

# Parâmetros biomecânicos da marcha em crianças com pé torto congênito unilateral e bilateral

CDD. 20.ed. 612.76  
796.023

<http://dx.doi.org/10.1590/1807-55092016000200271>

Renato José SOARES\*  
Alex Sandra Oliveira de CERQUEIRA\*  
Luis MOCHIZUKI\*\*  
Júlio Cerca SERRÃO\*\*\*  
João Paulo VILAS-BOAS\*\*\*\*  
Alberto Carlos AMADIO\*\*\*

\*Universidade de Taubaté, Taubaté, SP, Brasil.

\*\*Escola de Artes, Ciências e Humanidades, Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil.

\*\*\*Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil.

\*\*\*\*Faculdade de Desporto, Universidade do Porto, Porto, Portugal.

## Resumo

Uma variedade de disfunções congênitas pediátricas demonstra que deformidades do pé interferem na capacidade de locomoção. No entanto, há em muitas vezes incertezas sobre os seus reais efeitos mecânicos. O pé torto congênito é um exemplo de uma disfunção pouco conhecida no que diz respeito as suas influências na locomoção de crianças. Desta forma, uma melhor compreensão da marcha destas crianças pode auxiliar no melhor no direcionamento de futuras ações na tentativa de minimizar ou corrigir tais possíveis desequilíbrios. O objetivo da pesquisa foi analisar parâmetros cinéticos e cinemáticos da marcha de crianças com pé torto congênito unilateral e bilateral submetidas a tratamento cirúrgico. Artigo Científico Original Observacional. O protocolo consistiu da investigação da marcha em velocidade auto-selecionada, com identificação de parâmetros em forças de reação do solo vertical e antero-posterior, além de parâmetros angulares do tornozelo e do joelho. Testes estatísticos não-paramétricos foram utilizados na análise dos resultados. As crianças com pé torto mostraram maiores desequilíbrios nos parâmetros investigados, com ênfase para as diferenças entre o grupo de pé torto unilateral e controle. Nesta comparação, no início da fase de apoio, foram encontradas maior primeiro pico da força vertical e alterações angulares do joelho e tornozelo; no médio apoio, foram observados aumento da flexão do joelho e dorsiflexão do tornozelo, além de menor magnitude da força vertical; na fase de propulsão foram encontrados menores valores na força antero-posterior e no segundo pico da força vertical, além de menor flexão plantar. Crianças com pé torto unilateral apresentam maiores desequilíbrios em parâmetros biomecânicos da marcha em comparação com crianças acometidas bilateralmente. As alterações encontradas nos parâmetros da marcha no presente estudo podem contribuir nas compreensões dos desequilíbrios e fornecer informações para entender os movimentos dos membros inferiores durante a marcha em crianças pé torto.

**PALAVRAS-CHAVE:** Pé torto; Biomecânica; Marcha; Cinética; Cinemática.

## Introdução

O pé torto congênito (PTC), ou talipes equinovarus, é a mais comum deformidade congênita, a qual se caracteriza pela fixação do pé em abdução, supinação e posicionamento varo. Os ossos calcâneo, navicular e cuboide encontram-se rodados medialmente em relação ao talus e são mantidos em adução e inversão. Embora o pé seja supinado, o antepé é pronado em relação ao retropé, levando-o à posição cavus. Além disso, o primeiro

metatarso apresenta-se em maior flexão plantar<sup>1</sup>. O tratamento para o PTC deve ter início tão logo as deformidades apareçam. Acompanhamentos periódicos são necessários, uma vez que recorrências e deformidades residuais podem requerer novos tratamentos<sup>2-3</sup>. O diagnóstico do PTC inclui análise rediológica, exames físicos, questionários sobre atividades funcionais e nível de dor<sup>3-4</sup>, além da análise biomecânica da marcha<sup>5-8</sup>.

Informações de análises cinemática, cinética e eletromiográfica da marcha do PTC são controversas<sup>2, 4-5, 9-10</sup>, já que crianças com PTC apresentam diferentes padrões de movimento. Mas por que crianças com PTC têm diferentes padrões de marcha? Normalmente, elas têm diferentes características anatômicas e desenvolvem suas próprias adaptações a tais restrições. Portanto, adaptações individuais levam a diferentes padrões de movimento e explicam porque crianças apresentam alta variabilidade nos padrões de marcha.

