

# Análise do impacto mecânico nas próteses de um sujeito bi-amputado durante a marcha

## *Mechanic impact analysis in the prostheses of a bilateral lower-limb amputee during the gait*

Thessaly Puel de Oliveira<sup>1</sup>, Soraia Cristina Tonon da Luz<sup>2</sup>, André Palermo Szücs<sup>3</sup>, Mário César de Andrade<sup>4</sup>, Aluísio Otávio Vargas Ávila<sup>4</sup>, Juliano Joaquim Tonon<sup>5</sup>, Francisco José Berral de la Rosa<sup>6</sup>

<sup>1</sup> Fisioterapeuta; Ms. em Ciências do Movimento Humano no Cefid/Udesc

<sup>2</sup> Fisioterapeuta; Profa. Ms. do Depto. de Fisioterapia do Cefid/Udesc

<sup>3</sup> Educador físico; Cefid/Udesc

<sup>4</sup> Educador físico; Prof. Dr. do Depto. de Educação Física do Cefid/Udesc

<sup>5</sup> Engenheiro de Automação; Ms em Engenharia Elétrica, UFSC

<sup>6</sup> Médico; Prof. Dr. do Depto. de Esporte e Informática da Universidade Pablo de Olavide, Sevilla, Espanha

Laboratório de Biomecânica do Cefid/Udesc – Centro de Ciências da Saúde e do Esporte da Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis, SC, Brasil

Estudo aprovado pelo Comitê de Ética da UDESC com o número de referência 161/2008

### ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA:

Thessaly Puel de Oliveira  
Avenida Elza Luch, 143, apto:  
102, Centro – Palhoça, SC,  
Brasil.  
CEP: 88130-600  
E-mail: thessaly\_puel@hotmail.  
com

APRESENTAÇÃO:  
nov. 2009

ACEITO PARA PUBLICAÇÃO:  
set. 2010

**RESUMO:** Observa-se o aumento do uso da acelerometria (medida de impactos) na aplicação clínica, especialmente para estudos da marcha acoplando-se os acelerômetros na tíbia. Entretanto, não se tem observado estudos sobre os efeitos dessas vibrações no sistema locomotor de usuários de prótese do membro inferior. O objetivo deste estudo foi medir a quantidade de impacto durante a marcha de um sujeito amputado bilateral transtibial. As coletas foram realizadas durante a marcha do sujeito caminhando a 4 km/h em uma distância de 8 metros com dois acelerômetros piezoelétricos uniaxiais fixados em dois locais distintos da prótese: inicialmente nos encaixes das próteses e posteriormente fixou-se nas hastes metálicas. Utilizou-se estatística descritiva exploratória com Anova *One-Way* e *Post Hoc* de *Tukey*. Constatou-se diferenças significativas com o teste Anova *One-Way* entre as 10 aquisições em cada local de fixação do acelerômetro. Através do *Post Hoc* de *Tukey* observou-se maiores picos de aceleração no encaixe esquerdo ( $p < 0,005$ ), indicando uma maior admissão de impacto pelo coto esquerdo que possuía maior comprimento. Os maiores picos de aceleração médio encontrados durante a marcha foram: 3,57g para a prótese direita com o acelerômetro fixado na haste metálica e 5,70g para a prótese esquerda com a fixação no encaixe da prótese. Conclui-se que esta metodologia de avaliação pode ser utilizada para acompanhar o processo de reabilitação protética de sujeitos com amputação de membro inferior.

**PALAVRAS-CHAVE:** Amputação, Impacto, Prótese, Marcha.

LATELY we can experience the increasing use of accelerometers (Shock measurements) in clinical applications, especially in gait studies attaching the accelerometers in the subjects tibia to impact appraisal. However, there are few studies about the effect of those vibrations in the locomotor system of lower limb prosthetic users. The objective of this study was to measure the amount of vibration during the gait in two different spots in both prostheses of bilateral below-knee amputee. For the acquisition we use a gait speed of 4km/h through 8 meters walk with two uniaxial piezoelectric accelerometers set at two different sites of the prostheses. First, the accelerometers were fixed in both prostheses sockets and later they were fixed in the prostheses pylons. We used descriptive statistics exploratory Anova one-way and post hoc Tukey. The One-way Anova test showed significant differences comparing the accelerometer fixation spots. Through the Tuckey Post Hoc we are able to highlight higher accelerations peaks in the left prosthesis socket ( $p < 0,005$ ) indicating a higher acceptance of vibration stump left it had greater length. The highest average peak acceleration encountered during the gait were: 3.57 g for the right prostheses with the accelerometer fixed to pylons and 5.70 g for the left prostheses fixed of the prostheses sockets. This appraisal approach could be used to monitor the prosthetic rehabilitation process of lower-limb amputees.

