

Análise da Influência do Alinhamento do Pé Protético na Marcha de Amputados Transtibiais

Influence Analysis of Prosthetic Foot Alignment in Transtibial Amputees' Gait

Daniel Érico Rodrigues^a; Amanda Guadix Viganó^a; Felipe Ribeiro Cabral Fagundes^a; Areolino Pena Matos^{a*}; Renato José Soares^a; Tamotsu Hirata^b; Alex Sandra Oliveira de Cerqueira Soares^a;

^aDepartamento de Fisioterapia, Universidade de Taubaté, SP, Brasil

^bFaculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Júlio de Mesquita Filho, SP, Brasil

*E-mail: areolino.matos@gmail.com

Recebido: 25 de abril de 2011; Aceito: 27 de junho de 2011.

Resumo

Atualmente o avanço na fabricação de componentes protéticos proporciona a reabilitação plena do amputado de membros inferiores. Contudo, alguns fatores relacionados à prótese podem influenciar na qualidade da marcha como o alinhamento do conjunto protético. Assim, este trabalho teve como objetivo analisar a influência do alinhamento do pé protético no plano sagital sobre a componente vertical da Força de Reação do Solo durante a marcha de amputados transtibiais. Para isto foram selecionados três amputados os quais foram orientados a caminhar sobre uma passarela que possuía no seu centro uma plataforma de força sob quatro condições de alinhamento do pé protético realizados aleatoriamente: 1) alinhamento ideal; 2) aumento de cinco graus de dorsiflexão; 3) retorno para o alinhamento ideal e novamente aumento de 5° de flexão plantar; e 4) retorno ao alinhamento ideal. Foram realizados seis registros do membro inferior protetizado e seis do contra-lateral. A Taxa de Crescimento da componente vertical da Força de Reação do Solo foi menor no membro inferior protetizado do que no contra-lateral em todas as condições testadas. Desta forma, pode-se concluir que as mudanças do alinhamento protético realizadas não alteraram o comportamento da variável estudada, contudo a amputação é um fator que altera o padrão do movimento resultando na menor sobrecarga do membro protetizado.

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

Abstract

Currently the increase in the manufacturing of prosthetic components provides the full rehabilitation of the amputated lower limbs. However, some factors related to the stent may influence the quality of gait as the alignment of the prosthetic joint. This study aimed to examine the influence of prosthetic foot alignment in the sagittal plane on the vertical component of the Ground Reaction Force during the gait of transtibial amputees. In order to achieve that we selected three amputees who were instructed to walk on a walkway that had in its center a force platform under four conditions of prosthetic foot alignment performed randomly: 1) optimal alignment, 2) five degrees increase dorsiflexion, 3) return to the ideal alignment and increased again to 5° of plantar flexion and 4) return to the ideal alignment. Six records were made of the lower limb prosthetized and six contra-lateral. The growth rate of the vertical component of the Ground Reaction Force was lower in the lower limb prosthetized than in the contra-lateral in all conditions tested. Thus, one can conclude that the changes made prosthetic alignment did not change the behavior of the studied variable, but amputation is a factor that alters the pattern of movement resulting in lower overhead prosthetized member.

Keywords: Gait. Biomechanics. Artificial Limbs. Amputation.

1 Introdução

O alinhamento dos componentes protéticos exerce grande influência na qualidade da prótese transtibial. Sendo assim é pré-requisito para que atividades diárias fiquem mais confortável possível para o indivíduo amputado¹.

Ao se contemplar a complexidade da locomoção humana nota-se que o avanço tecnológico das próteses de membros inferiores tem proporcionado o movimento eficiente do segmento protetizado durante a marcha de amputados transtibiais. No entanto, análises biomecânicas apontam que os componentes protéticos, especialmente o encaixe e o pé, e o alinhamento de todo o conjunto são fatores que influenciam na locomoção².

O alinhamento dos componentes protéticos, objeto de estudo do presente trabalho, estabelece íntima relação entre

o encaixe e o pé, ou seja, por meio do alinhamento procura-se alcançar o posicionamento ideal entre os mesmos, para que desta forma, os padrões de forças indesejáveis não sejam aplicados ao coto³.