Para avançar o conhecimento sobre a forma como crianças com PTC coordenam e controlam seu corpo durante a marcha diante de tais restrições, é necessário reduzir os vieses que são produzidos por diferentes condições anatômicas e podem ser reduzidos por tratamentos clínicos. A cirurgia nos casos de PTC objetiva reduzir as restrições anatômicas por meio do uso de um conjunto de procedimentos invasivos

comuns. Logo, espera-se que após o mesmo tipo de cirurgia, crianças com PTC terão condições anatômicas e cinesiológicas similares para caminhar. Nosso raciocínio é baseado nesse fato. Crianças com PTC submetidas ao mesmo procedimento cirúrgico podem ter restrições anatômicas similares, bem como padrões de marcha similares.

Um problema central é se o PTC apresenta-se em apenas um, ou em ambos os pés. O pé torto congênito afeta o pé tipicamente desenvolvido e nenhum deles têm padrões similares em comparação a crianças normais<sup>11</sup>. Ademais, temos sugerido que crianças com um ou dois pés afetados provavelmente andam de formas diferentes por consequência de comportamentos compensatórios no pé tipicamente desenvolvido. Para verificar essas duas hipóteses, este estudo teve como objetivo analisar parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha após cirurgia em crianças com PTC unilateral e bilateral.

## Método

### Participantes

Participaram deste estudo 14 crianças com PTC idiopático (7 PTC unilateral:  $6,8 \pm 0,9$  anos de idade,  $30,0 \pm 5,1$  kg de peso corporal e  $1,30 \pm 0,05$  m de altura; 7 PTC bilateral:  $7,4 \pm 1,1$  anos de idade,  $34,4 \pm 11,0$  kg de peso corporal e  $1,32 \pm 0,07$  m de altura). Essas crianças não sofreram nenhuma lesão musculoesquelética nos seis meses que antecederam o estudo, tampouco dor no pé ou dificuldades nas atividades diárias. O procedimento cirúrgico foi a liberação passo-a-passo das estruturas mediais e posteriores do pé, conforme necessário. Usou-se a incisão de Cincinnati. O grupo controle consistiu em 11 crianças ( $7,6 \pm 0,7$  anos de idade,  $26,3 \pm 4,3$  kg de peso corporal,  $1,30 \pm 0,06$  m de altura) sem histórico de PTC e lesões musculoesqueléticas nos seis meses que precederam as avaliações. Todas as 25 crianças participaram do estudo. As implicações ética envolvidas nos procedimentos do estudo foram aprovadas pela Comissão de Ética em Pesquisa e todos os responsáveis deram o consentimento informado antes das crianças iniciarem sua participação no estudo. Todas as explicações foram dadas às crianças e seus pais ou responsáveis legais antes do estudo.

### Instrumentação

Uma plataforma de força (Bertec #k80204, tipo 4060-15) foi utilizada para medir as forças de reação do solo (FRS) e uma câmera digital (Redlake Motion Scope PCI 8000) foi usada para registrar os movimentos dos membros inferiores durante a marcha. A frequência de amostragem para a FRS foi de 1 kHz e, para os dados cinemáticos, de 50 Hz (obturador 1:100). Para a reconstrução cinemática, foi utilizado um sistema de referência baseado em uma estrutura com formato de cubo com marcadores esféricos mantidos a distâncias conhecidas uns dos outros. O software Acknowledge (Biopac System Inc, CA, USA) foi usado para sincronizar as FRS com os dados da análise dos filmes. O software APAS (Ariel Dynamics) foi usado para digitalizar e reconstruir as coordenadas dos pontos de referências anatômicos previamente selecionados.

