulares e a orientação das coordenadas de cada segmento (CAPPOZZO *et al.*, 2005). Os marcadores de rastreamento foram utilizados para rastrear a trajetória de cada segmento durante o movimento (CAPPOZZO *et al.*, 2005). A colocação de todos os marcadores refletivos e dos *clusters* rígidos foi realizada pela mesma pesquisadora em todas as coletas das crianças.

FIGURA 4- Disposição dos marcadores refletivos nas visões anterior e lateral direita.



Cada criança foi instruída a permanecer por 10 segundos em pé no centro do volume calibrado para a primeira captura de sinal pelo sistema de análise de movimento, necessária para criação posterior do modelo biomecânico de corpos rígidos. Durante esse período de tempo a criança deveria permanecer com os dois pés totalmente apoiados no chão. Cada criança foi solicitada a andar em velocidade confortável sobre uma passarela de 10 metros, por pelo menos 10 vezes; com limite máximo de 20 tentativas. Foram consideradas somente as tentativas nas quais uma passada completa (dois contatos sucessivos do mesmo pé) foi capturada para ambos os lados do corpo. Além disso, cada pé deveria pisar em uma única plataforma de força. As crianças não sabiam que deveriam pisar isoladamente com o pé na plataforma de força, por isso o ponto de partida para cada tentativa era ajustado de maneira a favorecer a passada de forma adequada.

Dois examinadores previamente treinados, com nível aceitável de concordância inter e intra-examinador ( $Kappa > 85\%$ ), participaram da avaliação da função motora grossa. O primeiro aplicou a GMFM em todas as fases do estudo. As avaliações foram filmadas para que o segundo examinador pontuasse os itens ao final do estudo. Esse examinador foi cegado quanto a qual das avaliações se referia cada filmagem.

### 3.5 Intervenção

A fase de intervenção (B) incluiu um programa de treino de tarefas funcionais associado ao uso de FES por oito semanas, 50 minutos por dia, três vezes por semana. Um terapeuta treinado, familiarizado com o uso de FES e com experiência de mais de 10 anos na reabilitação de crianças com disfunções neurológicas, administrou a intervenção. Este terapeuta não participou da aplicação e pontuação do GMFM, nem processou os dados cinéticos e cinemáticos para obtenção das variáveis relacionadas à marcha das crianças. As tarefas foram: passar de sentado para de pé; alcançar um objeto no alto de forma a realizar flexão plantar de tornozelo a partir da postura de pé e voltar à posição inicial com o calcanhar encostado no chão; subir e descer de um banco e também degraus da escada e andar em superfícies planas e em rampas (FIGURA 5). O tempo da sessão era dividido em aproximadamente 10 minutos para cada atividade funcional descrita acima, sendo

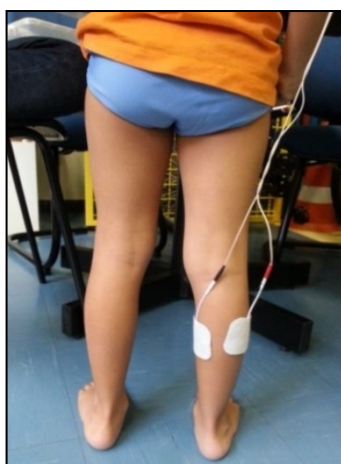
reservados 20 minutos para o treino de marcha. O aparelho *Respond Select* (Empi Inc, St Paul, MN, USA), com um disparador remoto, foi utilizado para aplicar a corrente elétrica no músculo gastrocnêmio do membro inferior afetado em momento específico na fase de impulsão da marcha, durante a realização das atividades propostas. Especificamente, a corrente era disparada pelo terapeuta no início da transferência de sentado para de pé, quando a criança impulsionava o corpo para se levantar; durante todo o intervalo de tempo no qual a criança permanecia em flexão plantar para alcançar um objeto no alto; no momento em que ela se impulsionava para subir o banco ou degrau da escada e durante a fase de impulsão da marcha, quando o calcanhar se elevava, iniciando a impulsão do membro inferior para a fase de balanço. O treino funcional incluiu brincadeiras como montar quebra-cabeças, objetos de encaixe, jogo da memória, dentre outras. A terapeuta dava instruções verbais para que a criança repetisse as atividades, descarregando peso sobre o membro inferior afetado e encorajava a criança a cumprir todas as tarefas.

FIGURA 5- Atividades funcionais treinadas durante a intervenção.



Dois eletrodos adesivos foram colocados na parte posterior da perna afetada, nas regiões correspondentes às cabeças medial e lateral do músculo gastrocnêmio. O eletrodo lateral era posicionado em uma altura superior à do medial para corresponder melhor à posição anatômica do ponto motor da cabeça lateral do gastrocnêmio (FIGURA 6). Para familiarização da criança com o procedimento, foi permitido a ela ativar o aparelho de estimulação elétrica, com o disparador manual em suas mãos. No primeiro dia de intervenção, a frequência de estímulo foi ajustada em 7 pulsos por segundo (pps) e a intensidade foi aumentada até provocar a contração muscular visível, de forma a localizar o melhor posicionamento dos eletrodos (CARMICK, 1997). Após determinação do posicionamento dos eletrodos, a intensidade foi diminuída e a frequência de estímulo ajustada para 26 a 30pps para atingir uma contração muscular tetânica suave suficiente para mover a articulação do tornozelo em flexão plantar (REED, 1997). A corrente elétrica utilizada foi a simétrica, com duração do pulso de 300 microssegundos e a intensidade (amplitude da corrente em mil amperes) foi ajustada de forma individualizada conforme a tolerância de cada criança, com limite máximo de 40 mil amperes. A tolerância era verificada através do aumento gradativo da intensidade da corrente até que esta provocasse contração muscular visível, enquanto isso a criança era questionada se estava tudo bem, se ela estava sentindo algum incômodo e se ela conseguia fazer as atividades com aquela intensidade.

FIGURA 6- Posicionamento dos eletrodos adesivos sobre o músculo gastrocnêmio do membro inferior afetado.



Todas as crianças que participaram do estudo usavam órtese curta articulada no membro inferior afetado de forma rotineira, por meio período do dia. Antes do início do estudo, as crianças compareceram à Oficina Ortopédica do Centro de Reabilitação que frequentavam para que um ortético fizesse um recorte nas bordas laterais da órtese de todas as crianças, de forma a permitir o movimento de extensão dos artelhos durante a fase de apoio terminal da marcha. Entretanto, durante a intervenção as crianças realizaram a maioria das atividades descalças, exceto a marcha que foi realizada com tênis e sem a órtese.

### 3.6 Redução e processamento dos dados

Foram selecionadas dez passadas válidas de cada criança em cada dia de avaliação, sendo cinco começando com o pé direito e as outras cinco com o esquerdo. Para ser selecionada, a passada deveria ter um único pé pisando em cada uma das duas plataformas de força. A posição dos marcadores foi capturada com o *software* do *Qualisys Track Manager*<sup>®</sup>, tanto na coleta de dados na posição ortostática estática, que serve como padrão referência para construção dos segmentos corporais, quanto para a dinâmica. Dados do posicionamento tridimensional de cada marcador e da plataforma de força (força de reação do solo) de cada passada foram exportados para o *software* *Visual3D*<sup>®</sup> para serem processados. O processamento seguiu os seguintes passos: construção do modelo biomecânico para cada criança baseado na posição dos marcadores de referência capturada durante a coleta estática e aplicação desse modelo aos arquivos dinâmicos; filtragem com filtro de *Butterworth* de quarta ordem com uma frequência de corte de 5Hz para dados cinemáticos (HO *et al.*, 2006) e de 10Hz para dados cinéticos; interpolação polinomial de segunda ordem dos marcadores nos quadros em que não estavam visíveis, até um máximo de 10 quadros consecutivos; identificação dos eventos de marcha, contato inicial e a retirada do pé, através dos dados da plataforma de força, delimitando-se a fase de apoio da marcha. A frequência de corte para os dados cinemáticos e cinéticos foi determinada a partir da análise residual dos dados coletados.

O modelo biomecânico incluiu os seguintes segmentos corporais: cabeça, tronco, braços, antebraços, pelve, coxas, pernas e pés. As massas dos segmentos foram estimadas de acordo com as relações entre massa do segmento corporal com



a massa corporal total, descritas por Jensen (1986). O comprimento de cada segmento foi definido por meio de marcadores refletivos fixados na extremidade proximal e distal de cada segmento corporal. As propriedades inerciais de todos os segmentos foram estimadas de acordo com a massa de cada segmento e sua forma geométrica (HANAVAN, 1964). Os segmentos corporais foram construídos e rastreados a partir dos marcadores refletivos colocados na criança da seguinte forma:

- Cabeça - Parte proximal: marcadores refletivos colocados sobre os acrômios direito e esquerdo. Parte distal: a origem desse segmento (0.130833) estava localizada na projeção do marcador colocado sobre a glabella na linha virtual entre os marcadores do osso temporal direito e esquerdo (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015b). Marcadores de rastreamento: osso frontal (glabella) e osso temporal direito e esquerdo.
- Braço - Parte proximal: centro articular do ombro, criado a partir do plano definido por marcador reflexivo colocado sobre o acrômio e pelo segmento tronco ( $0.09 * \text{distância entre os acrômios direito e esquerdo}$ ). Parte distal: centro articular do cotovelo (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015c). Marcadores de rastreamento: acrômio, 1/3 médio do braço, e epicôndilo lateral do cotovelo.
- Antebraço - Parte proximal: centro articular do cotovelo (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015c). Parte distal: marcadores colocados sobre cabeça do rádio e da ulna. Marcadores de rastreamento: marcador virtual (centro articular do cotovelo) e cabeça do rádio e da ulna.
- Tórax/abdômen - Parte proximal: marcadores colocados sobre a crista ilíaca direita e esquerda. Parte distal: acrômio direito e esquerdo (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015b). Marcadores de rastreamento: acrômio direito e esquerdo, manúbrio do esterno, apêndice xifoide e vértebra T12.
- Pelve - Parte proximal: marcadores colocados sobre crista ilíaca direita e esquerda. Parte distal: marcadores colocados sobre trocânter maior do fêmur direito e esquerdo (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015b). Marcadores de rastreamento: 4 marcadores do *cluster* colocado sobre a pelve, na base do sacro.

- Coxa - Parte proximal: origem definida lateralmente pelo marcador colocado sobre o trocânter maior do fêmur e medialmente por marcador virtual, cuja posição foi determinada pela distância entre trocânter maior do fêmur direito ao esquerdo dividido por 4 (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015b). Parte distal: marcadores refletivos colocados sobre os epicôndilos lateral e medial do fêmur. Marcadores de rastreamento: 4 marcadores do *cluster* afixado na parte lateral da coxa.
- Perna - Parte proximal: marcadores colocados sobre epicôndilos lateral e medial do fêmur. Parte distal: marcadores colocados sobre os maléolos lateral e medial (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015b). Marcadores de rastreamento: 4 marcadores do *cluster* afixado na parte lateral da perna.
- Pé - Foram criados dois segmentos para o pé, um para a análise cinética e outro para a análise cinemática dos dados, sendo este último denominado pé virtual.
  - Segmento para análise cinética: Parte proximal: marcadores colocados sobre os maléolos lateral e medial. Parte distal: marcadores colocados sobre as cabeças do primeiro e quinto metatarsos. Marcadores de rastreamento: calcâneo e cabeça do primeiro e quinto metatarsos.
  - Segmento para análise cinemática: Uma vez que os marcadores dos maléolos são mais altos que os marcadores dos metatarsos, criando uma falsa flexão plantar, foi criado o segmento pé virtual, com marcadores virtuais que alinhassem o segmento de modo que este ficasse paralelo ao chão do laboratório (VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION, 2015a). Marcas de rastreamento: calcâneo e cabeça do primeiro e quinto metatarsos.

Os ângulos das seguintes articulações no plano sagital foram criados: tornozelo, definido como o movimento do pé virtual em relação à perna; joelho, definido como o movimento da perna em relação à coxa; quadril, definido como o movimento da coxa em relação à pelve. Dados angulares também foram calculados para o ângulo entre um vetor formado pelo centro de massa e o marcador do tornozelo e outro vetor correspondendo com a vertical. Para a criação desses ângulos, foi utilizada a seguinte sequência de Cardan: eixo látero-medial, eixo ântero-posterior e eixo súpero-inferior. O momento articular foi definido considerando a articulação como sendo a extremidade proximal do segmento distal à articulação, definida anatomicamente. Dessa forma, o tornozelo é a parte proximal do segmento

pé, criado para análise cinética; o joelho é a parte proximal da perna; o quadril é a parte proximal da coxa. Em acréscimo, o momento articular foi calculado com base no sistema de coordenadas do segmento proximal à articulação. Os momentos articulares foram calculados utilizando os procedimentos da dinâmica inversa e normalizados pela velocidade da marcha de cada criança em cada avaliação.

A velocidade de marcha foi calculada a partir da velocidade linear de progressão anterior do centro de massa, no plano sagital. O comprimento do passo foi calculado pela distância entre os marcadores do calcâneo fixados em cada pé, no plano sagital.

A geração de potência do tornozelo e do quadril foi calculada como a área positiva sob a curva durante a fase de apoio terminal da marcha nos respectivos gráficos de potência, obtidos dos dados cinéticos. A geração de potência de flexão plantar do tornozelo foi representada como A2 e a geração de potência de flexão de quadril como H3 (ISHIHARA; HIGUCHI, 2014). A razão de geração de potência tornozelo/quadril (razão A2/ H3) caracteriza a potência do tornozelo em relação ao quadril durante a fase de apoio terminal da marcha (ISHIHARA; HIGUCHI, 2014). Os picos de geração de potência articular do tornozelo e do quadril durante a fase de apoio terminal da marcha foram calculados a partir do produto da velocidade angular com o momento de força articular. A rigidez vertical na fase de apoio da marcha foi calculada de acordo com método utilizado por Fonseca *et al.* (2004): rigidez vertical =  $a/y$  (FONSECA *et al.*, 2004). Nesta equação, “a” representa a aceleração vertical do centro de massa e “y” representa o deslocamento vertical do centro de massa do corpo. Por regressão linear, foi determinada a curva aceleração/deslocamento, cuja inclinação representa a rigidez vertical do membro inferior.

Cálculos do torque impulsivo de cada criança foram feitos de acordo com método proposto por Fonseca *et al.* (2001) utilizando os dados cinemáticos para a aceleração, velocidade e deslocamento do centro de massa do corpo (FONSECA *et al.*, 2001). De acordo com este modelo, o comportamento da criança durante a marcha foi representado pelo torque resultante ( $mL^2\ddot{\theta}$ ) agindo sobre um pêndulo invertido, cuja massa está localizada no centro de gravidade da criança e cujo eixo de rotação está localizado no tornozelo. O torque resultante foi calculado de acordo com a seguinte equação:

$$mL^2\ddot{\theta}_d = F_d(\theta_u, \dot{\theta}_u)L \cos \theta_u - c\dot{\theta}_u(b \cos \theta_u)^2 - Kb \sin \theta_u b \cos \theta_u + mLg \sin \theta_d$$

onde:  $m$  é a massa do corpo da criança,  $L$  é o comprimento equivalente do pêndulo (distância do eixo de rotação da perna de suporte (tornozelo) ao centro de massa do corpo),  $\ddot{\theta}$  é a aceleração angular,  $\dot{\theta}$  é a velocidade angular e  $\theta$  é o deslocamento angular;  $K$  é a constante elástica da mola,  $b$  é a altura da mola e  $g$  é a constante gravitacional.

Nesta equação:  $mL^2\ddot{\theta}_d$  representa o torque resultante no tornozelo,  $F_d(\theta_u, \dot{\theta}_u)L\cos\theta_u$  é o torque impulsivo produzido durante a impulsão,  $c\dot{\theta}_u(b\cos\theta_u)^2$  é o torque dissipativo,  $Kb\sin\theta_u b\cos\theta_u$  é o torque elástico e  $mLg\sin\theta_d$  é o torque gravitacional. O torque impulsivo do membro inferior que impulsiona o centro de massa é calculado do início da impulsão, i.e. momento em que o tornozelo inicia a flexão plantar, até a retirada dos dedos. Devido à natureza da marcha em pêndulo invertido, o torque impulsivo do membro inferior que impulsiona interage com os torques elástico e gravitacional do membro inferior que está na fase de apoio (FONSECA *et al.*, 2001).

O torque impulsivo, a rigidez vertical e as variáveis relacionadas à potência articular foram normalizados pela velocidade da marcha apresentada pela criança no respectivo dia de avaliação, para eliminar a influência da mudança longitudinal da velocidade nestas variáveis.

### 3.7 Análise dos dados

As médias dos valores obtidos por cada criança (10 tentativas) em cada dia de coleta foram plotadas em gráficos para as diferentes variáveis dependentes do estudo. O coeficiente de auto-correlação foi calculado para cada variável entre as fases de baseline e intervenção para determinar se havia dependência serial dos dados (NOURBAKSH; OTTENBACHER, 1994). Caso os dados não mostrassem dependência serial, o método banda de 2 desvios-padrão foi utilizado para detectar diferenças entre as fases baseline e intervenção e entre as fases intervenção e *follow-up*. Para isso, duas linhas horizontais localizadas 2 desvios-padrão acima e abaixo da média para a primeira fase foram desenhadas ao longo da primeira e segunda fase. A significância estatística foi determinada quando pelo menos 2

pontos consecutivos localizaram-se fora da banda de dois desvios-padrão (NOURBAKHSH; OTTENBACHER, 1994). (APÊNDICE B).

Com o intuito de avaliar se as crianças apresentaram mudanças na função motora grossa na fase pré-intervenção, os escores do GMFM-66 das medidas 1 (antes da fase A) e 2 (final da fase A) foram comparados. Além disso, para investigar o efeito da intervenção na função motora grossa das crianças, os resultados da pontuação do GMFM foram comparados entre as medidas 1 e 3; 2 e 3; 1 e 4; 2 e 4, sendo a medida 3 o final da fase B e a medida 4 o final do *follow-up*. O software Estimador de Habilidade Motora Grossa (GMAE) calculou a pontuação e o intervalo de confiança da primeira medida e depois comparou a pontuação obtida na segunda medida, para identificar se a mudança do escore foi além dos limites do intervalo de confiança anterior (i.e. da primeira medida) (PALISANO *et al.*, 2007). Dessa forma foi possível inferir se a mudança observada entre dois momentos foi estatisticamente significativa, conforme recomenda o Manual do GMFM-66 (RUSSELL *et al.*, 2011).

#### 4 ARTIGO

*A ser submetido, após tradução, para um periódico internacional.*

**Título:** Treino de tarefas funcionais associado à estimulação elétrica de gastrocnêmio melhora a mobilidade de crianças com paralisia cerebral espástica unilateral: desenho experimental de caso único.

## Resumo

**Introdução:** Crianças com paralisia cerebral unilateral (PCU) andam mais devagar do que crianças normais e têm dificuldade para realizar atividades como subir/descer escadas, correr e saltar. Seu padrão de marcha é, principalmente, atribuído à capacidade propulsiva reduzida dos músculos flexores plantares durante a marcha. **Objetivo:** Investigar o efeito de um treino funcional orientado à tarefa associado à estimulação elétrica funcional do músculo gastrocnêmio (FES) durante a impulsão da marcha na mobilidade de crianças com PCU. **Desenho:** Experimental de caso único do tipo A-B com *follow-up*; fase A (4 semanas), fase B: intervenção (8 semanas) e fase de *follow-up* (4 semanas). **Métodos:** Dados cinemáticos e cinéticos da marcha de quatro crianças com PCU (3 meninas e 1 menino, média de idade: 5,8 anos) foram sistematicamente medidos, totalizando 24 avaliações. A função motora grossa foi avaliada com o teste *Gross Motor Function Measure* (GMFM) em quatro momentos do acompanhamento longitudinal. A intervenção consistiu na administração de um treino funcional orientado a tarefas associado à FES no músculo gastrocnêmio durante oito semanas, 50 minutos/dia, três vezes por semana. As atividades funcionais incluíram passar de sentado para de pé; alcançar um objeto no alto de forma a realizar flexão plantar de tornozelo a partir da postura de pé; subir e descer de um banco e também degraus da escada e andar em superfícies planas e em rampas. O método de banda de dois desvios-padrão comparou os dados de velocidade de marcha, comprimento do passo, torque impulsivo do membro inferior durante a marcha, pico de geração de potência do tornozelo e do quadril durante a fase de apoio terminal da marcha e rigidez vertical do membro inferior entre as fases. O *software* Estimador de Habilidade Motora Grossa (GMAE) comparou as medidas da função motora grossa. **Resultados:** três

crianças apresentaram aumento da velocidade da marcha e do comprimento do passo. Todas as crianças apresentaram aumento no torque impulsivo durante a intervenção, o qual foi mantido durante o *follow-up*. Três crianças apresentaram aumento do pico de geração de potência no tornozelo e a mudança na rigidez vertical diferiu entre as crianças. Todas as crianças apresentaram melhora da função motora grossa ao final do estudo. **Limitações:** As avaliações foram realizadas com as crianças descalças, portanto não é possível inferir o quanto o padrão de marcha apresentado se aproxima do padrão de marcha das crianças usando a órtese e o calçado. A força muscular dos flexores plantares não foi avaliada antes e após a intervenção. **Conclusão:** A intervenção proporcionou às crianças um padrão de locomoção diferente daquele que cada uma delas estava acostumada, uma vez que elas experimentaram andar com um recurso adicional provido pela FES, o que impactou a capacidade das crianças de realizar atividades como subir/descer degraus, correr e pular.