Apesar de importante, não há na literatura consenso sobre o alinhamento dos componentes e o mesmo deve ser realizado individualmente de acordo com as necessidades de cada amputado. Há relatos de diferenças em alinhamentos de próteses mesmo quando o procedimento foi repetido diversas vezes e utilizando componentes idênticos no mesmo amputado^{4,5}.

Este alinhamento é composto por dois momentos: estático e dinâmico. Para realização do alinhamento estático deve-se utilizar uma bancada e um fio de prumo (linha gravitacional que forma um ângulo de 90° com o solo), no caso da prótese de amputados transtibiais o fio de prumo deve passar através

do centro do encaixe, levemente anterior ao eixo articular do joelho e à área de suporte de peso do pé (entre o meio da superfície de apoio do calcâneo e as cabeças dos metatarsos). Neste ajuste, comumente se posiciona o encaixe protético em cinco grau de flexão³.

Já o alinhamento dinâmico é realizado durante os dias subsequentes. Neste procedimento o protético, na maior parte das vezes acompanhado da equipe multidisciplinar, realiza a análise visual da marcha e somado ao relato do amputado realiza-se novas alterações. Essas alterações são principalmente baseadas no conforto proporcionado pela prótese⁶. Neste momento o alinhamento estático pode ser modificado de modo subjetivo, o que não garante que tais alterações irão refletir de modo positivo na marcha^{4,7}.

O mau alinhamento protético pode comprometer a estabilidade do amputado durante a fase de apoio, alterar a fase de balanço e gerar estresse em diferentes pontos do membro residual. Tais desvios podem gerar um padrão de marcha irregular e potencial dano para as articulações que suportam peso⁸⁻¹⁰.

Diversos são os parâmetros utilizados com objetivo de compreender a influência do alinhamento protético na marcha de amputados de membro inferior, entre estes, pode-se destacar a análise da Força de Reação do Solo (FRS)¹¹. A FRS reproduz os padrões de aceleração do centro de gravidade e é considerada como um dos dados que caracterizam os mecanismos de controle da marcha^{12,13}. A análise da influência do alinhamento protético sobre a marcha de amputados

transtibiais pode auxiliar profissionais da área na identificação de afinidades entre o grau de alteração e a repercussão desta durante a deambulação¹⁴.

Pode-se esperar que mudanças realizadas no alinhamento protético aumentem os valores da FRS em função do aumento do estresse imposto ao coto pela alteração do posicionamento ideal do pé protético.

Diante destas considerações, este estudo tem como objetivo analisar a influência do alinhamento na componente vertical da FRS na marcha de amputados transtibiais com diferentes alinhamentos protéticos.

2 Material e Métodos

2.1 Amostra

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Taubaté segundo Protocolo CEP/UNITAU n° 245/05. Todo procedimento experimental seguiu os princípios éticos contidos na Declaração de Helsinkí, além disso, atendeu as legislações específicas locais. Todo procedimento experimental foi realizado no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

Inicialmente foram avaliados cinco amputados transtibiais unilaterais, contudo, somente três fizeram parte do estudo. Fez parte dos critérios de inclusão: protetização de no mínimo dois anos, idade entre vinte e sessenta anos, ausência de lesão osteomioarticular e/ou neuromuscular nos últimos seis meses.

A tabela 1 apresenta as características da amostra estudada.

Tabela 1: Perfil dos voluntários

Sujeito	Idade (anos)	Comprimento do coto (cm)	Tempo de amputação (anos)	Material da prótese	Encaixe	Pé
1	57	20	12	Convencional	KBM	Articulado
2	28	18	1,6	Titânio	KBM	Dinâmico
3	35	11	10	Titânio	KBM	Articulado
Média	40	16,33	7,9	*	*	*
Desvio Padrão	15,13	4,73	5,5	*	*	*

2.2 Procedimentos experimentais e instrumentos

Inicialmente o procedimento experimental foi explicado aos voluntários, após, estes realizarem a leitura do Termo de Consentimento Livre Esclarecido e expressarem sua vontade em participar do estudo.

Para caracterização da amostra foi utilizada uma anamnese ortopédica a qual continha os seguintes itens: história clínica do amputado, características da prótese e seus componentes e eventuais lesões.

Inicialmente foi mantido o alinhamento que o voluntário já vinha utilizando realizado pelo protético responsável pela manutenção de sua prótese, este foi chamado de alinhamento 1.