**KEY-WORDS:** AMPUTATION, Shock, Prostheses, Gait

## INTRODUÇÃO

A absorção de choque de calcanhar para reduzir as forças de impacto com o solo no momento do contato inicial tem sido identificada como uma das principais funções do aparelho locomotor durante a marcha normal<sup>1,2</sup>. O amortecimento das forças de impacto geradas durante a locomoção normal é obtido principalmente através das propriedades físicas dos tecidos biológicos, calçados e superfícies de pé<sup>3,4</sup>.

Amputados de membros inferiores não têm muitos mecanismos naturais que atenuam o impacto das forças durante a marcha, tais como o coxim do calcâneo e os movimentos naturais das articulações dos membros inferiores. Além disso, os tecidos moles do membro residual não são particularmente bem adaptados para tolerar a carga mecânica, o que pode levar à dor e lesões na pele<sup>5</sup>.

As próteses atuais contribuem para o aperfeiçoamento da marcha do amputado e, apesar da contribuição cada vez mais positiva dos materiais protéticos as implicações da força de reação do solo, da aceleração e dos impactos repetidamente aplicados no aparelho locomotor, refletem em sobrecarga articular<sup>1</sup>.

O acompanhamento das condições de sobrecarga mecânica nas articulações de membros inferiores de usuários de prótese torna-se fundamental, já que podem estar influenciando na formação de processos inflamatórios, desgastes articulares, desconforto, cansaço excessivo, fadiga e diversos outros problemas associados como desequilíbrios, desvios posturais, assimetrias na marcha, dentre outros<sup>2</sup>.

Os impactos diários impostos ao sistema locomotor provêm de eventos de curta duração e tecnologias cinemáticas não são suficientes para estimar as forças e as acelerações envolvidas, sendo dessa forma, utilizados sensores mecânicos para registrar essas forças, acelerações e distribuições de pressão que ocorrem durante a locomoção<sup>3</sup>. Adderson *et al* (2007) ressaltam que poucos estudos têm examinado especificamente o efeito do choque de absorção de componentes protéticos utilizando acelerômetros na marcha de amputados e complementam que diminuir o choque das forças durante

a caminhada deverá permitir que os amputados possam caminhar distâncias maiores, por períodos de tempo mais longos e com maior conforto.

Observamos crescente aumento do uso da acelerometria, método que permite o registro de impactos, na aplicação clínica, em especial, para estudos da marcha acoplado os acelerômetros na tibia para avaliação do impacto durante a realização desta tarefa motora<sup>3,4</sup>. Um sujeito com amputação bilateral possui duplamente uma condição de sobrecarga em ambos os cotos e, para conhecer esta adaptação mecânica, transportamos esta metodologia de avaliação com acelerômetros nas duas próteses de membro inferior.

É conhecido que excesso de vibrações e impactos no corpo pode ser prejudicial ao organismo podendo resultar em lesões como fraturas<sup>6</sup> e sabe-se que repetidas cargas em forma de impacto podem causar microtraumas associados à tecidos subjacentes e eventualmente provocam suficiente dano às estruturas. Alguns problemas resultantes desses microtraumas incluem: stress, fraturas, fasciíte plantar e canelite<sup>7</sup> e, transportando as consequências da vibração para sujeitos amputados, os danos correspondem às cargas impostas às articulações íntegras e lesões dérmicas na extremidade do coto<sup>5</sup>.

Dessa forma, a fim de verificar os efeitos relacionados ao estresse mecânico na marcha com prótese, o presente estudo de caso teve como objetivo principal medir o impacto mecânico em dois locais diferentes das próteses de um sujeito com amputação bilateral transtibial durante a marcha na fase de contato inicial.