Palavras-chave: paralisia cerebral; mobilidade; estimulação elétrica

---



## 1. Introdução

Crianças com paralisia cerebral unilateral (PCU) espástica andam mais devagar do que crianças normais<sup>1-3</sup> e apresentam dificuldade para desempenhar atividades mais complexas de mobilidade, como subir/descer escadas, correr e saltar.<sup>4</sup> Essas limitações parecem estar relacionadas, principalmente, a uma menor capacidade em gerar força para a impulsão durante a locomoção.<sup>5-7</sup> Em acréscimo, elas apresentam menor capacidade de realizar trabalho mecânico e menor geração de potência no tornozelo do membro afetado quando comparado ao membro não afetado ou às crianças normais.<sup>2,3,8</sup> Estas alterações decorrem do fato de que os músculos flexores plantares, normalmente afetados nas crianças com PCU, têm papel essencial na fase de apoio terminal e pré-balanço da marcha, agindo na impulsão de todo o membro inferior.<sup>9</sup>

A ocorrência de certos padrões de locomoção em crianças com PCU parece estar relacionada com algumas mudanças morfológicas, tais como o encurtamento muscular e o aumento da rigidez muscular passiva.<sup>10,11</sup> Estas mudanças refletem adaptações resultantes da necessidade de se garantir mobilidade, em face de ausência de impulsão adequada.<sup>5</sup> Neste sentido, crianças com PCU podem tirar vantagem da rigidez aumentada do membro inferior afetado para compensar a capacidade reduzida de geração de potência durante a fase de impulsão desse membro na marcha.<sup>5</sup> Assim, programas de reabilitação voltados para melhorar a qualidade da marcha dessa população devem objetivar modificar a capacidade de gerar força impulsiva, possibilitando a emergência de um padrão de locomoção mais eficiente.

Algumas estratégias terapêuticas comumente utilizadas em crianças com PCU agravam o problema da fraqueza muscular dos flexores plantares, incluindo o

uso de órteses,<sup>12</sup> a aplicação de toxina botulínica<sup>13</sup> e a cirurgia para alongamento do tendão do calcâneo.<sup>14,15</sup> Por outro lado, o treino de força muscular do músculo tríceps sural é ainda pouco recomendado.<sup>16,17</sup> O principal alvo de programas de fortalecimento muscular para crianças com PCU tem sido o músculo tibial anterior,<sup>18</sup> o que provavelmente está relacionado ao pressuposto de que crianças com PCU andam em flexão plantar por suposta fraqueza desta musculatura e por hiperatividade do músculo tríceps sural. Contrariando este pressuposto, o músculo tríceps sural dessas crianças não está hiperativo, uma vez que há um menor recrutamento de unidades motoras durante a contração muscular.<sup>19</sup> A fraqueza desse músculo é mais pronunciada do que a do tibial anterior, quando comparado à força muscular de crianças normais.<sup>20</sup> Dessa forma, o fortalecimento funcional do tríceps sural seria um procedimento mais apropriado para prover a força necessária para uma impulsão adequada durante a locomoção de crianças com PCU.

O presente estudo propõe uma abordagem centrada no mecanismo de impulsão das crianças com PCU, que se encontra ineficiente durante a realização de tarefas funcionais de mobilidade. Esta abordagem foi sugerida na literatura,<sup>5</sup> mas ainda não foi adequadamente implementada. Para atingir esse objetivo, propomos o treino de atividades relativas à locomoção associado à administração de estimulação elétrica funcional (FES) no músculo gastrocnêmio, de forma a estimular a ativação desse músculo no momento apropriado, i.e. no momento em que ele deveria gerar força suficiente para a atividade funcional.<sup>16,21</sup> Há na literatura diversos estudos sobre o uso de FES para melhora da marcha de crianças com paralisia cerebral (PC).<sup>22,23</sup> Entretanto, na maioria desses estudos, o subtipo clínico avaliado foi de crianças com PC bilateral e o músculo estimulado foi o tibial anterior com o objetivo de aumentar a dorsiflexão do tornozelo durante a fase de balanço da marcha<sup>24-26</sup>

e/ou aumentar a amplitude de movimento de dorsiflexão do tornozelo no contato inicial.<sup>27-30</sup> Assim, o efeito sistemático do uso da FES associado ao treino de tarefas específicas na capacidade de impulsionar o membro inferior afetado durante atividades que demandam a ação do músculo tríceps sural ainda precisa ser investigado em crianças com PCU. O objetivo do presente estudo foi investigar se a realização de tarefas funcionais associada à estimulação elétrica funcional do músculo gastrocnêmio aumenta a velocidade de marcha, o comprimento do passo, a capacidade de impulsionar o membro inferior afetado durante a marcha e a função motora grossa de crianças com PCU. Além disso, propomos investigar se essas mudanças são mantidas após a retirada da intervenção em uma fase de *follow-up*.

## **2. Método**

### *2.1 Desenho*

Estudo experimental de caso único do tipo A-B com *follow-up*<sup>31</sup> avaliou mudanças longitudinais na marcha e na função motora grossa de crianças com PCU submetidas ao treino de tarefas funcionais associado à FES no músculo gastrocnêmio. A fase A documentou as medidas basais durante quatro semanas, na fase B foi introduzida a intervenção com duração de oito semanas e na fase *follow-up* as crianças continuaram a ser avaliadas por mais quatro semanas, para documentação da manutenção dos efeitos proporcionados pela intervenção, mesmo após a retirada desta. Durante todo o período do estudo as crianças continuaram realizando sua rotina e frequentando as terapias de costume (fisioterapia e/ou terapia ocupacional, 1 vez por semana) bem como a escola. Os terapeutas foram informados da participação das crianças no estudo e não modificaram o plano de

tratamento ao longo desse período, além de não terem submetido as crianças à estimulação elétrica.

## *2.2 Participantes*

Participaram deste estudo quatro crianças (3 meninas e 1 menino) com média de idade 5,8 anos (D.P.=1,3 anos), recrutadas em um Centro de Reabilitação (Tabela 1). De acordo com a classificação do padrão de marcha proposta por Winters, Gage e Hicks,<sup>32</sup> duas crianças apresentavam o padrão tipo I, ou seja, envolvimento do tornozelo sem dorsiflexão além do neutro durante a fase de balanço; e duas crianças apresentavam o padrão de marcha tipo II, com posição em equino de tornozelo durante as fases de apoio e balanço da marcha. Uma das crianças com padrão tipo II (criança 4) apresentava discrepância de comprimento dos membros inferiores, sendo o membro direito 1,5 centímetros menor que o esquerdo. Ela usava uma palmilha dentro do tênis para corrigir essa diferença. Os critérios de inclusão foram: diagnóstico médico de PCU; níveis I ou II do Gross Motor Classification System (GMFCS);<sup>33</sup> capacidade de compreender e responder a comandos verbais simples; apresentar marcha em equino dinâmico no membro inferior afetado; conseguir tolerar a estimulação elétrica; ausência de deformidades e/ou contraturas articulares avaliadas pela movimentação passiva das articulações do quadril, joelho ou tornozelo durante a inspeção clínica inicial; não ter sido submetida à cirurgia ortopédica nos últimos 12 meses e à aplicação de toxina botulínica nos últimos seis meses.

Antes do início do estudo, as crianças e os pais ou responsáveis foram informados sobre os procedimentos, tiveram suas dúvidas esclarecidas e os adultos responsáveis assinaram um formulário de consentimento para participação de seu(u) filho(a). Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da

Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil (CAAE: 2855914.8.00005149).

Tabela 1. Características dos participantes

Criança	Idade	Lado afetado	Sexo	GMFCS <sup>a</sup>	Classificação da marcha de crianças com PCU <sup>b</sup>	Magnitude de flexão plantar durante contato inicial <sup>c</sup>
1	4 anos	Esquerdo	Menina	II	II	18°
2	5 anos	Esquerdo	Menina	I	I	11°
3	5 anos	Direito	Menino	I	I	9°
4	7 anos	Direito	Menina	II	II	13°

<sup>a</sup>GMFCS: Gross Motor Function Classification System; <sup>b</sup>PCU: paralisia cerebral unilateral; <sup>c</sup>Ângulo medido durante análise cinemática da marcha.

### 2.3 Medidas e Procedimentos

Todos os participantes foram submetidos a duas avaliações semanais da marcha durante as fases A e *follow-up* e uma avaliação semanal durante a fase B, totalizando 24 avaliações (oito avaliações em cada fase). A primeira avaliação correspondeu ao início da primeira fase A e a última avaliação correspondeu ao término do *follow-up*. Durante as avaliações as crianças usaram apenas biquíni (duas peças) ou sunga e ficaram descalças.

As variáveis dependentes do estudo incluíram parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha e a função motora grossa. Especificamente, as variáveis mensuradas semanalmente foram velocidade de marcha, comprimento do passo, torque impulsivo do membro inferior durante a marcha, pico de geração de potência do tornozelo e do quadril durante a fase de apoio terminal da marcha e rigidez vertical do membro inferior, bilateralmente. A função motora grossa foi avaliada com o teste *Gross Motor Function Measure* (GMFM)<sup>34</sup> em quatro momentos do

acompanhamento longitudinal, ou seja, imediatamente antes das fases A, B e *follow-up* e no final do *follow-up*.

Dados cinemáticos da marcha das crianças foram coletados com o sistema de análise de movimento *Qualisys ProReflex Motion Capture Unit 240*® (Gothenburg, Suécia), com oito câmeras posicionadas em torno de uma passarela de 10 metros de comprimento. A frequência de coleta foi de 100Hz. Duas plataformas de força *AMTI*® (*Advanced Mechanical Technology*, modelo OR6-6, Watertown, MA, USA) embutidas na passarela e sincronizadas ao sistema *Qualisys*, forneceram dados da força de reação de solo verticais, ântero-posteriores e médio-laterais necessários para o cálculo da área sob a curva de potência do tornozelo e do quadril, do pico de geração de potência articular do tornozelo e do quadril e para a identificação dos eventos da marcha.

Marcadores refletivos passivos foram fixados por meio de fita adesiva dupla-face nas superfícies anatômicas correspondentes a: osso frontal (glabella), manúbrio do esterno, apêndice xifoide, vértebra T12, e bilateralmente em: osso temporal (à frente da orelha), processo do acrômio, terço médio-lateral do braço, epicôndilo lateral do cotovelo, cabeça do rádio, ulna, crista ílfaca, trocânter maior, epicôndilos lateral e medial do fêmur, maléolo lateral e medial, cabeça do primeiro e quinto metatarsos, calcâneo (ponto mais proeminente da tuberosidade). Em acréscimo, clusters rígidos, com quatro marcadores refletivos cada, foram fixados na pelve (região sacral) e bilateralmente no terço médio-lateral da coxa e da perna para rastreamento da trajetória dos segmentos corporais.

Cada criança era instruída a permanecer por 10 segundos em pé, mantendo os pés apoiados no chão, no centro do volume calibrado para a coleta estática, necessária para definição dos segmentos anatômicos. Depois os marcadores dos

epicôndilos mediais do fêmur e maléolos mediais eram retirados para não interferirem na marcha das crianças. Cada criança foi solicitada a andar em velocidade confortável sobre uma passarela de 10 metros, por pelo menos 10 vezes; com limite máximo de 20 tentativas. Foram consideradas somente as tentativas nas quais uma passada completa (dois contatos sucessivos do mesmo pé) foi capturada para ambos os lados do corpo. Além disso, cada pé deveria pisar em uma única plataforma de força.

Massa corporal e altura das crianças foram medidas com balança e fita métrica por três vezes ao longo do estudo, no início de cada uma das fases.

A avaliação da função motora grossa utilizou as dimensões D (em pé) e E (andar, correr e pular) do teste GMFM-66.<sup>34</sup> Dois examinadores previamente treinados, com nível aceitável de concordância inter e intra-examinador (Kappa > 85%), participaram da avaliação da função motora grossa. O primeiro aplicou o GMFM em todas as fases do estudo. As avaliações foram filmadas para que o segundo examinador pontuasse os itens ao final do estudo. Esse examinador foi cegado quanto a qual das avaliações se referia cada filmagem.

#### *2.4 Intervenção*

A fase de intervenção (B) incluiu uso de FES associada a um programa de treino de tarefas funcionais por oito semanas, 50 minutos por dia, três vezes por semana. Um terapeuta treinado, familiarizado com o uso de FES e com experiência de mais de 10 anos na reabilitação de crianças com disfunções neurológicas, administrou a intervenção. Este terapeuta não participou da aplicação e pontuação do GMFM, nem processou os dados cinéticos e cinemáticos para obtenção das variáveis relacionadas à marcha das crianças. As tarefas funcionais foram: passar de sentado para de pé; alcançar um objeto no alto de forma a realizar flexão plantar

de tornozelo a partir da postura de pé e voltar à posição inicial com o calcanhar encostado no chão; subir e descer de um banco e também degraus da escada e andar em superfícies planas e em rampas. O tempo da sessão era dividido em aproximadamente 10 minutos para cada atividade funcional descrita acima, sendo reservados 20 minutos para o treino de marcha. O aparelho *Respond Select* com um disparador remoto (Empi Inc, St Paul, MN, USA) foi utilizado para aplicar a corrente elétrica no músculo gastrocnêmio do membro inferior afetado em momento específico na fase de impulsão da marcha, durante a realização das atividades propostas. Especificamente, a corrente era disparada pelo terapeuta no início da transferência de sentado para de pé, quando a criança impulsionava o corpo para se levantar; durante todo o intervalo de tempo no qual a criança permanecia em flexão plantar para alcançar um objeto no alto; no momento em que ela se impulsionava para subir o banco ou degrau da escada e durante a fase de impulsão da marcha, quando o calcanhar se elevava, iniciando a impulsão do membro inferior para a fase de balanço. O treino funcional incluiu brincadeiras como montar quebra-cabeças, objetos de encaixe, jogo da memória, dentre outras. O terapeuta dava instruções verbais para que a criança repetisse as atividades, descarregando peso sobre o membro inferior afetado e encorajava a criança a cumprir todas as tarefas.

Dois eletrodos adesivos foram colocados na parte posterior da perna afetada, nas regiões correspondentes às cabeças medial e lateral do músculo gastrocnêmio. Para familiarização da criança com o procedimento, foi permitido a ela ativar o aparelho de estimulação elétrica, com o disparador manual em suas mãos. No primeiro dia de coleta, a frequência de estímulo foi ajustada em 7 pulsos por segundo (pps) e a intensidade foi aumentada até provocar a contração muscular visível, de forma a localizar o melhor posicionamento dos eletrodos.<sup>35</sup> Após



determinação do posicionamento dos eletrodos, a intensidade foi diminuída e a frequência de estímulo foi ajustada para 26 a 30pps para atingir uma contração muscular tetânica suave em flexão plantar do tornozelo.<sup>36</sup> A corrente elétrica utilizada foi a simétrica, com duração do pulso foi de 300 microssegundos e a intensidade (amplitude da corrente em mil amperes) foi ajustada de forma individualizada conforme a tolerância de cada criança, variando entre 17 e 33 mil amperes.

Todas as crianças usavam órtese curta articulada no membro inferior afetado de forma rotineira, mas durante a intervenção elas realizaram a maioria das atividades descalças, exceto a marcha que era realizada com tênis.

### *2.5 Redução e processamento dos dados*

Foram selecionadas dez passadas válidas de cada criança em cada dia de avaliação, sendo cinco começando com o pé direito e cinco com o esquerdo. Para ser selecionada, a passada deveria ter um único pé pisando em cada uma das duas plataformas. Os marcadores refletivos foram identificados com o *software* do *Qualisys Track Manager*®, tanto para a coleta estática, que serve como padrão referência para identificação dos segmentos corporais, quanto para a dinâmica. Dados cinemáticos e cinéticos de cada passada foram exportados para o *software* *Visual3D*® (C-Motion, Rockville, USA) para serem processados. O processamento seguiu os seguintes passos: construção do modelo biomecânico para cada criança baseado na posição dos marcadores de referência capturados durante a coleta estática e aplicação desse modelo aos arquivos dinâmicos; filtragem com filtro de *Butterworth* de quarta ordem com uma frequência de corte de 5Hz para dados cinemáticos<sup>37</sup> e de 10Hz para dados cinéticos; interpolação polinomial de segunda ordem dos marcadores não visíveis, até um máximo de 10 quadros consecutivos;

identificação dos eventos de marcha, contato inicial e a retirada do pé, através dos dados da plataforma de força, delimitando-se a fase de apoio da marcha.

Deslocamento, velocidade e aceleração angulares foram calculados para as articulações do tornozelo, joelho e quadril. Dados angulares também foram calculados para o ângulo entre um vetor formado pelo centro de massa e o marcador do tornozelo e outro vetor correspondendo com a vertical. Os ângulos e as potências articulares foram calculados usando-se a seguinte sequência de Cardan: eixo látero-medial, eixo ântero-posterior e eixo súpero-inferior. As potências articulares do tornozelo e do quadril foram calculadas usando dinâmica inversa.

A velocidade de marcha foi calculada a partir da velocidade linear de progressão anterior do centro de massa, no plano sagital. O comprimento do passo foi calculado pela distância entre os marcadores do calcâneo fixados em cada pé, no plano sagital. Cálculos do torque impulsivo de cada criança foram feitos de acordo com método proposto por Fonseca et al,<sup>5</sup> utilizando os dados cinemáticos para a aceleração, velocidade e deslocamento do centro de massa do corpo. O torque impulsivo do membro inferior que estava impulsionando o centro de massa foi calculado do início da impulsão, i.e. momento em que o tornozelo iniciava a flexão plantar, até a retirada dos dedos. Nos casos em que não foi possível determinar esse momento, devido ao posicionamento do tornozelo em flexão plantar durante toda a fase de apoio da marcha, foi utilizado o segundo pico vertical da força de reação ao solo, denominado FZ3. De acordo com a literatura, o pico de FZ3 coincide com o início da impulsão do membro inferior.<sup>38</sup> A geração de potência do tornozelo e do quadril foi calculada como a área positiva sob a curva durante a fase de apoio terminal da marcha nas respectivas curvas de potência, obtidas dos dados cinéticos. A geração de potência do tornozelo foi representada como A2 e a geração do quadril

como H3.<sup>39</sup> A razão de potência tornozelo/quadril (razão A2/ H3) caracteriza a geração de potência do tornozelo em relação ao quadril durante a fase de apoio terminal da marcha.<sup>39</sup> O pico de geração de potência articular do tornozelo e do quadril durante a fase de apoio terminal da marcha foi calculado a partir do produto da velocidade angular com o momento de força articular. A rigidez vertical na fase de apoio da marcha foi calculada de acordo com método utilizado por Fonseca et al<sup>5</sup>: rigidez vertical =  $a/y$ . Nesta equação, “a” representa a aceleração vertical do seu centro de massa e “y” representa o deslocamento vertical do centro de massa do corpo. Por regressão linear, foi determinada a curva aceleração/deslocamento, cuja inclinação representa a rigidez vertical do membro inferior.

O torque impulsivo, a rigidez vertical e as variáveis relacionadas à potência articular foram normalizados pela velocidade da marcha apresentada pela criança no respectivo dia de avaliação.