### Protocolo

A câmera de vídeo foi posicionada para capturar imagens no plano sagital. Marcadores refletivos passivos foram colados aos participantes com adesivos de dupla-face nas seguintes referências anatômicas: pés e calcanhares (tuberosidade do quinto osso do

metatarso, área lateral do calcâneo e extremidade distal do maléolo lateral), joelhos (extremidade da cabeça da fíbula e extremidade distal do côndilo lateral femoral) a quadris (trocânter maior do fêmur). Antes dos testes, as crianças caminharam sobre a área de teste para se familiarizarem com os procedimentos experimentais e selecionarem suas velocidades de marcha confortáveis. Cinco tentativas foram capturadas para a fase destra do ciclo da marcha e outras cinco para a fase esquerda. Os dados coletados pela plataforma de força e pelas câmeras de vídeo foi sincronizados de modo que todas as coletas ocorreram simultaneamente.

## Análise dos dados

O sinal “offset” tanto da EMG quanto da FRS foram removidos e um filtro de passa-baixa Butterworth de segunda ordem foi usado nos dados brutos de cinética. Para os dados brutos de cinemática, usamos um filtro de passa-baixa Butterworth de segunda ordem de 10 Hz. Ambos os conjuntos

de dados foram normalizados pelo tempo de ciclo de marcha, e as FSR foram normalizadas pelo peso corporal. Para todos os cálculos, utilizamos códigos escritos em Matlab 6.5 (The Mathworks Inc.).

## Variáveis

Para analisar as FRS, alguns parâmetros foram calculados. Para a fase de frenagem: 1) a taxa de carga, TC (o primeiro pico de FRS vertical (F1) dividido pelo tempo para atingir essa magnitude); 2) o valor mínimo entre os dois picos da FRS vertical, Fmin; e 3) impulso de frenagem, I\_fren (área sob a curva da FRS antero-posterior durante a fase de frenagem). Para a fase propulsiva: 1) o segundo pico da FSR vertical, F2; e o impulso de propulsão, I\_prop (área sob a curva da FRS antero-posterior durante a fase propulsiva). Os ângulo do joelho e tornozelo em F1, Fmin e F2 foram calculados e nomeados como joelho1, joelho2, joelho3, tornozelo1, tornozelo2 e tornozelo3, respectivamente.