## METODOLOGIA

### Participante do Estudo

Este estudo de caso foi realizado com um sujeito do sexo masculino, 24 anos, 73,7 kg, estatura 1,75 cm. Prática atividade física regular cinco vezes por semana (caminhada e treinos de basquete em cadeira de rodas), apresentando a musculatura dos membros inferiores com força preservada. Amputado transtibial bilateral há 6 anos devido a um choque elétrico, possui coto esquerdo com 22

cm e direito 18 cm, com próteses devidamente confeccionadas para atender essa diferença no comprimento. O sujeito relatou não apresentar problemas sendo o mesmo caracterizado como bem reabilitado por todas as características descritas acima.

Iniciou o uso de próteses 2,5 anos após a amputação, com encaixe KBM (Kondylen Bettung Münster) e descarga sobre o tendão patelar, pés do tipo SACH. Na avaliação relatou permanecer com as próteses durante o dia completo tirando-as somente para dormir. Não destacou presença de sensação ou dor fantasma, porém afirmou que esporadicamente sentia dores na extremidade do coto devido escoriações por fricção da pele, em especial no esquerdo.

### Instrumento de coleta

Foram utilizados dois acelerômetros piezoelétricos uniaxiais com fundo de escala +7G, sensibilidade de 952,1 mV/g, transversal < 5%, faixa de frequência de 0,4 a 0,6 kHz, com dimensões 1x1x1 cm e massa 4,6g (Brüel & Kj r modelo Deltatron® 4507 B 005).

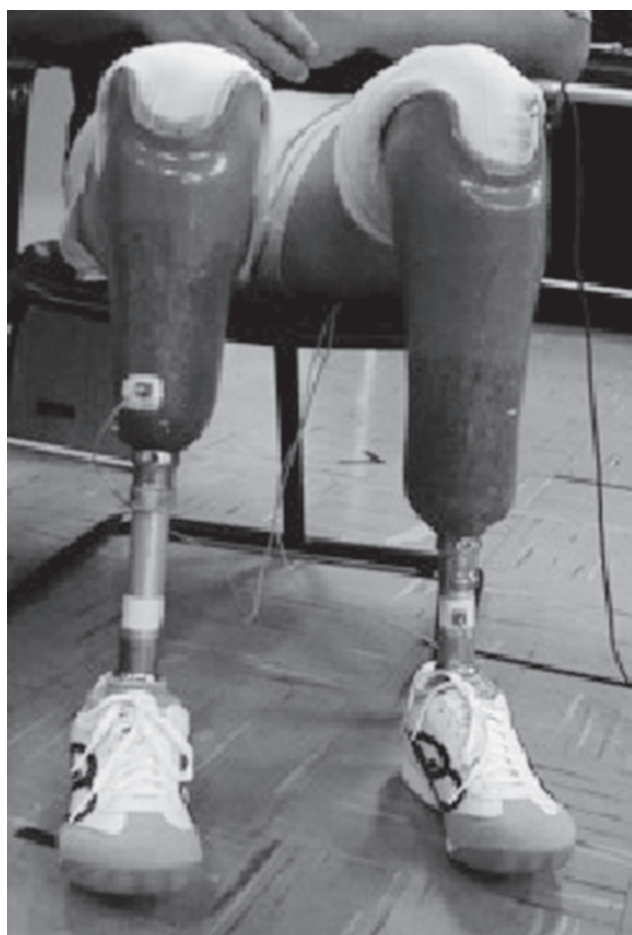
Para a coleta dos dados foi utilizado o software G-Power v0.4b configurado para aquisição de dados à 1000 Hz.

### Procedimentos

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC sob protocolo: 161/2008.

Inicialmente o sujeito foi informado sobre os objetivos do estudo e os procedimentos de coleta de dados. Após, foi solicitado que assinasse termo de consentimento livre e esclarecido, além do termo de consentimento para retirada de fotos.

A avaliação foi iniciada com uma entrevista a fim de caracterizar o sujeito, também foram adquiridas as variáveis antropométricas como massa (Kg) e estatura (m). Na sequência o sujeito sentou-se em uma cadeira para que fossem fixados os acelerômetros. Foram utilizados dois locais de fixação, um no encaixe protético e a outro na haste metálica (Figura 1). Estes acelerômetros foram colados com fita dupla-face em uma madeira balsa e



**Figura 1** Prótese direita: fixação do acelerômetro no encaixe protético. Prótese esquerda: fixação na haste metálica. Durante as coletas os dois acelerômetros foram fixados no mesmo local para ambas as próteses.

esta fixada também com fita dupla-face no encaixe protético e na haste metálica. Os acelerômetros em todas as situações mantinham o seu eixo paralelo ao eixo da tíbia mensurando na mesma direção e apresentavam-se sempre com a mesma altura do chão com relação à tíbia.