## 2.6 Análise dos dados

As médias dos valores obtidos por cada criança (10 tentativas) em cada dia de coleta foram representadas graficamente para as diferentes variáveis dependentes do estudo. O método banda de 2 desvios-padrão determinou significância estatística nas comparações entre as fases *baseline* e intervenção e entre as fases intervenção e *follow-up*. Para isso duas linhas horizontais localizadas 2 desvios-padrão acima e abaixo da média para a primeira fase foram desenhadas ao longo da primeira e segunda fase. A significância estatística foi determinada quando pelo menos dois pontos consecutivos localizaram-se fora da banda de dois desvios-padrão.<sup>40</sup>

Com o intuito de avaliar se as crianças apresentaram mudanças na função motora grossa na fase pré-intervenção, os escores do GMFM-66 das medidas 1

(antes da fase A) e 2 (final da fase A) foram comparados. Além disso, para investigar o efeito da intervenção na função motora grossa das crianças, os resultados da pontuação do GMFM foram comparados entre as medidas 1 e 3; 2 e 3; 1 e 4; 2 e 4, sendo a medida 3 o final da fase B e a medida 4 o final do *follow-up*. O software Estimador de Habilidade Motora Grossa (GMAE)<sup>41</sup> calculou a pontuação e o intervalo de confiança da primeira medida e depois comparou a pontuação obtida na segunda medida, para identificar se a mudança do escore foi além dos limites do intervalo de confiança anterior (i.e. da primeira medida). Dessa forma foi possível inferir se a mudança observada entre dois momentos foi estatisticamente significativa, de acordo com a recomendação do Manual do GMFM-66.<sup>41</sup>

### 3. Resultados

As quatro crianças participantes do estudo completaram as 24 avaliações longitudinais, entretanto, ocorreram algumas faltas às sessões de intervenção. Durante a intervenção todas as crianças toleraram bem a estimulação elétrica e realizaram as atividades propostas sem queixas. A criança 1 foi submetida a 21 sessões de intervenção com amplitude média da corrente de 23 mil amperes. A criança 2 frequentou 19 sessões e a criança 3, 20 sessões, sendo a amplitude da corrente de 26 mil amperes em média para ambas as crianças. A criança 4 foi submetida a 23 sessões com amplitude média da corrente de 29 mil amperes.

A criança 1 apresentou diminuição da velocidade de marcha durante a intervenção e aumento durante *follow-up*, retornando aos valores iniciais. Houve aumento do torque impulsivo, do pico de geração de potência no tornozelo e da razão A2/H3 no lado afetado durante intervenção. As mudanças observadas permaneceram no *follow-up*.

A criança 2 apresentou aumento no torque impulsivo e na razão A2/H3 do lado afetado durante a intervenção. Houve aumento da velocidade de marcha, do comprimento do passo, do pico de geração de potência articular do tornozelo durante o apoio terminal da marcha e da rigidez vertical do membro inferior afetado, na comparação entre fase B e *follow-up*.

A criança 3 teve aumento do torque impulsivo do lado afetado na comparação entre as fases A e B, com manutenção no *follow-up*. Além disso, houve aumento da velocidade da marcha e do comprimento do passo, diminuição do pico de geração de potência no tornozelo e aumento do pico de geração de potência no quadril do lado afetado, nas comparações entre a fase B e o *follow-up*.

A criança 4 apresentou aumento de velocidade da marcha, comprimento do passo, torque impulsivo e pico de geração de potência do tornozelo no apoio terminal da marcha do lado afetado, nas comparações entre as fases A e B. Todas as variáveis que apresentaram mudanças significativas na primeira comparação mantiveram seus valores durante o *follow-up*. Além disso, houve aumento da razão A2/H3 entre fase B e *follow-up* e diminuição da rigidez vertical do lado afetado nas duas comparações, entre fases A e B e entre a fase B e o *follow-up*.

Nenhuma das variáveis estudadas mostrou dependência serial dos dados. Os resultados do método banda de 2 desvios-padrão nas comparações entre as fases baseline (A) e intervenção (B) e entre as fases intervenção e *follow-up* estão apresentados na Tabela 2. A Figura 1 apresenta os gráficos dos valores de velocidade média (10 passadas de cada dia de avaliação) em todas as 24 avaliações da marcha, por criança.

Tabela 2. Resumo das mudanças significativas das 4 crianças nas comparações entre fases A e B e entre fases B e *follow-up*<sup>a</sup>

Variável	Criança 1		Criança 2		Criança 3		Criança 4	
	Entre fases A e B	Entre fases B e <i>follow-up</i>	Entre fases A e B	Entre fases B e <i>follow-up</i>	Entre fases A e B	Entre fases B e <i>follow-up</i>	Entre fases A e B	Entre fases B e <i>follow-up</i>
Velocidade da marcha	↓	↑	↔	↑	↔	↑	↑	↔
Comprimento do passo (lado afetado)	↔	↔	↔	↑	↔	↑	↑	↔
Comprimento do passo (lado não afetado)	↔	↔	↔	↔	↔	↔	↔	↑
Torque impulsivo (lado afetado)	↑	↔	↑	↔	↑	↔	↑	↔
Torque impulsivo (lado não afetado)	↑	↔	↔	↓	↔	↔	↑	↔
Razão A2/H3 (lado afetado)	↑	↔	↑	↔	↔	↔	↔	↑
Razão A2/H3 (lado não afetado)	↔	↔	↑	↔	↑	↔	↔	↑
Pico de geração de potência no tornozelo no apoio terminal (lado afetado)	↑	↔	↔	↑	↔	↓	↑	↔
Pico de geração de potência no tornozelo no apoio terminal (lado não afetado)	↑	↓	↔	↔	↔	↓	↓	↑
Pico de geração de potência no quadril no apoio terminal (lado afetado)	↓	↑	↓	↔	↔	↑	↔	↑
Pico de geração de potência no quadril no apoio terminal (lado não afetado)	↓	↔	↔	↔	↔	↔	↔	↔
Rigidez vertical (lado afetado)	↔	↑	↔	↑	↔	↔	↓	↓
Rigidez vertical (lado não afetado)	↔	↑	↔	↔	↔	↔	↔	↓

<sup>a</sup>Resultados do Método de Banda de 2 desvios-padrão, ↓ indica que o valor diminuiu, ↑ indica que o valor aumentou, ↔ indica que não houve mudança. Na primeira coluna para cada criança estão as comparações entre as fases de Baseline (A) e Intervenção (B); e na segunda coluna estão as comparações entre a fase de Intervenção (B) e a fase de *Follow-up*.

Figura 1- Velocidade da marcha para cada criança nas 24 sessões experimentais. Valores das fases baseline (B1-B8), intervenção (I1-I8), e *follow-up* (F1-F8) são apresentados, junto com linhas (---) marcando a banda de 2-desvios-padrão (2SD). Coluna A para comparações entre baseline e intervenção. Coluna B para comparações entre intervenção e *follow-up*.



Os escores do GMFM nas quatro medidas ao longo do estudo estão apresentados na Tabela 3. Nenhuma criança apresentou mudança significativa na comparação entre as medidas 1 e 2, demonstrando estabilidade na fase pré-intervenção. As quatro crianças que participaram deste estudo apresentaram aumento da função motora grossa nas comparações entre as medidas 1 e 4 e também entre as medidas 2 e 4.

Tabela 3. Resultados dos escores do GMFM-66<sup>a</sup> (95% IC<sup>b</sup> Inferior-95% IC Superior)

Criança	GMFM-66 Score			
	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Medida 4
1	70,0(67,0-73,0)	71,7(68,5-74,9)	73,1(69,7-76,6)	76,0(72,0-80,1)
2	79,1(74,9-83,4)	80,0(75,6-84,4)	81,9(77,0-86,9)	86,5(80,5-92,5)
3	76,8(72,6-80,8)	78,3(74,1-82,4)	80,0(75,4-84,6)	88,0(81,3-94,7)
4	71,7(68,5-74,9)	72,2(68,8-75,5)	76,0(72,2-79,8)	76,8(72,6-80,9)

<sup>a</sup>GMFM: *Gross Motor Function Measure*; IC<sup>b</sup>: Intervalo de Confiança

Considerando a comparação entre as medidas 2 e 4, ou seja, antes da intervenção e ao final do estudo, as quatro crianças apresentaram aumento da pontuação em itens relacionados às atividades realizadas durante a fase de intervenção do presente estudo. A Tabela 4 mostra os itens nos quais cada criança pontuou mais ao final do estudo.



Tabela 4. Itens específicos do GMFM-66 que mudaram para cada criança

Itens	Pontuação nos itens específicos do GMFM-66 <sup>a</sup>							
	Criança 1		Criança 2		Criança 3		Criança 4	
	Antes	Depois	Antes	Depois	Antes	Depois	Antes	Depois
57- EM PÉ: levanta o pé esquerdo, braços livres, por 10 segundos.	1	3						
61- AJOELHADA: atinge a posição em pé passando pela posição semiajoelhada sobre o joelho esquerdo, sem usar os braços.							0	2
62- EM PÉ: abaixa-se com controle para sentar no chão, braços livres.			2	3	2	3		
73- EM PÉ: anda 10 passos consecutivos para frente entre linhas paralelas afastadas 20 centímetros uma da outra.	2	3	2	3			2	3
74- EM PÉ: anda 10 passos consecutivos para frente sobre uma linha com 2 centímetros de largura.	0	1	2	3	1	3	1	2
80- EM PÉ: pula 30 centímetros de altura, com ambos os pés simultaneamente.			1	2	1	3		
81- EM PÉ: pula 30 centímetros para frente, com ambos os pés simultaneamente.	1	3					2	3
83- EM PÉ: pula 10 vezes sobre o pé esquerdo dentro de um círculo com 60 centímetros de diâmetro.							2	3
85- EM PÉ, SEGURANDO EM UM CORRIMÃO: desce 4 degraus, segurando em um corrimão, alternando os pés.	2	3			2	3		
86- EM PÉ: sobre 4 degraus, alternando os pés.							2	3
87- EM PÉ: desce 4 degraus, alternando os pés.					2	3	2	3
88- EM PÉ EM UM DEGRAU COM 15 CENTÍMETROS DE ALTURA: pula do degrau, com ambos os pés simultaneamente.	2	3					0	2

<sup>a</sup> Comparações entre medidas 2 (Antes) e 4 (Depois) do GMFM-66 (Gross Motor Function Measure).

#### 4. Discussão

Este estudo investigou o perfil de mudanças biomecânicas e funcionais em resposta à administração de FES no músculo gastrocnêmio de crianças com PCU durante a realização de tarefas funcionais. A intervenção resultou no aumento da velocidade da marcha e do comprimento do passo da maioria das crianças e da capacidade de impulsionar o membro inferior afetado durante a fase de apoio terminal da marcha de todas as crianças que participaram do estudo. As mudanças foram acompanhadas de melhora da mobilidade, demonstrada pelo aumento na função motora grossa das crianças. Nossos resultados reforçam o pressuposto de que o treino de tarefas que requerem ação muscular dos flexores plantares de crianças com PCU provê a força impulsiva necessária para a execução de atividades de locomoção e aprimora a capacidade funcional.

A intervenção proposta pelo presente estudo pode ser descrita de acordo com os elementos do modelo proposto por Whyte e Barret<sup>42</sup> denominado *Treatment Theory*. Esse modelo faz parte da taxonomia de tratamentos em reabilitação propondo uma forma de analisar os desfechos-alvo, o mecanismo de ação e os ingredientes-ativos que podem influenciar os efeitos almejados.<sup>42,43</sup> O mecanismo de ação da intervenção proposta é o aprendizado contextualizado na tarefa funcional. O fato de a criança repetir a demanda de impulsão em diferentes atividades funcionais, i.e., subir escada, subir rampa, ficar na ponta dos pés, entre outras, fez com que ela experimentasse o uso desse recurso (FES) na realização da atividade funcional. A literatura tem demonstrado que quando o aprendizado de determinada habilidade ou componente intrínseco é realizado no contexto da função na qual ele será necessário ou demandado, os ganhos obtidos no desempenho funcional são mais prontamente observados, ao invés de aprender o componente isoladamente da

função na qual ele será usado.<sup>44</sup> Em acréscimo, o recurso adicional, i.e. FES, promoveu o recrutamento de maior número de unidades motoras do músculo estimulado durante a realização de tarefas relativas à locomoção. Esse maior recrutamento foi revelado no aumento da capacidade impulsiva das crianças, melhorando as condições de geração de energia durante a marcha. A corrente elétrica proporcionada pela FES ativa seletivamente um maior número de unidades motoras das fibras musculares do tipo II (i.e. de contração rápida), pelo fato de ela ser administrada em momento de demanda de força impulsiva, nas atividades do treino funcional.<sup>36</sup>

Os ingredientes ativos da intervenção incluíram a repetição das atividades, as instruções verbais durante a execução da tarefa, o contexto da intervenção e os parâmetros de estimulação.<sup>43</sup> A intervenção direcionada para a prática de atividades funcionais em um contexto lúdico e diversificado promoveu a motivação da criança e seu envolvimento nas atividades, permitindo a repetição de certos movimentos. As atividades de marcha e subida de degraus, realizadas em ambientes internos e externos, em terrenos com superfície plana ou irregular e em rampas possibilitaram variar a prática em um contexto mais próximo do dia-a-dia da criança. Em acréscimo, os parâmetros de estimulação elétrica foram ajustados de forma a provocar a contração do músculo gastrocnêmio em intensidade que a criança conseguia tolerar. Todos esses fatores influenciaram os efeitos da intervenção e favoreceram o engajamento da criança durante o treino das atividades propostas.

Apesar de as crianças responderem positivamente à intervenção, os efeitos se manifestaram de forma individualizada. No caso da criança 1 (quatro anos), o aumento do pico de potência de tornozelo do lado afetado foi suficiente para aumentar o torque impulsivo de ambos os lados, com redução da demanda sobre o

quadril não afetado. Embora essa criança não tenha apresentado mudanças na velocidade e no comprimento do passo, os benefícios da intervenção foram revelados na menor assimetria entre lados. A intervenção pode ter aumentado o momentum anterior do centro de massa do corpo, o que repercutiu em outras fases da marcha e não apenas na impulsão do membro afetado. Por outro lado, as duas crianças de cinco anos apresentaram aumento da velocidade da marcha e do comprimento do passo via aumento do torque impulsivo do lado afetado. Isso pode ter acontecido devido ao aumento do pico de geração de potência do tornozelo da criança 2 e do quadril da criança 3, apesar da redução do pico de geração de potência em outra articulação, i.e. do quadril da criança 2 e do tornozelo da criança 3. A criança 4, de sete anos, apresentou aumento da velocidade da marcha e do comprimento do passo, via aumento o torque impulsivo dos dois lados, na comparação entre baseline e fase B e houve manutenção dos efeitos após a retirada da intervenção. O aumento do torque impulsivo dessa criança ocorreu devido ao aumento da geração de potência tanto da articulação do tornozelo quanto do quadril do lado afetado.

A resposta individual das crianças à intervenção foi particularmente evidenciada nas mudanças na variável rigidez vertical do membro inferior. O aumento da rigidez vertical em duas crianças (1 e 3) durante o *follow-up* foi acompanhado de aumento na velocidade da marcha, sugerindo maior uso das propriedades elásticas dos tecidos moles do membro inferior em velocidades mais altas, conforme proposto por Fonseca *et al.*<sup>5</sup> Por outro lado, uma criança (4) apresentou diminuição da rigidez vertical, demonstrando não depender das propriedades elásticas passivas do músculo tríceps sural devido, provavelmente, ao grande aumento da capacidade impulsiva proporcionada pela intervenção. Para

essa criança, o efeito da intervenção parece ter contribuído para o uso de recursos ativos, promovendo mudanças na sua capacidade impulsiva, ao invés de potencializar o uso de recursos conservativos, como as propriedades elásticas passivas, conforme observado nos demais participantes. Uma das características que a difere é a sua menor capacidade funcional comparada às outras crianças participantes, ilustrada por sua menor pontuação inicial no GMFM. Os resultados sugerem que cada criança parece ter encontrado uma solução diferente para resolver a demanda de se locomover de acordo com as novas capacidades musculoesqueléticas proporcionadas pela intervenção.

Este estudo propôs a administração de FES no músculo gastrocnêmio, diferentemente do que é comumente preconizado pela literatura (i.e. FES no músculo tibial anterior). Estudos têm evidenciado que a estimulação do tibial anterior não produz efeitos na velocidade da marcha ou no desempenho de outras atividades motoras grossas em crianças com PC.<sup>24,25,27,28</sup> Damiano et al<sup>25</sup> demonstraram que o uso de FES no músculo tibial anterior aumentou a área de secção transversa desse músculo, entretanto não modificou a velocidade de marcha dos participantes. Esse resultado é coerente com o papel de cada grupo muscular durante a marcha. Os músculos gastrocnêmio e sóleo, juntamente com os flexores do quadril, são os principais músculos responsáveis pelo avanço do membro inferior durante a fase de balanço.<sup>9,45</sup> A literatura aponta que a propulsão na marcha de crianças com PCU é feita principalmente pelos flexores de quadril em substituição aos flexores plantares fracos.<sup>39,46</sup> Como resultado, diversos pesquisadores têm recomendado o fortalecimento desse grupo muscular.<sup>39,46,47</sup> No presente estudo, a razão entre a geração de potência articular no tornozelo e no quadril (A2/H3) no lado afetado aumentou em 3 das 4 crianças, indicando uma maior participação do tornozelo na

geração de potência durante a marcha. Este resultado é corroborado por Ishihara et al<sup>48</sup> que demonstraram que o fortalecimento dos flexores plantares aumenta a produção de força propulsiva durante a marcha de crianças com PCU. Os nossos resultados sugerem que a intervenção favoreceu maior propulsão pelos músculos flexores plantares do lado afetado, aproximando a capacidade funcional das crianças avaliadas ao de crianças com desenvolvimento normal.

A intervenção proposta pelo presente estudo corrobora com os resultados de Ho et al<sup>37</sup> que compararam a marcha de crianças com PCU e bilateral, com e sem o uso de FES no músculo tríceps sural, em uma única sessão experimental. Os resultados revelaram que a geração de força dos flexores plantares durante a fase de impulsão da marcha era maior com o uso de FES do que quando a criança andava sem FES. No estudo de Ho et al<sup>37</sup> não foi observado aumento da velocidade e do comprimento do passo e nem diminuição da rigidez do membro afetado, como esperado. Entretanto, estas mudanças ocorreram no presente estudo, provavelmente devido à administração prolongada de FES durante atividades funcionais, a qual, possivelmente, promoveu adaptações musculares e consequentemente, impactou na mobilidade dessas crianças. Oito semanas de intervenção foram suficientes para favorecer o aprendizado e promover o aprimoramento da marcha e função motora das crianças. Similarmente, Carmick<sup>16</sup> também demonstrou que a administração de FES no tríceps sural por 5 semanas durante atividades funcionais melhora a mobilidade de crianças com PCU. Carmick<sup>16</sup> mostrou, em relato de casos, que três crianças submetidas à estimulação prolongada dos flexores plantares apresentaram aumento da eficiência e simetria da marcha.<sup>16</sup>

Nossos resultados trazem importantes implicações para os profissionais de reabilitação. Intervenção voltada para melhora da marcha de crianças com PCU deve incluir o fortalecimento do músculo gastrocnêmio durante a execução de atividades funcionais. Os itens que apresentaram maiores mudanças na pontuação das crianças ao final do estudo estão relacionados à marcha, subida de degraus e saltar, ou seja, atividades que demandam a ação do músculo gastrocnêmio e que foram treinadas durante a intervenção. Mudanças nesses itens provavelmente aconteceram devido ao princípio da especificidade, o qual estabelece que os ganhos da intervenção são específicos ao modo que o fortalecimento é realizado.<sup>44</sup> Portanto, o fortalecimento muscular contextualizado em atividades funcionais modifica a mobilidade de crianças com PCU.

Apesar de todos os cuidados metodológicos adotados na condução deste estudo, algumas limitações são identificadas. Crianças com PCU geralmente se locomovem usando órtese no membro afetado e calçado. No presente estudo, as avaliações foram realizadas com as crianças descalças, portanto não é possível inferir o quanto o padrão de marcha apresentado se aproxima do padrão de marcha das crianças usando a órtese e o calçado. Além disso, a força muscular dos flexores plantares não foi avaliada antes e após a intervenção. Estudos futuros podem incluir a avaliação da força muscular ou do recrutamento das fibras musculares do músculo gastrocnêmio, por meio de análise eletromiográfica, buscando caracterizar os mecanismos específicos de mudança.

## **5. Conclusão**

A administração de estimulação elétrica durante a realização de tarefas funcionais, que demandam a ação dos músculos flexores plantares, aumentou a

capacidade impulsiva das crianças com PCU e permitiu que elas conseguissem melhorar o desempenho de atividades funcionais. Oito semanas de intervenção promoveram mudanças na marcha das crianças de maneira individualizada, uma vez que os efeitos dependeram do nível inicial de habilidade funcional da criança, da idade e, possivelmente, de outros fatores, tais como tratamentos prévios, envolvimento familiar com a intervenção etc. A intervenção proporcionou às crianças um padrão de locomoção diferente daquele que cada uma delas estava acostumada, uma vez que elas experimentaram andar com um recurso adicional, provido pela FES, durante a propulsão do membro inferior afetado na marcha e em outras atividades, como locomoção em escadas e saltar. Os resultados desse estudo sustentam a recomendação de se incluir o fortalecimento do músculo gastrocnêmio durante tarefas funcionais no plano de tratamento de crianças com PCU.



