

# Análise Cinemática Linear e Angular da Marcha em Pacientes Amputados Transfemorais Protetizados

## Linear and Angular Kinematic Analysis of the March on Prosthetic Transfemoral Amputes

Andressa Lorandi Balardin<sup>a</sup>; Simone Andrighetti<sup>a</sup>; Vinícius Mazzochi Schimit<sup>a</sup>; Fernanda Cechetti<sup>bc</sup>;  
Leandro Viçosa Bonetti<sup>a</sup>; Raquel Saccani<sup>ad\*</sup>;

<sup>a</sup>Universidade de Caxias do Sul, Curso de Fisioterapia. RS, Brasil.

<sup>b</sup>Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências da Reabilitação. RS, Brasil

<sup>c</sup>Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre. RS.

<sup>d</sup>Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências do Movimento Humano. RS, Brasil.

\*E-mail: [raquelsaccani@yahoo.com.br](mailto:raquelsaccani@yahoo.com.br)

Recebido em: 05 de janeiro de 2018

Aprovado em: 02 de abril de 2018

---

### Resumo

A amputação leva a uma série de alterações funcionais na biomecânica corporal, gerando padrões alterados de postura e de marcha para compensar a perda do membro, sendo possível através da análise cinemática identificar as compensações e adequar o padrão de marcha. O objetivo deste estudo foi identificar as alterações cinemáticas da marcha, em pacientes protetizados em nível transfemoral, considerando os valores da normalidade e do membro não afetado. Estudo descritivo, observacional, comparativo, transversal, no qual participaram 7 indivíduos, com idade média de 59 anos, com amputação transfemoral, já protetizados. Os pacientes foram selecionados na Clínica de Fisioterapia da Universidade de Caxias do Sul. Para análise da cinemática da marcha foi utilizado o Laboratório de Análises biomecânicas do Movimento Humano da Instituição, seguindo o protocolo descrito por Laroche. Para análise de dados foi utilizada a estatística descritiva e teste t pareado e one sample ( $p < 0,05$ ). Observaram-se inúmeras alterações na cinemática angular e linear destes indivíduos, tanto entre membros, quanto comparando com a normalidade, porém somente a flexão de quadril quando comparada com a normalidade mostrou diferença significativa estatística ( $p = 0,009$ ). O estudo indicou que existem alterações importantes na cinemática da marcha em amputados transfemorais comparando à normalidade e com o membro contralateral. Estas alterações podem estar relacionadas às questões de insegurança, falta de equilíbrio, propriocepção e instabilidade no membro afetado sobre a prótese, entre outros fatores musculoesqueléticos e biomecânicos ocasionados pela mudança do membro fisiológico pelo mecânico.

**Palavras-chave:** Marcha. Amputação. Membros Artificiais.

### Abstract

*Amputation leads to a series of functional alterations on the corporal biomechanics and these generate altered posture patterns and the march as well. This is because it is necessary to compensate the loss of a limb. The objective of the study herein was to perform kinematic analysis to identify the compensation and to adequate the march pattern as well as the kinematic alterations of the march on prosthetic-limb patients regarding transfemoral issues taking into account the values of normality and the non-affected limb. It was a descriptive, observational, comparative and transversal studies in which 7 people with an average age of 59 years old participated. These people are transfemoral amputees and they are already prosthetic-limb users. The patients were selected at the Physiotherapy Clinic of the Universidade of Caxias do Sul. The kinematic analysis took place at the Laboratory of Biomechanics and Human Movements and the protocol described by Laroche was followed. The data analysis was based on the paired t-test and on the one sample ( $p < 0,05$ ). Various alterations were observed on angular and linear kinematic of these persons. These alterations were noted as much among members as when comparing to normality but only the hip flexion, when compared to normality, showed significant statistics ( $p = 0,009$ ). The study indicated that there are important alterations in the kinematic march in transfemoral amputees compared to normality and compared to the contralateral limb. These alterations might be associated with insecurity, lack of balance confidence, proprioception, and instability of the limb affected on the prosthesis among other skeletal muscle system and biomechanic factors caused by the replacement of the physiological member by the mechanical one.*

**Keywords:** Gait. Amputation. Artificial Limbs.

---

## 1 Introdução

A marcha humana representa um processo de locomoção, exigindo sustentação muscular contra a gravidade e mobilidade articular para progressão suave e controle motor adequado<sup>1</sup>. É considerada um dos componentes básicos da independência funcional; porém, diferentes doenças podem gerar alterações no padrão de normalidade<sup>2</sup>.