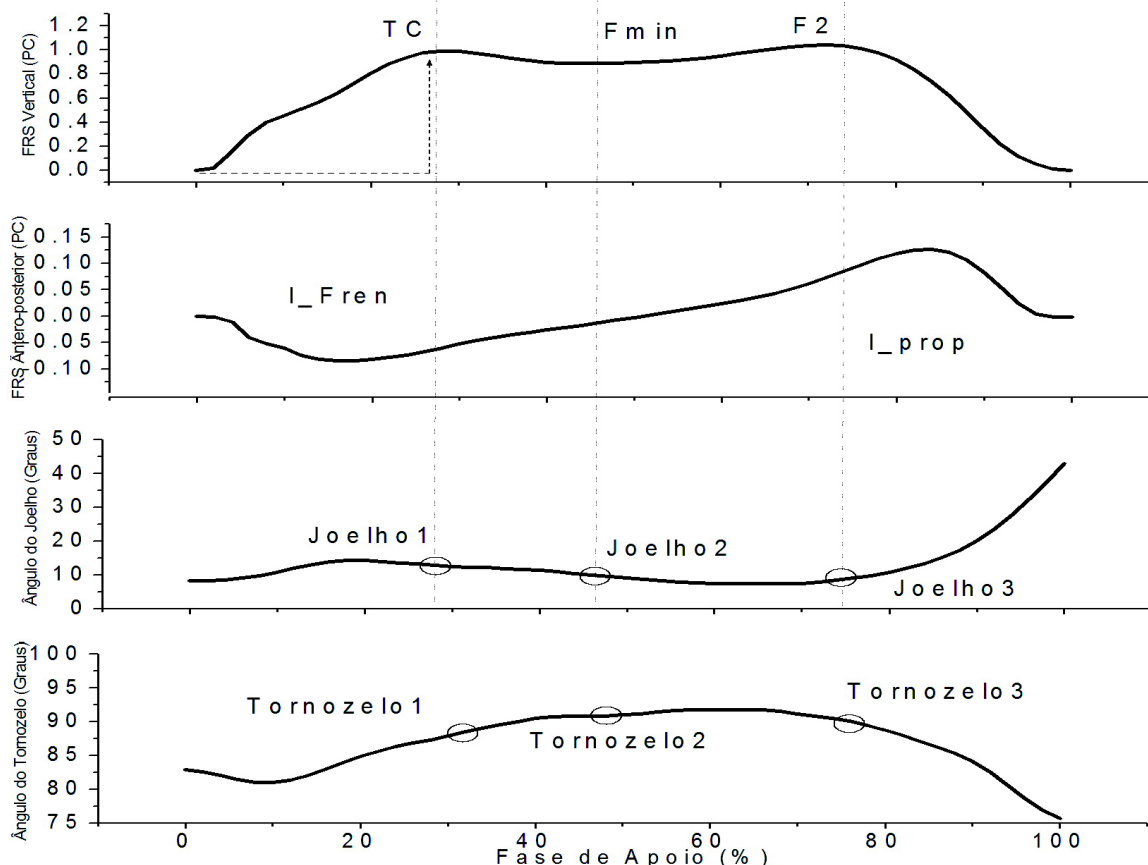


FIGURA 1 - Parâmetros biomecânicos usados neste estudo para análise da marcha.

## Análise estatística

As variáveis investigadas não apresentaram distribuição normal. Portanto, utilizamos o teste de Kruskal-Wallis para verificar os efeitos de grupo [1) o grupo controle; 2) o grupo PTC bilateral no lado direito; 3) o grupo PTC bilateral no lado esquerdo;

4) o grupo PTC unilateral no lado afetado; 5) o grupo PTC unilateral no lado não-afetado] sobre essas variáveis. O teste de Nabb-Whitney foi aplicado como teste “post-hoc”. Além disso, o teste de Wilcoxon foi utilizado para comparar os parâmetros cinéticos e cinemáticos entre os lados corporais. O nível de significância adotado foi de  $p < 0,05$ .