## Referências

1. Galli M, Cimolin V, Rigoldi C, Tenore N, Albertini G. Gait patterns in hemiplegic children with cerebral palsy: Comparison of right and left hemiplegia. *Res Dev Disabil.* 2010;31(6):1340-1345.
2. Patikas D, Wolf S, Döderlein L. Electromyographic evaluation of the sound and involved side during gait of spastic hemiplegic children with cerebral palsy. *Eur J Neurol.* 2005;12(9):691-699.
3. Cimolin V, Galli M, Tenore N, Albertini G, Crivellini M. Gait strategy of uninvolved limb in children with spastic hemiplegia. *Eura Medicophys.* 2007;43(3):303-310.
4. Rosenbaum PL, Walter SD, Hanna SE. Prognosis for gross motor function in cerebral palsy: creation of motor development curves. *J Am Med Assoc.* 2002;288(11):1357-1363.
5. Fonseca ST, Holt KG, Fethers L, Saltzman E. Dynamic resources used in ambulation by children with spastic hemiplegic cerebral palsy: relationship to kinematics, energetics, and asymmetries. *Phys Ther.* 2004;84(4):344-354.
6. Fonseca ST, Holt KG, Saltzman E, Fethers L. A dynamical model of locomotion in spastic hemiplegic cerebral palsy: influence of walking speed. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16(9):793-805.
7. Ferland C, Lepage C, Moffet H, Maltais DB. Relationships between lower limb muscle strength and locomotor capacity in children and adolescents with cerebral palsy who walk independently. *Phys Occup Ther Pediatr.* 2012;32(3):320-332.
8. Svehlík M, Zwick EB, Steinwender G, Kraus T, Linhart WE. Dynamic versus fixed equinus deformity in children with cerebral palsy: How does the triceps surae muscle work? *Arch Phys Med Rehabil.* 2010;91(12):1897-1903.
9. Bogey R A., Gitter A. J, Barnes L A. Determination of ankle muscle power in normal gait using an EMG-to-force processing approach. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(1):46-54.
10. Alhusaini AA, Crosbie J, Shepherd RB, Dean CM, Scheinberg A. Mechanical properties of the plantarflexor musculotendinous unit during passive dorsiflexion in children with cerebral palsy compared with typically developing children. *Dev Med Child Neurol.* 2010;52(6):101-106.
11. Barrett RS, Lichtwark G a. Gross muscle morphology and structure in spastic cerebral palsy: a systematic review. *Dev Med Child Neurol.* 2010;52(9):794-804.
12. Figueiredo EM, Ferreira GB, Maia Moreira RC, Kirkwood RN, Fethers L. Efficacy of ankle-foot orthoses on gait of children with cerebral palsy:

- systematic review of literature. *Pediatr Phys Ther.* 2008;20(3):207-223.
13. Houltram J, Noble I, Boyd RN, Corry I, Flett P, Graham HK. Botulinum toxin type A in the management of equinus in children with cerebral palsy: an evidence-based economic evaluation. *Eur J Neurol.* 2001;8 Suppl 5:194-202.
  14. Davids JR. The foot and ankle in cerebral palsy. *Orthop Clin North Am.* 2010;41(4):579-593.
  15. Wren TA, Cheatwood AP, Rethlefsen SA, Hara R, Perez FJ, Kay RM. Achilles tendon length and medial gastrocnemius architecture in children with cerebral palsy and equinus gait. *J Pediatr Orthop.* 2010;30(5):479-484.
  16. Carmick J. Clinical use of neuromuscular electrical stimulation for children with cerebral palsy, Part 1: Lower extremity. *Phys Ther.* 1993;73:505-513.
  17. McNee AE, Gough M, Morrissey MC, Shortland AP. Increases in muscle volume after plantarflexor strength training in children with spastic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2009;51(6):429-435.
  18. Willerslev-Olsen M, Petersen TH, Farmer SF, Nielsen JB. Gait training facilitates central drive to ankle dorsiflexors in children with cerebral palsy. *Brain.* 2015;138(3):589-603.
  19. Rose J. Neuromuscular activation and motor-unit firing characteristics in cerebral palsy. *Surgery, Orthop.* 2005;47(5):329-336.
  20. Elder GCB, Kirk J, Stewart G, *et al.* Contributing factors to muscle weakness in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2003;45(8):542-550.
  21. Comeaux P, Patterson N, Rubin M, Meiner R. Effect of neuromuscular electrical stimulation during gait in children with cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther.* 1997;9:103-109.
  22. Cauraugh JH, Naik SK, Hsu WH *et al.* Children with cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis on gait and electrical stimulation. *Clinical Rehabilitation.* 2010; 24: 963-978.
  23. Chiu H, Ada L. Effect of functional electrical stimulation on activity in children with cerebral palsy: a systematic review. *Pediatr Phys Ther.* 2014;00:1-6.
  24. Van der Linden ML, Hazlewood ME, Hillman SJ, Robb JE. Functional electrical stimulation to the dorsiflexors and quadriceps in children with cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther.* 2008;20(1):23-29.
  25. Damiano DL, Prosser LA, Curatalo LA, Alter KE. Muscle plasticity and ankle control after repetitive use of a functional electrical stimulation device for foot drop in cerebral palsy. *Neurorehabil Neural Repair.* 2013;27(3):200-207.
  26. Galen S, Wiggins L, McWilliam R, Granat M. A combination of botulinum toxin

- A therapy and functional electrical stimulation in children with cerebral palsy-a pilot study. *Technol Heal Care*. 2012;20(1):1-9.
27. Prosser LA., Curatalo LA., Alter KE, Damiano DL. Acceptability and potential effectiveness of a foot drop stimulator in children and adolescents with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2012;54(11):1044-1049.
  28. Postans NJ, Granat MH. Effect of functional electrical stimulation, applied during walking, on gait in spastic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2005;47(1):46-52.
  29. Pierce SR, Orlin MN, Lauer RT, Johnston TE, Smith BT, McCarthy JJ. Comparison of percutaneous and surface functional electrical stimulation during gait in a child with hemiplegic cerebral palsy. *Am J Phys Med Rehabil*. 2004;83(10):798-805.
  30. Durham S, Eve L, Stevens C, Ewins D. Effect of functional electrical stimulation on asymmetries in gait of children with hemiplegic cerebral palsy. *Physiotherapy*. 2004;90(2):82-90.
  31. Graham JE, Karmarkar AM, Ottenbacher KJ. Small sample research designs for evidence-based rehabilitation: Issues and methods. *Arch Phys Med Rehabil*. 2012;93(8):S111-S116.
  32. Winters TF, Gage JR, Hicks R. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *J Bone Jt Surg*. 1987;69(3):437-441.
  33. Palisano R, Rosenbaum P, Bartlett D, *et al*. Gross Motor Function Classification System Expanded and Revised. *Dev Med Child Neurol*. 2007;39:214-223.
  34. Russell DJ, Avery LM, Rosenbaum PL, *et al*. Improved scaling of the gross motor function measure for children with cerebral palsy: Evidence of reliability and validity. *Phys Ther*. 2000;80(9):873-885.
  35. Carmick J. Guidelines for the clinical application of neuromuscular electrical stimulation (NMES) for children with cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther*. 1997;78(8):505-518.
  36. Reed B. The physiology of neuromuscular electrical stimulation. *Pediatr Phys Ther*. 1997;9:96-102.
  37. Ho CL, Holt KG, Saltzman E, Wagenaar RC. Functional electrical stimulation changes dynamic resources in children with spastic cerebral palsy. *Phys Ther*. 2006;86(7):987-1000.
  38. Diop M, Rahmani A, Belli A, *et al*. Influence of speed variation and age on ground reaction forces and stride parameters of children's normal gait. *Int J Sports Med*. 2005; 26: 682-687.

39. Ishihara M, Higuchi Y. Kinetic relationships between the hip and ankle joints during gait in children with cerebral palsy: A pilot study. *J Phys Ther Sci*. 2014;26(5):737-740.
40. Nourbakhsh MR, Ottenbacher KJ. The statistical analysis of single-subject data: a comparative examination. *Phys Ther*. 1994;74(8):768-776.
41. Russell DJ, Rosenbaum PL, Wright MA, Lisa M. Gross Motor Function Measure (GMFM-66 and GMFM-88) User's Manual, 2nd Edition. Wiley Blackwell Publishing, 2013.
42. Whyte J, Barrett AM. Advancing the evidence base of rehabilitation treatments: A Developmental Approach. *Arch Phys Med Rehabil*. 2012;93(8):S101-S110.
43. Hart T, Tsaousides T, Zanca JM, et al. Toward a theory-driven classification of rehabilitation treatments. *Arch Phys Med Rehabil*. 2014;95:S33-S44.e2.
44. Damiano DL. Activity, activity, activity: rethinking our physical therapy approach to cerebral palsy. *Phys Ther*. 2006;86(11):1534-1540.
45. Kepple TM, Siegel KL, Stanhope SJ. Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. *Gait Posture*. 1997;6:1-8.
46. Riad J, Haglund-Akerlind Y, Miller F. Power generation in children with spastic hemiplegic cerebral palsy. *Gait Posture*. 2008;27(4):641-647.
47. Carmick J. Letter-Regarding function of the triceps surae. *Gait Posture*. 2008;28(2):347-348.
48. Ishihara M, Higuchi Y, Yonetsu R, Kitajima H. Plantarflexor training affects propulsive force generation during gait in children with spastic hemiplegic cerebral palsy: a pilot study. *J Phys Ther Sci*. 2015;27(5):1283-1286.

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Crianças com PCU apresentam limitações para desempenhar atividades como saltar, correr e subir/descer degraus, o que pode restringir a participação delas em brincadeiras que demandam agilidade nessas atividades, assim como, maior velocidade da marcha. A presente tese investigou o efeito de um programa de treino orientado à tarefa associado à administração de FES no músculo gastrocnêmio na mobilidade de crianças com PCU. A intervenção promoveu melhora na função motora grossa das crianças, na capacidade impulsiva durante a locomoção e em outros parâmetros espaço-temporais da marcha. Os efeitos foram individualizados, já que estes dependem de fatores como a história de cada criança, nível de habilidade funcional, idade, outros tratamentos que ela já recebeu, ambiente familiar, dentre outros.

A intervenção proporcionou às crianças um padrão de locomoção diferente daquele que cada uma delas estava acostumada, uma vez que elas experimentaram andar com um recurso adicional, possibilitado pelo uso da FES durante a fase de propulsão do membro inferior afetado na marcha e em outras atividades de mobilidade. Todas as crianças que participaram deste estudo apresentaram melhora em algum item do GMFM que avalia a habilidade de saltar, seja de uma altura, salto vertical ou horizontal. Isso pode ser atribuído ao aumento na capacidade de geração de força do músculo gastrocnêmio durante essas atividades. As crianças também apresentaram melhora em itens que avaliam locomoção em escadas e atividades que exigem equilíbrio, como andar sobre uma linha no chão. Essas mudanças provavelmente aconteceram devido ao modo como o fortalecimento foi realizado, isto é, contextualizado em atividades funcionais.

Os resultados apresentados nesta tese trazem importantes implicações clínicas. Programas de reabilitação voltados para promoção da mobilidade de crianças com PCU precisam inicialmente identificar especificamente qual(ais) são o(s) fatores limitantes que interferem no desempenho funcional das mesmas. A intervenção deve, então, buscar promover mudanças nos fatores limitantes, sempre contextualizando as ações de intervenção nas atividades funcionais que precisam ser promovidas na criança. Em acréscimo, incluir situações lúdicas permite que a criança permaneça mais tempo envolvida, o que potencializa as repetições da intervenção.

## REFERÊNCIAS

- ALHUSAINI, A. A. *et al.* Mechanical properties of the plantarflexor musculotendinous unit during passive dorsiflexion in children with cerebral palsy compared with typically developing children. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 52, n. 6, p. 101–106, 2010.
- ANDERSON, F. C.; PANDY, M. G. Individual muscle contributions to support in normal walking. **Gait and Posture**, v. 17, n. 2, p. 159–169, 2003.
- BARBER, L. *et al.* Medial gastrocnemius muscle volume and fascicle length in children aged 2 to 5 years with cerebral palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 53, n. 6, p. 543–548, 2011.
- BARBER, L.; BARRETT, R.; LICHTWARK, G. Medial gastrocnemius muscle fascicle active torque-length and Achilles tendon properties in young adults with spastic cerebral palsy. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 15, p. 2526–30, 2012.
- BARRETT, R. S.; LICHTWARK, G. A. Gross muscle morphology and structure in spastic cerebral palsy: a systematic review. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 52, n. 9, p. 794–804, 2010.
- BLUNDELL, S. W. *et al.* Functional strength training in cerebral palsy: a pilot study of a group circuit training class for children aged 4–8 years. **Clinical Rehabilitation**, v. 1, n. 7, p. 48–57, 2003.
- BOGEY, R. A.; GITTER, A. J.; BARNES, L. A. Determination of ankle muscle power in normal gait using an EMG-to-force processing approach. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 1, p. 46–54, 2010.
- BOOTH, C. M.; CORTINA-BORJA, M. J.; THEOLOGIS, T. N. Collagen accumulation in muscles of children with cerebral palsy and correlation with severity of spasticity. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 43, n. 5, p. 314–20, 2001.
- CAPPOZZO, A. *et al.* Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. **Gait and Posture**, v.21, n. 2, p. 186-196, 2005.
- CARMICK, J. Clinical use of neuromuscular electrical stimulation for children with cerebral palsy, Part 1: Lower extremity. **Physical Therapy**, v. 73, n. 8, p. 505–513, 1993.
- CARMICK, J. Guidelines for the clinical application of neuromuscular electrical stimulation (NMES) for children with cerebral palsy. **Pediatric Physical Therapy**, v.

78, n. 8, p. 505–518, 1997.

CAURAUGH, J.H.; NAIK, S. K.; HSU, W.H. *et al.* Children with cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis on gait and electrical stimulation. **Clinical Rehabilitation**, v. 24, p. 963-978, 2010.

CAVAGNA, G. A; WILLEMS, P. A.; HEGLUND, N. C. The role of gravity in human walking: pendular energy exchange, external work and optimal speed. **The Journal of Physiology**, v. 528, n. 3, p. 657–668, 2000.

CHIU, H.; ADA, L. Effect of functional electrical stimulation on activity in children with cerebral palsy: a systematic review. **Pediatric Physical Therapy**, v. 0, p.1–6, 2014.

CIMOLIN, V. *et al.* Gait strategy of uninvolved limb in children with spastic hemiplegia. **Europa Medicophysica**, v. 43, n. 3, p. 303–310, 2007.

COMEAX, P. *et al.* Effect of neuromuscular electrical stimulation during gait in children with cerebral palsy. **Pediatric Physical Therapy**, v. 9, p. 103–109, 1997.

DAMIANO, D. L. *et al.* Muscle force production and functional performance in spastic cerebral palsy: relationship of cocontraction. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 81, n. 7, p. 895–900, 2000.

DAMIANO, D. L. *et al.* Deficits in eccentric versus concentric torque in children with spastic cerebral palsy. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 33, n. 1, p. 117–22, 2001a.

DAMIANO, D. L. *et al.* Spasticity versus strength in cerebral palsy: relationships among involuntary resistance, voluntary torque, and motor function. **European Journal of Neurology**, v. 8 Suppl 5, p. 40–49, 2001b.

DAMIANO, D. L. Activity, activity, activity: rethinking our physical therapy approach to cerebral palsy. **Physical Therapy**, v. 86, n. 11, p. 1534–1540, 2006.

DAMIANO, D. L. *et al.* Muscle plasticity and ankle control after repetitive use of a functional electrical stimulation device for foot drop in cerebral palsy. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 27, n. 3, p. 200–207, 2013.

DAMIANO, D. L.; ABEL, M. F. Relation of gait analysis to gross motor function in cerebral palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 38, n. 5, p. 389–396, 1996.

DAMIANO, D. L.; ABEL, M. F. Functional outcomes of strength training in spastic cerebral palsy. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 79, p. 119–25, 1998.

DAMIANO, D. L.; DODD, K. Should we be testing and training muscle strength in cerebral palsy? **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 44, n. 1, p. 68–72, 2002.

DAVIDS, J. R. The foot and ankle in cerebral palsy. **Orthopedic Clinics of North America**, v. 41, n. 4, p. 579–593, 2010.

DURHAM, S. *et al.* Effect of functional electrical stimulation on asymmetries in gait of children with hemiplegic cerebral palsy. **Physiotherapy**, v. 90, n. 2, p. 82–90, 2004.

EEK, M. N.; BECKUNG, E. Walking ability is related to muscle strength in children with cerebral palsy. **Gait and Posture**, v. 28, n. 3, p. 366–371, 2008.

ELDER, G. C. B. *et al.* Contributing factors to muscle weakness in children with cerebral palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 45, n. 8, p. 542–550, 2003.

ENGSBERG, J. R.; ROSS, S. A.; COLLINS, D. R. Increasing ankle strength to improve gait and function in children with cerebral palsy: A pilot study. **Pediatric Physical Therapy**, v. 18, n. 4, p. 266–275, 2006.

FERLAND, C. *et al.* Relationships between lower limb muscle strength and locomotor capacity in children and adolescents with cerebral palsy who walk independently. **Physical & Occupational Therapy in Pediatrics**, v. 32, n. 3, p. 320–332, 2012.

FIGUEIREDO, E. M. *et al.* Efficacy of ankle-foot orthoses on gait of children with cerebral palsy: systematic review of literature. **Pediatric Physical Therapy**, v. 20, n. 3, p. 207–223, 2008.

FOLLAND, J. P.; WILLIAMS, A. G. The adaptations to strength training morphological and neurological contributions to increased strength. **Sports Medicine**, v. 37, n. 2, p. 145–168, 2007.

FONSECA, S. T. *et al.* A dynamical model of locomotion in spastic hemiplegic cerebral palsy: influence of walking speed. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 16, n. 9, p. 793–805, 2001.



FONSECA, S. T. *et al.* Dynamic resources used in ambulation by children with spastic hemiplegic cerebral palsy: relationship to kinematics, energetics, and asymmetries. **Physical Therapy**, v. 84, n. 4, p. 344–354, 2004.

FORAN, J. R. H. *et al.* Structural and mechanical alterations in spastic skeletal muscle. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 47, n. 10, p. 713–717, 2005.

FRIDEN, J.; LIEBER, R. L. Spastic muscle cells are shorter and stiffer than normal cells. **Muscle & Nerve**, v. 27, n. 2, p. 157–164, 2003.

GAGE, J. R. Gait analysis. An essential tool in the treatment of cerebral palsy. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 288, p. 126–34, 1993.

GALEN, S. *et al.* A combination of botulinum toxin A therapy and functional electrical stimulation in children with cerebral palsy—a pilot study. **Technology and Health Care**, v. 20, n. 1, p. 1–9, 2012.

GALLI, M. *et al.* Gait patterns in hemiplegic children with cerebral palsy: Comparison of right and left hemiplegia. **Research in Developmental Disabilities**, v. 31, n. 6, p. 1340–1345, 2010.

GIVON, U. Muscle weakness in cerebral palsy. **Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica**, v. 2, n. 43, p. 87–93, 2009.

GOTTSCHALL, J. S.; KRAM, R. Energy cost and muscular activity required for propulsion during walking. **Journal of Applied Physiology**, v. 94, n. 5, p. 1766–1772, 2003.

GRAHAM, H.; SELBER, P. Musculoskeletal aspects of cerebral palsy. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 85, n. 2, p. 157–166, 2003.

GRAHAM, J. E.; KARMARKAR, A. M.; OTTENBACHER, K. J. Small sample research designs for evidence-based rehabilitation: Issues and methods. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. 8, p. S111–S116, 2012.

HART, T. *et al.* Toward a theory-driven classification of rehabilitation treatments. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 95, n. 1, p. S33–S44.e2, 2014.

HANAVAN, E. P. A mathematical model of the human body. AMRL-TR-64-102.

AMRL-TR. **Aerospace Medical Research Laboratories** (6570th), p. 1-149, 1964.

HERBERT, R. The passive mechanical properties of muscle and their adaptation to altered patterns of use. **Aust J Physiother**, v. 34, n.3, p. 141–149, 1998.

HO, C.L *et al.* Functional electrical stimulation changes dynamic resources in children with spastic cerebral palsy. **Physical Therapy**, v. 86, n. 7, p. 987–1000, 2006.

HODSON-TOLE, E. F.; WAKELING, J. M. Motor unit recruitment for dynamic tasks: current understanding and future directions. **Journal of Comparative Physiology B**, v. 179, n. 1, p. 57–66, 2009.

HOFFMAN, J. **Physiological aspects of sport training and performance**. [s.l.] Human Kinetics, 2014.