Diante das possíveis disfunções, a marcha é alvo de interesse ao longo da história<sup>3,4</sup>, pois a análise desse processo,

além de possibilitar a compreensão da normalidade se tornou uma ferramenta valiosa na avaliação de manifestações clínicas e consequências funcionais frente à doença<sup>5</sup>. Embora a análise quantitativa da marcha seja, constantemente, realizada em outros países, ainda é pouco difundida no Brasil. Alguns dos fatores que limitam sua utilização são os altos custos dos sistemas de avaliação disponíveis, a escassez de recursos humanos capacitados e a dificuldade na interpretação de seus resultados<sup>6,7</sup>.

Distúrbios na marcha produzem importantes limitações

funcionais, sendo que o potencial para a função normal varia com a patologia e com a capacidade de utilizar a função residual nas ações substitutas<sup>1</sup>. Entre os distúrbios que podem provocar alteração na marcha, destaca-se a amputação<sup>8</sup>. No Brasil, estima-se a incidência de 13,9 amputados para cada 100.000 habitantes; e tal condição gera um importante impacto social no que diz respeito à imobilidade e independência<sup>8</sup>. O processo de protetização vem evoluindo, associado ao desenvolvimento de tecnologias direcionadas às próteses, possibilitando rápida reabilitação funcional, com consequente melhora na mobilidade dos amputados e redução no gasto energético durante o cotidiano e nos programas de reabilitação<sup>9</sup>. Embora os estudos sobre a marcha humana possibilitem caracterizá-la como eficiente e econômica; quando realizada com adaptações, como a utilização de uma prótese, o que se observa é a perda de sua eficiência energética e biomecânica<sup>10,11</sup>, pois o corpo terá que se adaptar a um mecanismo novo de locomoção.

Por isso, destaca-se a importância da reorganização e adaptação corporal buscando reduzir as assimetrias e instabilidades posturais, assim como os ajustes compensatórios<sup>8</sup>. Sob o mesmo aspecto, no paciente amputado transfemoral, a descarga de peso, propulsão e a base na absorção de forças e choques também ficam prejudicadas, além da diminuição da velocidade, tornando a marcha ainda menos eficiente e funcional<sup>12</sup>.

Diante do exposto, entende-se porque, após a amputação de membros inferiores, a restauração da mobilidade e da função locomotora é um dos objetivos primários do paciente e de programas de reabilitação<sup>13</sup>. Além disso, os padrões de movimento possíveis na protetização diminuem a eficiência mecânica, necessitando, portanto, de um treinamento e acompanhamento contínuo<sup>14</sup>. Portanto, os profissionais envolvidos na reabilitação desses pacientes buscam melhorar a dinâmica e a independência da marcha, o que pode ser facilitado por avaliações quantitativas que descrevam, especificamente, as variáveis alteradas<sup>14</sup>.

Por isso, apesar das alterações no padrão da marcha de pacientes protetizados representarem um problema constante aos profissionais da reabilitação, as pesquisas direcionadas para a análise desse processo em amputados são escassas, principalmente, considerando as análises laboratoriais quantitativas. Desta forma, as intervenções poderiam ser mais bem direcionadas às alterações do paciente, buscando um padrão de locomoção próximo do normal e mais funcional.

O presente estudo buscou analisar a cinemática linear e angular da marcha de indivíduos amputados transfemorais, descrevendo as alterações comparando com a normalidade e com o membro sadio.

## 2 Material e Métodos

A presente pesquisa se trata de um estudo descritivo observacional, de caráter descritivo e comparativo, com abordagem transversal<sup>15</sup>.

A amostra foi composta por sete indivíduos com amputação transfemoral, na faixa etária entre 23 e 77 anos, sendo a variação de idade intencional, devido a utilização dos dados de normalidade de Neumann<sup>16</sup>. Os participantes foram selecionados de forma intencional e não probabilística, na Clínica de Reabilitação Física da Universidade de Caxias do Sul.