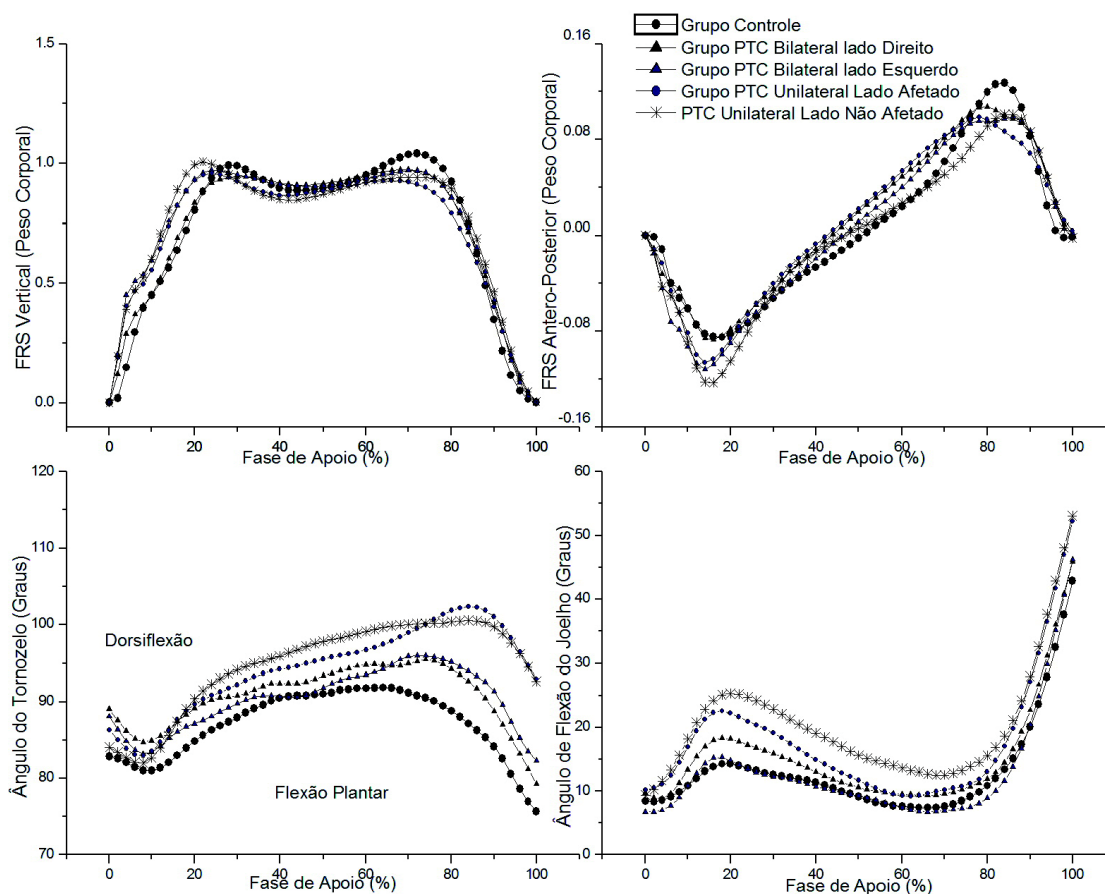


FIGURA 2 - Curvas médias das variáveis.

## Resultados

As médias agrupadas das FRS vertical e anteroposterior estão apresentadas na FIGURA 2. Ambas FRS vertical e anteroposterior nos grupos PTC são similares ao grupo controle e similares à marcha normal<sup>12</sup>.

Para os parâmetros cinéticos, houve algumas diferenças durante as fases propulsiva e de frenagem. Para a fase de frenagem, a TC foi maior nos grupos PTC e a maior TC foi observada na PTC unilateral no lado afetado (Kruskal-Wallis  $\chi^2 = 24174$ ;  $df = 34$ ;  $p < 0,001$ ). O impulso de frenagem foi maior para o grupo controle (Kruskal Wallis  $\chi^2 = 175$ ;  $df = 34$ ;  $p < 0,001$ ). No instante F1, a maior flexão de joelho foi observada no grupo PTC unilateral

(Kruskal-Wallis  $\chi^2 = 66$ ;  $df = 34$ ;  $p < 0,001$ ) e o maior ângulo de flexão plantar foi observado no grupo controle (Kruskal-Wallis  $\chi^2 = 31$ ;  $df = 34$ ;  $p < 0,001$ ).

Na fase de meia-distância, no Fmin, o maior ângulo de dorsiflexão (Kruskal-Wallis  $\chi^2 = 33$ ;  $df = 34$ ;  $p < 0,001$ ) e o maior ângulo de flexão do joelho (Kruskal-Wallis  $\chi^2 = 42$ ;  $df = 34$ ;  $p < 0,001$ ) ocorreram nos grupos PTC unilateral e o menor Fzmin foi observado para o lado não-afetado (Kruskal-Wallis  $\chi^2 = 27$ ;  $df = 34$ ;  $p < 0,001$ ).

Na a fase de propulsão, o maior impulso de propulsão (Kruskal Wallis  $\chi^2 = 176$ ;  $df = 34$ ;  $p < 0,001$ ) e

o segundo pico de FSR vertical (Kruskal Wallis  $\chi(2) = 74$ ;  $df = 34$ ;  $p < 0,001$ ) foram observados nos grupos controle. Além disso, o menor F2 foi observado no lado afetado do grupo PTC. Nessa fase, o maior ângulo de flexão plantar do tornozelo foi observado

no grupo controle e o lado não-afetado do grupo PTC unilateral apresentou o menor ângulo de flexão plantar (Kruskal-Wallis  $\chi(2) = 46$ ;  $df = 34$ ;  $p < 0,001$ ). Para o joelho, o grupo PTC apresentou o maior ângulo de flexão (Kruskal-Wallis  $\chi(2) = 22$ ;  $df = 34$ ;  $p < 0,001$ ).