O sujeito vestiu um colete com bolsos, sendo que nos mesmos, foram colocados dois condicionadores de sinais para cada acelerômetro. Um cabo conectava o acelerômetro ao seu respectivo condicionador de sinais e deste, outro cabo era conectado ao computador.

As avaliações foram realizadas com o alinhamento das próteses conforme o sujeito apresentava, já que, este somente pode ser alterado pelo protesista de confiança do indivíduo. O sujeito declarou que suas próteses estavam devidamente alinhadas dentro do padrão adequado,

pois quaisquer alteração que ocorra é imediatamente percebida, por se tratar de um bi-amputado a marcha fica muito comprometida necessitando ser realinhada.

O sujeito realizou 10 repetições para cada local de fixação (encaixe e haste) totalizando 20 aquisições. A coleta procedeu-se em uma passarela de oito metros, nesta, haviam dois pares de fotocélulas para o controle de velocidade. Foram adquiridos os dados durante toda a passagem pela passarela, coletando-se o sinal dos acelerômetros durante todas as fases da marcha sem interrupção. Somente foram consideradas válidas as aquisições em que o sujeito alcançou a velocidade de 4 km/h ( $\pm 0,5$ km/h).

A primeira aquisição (10 repetições) foi realizada com a fixação dos acelerômetros nos encaixes protéticos. A

segunda, foi realizada com os acelerômetros fixados nas hastes metálicas que conectam o encaixe ao pé protético.

### Variáveis analisadas

Para análise dos picos de aceleração (PA) utilizou-se o programa G-Power Analysis (versão 0.3) no qual foi aplicado o filtro média móvel de ordem 3 identificando-se os picos de aceleração manualmente, excluindo-se os dois primeiros e os dois últimos PA de cada coleta realizada. Por fim, calculou-se a média destes picos nas duas situações diferentes: com os acelerômetros fixados no encaixe da prótese e fixados na haste metálica. Definiu-se as variáveis com as siglas: AFED = acelerômetro fixado no encaixe direito; AFHD = acelerômetro fixado na haste direita; AFEE = acelerômetro fixado no encaixe esquerdo; AFHE =

acelerômetro fixado na haste esquerda, levando-se em consideração os diferentes comprimentos dos cotos.

Realizou-se estatística descritiva exploratória utilizando o programa SPSS (versão 7.0) com ANOVA *One-Way* comparando-se as médias dos picos de aceleração (g) entre as situações (AFE e AFH) além da comparação entre esses dois locais. Realizou-se o teste *Post Hoc* de *Tukey* considerando as quatro variáveis (AFED, AFHD, AFEE, AFHE).

Limitações do Estudo: Dificuldade de se conseguir amputados bilaterais bem reabilitados e com marcha independente para aumentar o tamanho da amostra. Em função do alto custo dos acelerômetros, realizar a análise da marcha com a fixação de mais transdutores simultaneamente nos quadris e/ou coluna lombar.

## RESULTADOS

Os resultados obtidos não foram normalizados conforme o comprimento do coto propositalmente para que fosse possível a comparação verdadeira entre os membros.

Os valores médios dos testes realizados são encontrados na tabela 1, a qual demonstra que o maior pico médio foi do acelerômetro fixado na prótese esquerda (AFEE).

**Tabela 1** Média e desvio padrão do pico de aceleração na prótese (g) e intervalo de confiança de cada situação.

Variáveis	X (S)	Intervalo de Confiança 95%	
		Mín	Máx
AFED	4,0 (0,2)	3,7	4,3
AFHD	4,0 (0,2)	3,7	4,3
AFEE	5,7 (0,3)	5,0	6,3
AFHE	4,0 (0,2)	3,7	4,3
Total	4,4 (0,7)	3,7	6,3

AFED = acelerômetro fixado no encaixe direito; AFHD = acelerômetro fixado na haste direita; AFEE = acelerômetro fixado no encaixe esquerdo; AFHE = acelerômetro fixado na haste esquerda.