Fizeram parte dos critérios de inclusão: a) paciente com amputação transfemoral que possui cadastro na Clínica de Fisioterapia da Universidade de Caxias do Sul, em fase final do tratamento; b) pacientes protetizados transfemoral, que receberam alta e continuam cadastrados; c) idade acima de 20 anos e; d) assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido. Entre os critérios de exclusão estabelecidos para a participação da coleta de dados estão: a) presença de doenças cardiovascular não controlada; b) a não finalização da coleta no laboratório de marcha; c) alterações sensitivas e motoras no membro contralateral; d) instabilidade da prótese; e) dor no momento da coleta e; f) obesidade com IMC (Índice de Massa Corporal) acima de 30; g) deficiência visual não corrigida.

A avaliação da marcha foi realizada no laboratório de marcha do Instituto de Medicina do Esporte da Universidade de Caxias do Sul. O laboratório contém um sistema e protocolo para captação de dados cinemáticos e cinéticos. Para a captura da trajetória tridimensional dos marcadores posicionados no corpo dos sujeitos durante a marcha foi utilizado um sistema de cinemática dotado de 7 câmeras integradas (VICON MX systems, Oxford Metrics Group, UK). Os dados cinemáticos foram coletados em uma taxa de amostragem de 100Hz.

Para coleta das informações dos indivíduos selecionados, foi aplicado um questionário no momento da coleta, contendo informações sobre dados em relação às condições de saúde, informações do indivíduo, amputação e protetização, tais como: idade, membro amputado, nível de amputação, peso, altura, tipo de prótese utilizada, tempo de amputação, tempo de protetização, causa da amputação e comprimento do coto (o qual foi medido a partir da crista ilíaca ântero-superior). Na coleta de dados antropométricos foram utilizados: balança manual com medidor de altura da marca Cauduro® para verificação do peso (sendo que o peso foi verificado com a prótese), e uma fita métrica de 1,50 cm para verificação da altura, em que o participante foi posicionado em uma parede vertical, utilizando a prótese e calçado para a verificação da mesma.

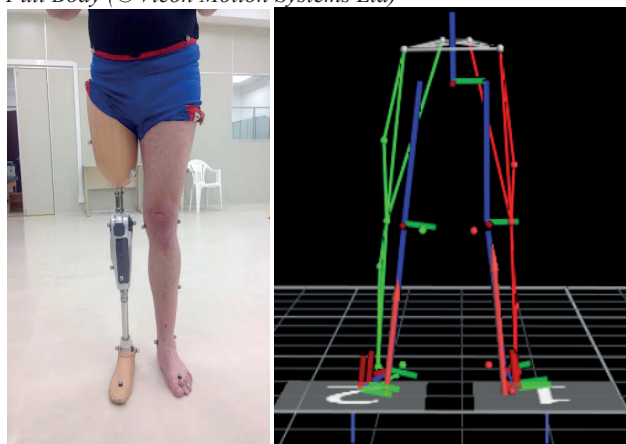
Inicialmente foi realizada uma busca na base de dados da Clínica de Fisioterapia, na qual foram selecionados os indivíduos que fizeram parte da amostra e, após contato prévio com estes, foi efetuado o agendamento para a coleta de dados. Na data preestabelecida foi informado aos indivíduos como seria realizado o procedimento, e após receberem o termo de consentimento livre e esclarecido, que ao ser assinado ficou anexado ao estudo. No dia da coleta foi aplicado o questionário elaborado pelas pesquisadoras e, em seguida, os dados de marcha.

Os procedimentos para coleta de dados no laboratório de

marcha foram baseados no protocolo de Laroche et al.<sup>17</sup>. Para adaptação dos participantes ao protocolo de avaliação de marcha, primeiramente foi pedido aos sujeitos, que caminhassem 8 metros em linha reta na velocidade auto selecionada no local destinado à coleta de marcha no laboratório. Os sujeitos memorizaram o número de passos e o ritmo necessário para serem capazes de realizar o contato com a plataforma, ora com o pé direito inteiro, ora com o pé esquerdo inteiro.

Após a familiarização, foram afixados marcadores reflexivos, seguindo o protocolo de *Plane in Gate Full Body* (© Vicon Motion Systems Ltd) nos seguintes pontos anatômicos: frontal e occipital do crânio direito e esquerdo, C7, T10, clavícula, esterno, apêndice xifóide, costas (bordo medial da escápula D), ombro direito e esquerdo, cotovelo medial e lateral, punho medial e lateral, 2ª falange proximal direita e esquerda, crista ilíaca superior anterior direita e esquerda, crista ilíaca posterior direita e esquerda, coxa direita e esquerda, joelho direito e esquerdo (medial e lateral para estática), tibia direita e esquerda, tornozelo direito e esquerdo (medial e lateral para estática), calcanhar direito e esquerdo e dedo do pé direito e esquerdo. Sendo que os marcadores mediais de joelho e tornozelo foram retirados após verificação da postura estática (Figura 1).