Em seguida, aleatoriamente foram realizadas as modificações propostas: aumento de cinco graus de dorsiflexão do pé protético (alinhamento 2); retorno ao alinhamento ideal e, então aumento de cinco graus de flexão plantar (alinhamento 3); e, retorno ao alinhamento ideal (alinhamento 4) determinado pelo protético presente no momento do experimento. A angulação foi alterada por meio da mudança do posicionamento do tubo protético em relação ao pé.

Para realização das mudanças propostas a angulação entre o tubo protético e o pé foi mensurada por um goniômetro, instrumento composto de duas hastes fixas presas em sua extremidade. Estas giram e percorrem a trajetória total de 360° sua marcação vai de zero à 180° em cada haste.

Para realização das medidas e posterior alteração do alinhamento o conjunto protético foi posicionado em cima de uma bancada que foi a base de apoio para a haste fixa do goniômetro. A haste móvel foi posicionada na direção do tubo. O técnico realizava as alterações a partir do acompanhamento da medida pelo goniômetro.

Para analisar se as medidas estipuladas por meio do goniômetro foram alcançadas as próteses foram fotografadas logo após cada mudança do alinhamento. Para tal foi utilizada uma máquina fotográfica digital da marca SONY modelo CYBER-SHOT DSC-P93. O cálculo dos ângulos finais foi realizado pelo programa de processamento de imagem ANGV1 desenvolvido no Laboratório de Biomecânica da FEG em ambiente MATLAB, cujos resultados estão descritos na tabela 2.

Tabela 2: Valores dos ângulos do alinhamento do pé protético nas condições analisadas, registrados pela máquina fotográfica e calculados por meio da rotina ANGV1

	Alinhamento 1		Alinhamento 2		Alinhamento 3		Alinhamento 4	
	Go	ANGV1	Go	ANGV1	Go	ANGV1	Go	ANGV1
Sujeito 1	89,5°	90,67°	*	*	*	*	89,5°	90°
Sujeito 2	88°	88,16°	82°	87,63°	96°	95,11°	88°	88,79°
Sujeito 3	89,5°	90,29°	84°	*	96,5°	93,24°	89,5°	*

(*dados perdidos por problemas técnicos)

Convencionou-se como pontos de referência para análise dos ângulos das próteses neste programa os parafusos fixadores da prótese (que fixa o encaixe e outro que fixa o pé) e na direção do quinto metatarso do pé protético (Figura 1).

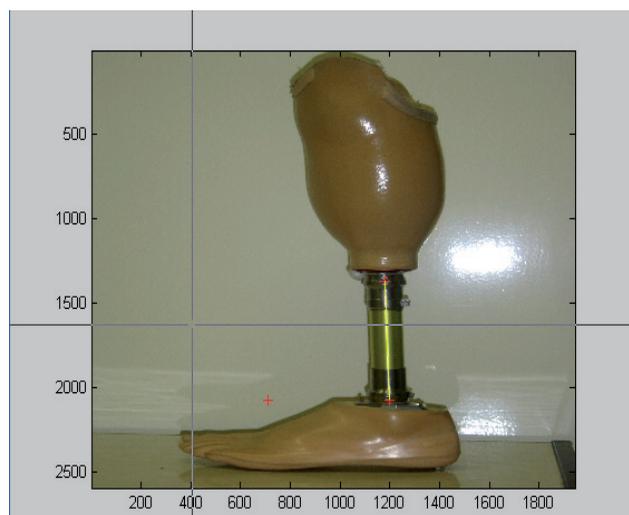


Figura 1: Esquema dos pontos de referência para análise dos ângulos das próteses no programa ANGV1

Para mensuração da FRS foram utilizados transdutores de força tipo extensômetro dispostos em uma plataforma de força (450mmx450mm). A plataforma possui quatro anéis octogonais instalados nas extremidades desta, cada um formado por oito extensômetros (KYOWA) com resistência de 120 OHMS¹⁵. Esta fornece medidas das forças no sentido vertical (quatro extensômetros) e horizontal (quatro extensômetros), desta forma tem-se total de 32 extensômetros. O programa utilizado para aquisição de dados foi o CatMan 3.1 (HBM).