HOLT, K. G.; OBUSEK, J. P.; FONSECA, S. T. Constraints on disordered locomotion. A dynamical systems perspective on spastic cerebral palsy. **Human Movement Science**, v. 15, p. 177–202, 1996.

HOLT, K. G.; WAGENAAR, R. O.; SALTZMAN, E. A Dynamic systems/constraints approach to rehabilitation. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 14, n. 6, p. 446–63, 2010.

HOULTRAM, J. *et al.* Botulinum toxin type A in the management of equinus in children with cerebral palsy: an evidence-based economic evaluation. **European Journal of Neurology**, v. 8 Suppl 5, p. 194–202, 2001.

ISHIHARA, M.; HIGUCHI, Y. Kinetic relationships between the hip and ankle joints during gait in children with cerebral palsy: A pilot study. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 26, n. 5, p. 737–40, 2014.

IVANHOE, C. B.; REISTETTER, T. A. Spasticity: the misunderstood part of the upper motor neuron syndrome. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 10, p. S3–S9, 2004.

JENSEN, R. Body segment mass, radius and radius of gyration proportions of children. **Journal of Biomechanics**, v. 19, n. 5, pp. 359-368, 1986.

JOHNSON, D. L. *et al.* Adipose tissue infiltration of skeletal muscle in children with cerebral palsy. **The Journal of Pediatrics**, v. 154, n. 5, p. 715–720, 2009.

JONES, M. W. *et al.* Cerebral palsy: Introduction and diagnosis (Part I). **Journal of**

**Pediatric Health Care**, v. 21, n. 3, p. 146–152, 2007.

JUNG, J. W.; HER, J. G.; KO, J. Effect of strength training of ankle plantarflexors on selective voluntary motor control, gait parameters, and gross motor function of children with cerebral palsy. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 25, n. 10, p. 1259–63, 2013.

KAZDIN, A. E.; NOCK, M. K. Delineating mechanisms of change in child and adolescent therapy: methodological issues and research recommendations. **Journal of Child Psychology and Psychiatry**, v. 44, n. 8, p. 1116–1129, 2003.

KERR, C. K.; MCDOWELL, B.; MCDONOUGH, S. Electrical stimulation in cerebral palsy: a review of effects on strength and motor function. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 46, p. 205–213, 2004.

KIM, W. H.; PARK, E. Y. Causal relation between spasticity, strength, gross motor function, and functional outcome in children with cerebral palsy: a path analysis. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 53, n. 1, p. 68–73, 2011.

KRAMER, J. F.; MACPHAIL, H. Relationships among measures of walking efficiency, gross motor ability, and isokinetic strength in adolescents with cerebral palsy. **Pediatric Physical Therapy**, v. 6, n. 1, p. 3–8, 1994.

LIEBER, R. L. *et al.* Structural and functional changes in spastic skeletal muscle. **Muscle and Nerve**, v. 29, n. 5, p. 615–627, 2004.

MALAIYA, R. *et al.* The morphology of the medial gastrocnemius in typically developing children and children with spastic hemiplegic cerebral palsy. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 17, n. 6, p. 657–663, 2007.

MASSAAD, F. *et al.* Influence of gait pattern on the body's centre of mass displacement in children with cerebral palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 46, n. 10, p. 674–680, 2004.

MATTHIASDOTTIR, S. *et al.* Muscle and fascicle excursion in children with cerebral palsy. **Clinical Biomechanics**, v. 29, n. 4, p. 458–462, 2014.

MOCKFORD, M.; CAULTON, J. M. The pathophysiological basis of weakness in children with cerebral palsy. **Pediatric Physical Therapy**, v. 22, n. 2, p. 222–233, 2010.

NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S. A.; ZAJAC, F. E. Contributions of the individual ankle

plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. **Journal of Biomechanics**, v. 34, n. 11, p. 1387–1398, 2001.

NOURBAKHS, M. R.; OTTENBACHER, K. J. The statistical analysis of single-subject data: a comparative examination. **Physical Therapy**, v. 74, n. 8, p. 768–776, 1994.

NOVACHEK, T. F.; GAGE, J. R. Orthopedic management of spasticity in cerebral palsy. **Child's Nervous System**, v. 23, n. 9, p. 1015–1031, 2007.

NOVAK, I. Evidence-based diagnosis, health care, and rehabilitation for children with cerebral palsy. **Journal of Child Neurology**, v. 29, n. 8, p. 1141–1156, 2014.

NUNES, L. C. B. G.; QUEVEDO, A. A. F.; MAGDALON, E. C. Effects of neuromuscular electrical stimulation on tibialis anterior muscle of spastic hemiparetic children. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 12, n. 4, p. 317–323, 2008.

OPHEIM, A. *et al.* Walking function, pain, and fatigue in adults with cerebral palsy: A 7-year *follow-up* study. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 51, n. 5, p. 381–388, 2009.

PALISANO, R. *et al.* Gross Motor Function Classification System Expanded and Revised. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 39, p. 214–223, 2007.

PATIKAS, D.; WOLF, S.; DÖDERLEIN, L. Electromyographic evaluation of the sound and involved side during gait of spastic hemiplegic children with cerebral palsy. **European Journal of Neurology**, v. 12, n. 9, p. 691–699, 2005.

PIERCE, S. R. *et al.* Comparison of percutaneous and surface functional electrical stimulation during gait in a child with hemiplegic cerebral palsy. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 10, p. 798–805, 2004.

POOL, D. *et al.* The orthotic and therapeutic effects following daily community applied functional electrical stimulation in children with unilateral spastic cerebral palsy: a randomised controlled trial. **BMC Pediatrics**, v. 15, p. 154, 2015.

POSTANS, N. J.; GRANAT, M. H. Effect of functional electrical stimulation, applied during walking, on gait in spastic cerebral palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 47, n. 1, p. 46–52, 2005.

PROSSER, L. A. *et al.* Acceptability and potential effectiveness of a foot drop stimulator in children and adolescents with cerebral palsy. **Developmental Medicine**

and **Child Neurology**, v. 54, n. 11, p. 1044–1049, 2012.

REED, B. The physiology of neuromuscularElectrical stimulation.pdf. **Pediatric Physical Therapy**, v. 9, p. 96–102, 1997.

RIAD, J.; HAGLUND-AKERLIND, Y.; MILLER, F. Classification of spastic hemiplegic cerebral palsy in children. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v. 27, n. 7, p. 758–764, 2007.

ROSE, J. *et al.* Energy expenditure index of walking for normal children and for children with cerebral palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 32, n. 4, p. 333–40, 1990.

ROSE, J. *et al.* Muscle pathology and clinical measures of disability in children with cerebral palsy. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 12, n. 6, p. 758–68, 1994.

ROSE, J.; MCGILL, K. C. Neuromuscular activation and motor-unit firing characteristics in cerebral palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 47, n. 5, p. 329–36, 2005.

ROSENBAUM, P. *et al.* A report: The definition and classification of cerebral palsy April 2006. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 49, n. SUPPL.109, p. 8–14, 2007.

ROSENBAUM, P. L.; WALTER, S. D.; HANNA, S. E. Prognosis for gross motor function in cerebral palsy: creation of motor development curves. **The Journal of the American Medical Association**, v. 288, n. 11, p. 1357–1363, 2002.

ROSS, S. A.; ENGSBERG, J. R. Relationships between spasticity, strength, gait, and the GMFM-66 in persons with spastic diplegia cerebral palsy. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, n. 9, p. 1114–1120, 2007.

RUSSELL, D. *et al.* **Medida da Função Motora Grossa (GMFM-66; GMFM-88): Manual do usuário**. São Paulo: Memnon, 2011.

RUSSELL, D. J. *et al.* Improved scaling of the gross motor function measure for children with cerebral palsy : Evidence of realibility and validity. **Physical Therapy**, v. 80, n. 9, p. 873–85, 2000.

SALEM, Y.; GODWIN, E. M. Effects of task-oriented training on mobility function in children with cerebral palsy. **NeuroRehabilitation**, v. 24, p. 307–313, 2009.

SIEGEL, K. L.; KEPPLER, T. M.; STANHOPE, S. J. Joint moment control of mechanical energy flow during normal gait. **Gait and Posture**, v. 19, n. 1, p. 69–75, 2004.

STOUT, J. L. **Physical therapy for children**. In: CAMPBELL, S. K.; VANDER LINDEN, D. W.; PALISANO, R. J. (Eds.). 2. ed. ed. Philadelphia: Saunders, 2000. p. 1006.

SVEHLÍK, M. *et al.* Dynamic versus fixed equinus deformity in children with cerebral palsy: How does the triceps surae muscle work? **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 91, n. 12, p. 1897–1903, 2010.

TARDIEU, C. *et al.* Muscle hypoextensibility in children with cerebral palsy: I. Clinical and experimental observations. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 63, n. 3, p. 97–102, 1982.

VAN DEN HECKE, A. *et al.* Mechanical work, energetic cost, and gait efficiency in children with cerebral palsy. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v. 27, n. 6, p. 643–647, 2007.

VAN DER LINDEN, M. L. *et al.* Functional electrical stimulation to the dorsiflexors and quadriceps in children with cerebral palsy. **Pediatric Physical Therapy**, v. 20, n. 1, p. 23–29, 2008.

VAZ, D. V. *et al.* Alterações musculares em indivíduos com lesão do neurônio motor superior. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 13, n. 2, p. 71–82, 2006a.

VAZ, D. V. *et al.* Muscle stiffness and strength and their relation to hand function in children with hemiplegic cerebral palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 48, n. 9, p. 728–733, 2006b.

VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION. **Tutorial: Foot and ankle angles**. Disponível em: [http://www.cmotion.com/v3dwiki/index.php?title=Tutorial:\\_Foot\\_and\\_Ankle\\_Angles&oldid=28021](http://www.cmotion.com/v3dwiki/index.php?title=Tutorial:_Foot_and_Ankle_Angles&oldid=28021)>. Acesso em: 01 nov. 2015a.

VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION. **Marker set guideline**. Disponível em: [http://www.cmotion.com/v3dwiki/index.php?title=Marker\\_Set\\_Guidelines&oldid=27144](http://www.cmotion.com/v3dwiki/index.php?title=Marker_Set_Guidelines&oldid=27144)>. Acesso em: 01 nov. 2015b.

VISUAL 3D WIKI DOCUMENTATION. **Tutorial: Golem upperbody model**. Disponível em: [http://www.cmotion.com/v3dwiki/index.php?title=Tutorial:\\_Golem\\_Upperbody\\_Model&oldid=9598](http://www.cmotion.com/v3dwiki/index.php?title=Tutorial:_Golem_Upperbody_Model&oldid=9598)>. Acesso em: 01 nov. 2015c.

WHYTE, J.; BARRETT, A. M. Advancing the evidence base of rehabilitation treatments: A developmental approach. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. 8, p. S101–S110, 2012.

WILEY, M. E.; DAMIANO, D. L. Lower extremity strength profiles in spastic cerebral palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 40, n. 2, p. 100–107, 1998.

WILLERSLEV-OLSEN, M. *et al.* Passive muscle properties are altered in children with cerebral palsy before the age of 3 years and are difficult to distinguish clinically from spasticity. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 55, n. 7, p. 617–623, 2013.

WILLERSLEV-OLSEN, M. *et al.* Gait training facilitates central drive to ankle dorsiflexors in children with cerebral palsy. **Brain**, v. 138, p. 589–603, 2015.

WINTERS, T. F.; GAGE, J. R.; HICKS, R. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 69, n. 3, p. 437–441, 1987.

WREN, T. A L. *et al.* Achilles tendon length and medial gastrocnemius architecture in children with cerebral palsy and equinus gait. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v. 30, n. 5, p. 479–484, 2010.

## APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Prezados pais ou responsáveis,

Você e seu filho estão sendo convidados a participarem da pesquisa intitulada: "O efeito da estimulação elétrica funcional na marcha de crianças com hemiplegia espástica". O objetivo desta pesquisa será investigar os efeitos de um programa de estimulação elétrica no músculo da panturrilha da criança durante a realização de algumas atividades, como subir e descer degraus, ficar na ponta dos pés e andar, com a finalidade de fortalecer o músculo estimulado. Caso vocês decidam aceitar o convite, vocês deverão comparecer ao Laboratório de Análise de Movimento, localizado no primeiro andar da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (UFMG), no campus universitário da Pampulha, em Belo Horizonte, MG. Além disso, vocês deverão levar sua criança para ser atendida por uma fisioterapeuta 3 vezes por semana, durante 8 semanas. Os horários a serem definidos para as avaliações da criança e para a intervenção serão aqueles de maior conveniência para vocês.

#### Instrumentos que serão utilizados no estudo

- Sistema de Análise de Movimento: análise dos movimentos da criança andando será feita através de um aparelho chamado Sistema de Análise de Movimentos que capta imagens emitidas por pequenas bolinhas que serão colocadas no corpo da criança usando uma fita adesiva dupla-face ou faixas presas com velcro.
- Filmagem: todas as avaliações das crianças serão filmadas com o objetivo de registrar o comportamento da criança durante o teste.
- Teste GMFM (*Gross Motor Function Measure*): este teste avalia a quantidade de função motora grossa que a criança consegue realizar. Inclui atividades como ficar de pé, andar, correr e pular.
- Aparelho de estimulação elétrica: será usado um aparelho que possui eletrodos que serão colocados na panturrilha da criança utilizando fita adesiva; e um controle remoto que liga a corrente elétrica para estimular a contração do músculo.

#### Procedimentos

Antes do início do estudo, serão avaliadas a amplitude de movimento do quadril, joelho e tornozelo do membro inferior afetado através de um goniômetro; força dos músculos que flexionam e estendem o quadril, joelho e tornozelo utilizando-se um aparelho chamado dinamômetro manual e será feita análise visual de como a criança anda para verificar se a criança de encaixa nos critérios de inclusão do estudo.

As crianças que participarem deste estudo serão avaliadas duas vezes por semana durante aproximadamente 32 semanas no total. Nas primeiras 4 semanas haverá somente as avaliações semanais, depois, nas próximas 8 semanas a criança será atendida por uma fisioterapeuta que realizará atividades associadas a brincadeiras e também usando o aparelho de estimulação elétrica em 3 sessões por semana, com duração de 30 minutos cada sessão. Após o período de intervenção haverá mais 4 semanas com duas avaliações semanais com objetivo de verificar se os resultados obtidos serão mantidos. As avaliações serão realizadas no Laboratório do Departamento de Fisioterapia da UFMG. As sessões de fisioterapia serão realizadas em um local próximo ao Laboratório localizado no mesmo andar.

A cada semana, quando vocês chegarem ao Laboratório, todos os equipamentos já estarão montados e posicionados. Haverá oito câmeras do Sistema de Análise de Movimento e mais uma câmera para filmar a criança. No centro das câmeras terá um tablado sobre o qual a criança irá andar. As avaliações semanais incluem:



- 1- Análise da maneira como a criança anda em superfície plana regular de aproximadamente 6 metros de comprimento.
- 2- Aplicação do teste GMFM: a criança será solicitada a realizar atividades como correr, subir e descer escadas e saltar e serão registradas quais atividades ela consegue realizar parcialmente ou completamente.
- 3- Aplicação da Escala GAS (*Goal Attainment Scale*): essa escala será utilizada para estabelecer objetivos funcionais a serem alcançados com o tratamento.

### Riscos e Desconfortos

Em caso de cansaço, a criança poderá parar para descansar por alguns minutos. Para diminuir os riscos de machucar em possíveis quedas, a criança será acompanhada de perto pelo examinador. Durante o filme da marcha, a criança deverá se locomover em uma distância de 6 metros, da forma habitual, por dez vezes. Se a criança reclamar cansaço durante esta atividade, ela poderá descansar por alguns minutos. Durante os testes de amplitude de movimento, avaliação da função motora, medidas antropométricas e análise da marcha a criança poderá apresentar algum desconforto, devido à necessidade de manter a postura necessária para a mensuração destes testes. Nestes casos serão oferecidos brinquedos apropriados à faixa etária ou estímulos verbais dados pela terapeuta ou responsáveis para facilitar que a criança permaneça na posição desejada. Durante a fase de intervenção com uso do aparelho para estimulação elétrica caso a criança sinta dor, a intensidade da corrente elétrica será diminuída de acordo com a tolerância da criança, de forma que a contração muscular seja estimulada sem provocar dor. Mas caso a criança não tolere a intensidade mínima da corrente elétrica necessária para estimular a contração muscular, ela não participará do estudo. As necessidades e o possível medo da criança serão sempre respeitados. Se a criança ou o responsável pedir, o aparelho será desligado. A criança será orientada a ficar próxima do terapeuta durante o período de estimulação elétrica. Caso a criança se desloque para longe do aparelho de estimulação elétrica inesperadamente, e os eletrodos sejam arrancados da pele, o aparelho é programado para desligar imediatamente.

### Confidencialidade

Para assegurar o anonimato e confidencialidade das informações obtidas, sua criança receberá um número de identificação ao entrar no estudo e o nome dela nunca será revelado em nenhuma situação. Se a informação coletada vir a ser publicada em revista ou evento científico, seu(ua) filho(a) não será identificado(a), uma vez que será representado(a) com um número. Os dados coletados serão utilizados apenas para fins dos objetivos da pesquisa em foco e ficarão sob a responsabilidade do pesquisador principal, em um computador, até que todos os dados sejam analisados e os resultados publicados em revistas científicas.

### Benefícios

Este estudo poderá beneficiar seu filho diretamente, já que ele participará de um programa de intervenção que pode ser benéfico para ele, promovendo melhora do seu desempenho em atividades funcionais. Além disso, as informações provenientes deste estudo beneficiarão os profissionais da área de desenvolvimento infantil, incluindo fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais, a compreender melhor os resultados obtidos com o uso da estimulação elétrica e a planejar terapêuticas adequadas que sejam direcionadas para as necessidades reais da criança no seu processo de evolução.

### Recusa ou Abandono

A participação de sua criança neste estudo é inteiramente voluntária e você (s) é (são) livre (s) para participar ou abandonar o estudo a qualquer momento. Depois de ter lido as informações acima, se for de sua vontade participar, por favor, preencha o consentimento abaixo.

Todos os custos da pesquisa estão previstos no orçamento. Não haverá remuneração para a pesquisadora. As crianças e suas famílias terão participação voluntária no estudo, portanto não serão remuneradas pela participação.

Você receberá uma cópia deste termo onde constam o telefone e o endereço do pesquisador principal, podendo tirar suas dúvidas sobre o projeto e sobre sua participação agora ou em qualquer momento.

Agradecemos a sua colaboração.

Atenciosamente,

---

Rejane Vale Gonçalves  
Doutoranda do Programa de Pós-Graduação  
em Ciências da Reabilitação da UFMG

---

Profª Marisa Cotta Mancini, ScD  
Departamento de Terapia Ocupacional da UFMG

#### CONSENTIMENTO

Declaro que li e entendi as informações contidas acima, sendo os objetivos e procedimentos explicados claramente. Todas as minhas dúvidas foram esclarecidas e recebi uma cópia deste formulário de consentimento. Dou a minha permissão para meu(inha) filho (a) participar deste estudo.

---

Assinatura do pai ou responsável

Belo Horizonte, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20 \_\_\_\_.

- Coordenadora do Projeto: Profª Drª Marisa C. Mancini, Departamento de Terapia Ocupacional da UFMG, fone: (31) 3499-4790/ (31) 8857-7672. Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627, Pampulha. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Belo Horizonte/ MG- CEP: 31270-901

- Pesquisadora: Rejane Vale Gonçalves, fone: (31) 3889-3386/ (31) 8661-3821. Endereço: Rua Rio Grande do Sul, 1054/901, Bairro Santo Agostinho, Belo Horizonte/MG - CEP: 30170-111.