Foi possível observar a ausência de pontos extremos da média aparada com menos de 5%, o que sugere que não ocorreram valores de pico de aceleração extremos. A maior média do Pico de aceleração (g) encontrado foi com o acelerômetro fixado encaixe esquerdo (AFEE).

Na Tabela 2, observa-se através da ANOVA One-Way diferença significativa entre os grupos estudados, sendo assim, foi utilizado o teste Post-Hoc de Tukey ( $p < 0,05$ ).

De acordo com o teste post hoc de Tukey ( $p < 0,05$ ), foram observadas diferenças significativas ( $p = 0,001$ ) entre as aquisições de dados do acelerômetro fixado no encaixe esquerdo (AFEE).

## DISCUSSÃO

Mensurar a velocidade da marcha de amputados, pode ser útil no acompanhamento da progressão da reabilitação provando a habilidade de locomoção desses sujeitos<sup>9, 10, 11</sup>.

A velocidade mantida por este sujeito durante a coleta, foi de 4 km/h ( $\pm 0,5$  km/h), que é considerada dentro dos padrões de sujeitos normais. Winter (1991) dividiu a marcha normal em lenta, natural e rápida e acrescenta que caminhar em até 4,0 km/h encontra-se na velocidade mais lenta para indivíduos normais<sup>12</sup>. Amputados bilaterais abaixo do joelho de causa traumática caminharam na velocidade de 4,02 km/h<sup>13</sup>.

Amputados bilaterais necessitam de um condicionamento especial, principalmente porque sua marcha exige mais força, melhor coordenação e equilíbrio e maiores reservas cárdio-respiratórias que os pacientes com amputação unilateral<sup>14, 15</sup>. Amputados bilaterais abaixo do joelho a energia consumida no andar é três vezes maior, em uma velocidade confortável de caminhada, quando comparados aos sujeitos normais<sup>14, 15</sup>.

O sujeito da presente pesquisa realizava atividade física regular e estudos<sup>16, 17</sup> têm destacado que indivíduos amputados devem tentar manter-se bem condicionados, realizando exercícios que possibilitem uma boa função geral do membro com prótese para que não ocorra fadiga quando uma exigência maior lhe for imposta. Acrescentam ainda<sup>16, 17</sup> que a realização de atividade física parece contribuir aumentando as respostas psicológicas e a performance da marcha.

Partindo para as variáveis coletadas a partir do Sistema de Acelerometria destacamos que estas determinam a quantidade de vibração que o segmento corporal esta recebendo durante a marcha. Com relação à diferença significativa observada entre os PA, com maiores valores médios para o encaixe esquerdo, pode caracterizar maior sobrecarga no membro residual esquerdo.

Os quatro centímetros de diferença entre os comprimentos dos cotos podem destacar que o coto com menor braço de alavanca não é exigido da mesma forma durante a locomoção, o que estabelece uma adaptação na marcha do sujeito com amputação bilateral.

**Tabela 2** ANOVA One-Way, comparando-se as médias dos picos de aceleração (g) entre as situações (AFE e AFH) além da comparação entre esses dois locais.

	SQ	gl	MQ	F	p
Entre Grupos	21,022	3	7,0	86,4	0,001
Dentro dos Grupos	2,919	36	0,08		
Total	23,941	39			

AFE= acelerômetro fixado no encaixe; AFH= acelerômetro fixado na haste; SQ = soma dos quadrados; gl = graus de liberdade; MQ = média quadrada; F = valor estatístico; p = valor de significância.

**Tabela 3** Teste Post Hoc de Tukey onde observa-se diferença significativa entre os grupos ( $p < 0,05$ ).

Grupos	Grupos	Comparações Múltiplas Tukey		Intervalo de Confiança de 95%	
		Diferenças das médias	p	Mín	Máx
AFED	AFHD	0	1	-0,3	0,3
	AFEE	-1,6	0,001*	-2,0	1,3
	AFHE	0	1	-0,3	0,3
AFHD	AFED	0	1	-0,3	0,3
	AFEE	-1,6	0,001*	-2,0	1,3
	AFHE	0	1	-0,3	0,3
AFEE	AFED	1,6	0,001*	1,3	2,0
	AFHD	1,6	0,001*	1,3	2,0
	AFHE	1,6	0,001*	1,3	2,0
AFHE	AFED	0	1	-0,3	0,3
	AFHD	0	1	-0,3	0,3
	AFEE	-1,6	0,001*	-2,0	1,3

\*A diferença da média é significante no nível de 0,05.