**Figura 1-** Ilustração da aplicação do protocolo de *Plane in Gate Full Body* (© Vicon Motion Systems Ltd)



**Fonte:** Os autores.

O protocolo de marcha consistiu na realização de passos sobre a plataforma, sendo que em todas as tentativas o sujeito realizou o mesmo percurso da sessão da familiarização. Tentativas foram realizadas até que 8 passos fossem capturados integralmente<sup>17</sup>. As variáveis cinemáticas lineares analisadas foram: a) variáveis espaciais da marcha: comprimento do passo e largura do passo; b) variáveis temporais da marcha: tempo do passo e cadência; c) variável espaço temporal: velocidade. As variáveis cinemáticas angulares analisadas foram: flexão e extensão de quadril e flexão e extensão de joelho. Para as comparações das variáveis da cinemática linear dos indivíduos com a normalidade foram considerados os valores descritos por Neumann<sup>16</sup>.

Os dados coletados foram analisados através do programa

estatístico SPSS 17.0 (*Statistical Package to Social Sciences for Windows*). Para descrição das variáveis cinemáticas da marcha, foi utilizada estatística descritiva com distribuição de frequência simples e relativa, bem como as medidas de tendência central (média/mediana) e de variabilidade (desvio padrão). Para as comparações das variáveis cinemáticas da marcha do membro sadio com o afetado foi utilizado o teste t pareado e para as comparações das mesmas variáveis com a normalidade foi utilizado o teste t one sample, considerando como critério de decisão,  $p < 0,05$ <sup>18</sup>.

### 3 Resultados e Discussão

Primeiramente serão apresentados os dados referentes às características dos pacientes (Quadro 1), em seguida, os resultados da análise laboratorial da marcha comparando membros (Quadro 2) e, por fim, os dados das comparações com a normalidade (Quadro 3). No Quadro 1 estão apresentadas as características antropométricas dos indivíduos e algumas características relacionadas à amputação.

**Quadro 1 –** Características dos participantes

Variáveis	Md	Dp
<b>Características Antropométricas</b>		
Idade (anos)	59,22	19,31
Peso (Kg)	67,76	5,74
Altura (metros)	1,69	0,06
<b>Características da Lesão</b>		
Tempo de amputação (meses)	45,22	55,12
Tempo de protetização (meses)	35,05	57,25

Legenda: Md = média; DP = desvio padrão

**Fonte:** Dados da pesquisa.

No Quadro 2 se observam os resultados das variáveis cinemáticas da marcha, considerando o membro sadio e protetizado. Os resultados destacam as diferenças entre os membros, sendo que as variáveis lineares apresentaram valores maiores para o comprimento do passo e tempo do passo no membro amputado. Para as variáveis angulares, no membro amputado, os valores foram menores exceto para extensão de joelho.

**Quadro 2 –** Média das variáveis lineares e angulares da marcha considerando o membro sadio e o protetizado

Variáveis da marcha	Protetizado	Sadio	p (0,05)
	Md ± DP		
<b>Espaciais</b>			
Comprimento do Passo (m)	0,45 ± 0,12	0,36 ± 0,24	0,35
Largura do Passo (m)	0,21 ± 0,05	0,21 ± 0,06	0,84
<b>Temporais</b>			
Tempo do passo (s)	1,46 ± 0,91	0,97 ± 0,22	0,40
<b>Angulares(°)</b>			
Flexão Quadril	33,99 ± 6,57	36,40 ± 3,03	0,40
Flexão Joelho	50,55 ± 14,87	56,28 ± 6,11	0,26
Extensão Quadril	-2,23 ± 10,53	-8,01 ± 9,04	0,07
Extensão Joelho	-3,22 ± 2,77	-0,54 ± 5,03	0,18

Legenda: Md = média; DP = desvio padrão; m = metros; s = segundos; ° = graus.