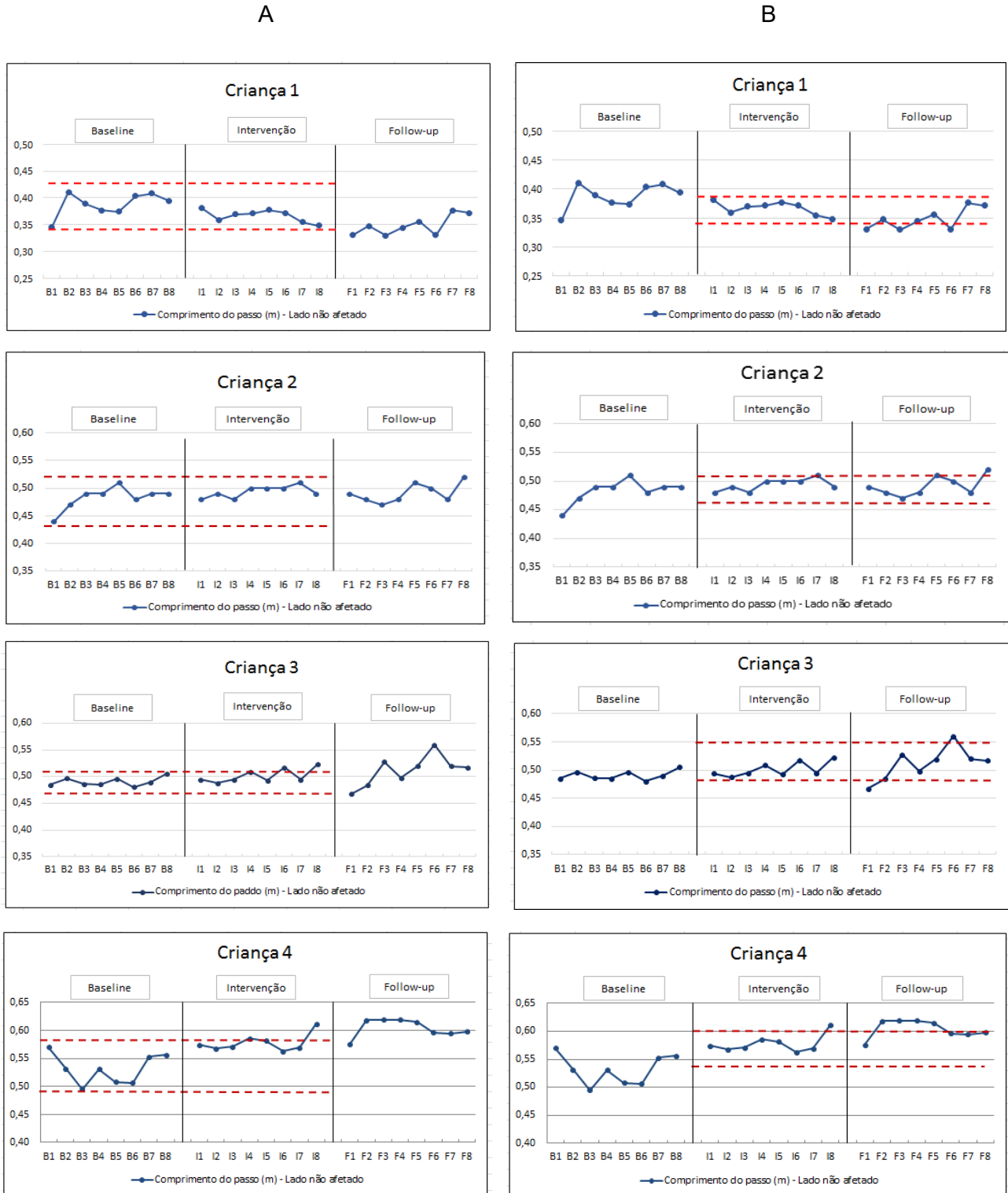
- Comitê de Ética e Pesquisa da UFMG. Telefax: (31) 3409-4592. Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627, Pampulha. Unidade Administrativa II, 2º andar - sala 2005, Belo Horizonte/MG - CEP: 31270-901. E-mail: coep@prpq.ufmg.br

## APÊNDICE B – GRÁFICOS DAS VARIÁVEIS TESTADAS COM O MÉTODO DE BANDA DE 2-DESVIOS-PADRÃO

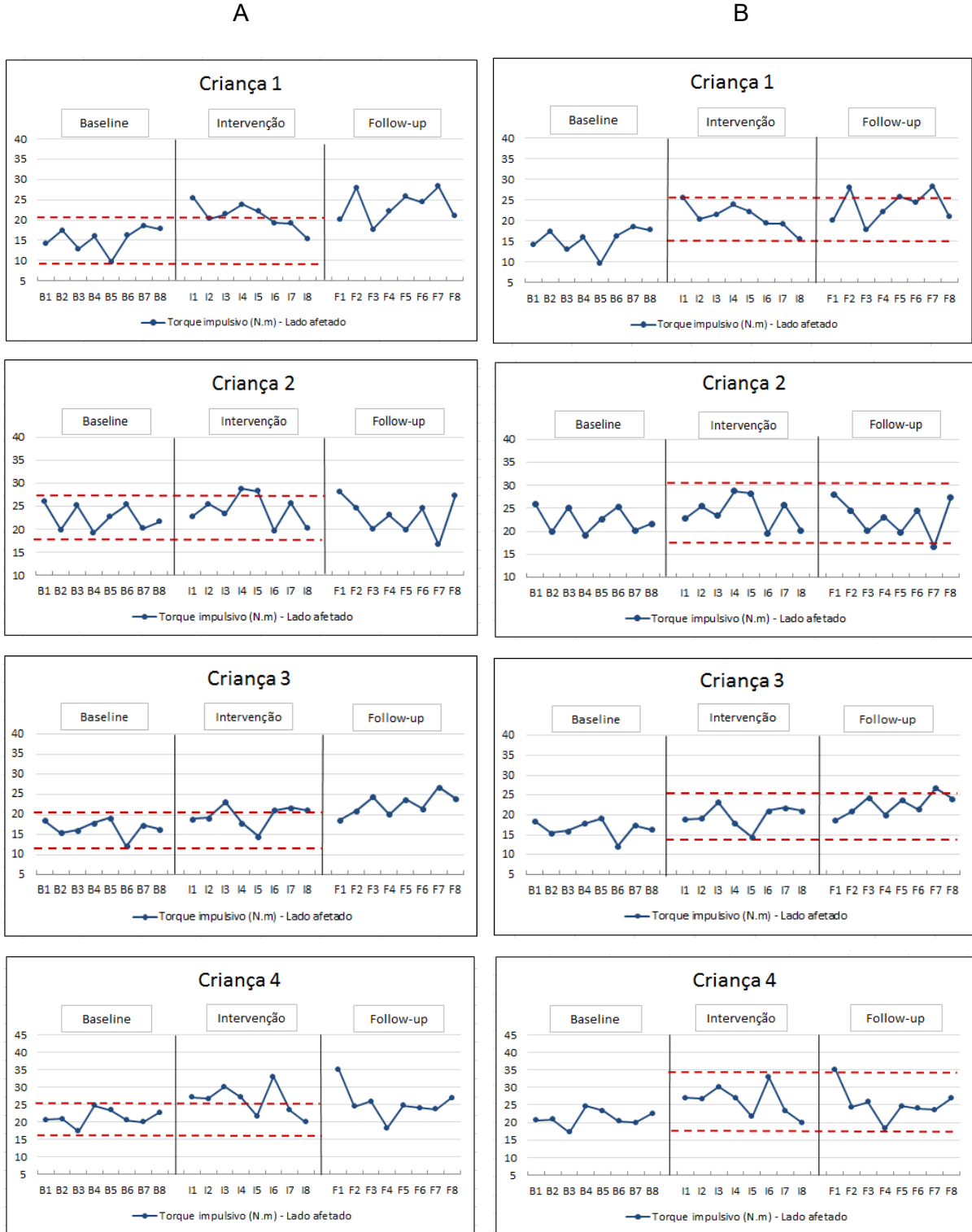
**Comprimento do passo do lado afetado** de cada criança nas 24 avaliações longitudinais. Valores das fases baseline (B1-B8), intervenção (I1-I8), e *follow-up* (F1-F8) são apresentados, junto com linhas (---) marcando a banda de 2-desvios-padrão (2SD). Coluna A para comparações entre baseline e intervenção. Coluna B para comparações entre intervenção e *follow-up*.



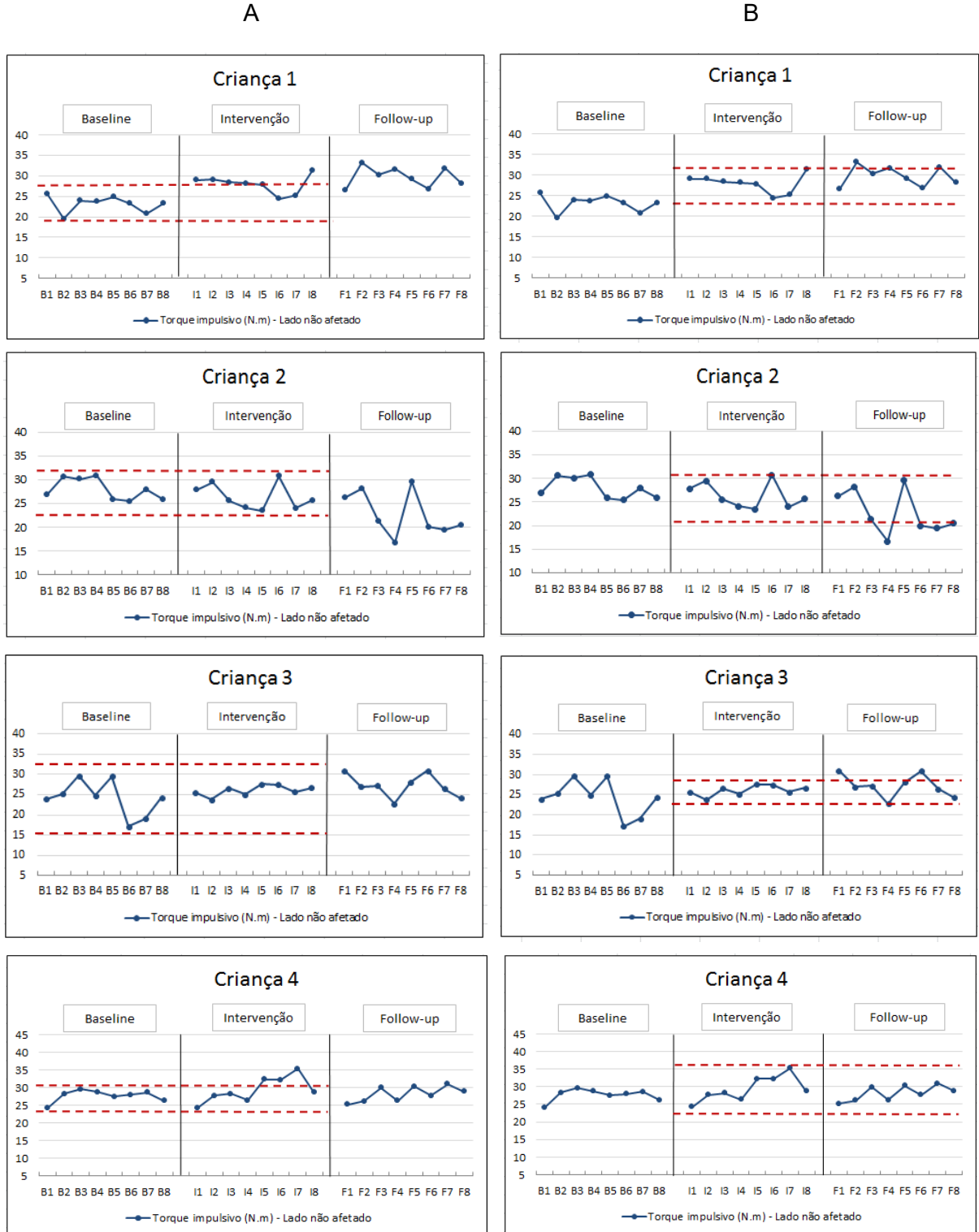
**Comprimento do passo do lado não afetado** de cada criança nas 24 avaliações longitudinais. Valores das fases baseline (B1-B8), intervenção (I1-I8), e *follow-up* (F1-F8) são apresentados, junto com linhas (---) marcando a banda de 2-desvios-padrão (2SD). Coluna A para comparações entre baseline e intervenção. Coluna B para comparações entre intervenção e *follow-up*.



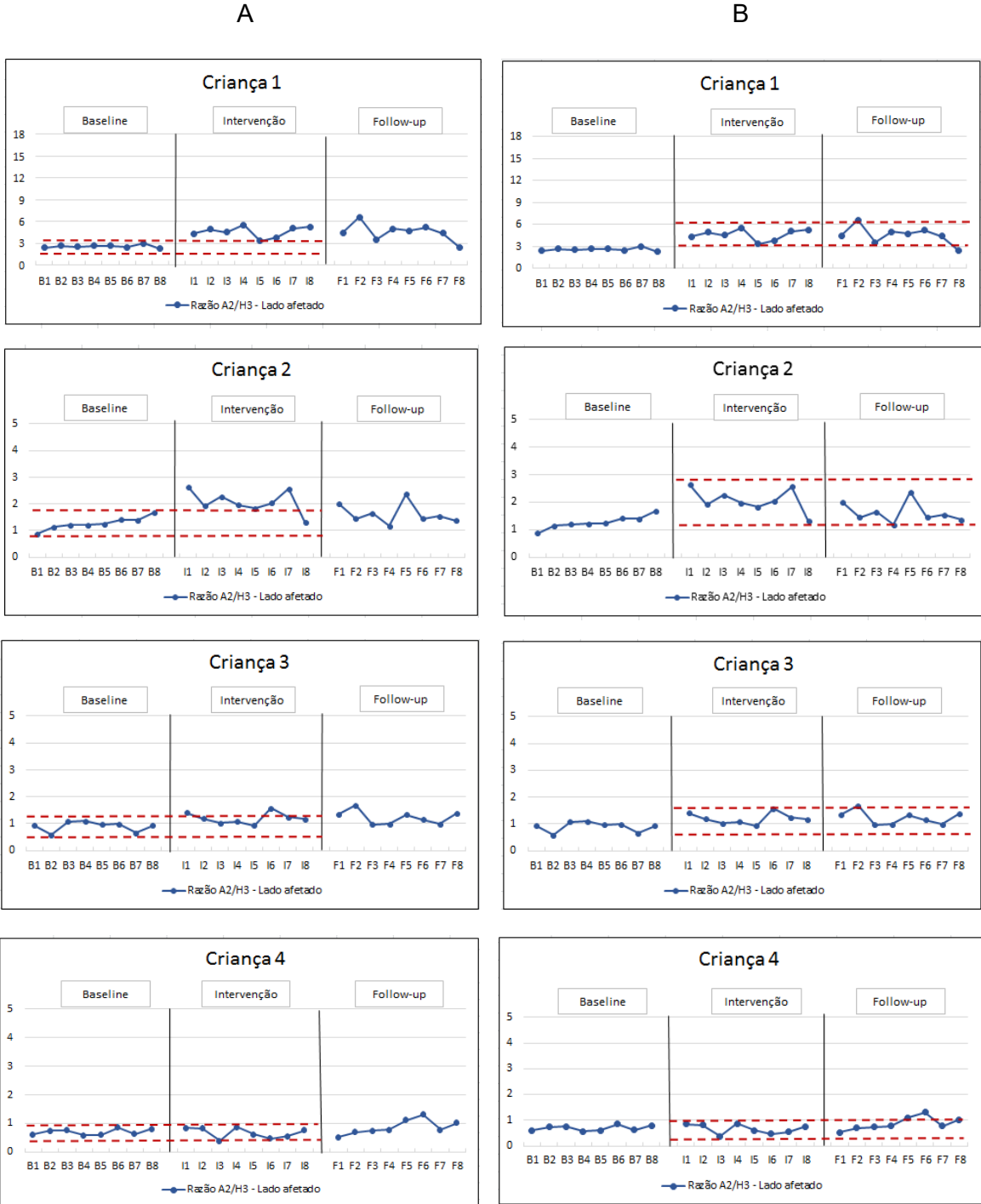
**Torque impulsivo do lado afetado** de cada criança nas 24 avaliações longitudinais. Valores das fases baseline (B1-B8), intervenção (I1-I8), e *follow-up* (F1-F8) são apresentados, junto com linhas (--) marcando a banda de 2-desvios-padrão (2SD). Coluna A para comparações entre baseline e intervenção. Coluna B para comparações entre intervenção e *follow-up*.



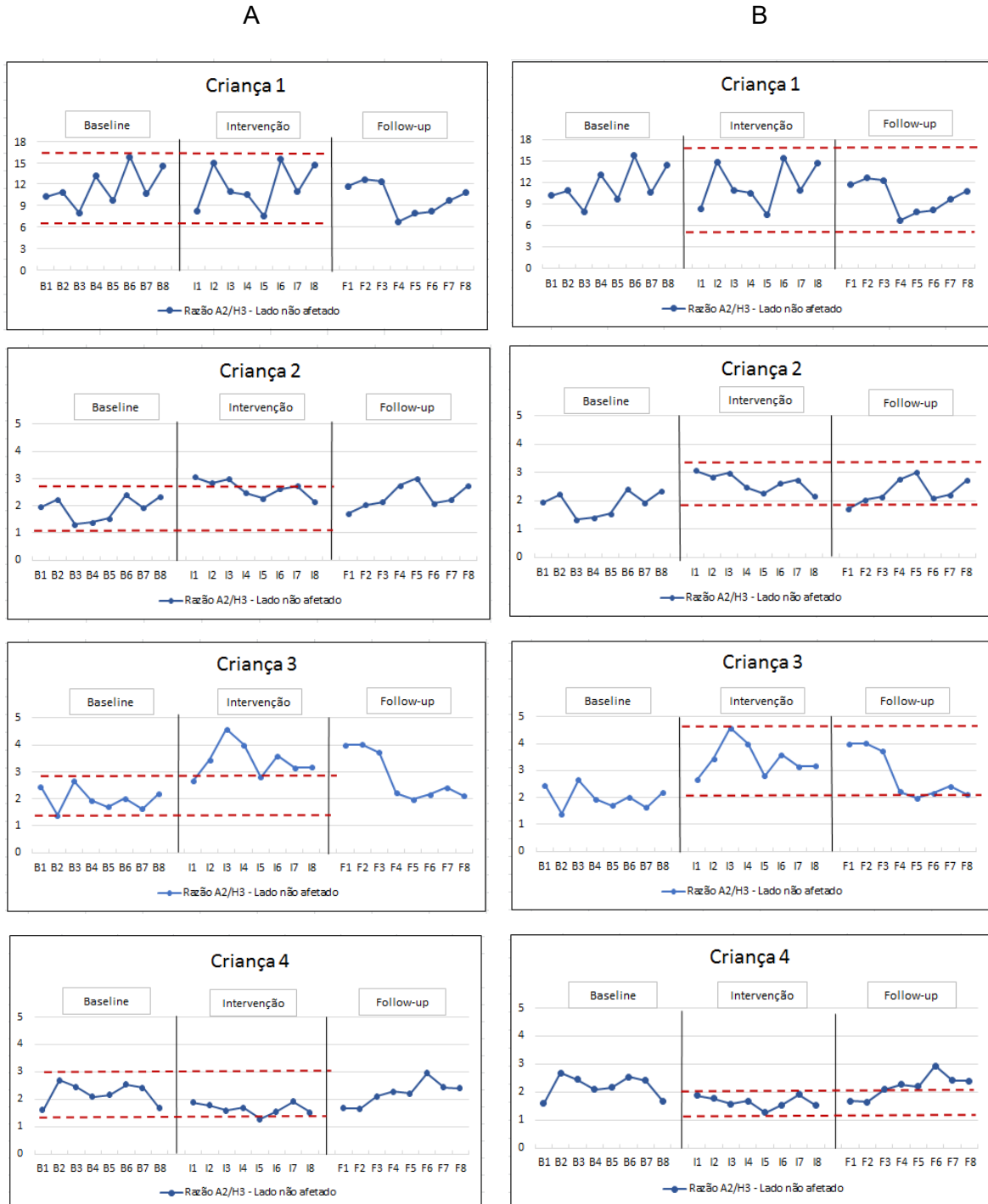
**Torque impulsivo do lado não afetado** de cada criança nas 24 avaliações longitudinais. Valores das fases baseline (B1-B8), intervenção (I1-I8), e *follow-up* (F1-F8) são apresentados, junto com linhas (--) marcando a banda de 2-desvios-padrão (2SD). Coluna A para comparações entre baseline e intervenção. Coluna B para comparações entre intervenção e *follow-up*.



**Razão A2/H3 do lado afetado** de cada criança nas 24 avaliações longitudinais. Valores das fases baseline (B1-B8), intervenção (I1-I8), e follow-up (F1-F8) são apresentados, junto com linhas (---) marcando a banda de 2-desvios-padrão (2SD). Coluna A para comparações entre baseline e intervenção. Coluna B para comparações entre intervenção e follow-up.



**Razão A2/H3 do lado não afetado** de cada criança nas 24 avaliações longitudinais. Valores das fases baseline (B1-B8), intervenção (I1-I8), e follow-up (F1-F8) são apresentados, junto com linhas(---) marcando a banda de 2-desvios-padrão (2SD). Coluna A para comparações entre baseline e intervenção. Coluna B para comparações entre intervenção e follow-up.