## Discussão

Nós comparamos os padrões de marcha de crianças com PTC e crianças que se desenvolveram normalmente sem anormalidades anatômicas nos membros inferiores. As FRS vertical e posterior nos grupos PTC foram similares às do grupo controle e comparáveis aos padrões normais de marcha descritos por WINTER<sup>12</sup>. As crianças com PTC apresentaram menores impulsos de frenagem e propulsão. Esses resultados sugerem que crianças com PTC caminham mais vagarosamente do que crianças que se desenvolveram normalmente quando instruídas a caminhar a sua velocidade preferida auto selecionada.

Nossa primeira hipótese foi a de que crianças com PTC que se submetem ao mesmo procedimento cirúrgico deveriam apresentar padrões similares de marcha. Essa hipótese, no entanto, não foi confirmada. Crianças com PTC unilateral tiveram maior taxa de carga e maior flexões dorsal e de joelho durante meia-distância do que as crianças do grupo controle. Embora todas as crianças com PTC tenham sido submetidas ao mesmo procedimento cirúrgico, crianças com PTC unilateral atingem o solo menos suavemente. O quão cuidadosamente as pessoas atingem o solo com o pé sugere quanto o corpo é controlado durante a caminhada.

A segunda hipótese que aventamos foi a de que crianças com PTC unilateral e bilateral caminham de forma diferente em função de comportamentos compensatórios no pé não afetado. Existem algumas informações indicando que essa hipótese não está errada. Primeiramente, o fato da primeira hipótese ter sido rejeitada indica que crianças com PTC unilateral caminham de forma diferente daquelas com PTC bilateral. Alguns outros resultados corroboram a segunda hipótese: o pé sem anormalidades das crianças com PTC unilateral apresentou os menores valores de FRS vertical durante o médio apoio e os menores ângulos de flexão plantar durante a fase propulsiva, os quais foram ainda menores do que o grupo controle. Esses resultados sugerem que, durante o médio apoio, o corpo libera menos peso corporal sobre o pé não afetado, o que leva a menor

flexão plantar para propulsão. Esse é apenas um padrão de movimento diferente, o que não afeta a quantidade de impulso propulsivo. Portanto, para compensar o comportamento do pé afetado durante a caminhada, o pé não-afetado muda a forma como aplica forças ao solo durante a propulsão.

A locomoção humana apresenta-se como movimentos complexos e as técnicas de mensuração que contribuem para o entendimento dos mecanismos que garantem a eficiência de movimento fornecem informações valiosas para melhorar a reabilitação funcional. O procedimento cirúrgico de liberação para o PTC diminui as deformidades e leva a uma vida sem dificuldades funcionais significativas. Contudo, diversos parâmetros da análise biomecânica da marcha são anormais quando comparados com o grupo controle. Na fase inicial da pisada, a 10% do ciclo da marcha, os eventos apresentados podem ser explicados por um déficit no controle da carga no grupo PTC, especialmente no grupo PTC unilateral. A taxa de aplicação de carga tem sido utilizada para quantificar a absorção de forças no momento de maior impacto durante a marcha, o que tem sido demonstrado um parâmetro útil para diagnosticar sobrecargas. Nessa fase, KAROL et al.<sup>5</sup> relataram um decréscimo no ângulo de flexão de joelho no grupo PTC, o que pode explicar essa deficiência no controle da colocação do pé no solo.

Quando o calcanhar toca o solo, o joelho está próximo de uma extensão total e move para cerca de 20° de flexão para controlar o impacto mecânico<sup>9</sup>. Nós observamos cerca de 14° de flexão de joelho nessa fase nos grupos controle e PTC unilateral. Entretanto, observamos diferenças angulares em ambos os joelhos nos grupos PTC unilateral, o que pode contribuir para diferenças cinéticas. No médio apoio, a qual apresenta a fase de balanço do membro contralateral e um consequente decréscimo na FRS vertical, o lado não afetado do grupo PTC unilateral apresentou o maior ângulo de dorsiflexão do tornozelo. KAROL et al.<sup>5</sup> também notaram uma redução no ângulo de dorsiflexão no lado não-afetado no grupo PTC unilateral. Todavia,

esses pesquisadores avaliaram apenas crianças com PTC unilateral, comparando o lado afetado com o lado não-afetado. Em nosso estudo, notamos que ambos os lados no grupo PTC unilateral demonstraram maior ângulo de flexão dorsal em relação ao grupo controle. Adicionalmente, como uma possível forma de compensação, na fase de médio apoio, encontramos um maior ângulo de flexão de joelho no grupo PTC unilateral. A fraqueza muscular de estabilizadores ou reduzida amplitude no ângulo do tornozelo (normalmente encontrada em crianças com PTC) pode contribuir para essas alterações angulares e pode justificar a redução na FRS vertical na fase de médio apoio encontrada no grupo PTC unilateral.