Um coto não deve ser menor que 12,5 cm para uma modelagem perfeita na construção de uma prótese<sup>18</sup>. Para amputados transfemorais a preservação do comprimento do coto pode não ser o fator mais importante a ser considerado pois existem outros como o desempenho muscular, tipo de reabilitação e tipo de prótese<sup>19</sup>.

Com relação às diferenças significativas encontradas entre os PA do AFEE podemos citar que houveram movimentos indesejados neste encaixe protético, já que, o coto é passível de modificações, contribuindo para maiores movimentos dentro do encaixe por problemas de folga. Esta admissão maior de impacto transmite ao coto estas vibrações que quando acumuladas podem ser responsáveis pelas escoriações de pele neste local<sup>20</sup>. Tonon da Luz *et al*<sup>25</sup> (2010) acrescentam que as áreas de atrito no coto podem ser avaliadas através da Termografia, sendo este método útil para avaliar a temperatura da pele do coto.

Alguns estudos avaliam os componentes protéticos para a absorção do impacto como as investigações de Adderson *et al* (2007) que utilizaram acelerômetros para

testar a hipótese de que um componente protético com sistema de absorção de impacto reduziria o PA de sujeitos trans-tibiais durante a marcha. Tais autores, encontraram o valor de pico 2,82 g e 3,19 g nas situações com e sem o sistema de absorção de impacto, respectivamente, porém sem diferença estatisticamente significativa<sup>21</sup>. Contraditoriamente, foi encontrado em outro estudo<sup>22</sup>, a média do PA de 3,9 g na prótese com o sistema de absorção de impacto, e 3,6g sem este sistema, também sem diferença significativa.

Transportando esta situação para sujeitos não amputados, encontramos um estudo<sup>4</sup> o qual avaliou as acelerações mensuradas com o acelerômetro fixado diretamente na tíbia comparado com o acelerômetro fixado na superfície da pele durante a corrida de 5,4 m/s. Verificou-se que, para a fixação diretamente no osso, os valores dos picos de aceleração mantiveram-se entre 11,2 e 7,8 g e para o acelerômetro fixado na superfície da pele os valores ficaram entre 16,5 e 8,9 g. Desta forma, também foram observados menores valores para as mensurações feitas na superfície mais rígida, neste caso o osso.

Outra comparação possível de ser feita foi através do estudo<sup>22</sup> com acelerômetros fixados diretamente no osso da tíbia de sujeitos não amputados. Encontraram valores para velocidade de caminhada a 5,4 Km/h, registrando 3,10 g.

Nesta pesquisa, o acelerômetro foi fixado diretamente na prótese do usuário e foram registrados, como valores mínimo e máximo, para a caminhada a uma velocidade de 4km/h, de 3,57 g para a prótese direita (com o acelerômetro fixado na haste metálica) e 5,70 g para a prótese esquerda com a fixação no encaixe da prótese.

## CONCLUSÕES

Os valores dos picos de aceleração foram maiores que os encontrados na marcha de sujeitos não amputados o que nos faz concluir que sujeitos com amputação bilateral recebam maiores impactos nas articulações e consequentemente nos cotos. Esta metodologia de avaliação poderá ser utilizada para acompanhar o processo de reabilitação protética de sujeitos com amputação do membro inferior.