Para posicionamento da plataforma foram utilizados dois tablados (cada um com 0,80m de largura, 2,20m de comprimento e 0,15m de altura, formando uma passarela de 4,40m, sendo sua posição à dois metros da extremidade inicial da passarela¹⁵ (Figura 2).

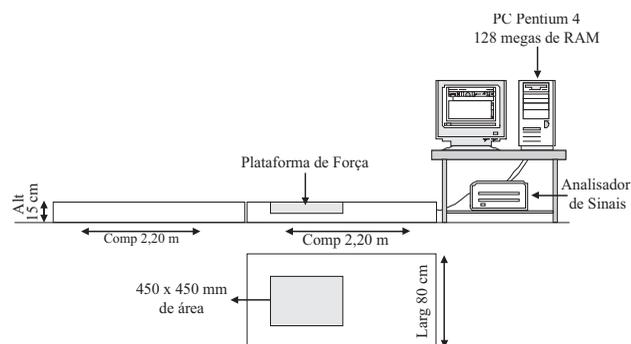


Figura 2: Esquema da plataforma de força e dos demais equipamentos que fazem parte da coleta da componente vertical da FRS

A partir daí, os voluntários andavam ao longo da pista que continha a plataforma de força em velocidade natural de marcha (Figura 3). Os sujeitos foram orientados a andar em velocidade semelhante à adotada no seu dia-a-dia. Foram realizadas seis coletas com a perna amputada (PA) e seis coletas com a perna não amputada (PNA) nos quatro diferentes alinhamentos totalizando vinte e quatro apoios de cada perna.

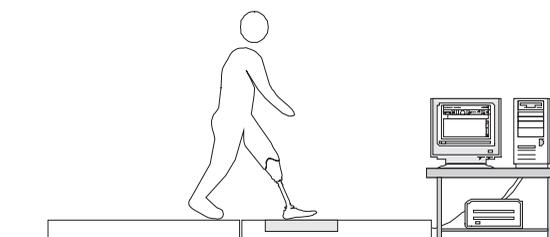


Figura 3: Esquema da coleta dos dados da FRS

2.3 Variáveis analisadas

Em acordo com as sugestões apresentadas por Serrão¹⁶, as variáveis analisadas referentes à componente vertical (F_y) da FRS encontram-se descritas no quadro da figura 4.

Variáveis	Sigla	Parâmetros que definem a variável
1º. Pico da força vertical	Fy 1	Primeiro valor máximo da Fy
Taxa de crescimento 1	TC 1	Razão entre Fy1 e $\Delta Fy1$
Força vertical mínima	Fy min	Valor mínimo de Fy calculado entre Fy1 e Fy2
Tempo para Fy mínima	Δt Fy min	Tempo decorrido entre o início do apoio e Fy min
2º Pico da força vertical	Fy 2	Segundo valor máximo de Fy
Taxa de crescimento 2	TC 2	Razão entre Fy2 e o tempo decorrido de Fy min a Fy2

Fonte: Adaptado Serrão¹⁶

Figura 4: Variáveis calculadas a partir da componente vertical da FRS selecionadas para a marcha

2.4 Tratamento matemático e estatístico dos dados

Para o tratamento dos dados foram utilizados os programas ORIGIN (6.0 Professional) e MATLAB (Versão 6.1). O programa ORIGIN foi utilizado para realização dos gráficos. As variáveis calculadas a partir da componente vertical da FRS foram determinadas por intermédio de rotinas matemáticas processadas no programa MATLAB (Versão 6.1).

Para a comparação intra e intersujeitos foi necessária a normalização da magnitude dos dados da FRS. A intensidade da FRS foi normalizada em função do peso corporal dos voluntários¹⁷.

Foi necessária a normalização na base do tempo, para permitir comparações entre diferentes tentativas e sujeitos, no qual os tempos de contato são diferentes. A normalização na base do tempo da FRS segue os procedimentos definidos por Winter¹⁸. Para tal a componente vertical da FRS foi dividida em intervalos de tempo equivalente a 1%, assim o início do apoio foi considerado zero, e o seu final 100%. Desta forma, a interpolação ou normalização na base do tempo, reduziu todos os pontos de uma passada a cem pontos.