Na fase final da pisada na marcha, os déficits de propulsão observados nos grupos PTC estão em acordo com dados de WIDHE e BERGGREN<sup>6</sup>, THEOLOGIS et al.<sup>3</sup> e FAVRE et al.<sup>11</sup>. Os parâmetros angulares também foram diferentes nas crianças com PTC, com menor amplitude de movimento de flexão plantar no grupo PTC unilateral, em ambos os lados, em relação ao grupo controle. Esses achados são similares aos de WIDHE e BERGGREN<sup>6</sup> e HEE et al.<sup>7</sup>. Muitas discussões têm sido apresentadas para explicar esses desequilíbrios, os quais podem ser relacionados à função restrita do complexo muscular do tríceps sural associada aos procedimentos cirúrgicos e deformidades residuais após o tratamento. OTIS e BOHNE<sup>2</sup> relataram alterações na ativação muscular do gastrocnêmio na análise da marcha em indivíduos com PTC bilateral. KAROL et al.<sup>5</sup> relataram alterações na ativação do tibial anterior e fibular com fraqueza isocinética na flexão de extensão de joelho, além de flexão plantar em crianças com PTC unilateral.

O controle motor da locomoção é afetado tanto por mecanismos medulares como supramedulares. As atividades corticais, cerebelares e do tronco cefálico são necessárias para o desenvolvimento motor da criança<sup>13</sup>. O controle medular da locomoção é baseado na ativação de geradores de padrões central, o qual pode

ser modulado por reflexos. A fim de lidar com as restrições mecânicas internas e externas, o sistema nervoso central seleciona os músculos sinérgicos apropriados para a tarefa motora. Para superar as restrições funcionais desenvolvidas pela fraqueza muscular e rigidez musculotendíneas, diferentes padrões de coordenação necessitam ser manifestados para cumprir a tarefa da marcha. Se houver sinergia entre articulações e músculos, há ação compensatória que se desenvolve para prevalecer sobre as deformidades do PTC.

Durante o desenvolvimento, as crianças gradualmente atingem a força para sustentar o peso corporal durante a caminhada e aprendem como gastar menos energia para executar a mesma tarefa. Além disso, elas aprendem como controlar os membros inferiores para reduzir o impacto mecânico do calcanhar no solo e como controlar o balanço dos membros inferiores para evitar quedas<sup>12</sup>. Para melhor entender esse processo de desenvolvimento, SUTHERLAND<sup>14</sup> pontua a importância da maturação no controle da marcha.

Uma limitação de nossos achados é não explicar como fatores musculares afetam as alterações na marcha observadas nos grupos PTC. É necessário analisar a atividade eletromiográfica combinada com análises cinética e cinemática durante a caminhada em crianças com PTC.

Este estudo identificou que o PTC unilateral apresenta mais desequilíbrios nos parâmetros biomecânicos da marcha em comparação com o PTC bilateral, o que está em acordo com os achados de WIDHE e BERGGREN<sup>6</sup>. Esses maiores desequilíbrios entre os lados afetado e não-afetado nessa população explicam maiores compensações entre os lados. Investigações futuras devem quantificar as forças internas na área afetada para identificar a situação real das características intra-articulares. As alterações encontradas nos parâmetros da marcha neste estudo podem ser um incentivo para encorajar a prática de atividades físicas nesse grupo de crianças a fim de normalizar os padrões da marcha.