## REFERÊNCIAS

- 1 Jernberger A. The neuropathic foot. *Prosthet and Orthot Int.* 1993;17: 189-195.
- 2 O'Sullivan SB, Schmitz TJ. *Fisioterapia: Avaliação e Tratamento.* 2 ed. São Paulo: Manole; 1993.
- 3 Hennig EM, Lafortune MA. Technology and application of force, acceleration and pressure distribution measurements in biomechanics. In: Allard P, Cappozzo A, Lundberg C, Vaughan CL. *Three-dimensional analysis of human locomotion.* New York: J. Wiley & Sons; 1998;109-127.
- 4 Lafortune MA, Hennig E, Valiant GA. Tibial shock measured with bone and skin mounted transducers. *J Biomech.* 1995; 28(8): 989-993.
- 5 Goldstein B, Sanders J. Skin response to repetitive mechanical stress: A new experimental model in pig. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998; 79(3): 265-72.
- 6 Berge, J. S. Czerniecki, J. M. Klute, G. K. Efficacy of shock absorbing versus rigidy pylons for impact reduction in transtibial amputees based on laboratory, Field, and outcome metrics. *Journal of Rehabilitation Research & Development.*2005; 42(6) :795-808.
- 7 Philipson, MR. Stress fractures. *Orthopaedic Trauma.*2009;23(2):137-143.
- 8 O'Leary K, Anderson KV, Heiderscheit B. Effect of Cushioned Insoles on Impact Forces During Running. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2008; 98(1): 36-41.
- 9 Berger FH, Jonge MC, Maas M. Stress fractures in the lower extremity: The importance of increasing awareness amongst radiologists. *Eur J Radiol.*2007; 62(1): 16-26.
- 10 Jaegers SM, Arendzen JH, Jongh HJ. Changes in hip muscles after above-knee amputation. *Clin Orthop and Rel Rs.*1995; 319: 276-84.
- 11 Courtemanche R, Teasdale N, Boucher P, Fleury M. Gait Problems In Diabetic Neuropathic Patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996; 77(9): 849-55.
- 12 Gauthier G, Gravel D, St-Amand H, Murie C, Gollette M. Changes in Ground Reaction Forces during Prosthetic Training of People with Transfemoral Amputations: A Pilot Study. *J Prost Orthot.* 2000; (12): 72-79.
- 13 Winter DA. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Eldery and Pathological.* 2 ed. University of Waterloo. Canadá: 1991.
- 14 Perry J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function.* Mcgraw-Hill: New York: 1992.

## Referências (cont.)

- 15 Waters R, Perry J, Antonelli D, Hislop H. Energy Cost of Walking of Amputees: The Influence of Level Amputation. *J Bone Joint Surg Am.*1976; 58(1): 42-6.
- 16 Perry J. Análise de marcha: marcha normal. São Paulo: Manole: 2005.
- 17 Kuhn P. As Amputações do Membro Inferior e suas Próteses. São Paulo: Lemos Editorial: 1997.
- 18 Hsu MJ, Nielsen DH, Yack J, Shurr DG, Lin, SJ. Physiological Comparisons of Physically Active Persons with Transtibial Amputation Using Static and Dynamic Prostheses versus Persons with Nonpathological Gait during Multiple-Speed Walking. *J Prost Orthot.*2000; (12): 60-7.
- 19 Subbarao KV, Bajoria S. The effect of stump length on the rehabilitation outcome in unilateral below-knee amputees for vascular disease. *Clin Rehabil.*1995; 9(4): 227-330.
- 20 Baum B, Schnall BL, Tis JE, Lipton JS. Correlation of residual limb length and gait parameters in amputees. *Injury.*2008; 39: 728-733.
- 21 Wall J, Feller JF. Imaging of Stress Fractures in Runners. *Clin Sports Med.*2006; 25(4): 781-802.
- 22 Adderson JA, Parker KE, Macleod DA, Kirby RL, McPhail C. Effect of a shock-absorbing pylon on transmission of heel strike forces during the gait of people with unilateral trans-tibia amputations: A pilot study. *Prosthet Orthot Int.*2007; 31(4): 384-93.
- 23 Berge JS, Czerniecki JM, Klute GK. Efficacy of shock absorbing versus rigid pylons for impact reduction in transtibial amputees based on laboratory, Field, and outcome metrics. *J Rehabil Res Dev.*2005; 42(6): 795-808.
- 24 Lafontaine MA, Hennig EM. Contribution of angular motion and gravity to tibial acceleration. *Med. Sci, Sports & Exerc.* 1991; 23(3): 360-3.
- 25 Tonon da Luz SC, De Oliveira TP, Andrade MC, Ávila AOV, Berral FJ. Adaptação à prótese híbrida de extremidade superior: estudo termográfico de um caso. *Fisioterapia e Pesquisa.* 2010; 17(2): 173-77.