**Fonte:** Dados da pesquisa.

No Quadro 3 podem ser observados os resultados das variáveis cinemáticas da marcha comparando os dados obtidos com a normalidade. Todas as variáveis lineares estão com valores menores que a normalidades, exceto a largura do passo, que apresenta valor maior. A variável tempo do passo não foi considerada devido à ausência de valores de normalidade descritos, assim como são ausentes os valores precisos de variabilidade (DP) das variáveis. Nas variáveis angulares se destacam angulações maiores para a flexão de quadril e extensão de joelho para os amputados, porém com diferença significativa somente para a flexão. Para a flexão de joelho e extensão de quadril os valores foram menores.

**Quadro 3** – Variáveis lineares e angulares da cinemática da marcha dos participantes comparando com a normalidade

Variáveis Lineares e Angulares	Amputados	Normalidade*	Comparação
	<b>Md ± DP</b>		<b>p&lt;0,05</b>
<b>Espaciais</b>			
Comprimento do Passo (m)	0,513 ± 0,10	0,72	0,82
Largura do Passo (m)	0,21 ± 0,05	0,08	0,06
<b>Temporais</b>			
Cadência (passos/min)	60,47 ± 26,00	110	0,81
<b>Espaço Temporal</b>			
Velocidade (m/s)	0,45 ± 0,36	1,37	0,48
<b>Angulares(°)</b>			
Flexão de Quadril	35,27 ± 3,67	30	0,009**
Flexão de Joelho	53,41 ± 9,59	60	0,11
Extensão de Quadril	-5,12 ± 9,13	-10	0,20
Extensão de Joelho	-2,01 ± 3,22	0	1,49

**Legenda:** Md = média; DP = desvio padrão; M = metros; S = segundos; Passos/Min = Passos/minuto; M/S = metros/segundo; ° = graus; \*\*= significância estatística. \* = Neumann<sup>16</sup>

**Fonte:** Dados da pesquisa.

A amputação leva a uma série de alterações funcionais na biomecânica do movimento, que podem interferir na funcionalidade do paciente amputado, podendo gerar padrões patológicos e instáveis da marcha<sup>19</sup>. A análise das variáveis cinemáticas é de suma importância, pois através delas é possível identificar as principais compensações presentes, otimizando a reabilitação e possibilitando a adequação da marcha dos pacientes protetizados.

Na presente pesquisa, as características da amostra foram variadas, considerando a idade, peso, altura, tempo de amputação e de protetização. Porém, como os padrões de normalidade, estabelecidos por Newmam<sup>16</sup>, também indicam variabilidade amostral, acredita-se que as diferenças entre os indivíduos do presente estudo não tenham limitado os resultados encontrados.

Considerando as principais diferenças entre o membro protetizado e sadio, foi possível verificar, na análise linear da marcha, que estes indivíduos possuem um comprimento e tempo do passo maior no lado amputado. Resultados que

diferem dos encontrados em algumas pesquisas, nos quais estas variáveis estão diminuídas<sup>20,21</sup>. A hipótese encontrada para o resultado é que a fase de balanço, que projeta o corpo à frente determina o comprimento do passo e depende do tempo de descarga no membro contralateral. Sendo assim, o comprimento do passo no membro sadio fica prejudicado pelo menor tempo de descarga de peso no membro afetado. Provavelmente, o passo mais rápido com o membro sadio ocorre devido aspectos de insegurança, falta de equilíbrio e falta de propriocepção no momento de apoio, uma vez que é o momento, em que o peso do corpo está sobre o membro protetizado<sup>22</sup>.

Em relação à largura do passo, os resultados apresentaram valores iguais em ambos os membros. A base de apoio representa o momento de estabilidade e suporte, sugerindo que esses pacientes tendem a se manter por mais tempo em posição de duplo apoio, ou seja, com maior estabilidade. Isso ocorre devido às alterações geradas pelos desequilíbrios que estes indivíduos apresentam, pela perda de informação proprioceptiva da pele, tecido subcutâneo, cápsula articular, ligamentos, tendões e músculos<sup>22,23</sup>.

Considerando ainda as diferenças entre membros, em relação às medidas angulares, para a flexão do quadril e joelho e extensão de quadril, os valores foram menores no membro amputado, que se assemelham aos resultados encontrados por Sagawa et al<sup>23</sup>, em que a flexão de joelho é negativa ou está ausente durante o ciclo da marcha. Essa inabilidade de fletir o joelho leva o paciente a muitas adaptações posturais e ajustes compensatórios para manter a estabilidade durante a locomoção<sup>24</sup>. Ainda, em relação à articulação do joelho, estudo destaca<sup>22</sup> uma diminuição da flexão durante a oscilação, conseqüentemente, levando a perda de amplitude de movimento total durante o ciclo da marcha.