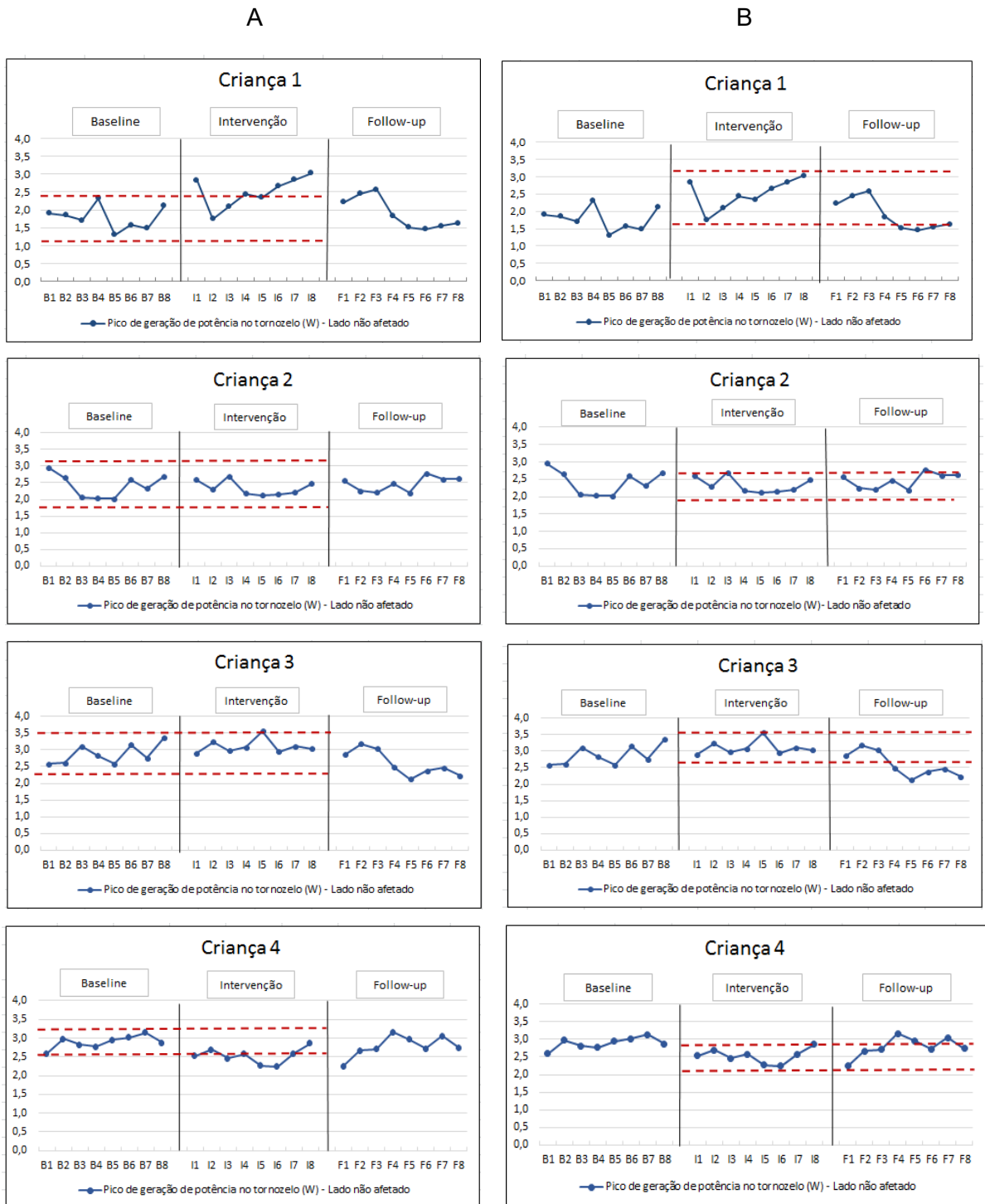




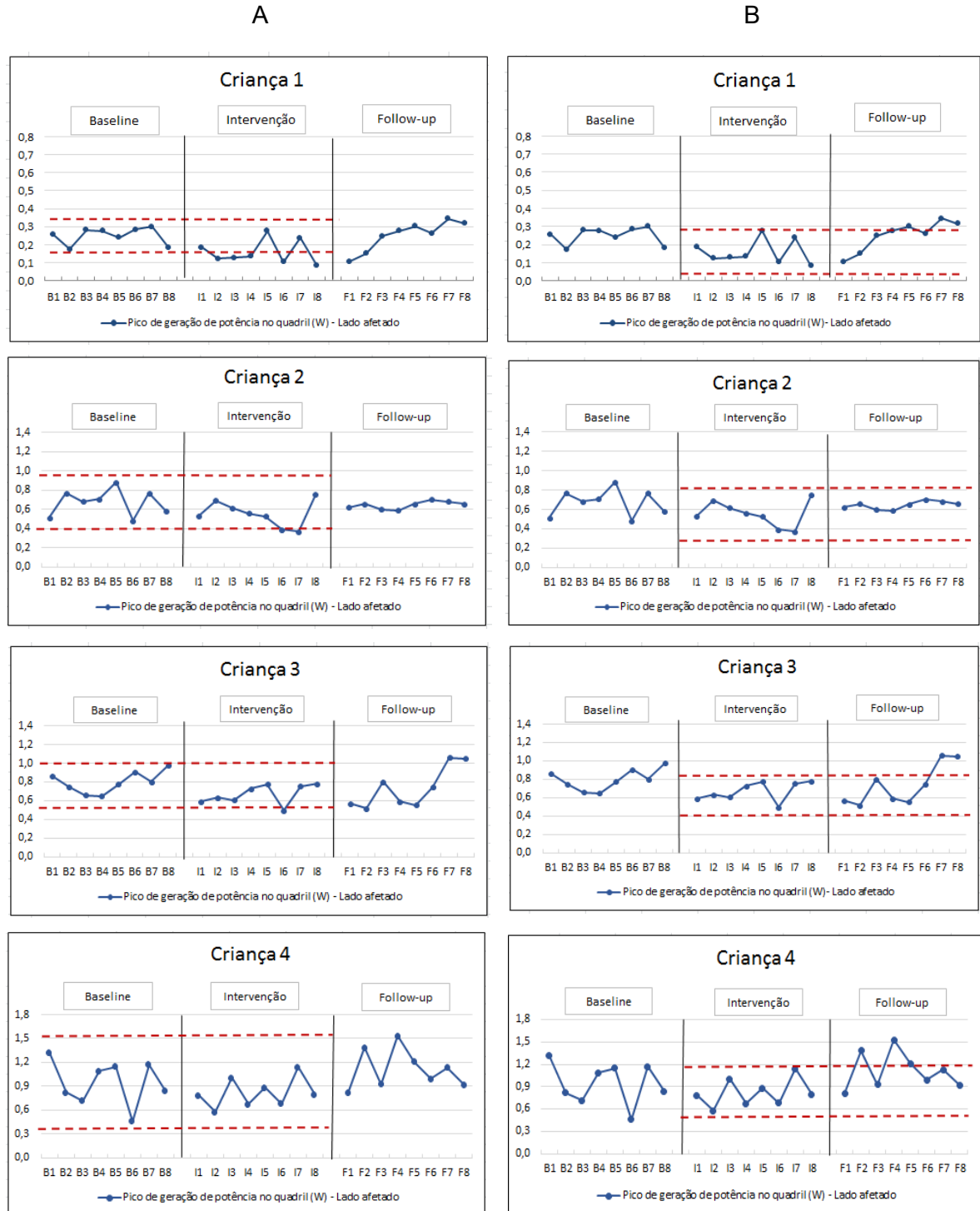
**Pico de geração de potência no tornozelo do lado afetado** de cada criança nas 24 avaliações longitudinais. Valores das fases *baseline* (B1-B8), *intervenção* (I1-I8), e *follow-up* (F1-F8) são apresentados, junto com linhas (---) marcando a banda de 2-desvios-padrão (2SD). Coluna A para comparações entre *baseline* e *intervenção*. Coluna B para comparações entre *intervenção* e *follow-up*.



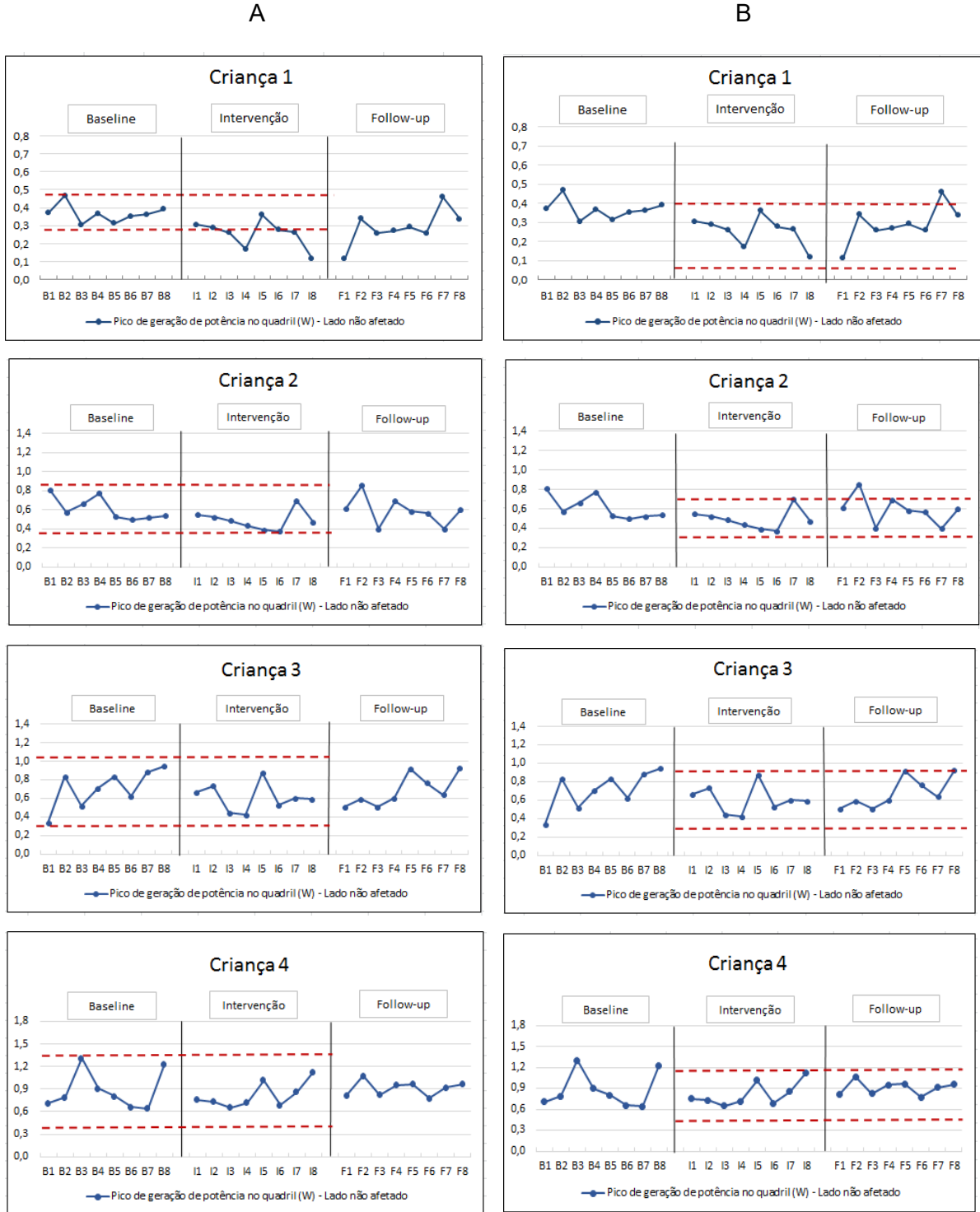
**Pico de geração de potência no tornozelo do lado não afetado** de cada criança nas 24 avaliações longitudinais. Valores das fases baseline (B1-B8), intervenção (I1-I8), e *follow-up* (F1-F8) são apresentados, junto com linhas (---) marcando a banda de 2-desvios-padrão (2SD). Coluna A para comparações entre baseline e intervenção. Coluna B para comparações entre intervenção e *follow-up*.



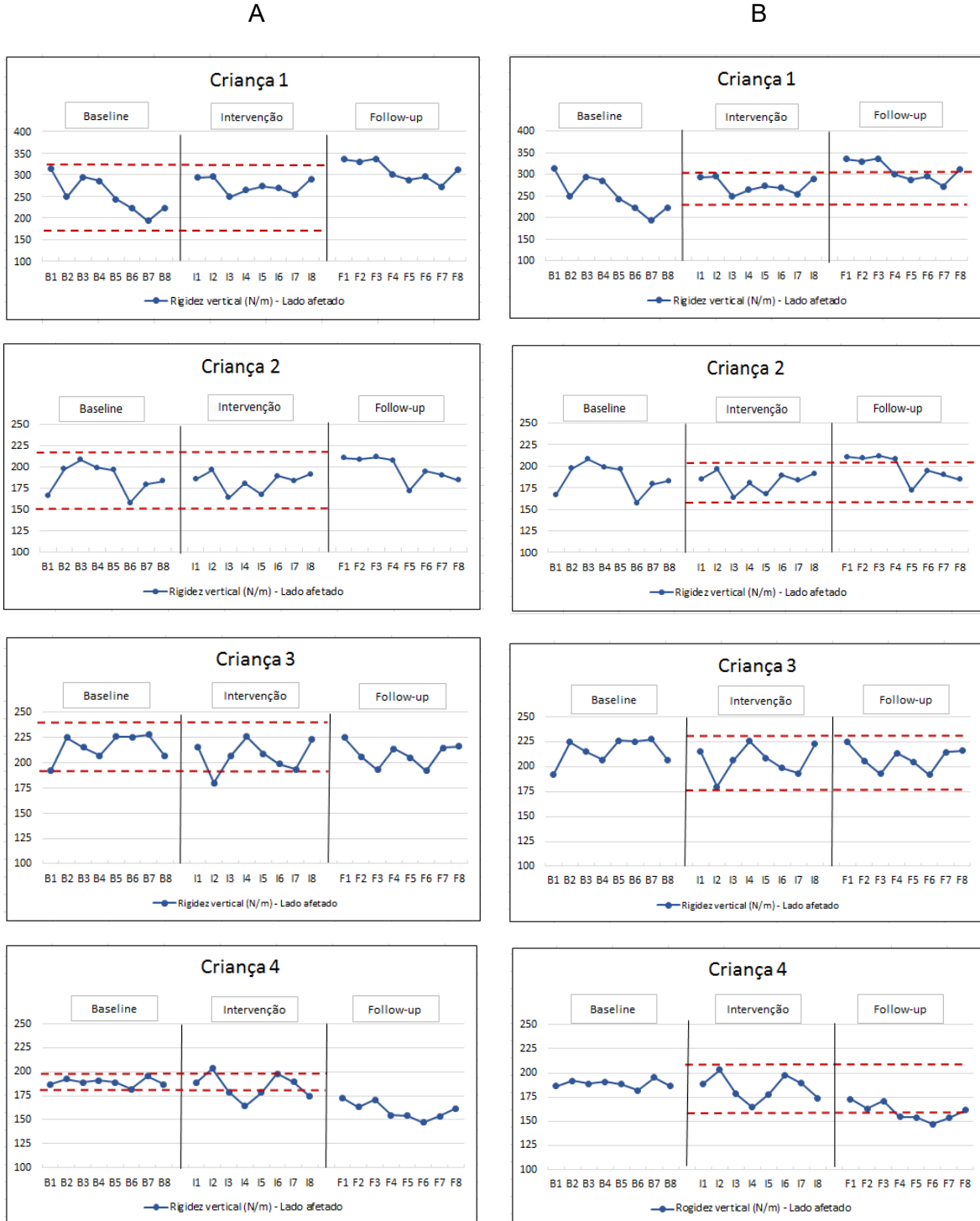
**Pico de geração de potência no quadril do lado afetado** de cada criança nas 24 avaliações longitudinais. Valores das fases *baseline* (B1-B8), *intervenção* (I1-I8), e *follow-up* (F1-F8) são apresentados, junto com linhas (---) marcando a banda de 2-desvios-padrão (2SD). Coluna A para comparações entre *baseline* e *intervenção*. Coluna B para comparações entre *intervenção* e *follow-up*.



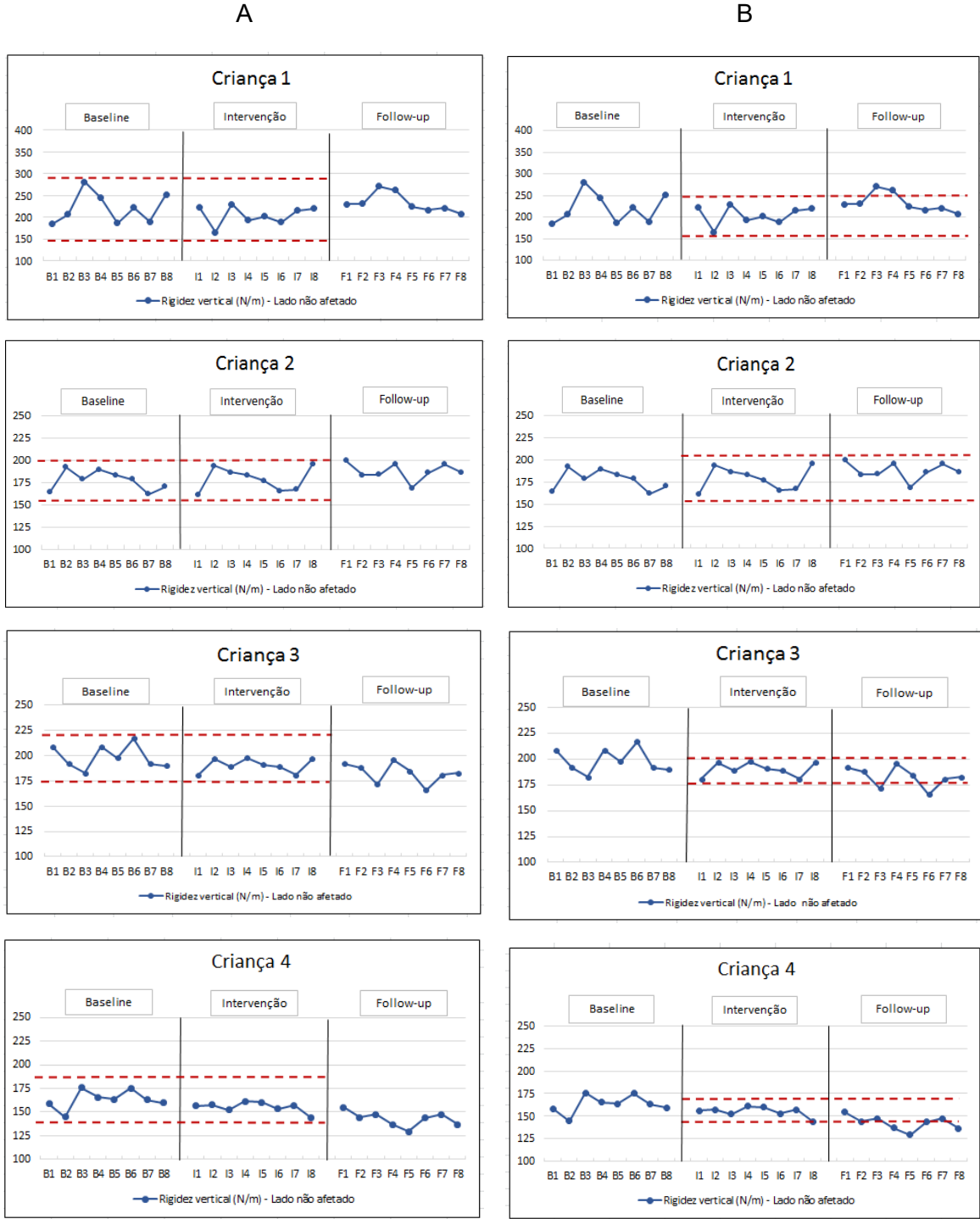
**Pico de geração de potência no quadril do lado não afetado** de cada criança nas 24 avaliações longitudinais. Valores das fases *baseline* (B1-B8), *intervenção* (I1-I8), e *follow-up* (F1-F8) são apresentados, junto com linhas (---) marcando a banda de 2-desvios-padrão (2SD). Coluna A para comparações entre *baseline* e *intervenção*. Coluna B para comparações entre *intervenção* e *follow-up*.



**Rigidez vertical do lado afetado** de cada criança nas 24 avaliações longitudinais. Valores das fases baseline (B1-B8), intervenção (I1-I8), e *follow-up* (F1-F8) são apresentados, junto com linhas (---) marcando a banda de 2-desvios-padrão (2SD). Coluna A para comparações entre baseline e intervenção. Coluna B para comparações entre intervenção e *follow-up*.