## Abstract

Biochemical gait parameters in children with unilateral and bilateral clubfoot

A variety of congenital pediatric disorders have demonstrated that foot deformities interfere in locomotion ability. However, there are uncertainties about the mechanical effects of this deformity. Quantitative gait analysis allows the measurement and assessment of walking biomechanics, which facilitates the recommendation of treatment alternatives. The purpose of this investigation was to analyze gait parameters in unilateral and bilateral clubfoot children after operative therapy. Observational Original Scientific Article. The protocol consisted of self-selected speed gait investigation with parameter identification in vertical

and antero-posterior ground reaction forces and ankle and knee angles. Non-parametric statistics tests were used in analysis of the results. Children with clubfoot showed larger imbalances in parameters with an emphasis towards the greatest differences occurring between unilateral clubfoot group and controls. For initial stance phase, we found higher first vertical force peak and knee and ankle angular alterations. For midstance, we observed more knee flexion and ankle dorsiflexion, and less vertical force. For propulsion phase, there were smaller values in antero-posterior force, second vertical force peak and plantarflexion. Unilateral clubfoot presents more imbalances in gait biomechanical parameters compared with bilateral clubfoot children. The alterations in gait parameters in this study help to understand the imbalances and provide information to understand the lower extremity movements during gait in clubfoot children.

KEY WORDS: Clubfoot; Biomechanics; Gait; Kinetics; Kinematics.

## Referências

1. Miedzybrodzka Z. Congenital talipes equinovarus (clubfoot): a disorder of the foot but not the hand. *J Anat.* 2003; 202:37-42.
2. Otis JC, Bohne WHO. Gait analysis in surgically treated clubfoot. *J Pediatr Orthop.* 1986; 6:162-4.
3. Theologis TN, Harrington ME, Thonmpsom N, et al. Dynamic foot movement in children treated for congenital talipes equinovarus. *J Bone Joint Surg.* 2003; 85:572-7.
4. Aronson J, Puskarich, CL. Deformity and disability from treated clubfoot. *J Pediatr Orthop.* 1990;10: 109-19.
5. Karol LA, Concha MC, Johnston CE. Gait analysis and muscle strength in children with surgically treated clubfeet. *J Pediatr Orthop.* 1997;17:790-5.
6. Widhe T, Berggren L. Gait analysis and dynamic pressure in the assessment of treated clubfoot. *Foot Ankle Int.* 1994; 5:186-90.
7. Hee HT, Lee EH, Lee GSM. Gait and pedobarographic patterns of surgical treated clubfeet. *J Foot Ankle Surg.* 2001; 40:287-94.
8. Beyaert C, Haumont T, Payasant J, et al. The effect of inturning of the foot on knee kinematics and kinetics in children with treated idiopathic clubfoot. *Clin Biomech.* 2003;18:670-6.
9. Davies TC, Kiefer GK, Zernicke RF. Kinematics and kinetics of the hip, knee, and ankle of children with clubfoot after posteromedial release. *J Pediatr Orthop.* 2001;21:366-712.
10. Wircart PH, Richardson J, Maton B. Adaptation of gait initiation in children with unilateral idiopathic clubfoot following conservative treatment. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006;16:650-60.
11. Favre P, Exner GU, Drerup B, et al. The contralateral foot in children with unilateral clubfoot: a study of pressures and forces involved in gait. *J Pediatr Orthop.* 2007;27:54-9.
12. Winter DA. *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological.* 2nd ed. Waterloo: University of Waterloo; 1991.
13. Vaal J, Van Soest AJ, Hopkins B. Modeling the early development of bipedal locomotion: a multidisciplinary approach. *Hum Mov Sci.* 1995;14:609-36.
14. Sutherland D. The development of mature gait. *Gait Posture.* 1997;6:163-70.

## Agradecimentos

O apoio financeiro para este estudo foi provido pela CAPESP.

ENDEREÇO  
Renato José Soares  
Departamento de Fisioterapia  
Universidade de Taubate  
R. Marechal Artur da Costa e Silva, 1055  
12010-490 - Taubaté - SP - BRASIL  
e-mail: renato.soares@unitau.com.br

Recebido para publicação: 20/12/2014  
Aceito: 04/05/2015