Gaunaud et al.<sup>24</sup> expõem que os pacientes protetizados desenvolvem muitos encurtamentos, o que favorece o aparecimento de desequilíbrios musculares; sendo que nos amputados muitos músculos já estão com sua ação prejudicada e movimentação restrita; e somente o iliopsoas se mantém intacto. Ainda, em relação à flexão de quadril, Sjödaahl et al.<sup>25</sup> destacam, em sua pesquisa, uma diminuição da flexão do quadril comparando com o membro intacto, dado também descrito por KirKwood et al.<sup>22</sup> que identificam uma diminuição tanto da flexão de quadril ao choque de calcanhar, como da extensão na fase de apoio terminal, características também observadas na amostra estudada.

Destaca-se ainda que o peso da prótese possa ter interferido na capacidade de gerar o passo e que, por isso, as variáveis angulares estariam comprometidas. Acredita-se que quanto mais pesada a prótese, maior o gasto energético e mais lento se torna o caminhar, reduzindo assim, a mobilidade e a capacidade funcional do usuário. Por isso, a prótese deve apresentar características mecânicas que propiciem satisfação e mobilidade ao usuário, destacando-se o fator peso como um dos principais itens, que leva ao abandono e desuso das



próteses.

Esta pesquisa demonstra, ainda, algumas limitações importantes dos pacientes quando comparados com a normalidade. A análise das variáveis lineares demonstrou que os indivíduos apresentaram um padrão de marcha mais lento, com um passo mais curto e base mais alargada. Broche<sup>26</sup> ressalta o comprimento do passo menor que a normalidade, o que se deve a instabilidade demonstrada por esses pacientes; o que limita o tamanho do passo, aumentando a base de apoio<sup>22</sup>, características também observadas na amostra estudada. Assim, os amputados sustentam mais peso sobre o membro sadio, o que pode estar relacionado com a falta de estabilidade sobre o membro protetizado, gerando desequilíbrio e compensações como o aumento da largura do passo para aumentar a base de apoio e manter o equilíbrio<sup>27,28</sup>.

Os valores diminuídos para a velocidade e cadência se assemelham aos achados de Kirkwood et al.<sup>22</sup> indicando valores menores para indivíduos protetizados, com fase de balanço mais rápida que a de apoio. O autor destaca que como há déficit de propriocepção, a fase unipodal da marcha seria muito instável nesses pacientes, de modo que o indivíduo acelera sua fase de balanço para ter maior estabilidade com fase de duplo apoio, momento de maior duração no ciclo da marcha.

Na análise angular, os indivíduos apresentaram valores maiores para a flexão de quadril e extensão de joelho e valores menores para a flexão de joelho e extensão de quadril, porém apenas a flexão de quadril demonstrou diferença significativa. Prinsen et al.<sup>28</sup>, comparando a marcha de amputados transfemorais com indivíduos normais, observaram que na articulação do quadril, a perna amputada tinha uma tendência a realizar mais trabalho para compensar a ausência de controle flexor do joelho. Eles também adotam mecanismos de compensação devido à falta do impulso dado pelo tornozelo antes da fase de balanço. Sendo assim, nas amputações acima do joelho ou nas desarticulações do mesmo, é perdida a flexoextensão do joelho, o que aumenta a oscilação e as dificuldades para manter o centro de gravidade. Desta forma, a perda de uma parte do membro requer ajustes musculares para a manutenção da postura de pé e a sua locomoção<sup>5,19</sup>.