**Rigidez vertical do lado não afetado** de cada criança nas 24 avaliações longitudinais. Valores das fases baseline (B1-B8), intervenção (I1-I8), e *follow-up* (F1-F8) são apresentados, junto com linhas (--) marcando a banda de 2-desvios-padrão (2SD). Coluna A para comparações entre baseline e intervenção. Coluna B para comparações entre intervenção e *follow-up*.



**ANEXO A – PARECER DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

**Projeto: CAAE - 28455914.8.0000.5149**

**Interessado(a): Profa. Marisa Cotta Mancini**  
**Departamento de Terapia Ocupacional**  
**EEFFTO- UFMG**

**DECISÃO**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 30 de abril de 2014, o projeto de pesquisa intitulado "**Efeito da estimulação elétrica funcional na mobilidade de crianças com hemiplegia espástica**" bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.

**Profa. Maria Teresa Marques Amaral**  
**Coordenadora do COEP-UFMG**

## ANEXO B – FOLHA DE PONTUAÇÃO DO GROSS MOTOR FUNCTION MEASURE (GMFM-66)

### MEDIDA DA FUNÇÃO MOTORA GROSSA (GMFM) FOLHA DE PONTUAÇÃO (GMFM-88 e GMFM-66)\*

Nome da criança: \_\_\_\_\_ Registro: \_\_\_\_\_

Data da avaliação:

Data de nascimento:

Idade cronológica  anos  meses

Nome do avaliador: \_\_\_\_\_

Nível no GMFCS<sup>1</sup>

I     II     III     IV     V

Condições de teste (p. ex., local, vestuário, tempo, outras pessoas presentes):  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

A GMFM é um instrumento de observação padronizado, elaborado e validado para medir mudança na função motora grossa que ocorre ao longo do tempo nas crianças com paralisia cerebral. O sistema de pontuação deve ser entendido como diretriz genérica. Entretanto, a maioria dos itens tem descrição específica para cada pontuação. É obrigatório que as diretrizes contidas no manual sejam usadas para pontuar cada item.

SISTEMA DE PONTUAÇÃO*	
0	= não inicia
1	= inicia
2	= completa parcialmente
3	= não completa
NT	= não testado (usado na pontuação pelo GMAE)

É importante diferenciar a verdadeira pontuação “0” (criança não inicia) dos itens que não são testados (NT), se você estiver interessado em usar o programa Estimador de Habilidade Motora Grossa GMFM-66

O programa Estimador de Habilidade Motora Grossa 2 (GMAE-2) GMFM-66 está disponível para *download* no endereço [www.canchild.ca](http://www.canchild.ca) para aqueles que adquiriram o Manual da GMFM. A GMFM-66 é válida apenas para aplicação a crianças com paralisia cerebral.

#### Contato para Grupos de Pesquisa:

*CanChild Centre For Childhood Disability Research, Institute for Applied Health Sciences, McMaster University*  
1400 Main St. W., Room 408  
Hamilton, ON Canada L8S 1C7.  
E-mail: [canchild@mcmaster.ca](mailto:canchild@mcmaster.ca) - Website: [www.canchild.ca](http://www.canchild.ca).

<sup>1</sup> O nível GMFCS é uma medida da gravidade da função motora. Definições para o GMFCS (expandido e revisado) são encontradas em Palisano et al. *Developmental Medicine & Child Neurology* 2008; 50:744-50, e no programa Estimador de Habilidade Motora Grossa 2 (GMAE-2). Acesso: <http://motorgrowth.canchild.ca/en/GMFCS/resources/GMFCS-ER.pdf>.

(\*) Tradução para a Língua Portuguesa realizada por Luara Tomé Cyrillo e Maria Cristina dos Santos Galvão, fisioterapeutas da AACD – Associação de Assistência à Criança Deficiente, São Paulo, SP, Brasil.



Assinale (✓) a pontuação apropriada: se algum item não é testado (NT), circule o número do item na coluna à direita.

ITEM	A: DEITAR E ROLAR	PONTUAÇÃO			NT		
1	SUP: CABEÇA NA LINHA MÉDIA: vira a cabeça com membros simétricos .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	1.
*2	SUP: traz as mãos para a linha média, dedos uns com os outros .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	2.
3	SUP: levanta a cabeça 45° .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	3.
4	SUP: flexiona quadril e joelho direito em amplitude completa .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4.
5	SUP: flexiona quadril e joelho esquerdo em amplitude completa .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	5.
*6	SUP: alcança com o braço direito, mão cruza a linha média em direção ao brinquedo .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	6.
*7	SUP: alcança com o braço esquerdo, mão cruza a linha média em direção ao brinquedo .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	7.
8	SUP: rola para a posição prona sobre o lado direito .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	8.
9	SUP: rola para a posição prona sobre o lado esquerdo .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	9.
*10	PR: levanta a cabeça na vertical .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	10.
11	PR SOBRE OS ANTEBRAÇOS: levanta cabeça na vertical, cotovelos estendidos, peito elevado .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	11.
12	PR SOBRE OS ANTEBRAÇOS: peso sobre o antebraço direito, estende completamente o braço contralateral para a frente .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	12.
13	PR SOBRE OS ANTEBRAÇOS: peso sobre o antebraço esquerdo, estende completamente o braço contralateral para a frente .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	13.
14	PR: rola para a posição supina sobre o lado direito .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	14.
15	PR: rola para a posição supina sobre o lado esquerdo .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	15.
6	PR: pivoteia 90° para a direita usando os membros .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	16.
17	PR: pivoteia 90° para a esquerda usando os membros .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	17.
<b>TOTAL DA DIMENSÃO A</b>		<input style="width: 100px; height: 20px;" type="text"/>					

ITEM	B: SENTAR	PONTUAÇÃO			NT		
*18	SUP: MÃOS SEGURADAS PELO AVALIADOR: puxa-se para sentar com controle de cabeça .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	18.
19	SUP: rola para o lado direito, consegue sentar .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	19.
20	SUP: rola para o lado esquerdo, consegue sentar .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	20.
*21	SENTADA SOBRE O TAPETE, APOIADA NO TÓRAX PELO TERAPEUTA: levanta a cabeça na vertical, mantém por 3 segundos .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	21.
*22	SENTADA SOBRE O TAPETE, APOIADA NO TÓRAX PELO TERAPEUTA: levanta a cabeça na linha média, mantém por 10 segundos .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	22.
*23	SENTADA SOBRE O TAPETE, BRAÇO(S) APOIADO(S): mantém por 5 segundos .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	23.
*24	SENTADA SOBRE O TAPETE: mantém braços livres por 3 segundos .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	24.
*25	SENTADA SOBRE O TAPETE COM UM BRINQUEDO PEQUENO NA FRENTE: inclina-se para a frente, toca o brinquedo, endireita-se sem apoio do braço .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	25.
*26	SENTADA SOBRE O TAPETE: toca o brinquedo colocado 45° atrás do lado direito da criança, retorna para a posição inicial .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	26.
*27	SENTADA SOBRE O TAPETE: toca o brinquedo colocado 45° atrás do lado esquerdo da criança, retorna para a posição inicial .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	27.
28	SENTADA SOBRE O LADO DIREITO: mantém, braços livres, por 5 segundos .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	28.
29	SENTADA SOBRE O LADO ESQUERDO: mantém, braços livres, por 5 segundos .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	29.
*30	SENTADA SOBRE O TAPETE: abaixa-se para a posição prona com controle .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	30.
*31	SENTADA SOBRE O TAPETE COM OS PÉS PARA A FRENTE: atinge 4 apoios sobre o lado direito ..	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	31.
*32	SENTADA SOBRE O TAPETE COM OS PÉS PARA A FRENTE: atinge 4 apoios sobre o lado esquerdo ..	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	32.
33	SENTADA SOBRE O TAPETE: pivoteia 90° sem auxílio dos braços .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	33.
*34	SENTADA NO BANCO: mantém, braços e pés livres, por 10 segundos .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	34.
*35	EM PÉ: atinge a posição sentada em um banco pequeno .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	35.
*36	NO CHÃO: atinge a posição sentada em um banco pequeno .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	36.
*37	NO CHÃO: atinge a posição sentada em um banco pequeno .....	0	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	37.
<b>TOTAL DA DIMENSÃO B</b>		<input style="width: 100px; height: 20px;" type="text"/>					

ITEM	C: ENGATINHAR E AJOELHAR	PONTUAÇÃO			NT	
38	PR: arrasta-se 1,8 metros para a frente .....	0	1	2	3	38.
*39	4 APOIOS: mantém o peso sobre as mãos e joelhos, por 10 segundos .....	0	1	2	3	39.
*40	4 APOIOS: atinge a posição sentada com os braços livres .....	0	1	2	3	40.
*41	PR: atinge 4 apoios, peso sobre as mãos e joelhos .....	0	1	2	3	41.
*42	4 APOIOS: avança o braço direito para a frente, mão acima do nível do ombro .....	0	1	2	3	42.
*43	4 APOIOS: avança o braço esquerdo para a frente, mão acima do nível do ombro .....	0	1	2	3	43.
*44	4 APOIOS: engatinha ou impulsiona-se 1,8 metros para a frente .....	0	1	2	3	44.
*45	4 APOIOS: engatinha 1,8 metros para a frente com movimento alternado dos membros .....	0	1	2	3	45.
*46	4 APOIOS: sobe 4 degraus engatinhando sobre as mãos e os joelhos/pés .....	0	1	2	3	46.
47	4 APOIOS: desce 4 degraus engatinhando para trás sobre as mãos e os joelhos/pés .....	0	1	2	3	47.
*48	SENTADA SOBRE O TAPETE: atinge a posição ajoelhada usando os braços, mantém, braços livres, por 10 segundos .....	0	1	2	3	48.
49	AJOELHADA: atinge a posição semiajoelhada sobre o joelho direito usando braços, mantém, braços livres, por 10 segundos .....	0	1	2	3	49.
50	AJOELHADA: atinge a posição semiajoelhada sobre o joelho esquerdo usando braços, mantém, braços livres, por 10 segundos .....	0	1	2	3	50.
*51	AJOELHADA: anda na posição ajoelhada 10 passos para a frente, braços livres .....	0	1	2	3	51.
<b>TOTAL DA DIMENSÃO C</b>					[ ]	

ITEM	D: EM PÉ	PONTUAÇÃO			NT	
*52	NO CHÃO: puxa-se para a posição em pé apoiada em um banco grande .....	0	1	2	3	52.
*53	EM PÉ: mantém, braços livres, por 3 segundos .....	0	1	2	3	53.
*54	EM PÉ: segurando-se em um banco grande com uma mão, levanta o pé direito, por 3 segundos ..	0	1	2	3	54.
*55	EM PÉ: segurando-se em um banco grande com uma mão, levanta o pé esquerdo, por 3 segundos ..	0	1	2	3	55.
*56	EM PÉ: mantém, braços livres, por 20 segundos .....	0	1	2	3	56.
*57	EM PÉ: levanta o pé esquerdo, braços livres, por 10 segundos .....	0	1	2	3	57.
*58	EM PÉ: levanta o pé direito, braços livres, por 10 segundos .....	0	1	2	3	58.
*59	SENTADA EM BANCO PEQUENO: atinge a posição em pé sem usar os braços .....	0	1	2	3	59.
*60	AJOELHADA: atinge a posição em pé passando pela posição semiajoelhada sobre o joelho direito, sem usar os braços .....	0	1	2	3	60.
*61	AJOELHADA: atinge a posição em pé passando pela posição semiajoelhada sobre o joelho esquerdo, sem usar os braços .....	0	1	2	3	61.
*62	EM PÉ: abaixa-se com controle para sentar no chão, braços livres .....	0	1	2	3	62.
*63	EM PÉ: agacha-se, braços livres .....	0	1	2	3	63.
*64	EM PÉ: pega um objeto no chão, braços livres, retorna para a posição em pé .....	0	1	2	3	64.
<b>TOTAL DA DIMENSÃO D</b>					[ ]	

ITEM	E: ANDAR, CORRER, PULAR	PONTUAÇÃO			NT	
*65	EM PÉ, SEGURANDO-SE COM AS DUAS MÃOS EM UM BANCO GRANDE: anda de lado 5 passos para o lado direito .....	0	1	2	3	65.
*66	EM PÉ, SEGURANDO-SE COM AS DUAS MÃOS EM UM BANCO GRANDE: anda de lado 5 passos para o lado esquerdo .....	0	1	2	3	66.
*67	EM PÉ, DUAS MÃOS SEGURADAS: anda 10 passos para a frente .....	0	1	2	3	67.
*68	EM PÉ, UMA MÃO SEGURADA: anda 10 passos para a frente .....	0	1	2	3	68.
*69	EM PÉ: anda 10 passos para a frente .....	0	1	2	3	69.
*70	EM PÉ: anda 10 passos para a frente, para, vira 180° e retorna .....	0	1	2	3	70.
*71	EM PÉ: anda 10 passos para trás .....	0	1	2	3	71.
*72	EM PÉ: anda 10 passos para a frente, carregando um objeto grande com as duas mãos .....	0	1	2	3	72.

- \*73 EM PÉ: anda 10 passos consecutivos para a frente entre linhas paralelas afastadas 20 centímetros uma da outra ..... 0  1  2  3  73.
- \*74 EM PÉ: anda 10 passos consecutivos para a frente sobre uma linha com 2 centímetros de largura ..... 0  1  2  3  75.
- \*75 EM PÉ: transpõe um bastão posicionado na altura dos joelhos, iniciando com o pé direito .... 0  1  2  3  75.
- \*76 EM PÉ: transpõe um bastão posicionado na altura dos joelhos, iniciando com o pé esquerdo . 0  1  2  3  76.
- \*77 EM PÉ: corre 4,5 metros, para e retorna ..... 0  1  2  3  77.
- \*78 EM PÉ: chuta a bola com o pé direito ..... 0  1  2  3  78.
- \*79 EM PÉ: chuta a bola com o pé esquerdo ..... 0  1  2  3  79.
- \*80 EM PÉ: pula 30 centímetros de altura, com ambos os pés simultaneamente ..... 0  1  2  3  80.
- \*81 EM PÉ: pula 30 centímetros para a frente, com ambos os pés simultaneamente ..... 0  1  2  3  81.
- \*82 EM PÉ: pula 10 vezes sobre o pé direito dentro de um círculo com 60 centímetros de diâmetro .. 0  1  2  3  82.
- \*83 EM PÉ: pula 10 vezes sobre o pé esquerdo dentro de um círculo com 60 centímetros de diâmetro ... 0  1  2  3  83.
- \*84 EM PÉ, SEGURANDO EM UM CORRIMÃO: sobe 4 degraus, segurando em um corrimão, alternando os pés ..... 0  1  2  3  84.
- \*85 EM PÉ, SEGURANDO EM UM CORRIMÃO: desce 4 degraus, segurando em um corrimão, alternando os pés ..... 0  1  2  3  85.
- \*86 EM PÉ: sobe 4 degraus, alternando os pés ..... 0  1  2  3  86.
- \*87 EM PÉ: desce 4 degraus, alternando os pés ..... 0  1  2  3  87.
- \*88 EM PÉ EM UM DEGRAU COM 15 CENTÍMETROS DE ALTURA: pula do degrau, com ambos os pés simultaneamente ..... 0  1  2  3  88.

TOTAL DA DIMENSÃO E

Esta avaliação foi indicativa do desempenho habitual da criança: SIM  NÃO

COMENTÁRIOS:

---

---

---

---

---

---

---

---

## RESUMO DA PONTUAÇÃO DA GMFM

DIMENSÃO	CÁLCULO DAS PONTUAÇÕES PERCENTUAIS DAS DIMENSÕES	ÁREA-META Assinalar com ✓
A. Deitar e Rolar	$\frac{\text{Total da Dimensão A}}{51} = \frac{\quad}{51} \times 100 = \quad \%$	A. <input type="checkbox"/>
B. Sentar	$\frac{\text{Total da Dimensão B}}{60} = \frac{\quad}{60} \times 100 = \quad \%$	B. <input type="checkbox"/>
C. Engatinhar e Ajoelhar	$\frac{\text{Total da Dimensão C}}{42} = \frac{\quad}{42} \times 100 = \quad \%$	C. <input type="checkbox"/>
D. Em Pé	$\frac{\text{Total da Dimensão D}}{39} = \frac{\quad}{39} \times 100 = \quad \%$	D. <input type="checkbox"/>
E. Andar, Correr e Pular	$\frac{\text{Total da Dimensão E}}{72} = \frac{\quad}{72} \times 100 = \quad \%$	E. <input type="checkbox"/>

$$\text{PONTUAÇÃO TOTAL} = \frac{\%A + \%B + \%C + \%D + \%E}{\text{Número total de Dimensões}}$$

$$= \frac{\quad + \quad + \quad + \quad}{5} = \frac{\quad}{5} = \quad \%$$

$$\text{PONTUAÇÃO-META TOTAL} = \frac{\text{Soma das pontuações percentuais em cada dimensão identificada como área-meta}}{\text{Número de áreas-meta}}$$

$$= \frac{\quad + \quad}{\quad} = \quad \%$$

Pontuação do Estimador de Habilidade Motora Grossa da GMFM-66 <sup>1</sup>		
Pontuação da GMFM-66	= _____	a _____
Pontuação anterior da GMFM-66	= _____	a _____
Mudança na pontuação da GMFM-66	= _____	
Intervalo de Confiança de 95%		
Intervalo de Confiança de 95%		
<sup>1</sup> Conforme o programa Estimador de Habilidade Motora Grossa (GMAE)		



### TESTE COM DISPOSITIVOS DE MOBILIDADE / ÓRTESE

Assinale abaixo com (✓) qual dispositivo de mobilidade / órtese foi utilizado e em que dimensão foi aplicado primeiramente. (Pode haver mais do que um).

Dispositivo de mobilidade		Dimensão	Órtese		Dimensão
Andador com rodas / de empurrar .....	<input type="checkbox"/>	_____	Estabilizador de quadril .....	<input type="checkbox"/>	_____
Andador .....	<input type="checkbox"/>	_____	Estabilizador de joelho .....	<input type="checkbox"/>	_____
Muleta axilar .....	<input type="checkbox"/>	_____	Estabilizador de tornozelo-pé .....	<input type="checkbox"/>	_____
Muletas .....	<input type="checkbox"/>	_____	Estabilizador de pé .....	<input type="checkbox"/>	_____
Bengala de quatro apoios .....	<input type="checkbox"/>	_____	Sapatos .....	<input type="checkbox"/>	_____
Bengala .....	<input type="checkbox"/>	_____	Nenhuma .....	<input type="checkbox"/>	_____
Nenhum .....	<input type="checkbox"/>	_____	Outra .....	<input type="checkbox"/>	_____
Outro _____ (especifique)			Outra _____ (especifique)		

#### RESUMO DA PONTUAÇÃO COM USO DE DISPOSITIVO DE MOBILIDADE / ÓRTESE CÁLCULO DAS PONTUAÇÕES PERCENTUAIS DAS DIMENSÕES

DIMENSÃO					ÁREA-META <small>Assinalar com ✓</small>
A. Deitar e Rolar	Total da Dimensão A	=	_____ x 100 =	_____ %	A. <input type="checkbox"/>
	51		51		
B. Sentar	Total da Dimensão B	=	_____ x 100 =	_____ %	B. <input type="checkbox"/>
	60		60		
C. Engatinhar e Ajoelhar	Total da Dimensão C	=	_____ x 100 =	_____ %	C. <input type="checkbox"/>
	42		42		
D. Em Pé	Total da Dimensão D	=	_____ x 100 =	_____ %	D. <input type="checkbox"/>
	39		39		
E. Andar, Correr e Pular	Total da Dimensão E	=	_____ x 100 =	_____ %	E. <input type="checkbox"/>
	72		72		

$$\text{PONTUAÇÃO TOTAL} = \frac{\%A + \%B + \%C + \%D + \%E}{\text{Número total de Dimensões}}$$
$$= \frac{\quad + \quad + \quad + \quad + \quad}{5} = \frac{\quad}{5} = \quad \%$$

$$\text{PONTUAÇÃO-META TOTAL} = \frac{\text{Soma das pontuações percentuais em cada dimensão identificada como área-meta}}{\text{Número de áreas-meta}}$$
$$= \frac{\quad + \quad}{\quad} = \quad \%$$

<b>Pontuação do Estimador de Habilidade Motora Grossa da GMFM-66<sup>1</sup></b>		
Pontuação da GMFM-66	= _____	a _____
Pontuação anterior da GMFM-66	= _____	Intervalo de Confiança de 95%
Mudança nas pontuações da GMFM-66	= _____	a _____
		Intervalo de Confiança de 95%

<sup>1</sup> Conforme o programa Estimador de Habilidade Motora (GMAE)

© Memnon Edições Científicas Ltda., Luara Tomé Cyrillo, Maria Cristina dos Santos Galvão. Folha de Pontuação da GMFM