Bona et al.<sup>11</sup> explicam que ocorre alterações do padrão de caminhada desses indivíduos, como maior flexão do quadril, menor fase de apoio e aumento da fase de balanço no membro amputado, sendo que as mudanças encontradas no padrão de caminhada influenciam nos componentes biomecânicos e energéticos. Sob o mesmo aspecto, a ausência de flexão de joelho durante a absorção de choque e no apoio terminal contribui para o aumento no consumo energético, comparando a um indivíduo normal e a amputações mais baixas; fato se deve à ausência parcial dos músculos que controlam a articulação do joelho<sup>25,29</sup>. Por isso, para controlar a flexão súbita do joelho protético, a marcha tem sua velocidade reduzida e a extensão do joelho é mantida por cerca de 40% da fase de apoio,

e apesar da sequência de ativação muscular ser a mesma, quando comparada com uma marcha normal, ela se torna mais longa<sup>30</sup>. Assim, entende-se porque o indivíduo amputado convive com diversos desafios, tais como o aumento do gasto energético, problemas de equilíbrio e de estabilidade<sup>19</sup>.

Diante das inúmeras alterações destacadas, o processo de reabilitação é essencial, uma vez que pesquisas indicam que, após um treinamento de marcha adequado e direcionado às perdas funcionais, pacientes podem desenvolver a locomoção próxima do padrão normal, principalmente, considerando a simetria na região do quadril<sup>25,31</sup>. Desta forma, acredita-se que a análise laboratorial da marcha continua sendo padrão ouro para saber as alterações cinéticas e cinemáticas de um indivíduo. Ela traz informações sobre a mecânica do sistema musculoesquelético durante a execução de tarefas motoras; as forças trocadas com o ambiente; as cargas transmitidas através dos segmentos corporais ou por tecidos corporais individuais (músculos, tendões, fâscias), além do trabalho muscular<sup>31</sup>.

#### 4 Conclusão

Por fim, destaca-se que a análise da marcha do amputado apresenta inúmeras dificuldades, devido a sua população diversificada, pelas diversas causas que acometem os indivíduos, aos diferentes níveis anatômicos e tipos de prótese. Analisando os resultados deste estudo, conclui-se que a marcha dos indivíduos amputados apresenta diversas alterações na cinemática linear e angular, considerando os valores do membro afetado e do sadio, quando comparados com a normalidade. Todas as variáveis apresentaram alterações, porém somente a flexão do quadril mostrou diferença significativa. Destaca-se como limitação desta pesquisa, o número amostral reduzido, o que estimula a realização de mais estudos com ampliação do número de participantes. Estudos como este são importantes, pois este tipo de análise da marcha pode ser utilizada para identificar as alterações presentes nos indivíduos amputados. Com o conhecimento destas, é possível uma abordagem específica durante a reabilitação, trazendo a melhora da marcha e maior funcionalidade a estes indivíduos.

#### Referências

1. Rose J, Gamble JG. Marcha: Teoria e prática da locomoção humana. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2007.
2. O'Sullivan B, Schmitz TJ. Fisioterapia: avaliação e tratamento. São Paulo: Manole; 2010.
3. Clark LA, Zernicke RF. Balance in lower limb child amputees. *Prosthet Orthot Int* 1981;5(1):11-8.
4. Hausdorff JM. Gait variability: methods, modeling and meaning. *J Neuroeng Rehabil* 2005;20:2-19.
5. Carvalho JA. Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação. São Paulo: Manole; 1999.
6. Chester VL, Biden EN, Tingley M. Gait Analysis. *Biomed. Instr Techn* 2005;39(1):64-74.
7. Araújo AGN, Andrade LM, Barros RML. Sistema para análise

- cinemática da marcha humana baseado em videogrametria. *Fisioter Pesq* 2005;11(1):3-10.
8. Brito DD, Isernhagen FC, Depieri TZ. Tratamento fisioterapêutico ambulatorial em paciente submetido à amputação transfemoral unilateral por acidente motociclístico: estudo de caso. *Arq Ciênc Saúde Unipar* 2005;9(3):175-80.
  9. Pastre CM, Salioni JF, Oliveira BF. Fisioterapia e amputação transtibial. *Arq Ciênc Saúde* 2005;12(2):120-4.
  10. Datta D, Bem H, Howlitt JÁ. A comparative evaluation of oxygen consumption and gait pattern in amputees using Intelligent Prostheses and conventionally damped knee swing-phase control. *Clin Rehabil* 2005;19(4):398-403.
  11. Bona R, Aldabe D, Ribeiro J. Avaliação do gasto energético em pacientes amputados de membro inferior protetizados. *Arq Sanny Pesq Saúde* 2008;1:98-108.
  12. McNealy LC, Gard SA. Effect of prosthetic ankle units on the gait of persons with bilateral trans-femoral amputations. *Prost Orthot Internat* 2008;32(1):111-26.
  13. Franchignoni F, Giordano A, Ferriero G, Munõz S, Orlandini D, Amoresano A. Rasch analysis of the Locomotor Capabilities Index-5 in people with lower limb amputation. *Prost Orthot Internat* 2007;31(4):394-404.
  14. Crenshaw JR, Kaufman KR, Grabiner MD. Compensatory step training of healthy, mobile people with unilateral, transfemoral or knee disarticulation amputations: A potential intervention for trip-related falls. *Gait Posture* 2013;38(3):500-6. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.01.023.
  15. Thomas JR, Nelson JK. Métodos de pesquisa em atividade física. Porto Alegre: Artmed; 2007.
  16. Neumann DA. Cinesiologia do aparelho musculoesquelético. Rio de Janeiro: Elsevier; 2011.
  17. Laroche D, Duval A, Morisset C, Beis JN, D'athis P, Maillefert JF, et al. Test-retest reliability of 3D kinematic gait variables in hip osteoarthritis patients. *Osteoart Cart* 2011;19(2):194-9. doi: 10.1016/j.joca.2010.10.024.
  18. Callegari-Jacques SM. Bioestatística: princípios e aplicações. Porto Alegre: Artmed; 2003.
  19. Lamothe CJC, Ainsworth E, Polomski W, Houdijk H. Variability and stability analysis of walking of transfemoral amputees. *Med Eng Phys* 2010;32:1009-14.
  20. Nogueira CCB, Ruiz AT. Análisis de biomecánica digital en marcha protésica de paciente con amputación por encima de rodilla. Estudio de caso. *Rev Cienc Biomed* 2009;(1):110.
  21. Wright DA, Marks L, Payne RC. A comparative study of the physiological costs of walking in ten bilateral amputees. *Prost Orthot Internat* 2008;32(1):57-67.
  22. Kirkwood RN, Gomes HA, Sampaio RF, Culham E, Costigan P. Análise biomecânica das articulações do quadril e joelho durante a marcha em participantes idosos. *Acta Ortop Bras* 2007;15(5):267-71.
  23. Sagawa Y, Turcot K, Armand S, Thevenon A, Vuillerme N, Watelain E. Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: a systematic review. *Gait Posture* 2011;33(4):511-26.
  24. Gaunaud I, Gailey R, Hafner BJ, Gomez-Marin O, Kirk-Sanchez N. Postural asymmetries in transfemoral amputees. *Prosthet Orthot Int* 2011;35(2):171-80.
  25. Sjödaahl C, Jarnlo GB, Söderberg B, Persson BM. Kinematic and kinetic gait analysis in the sagittal plane of trans-femoral amputees before and after special gait re-education. *Prosthet Orthot Int* 2002;26(2):101-12.
  26. Broche Vázquez V, Quezada MT, Novo CD, Bonne PP, Zamora RS. Influencia de la asimetría de la marcha en el comportamiento biomecánico de las articulaciones de cadera en pacientes con prótesis transfemorales. *Ingeniare. Rev Chilena Ingeniería* 2015;23(2):312-22. doi: <http://dx.doi.org/10.4067/S0718-33052015000200016>
  27. Vrieling AH, van Keeken HG, Schoppen T, Otten E, Halbertsma JP, Hof AL, Postema K. Gait initiation in lower limb amputees. *Gait Posture* 2008;27(3):423-30.
  28. Ku PX, Abu Osman NA, Wan Abas WA. Balance control in lower extremity amputees during quiet standing: a systematic review. *Gait Posture* 2014;39(2):672-82. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.07.006.
  29. Prinsen EC, Nederhand MJ, Rietman JS. Adaptation Strategies of the lower extremities of patients with a transtibial or transfemoral amputation during level walking: a systematic review. *Arch Phys Med Rehabil* 2011;92:1311-5. doi: 10.1016/j.apmr.2011.01.017.
  30. Cerqueira ASO, Yamaguti EY, Mochizuki L, Amadio AC, Serrao JC. Ground reaction force and electromyographic activity of transfemoral amputee gait: a case series. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum* 2013;15(1):16-26. doi: <http://dx.doi.org/10.5007/1980-0037.2013v15n1p16>
  31. Toro B, Nester CJ, Farren PC. The status of gait assessment among physiotherapists in the United Kingdom. *Arch Phys Med Rehabil* 2003;84:1878-84.