Para descrever o comportamento das variáveis dinâmicas, citadas anteriormente, inicialmente foi realizada a estatística descritiva dos parâmetros propostos. Para tal foram calculadas as médias e os desvios padrões dos parâmetros analisados das PA e PNA de cada um dos voluntários. A seguir, foram calculadas as médias e os desvios padrões de todo grupo analisado. Por meio do teste de Shapiro Wilk verificou-se que as variáveis apresentam distribuição normal. Para comparação intersujeitos foi utilizado o teste ANOVA com dois fatores (perna, alinhamento) e *post-hoc* de TUKEY. As diferenças entre as médias em cada alinhamento foram consideradas significativas na situação: $p \leq 0,05$ (*). O tratamento estatístico foi realizado no pacote Statistics versão 5.1. Além disso, foi analisado o Coeficiente de Variação (CV) nas análises intra e inter sujeitos da curva média da componente vertical da FRS.

3 Resultados e Discussão

A análise estatística apontou que somente a variável TC1 ($p=0,04$) sofreu efeito dos fatores analisados. Contudo, no teste *post-hoc* não foram encontradas diferenças ao comparar-se os resultados da PA nos quatro alinhamentos, o mesmo ocorreu para a perna não amputada PNA (Tabela 3). Já ao se comparar a PA e PNA nas quatro condições encontrou-se que os resultados da PA foram menores do que da PNA (em todos os casos $p \leq 0,001$) (Tabela 3).

Tabela 3: Média e desvio padrão das variáveis analisadas

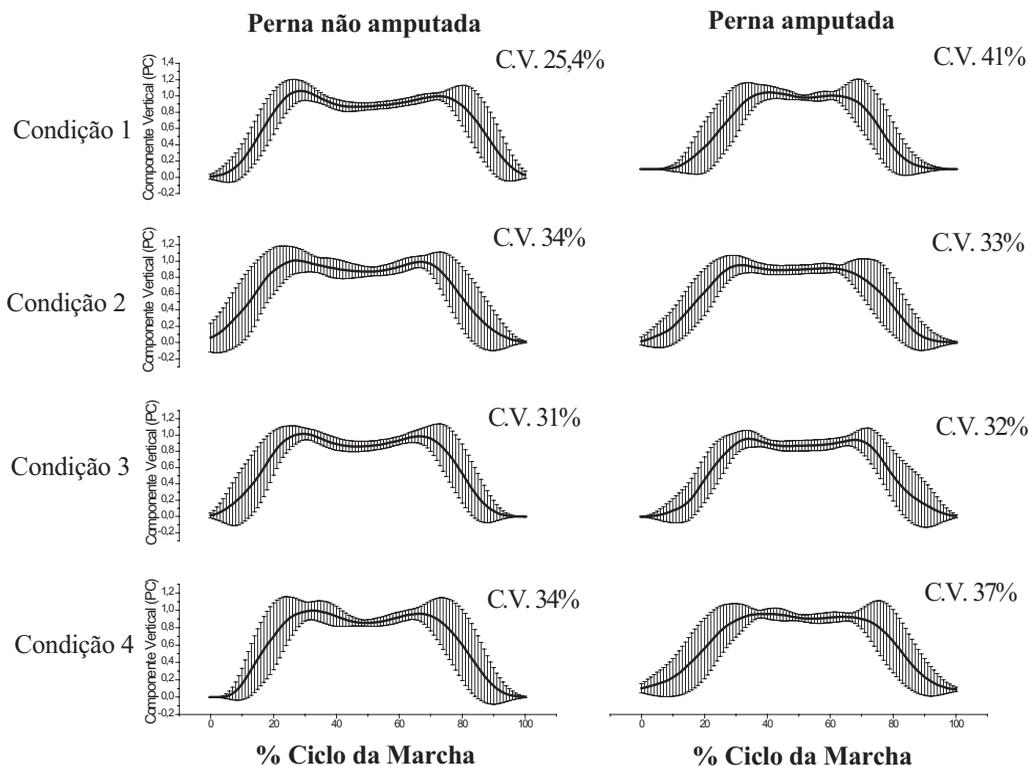
	1		2		3		4	
	PA	PNA	PA	PNA	PA	PNA	PA	PNA
Fy 1 (PC)	1,02 ±0,07	1,11 ±0,06	1,03 ±0,06	1,13 ±0,05	1,01 ±0,09	1,09 ±0,06	1,02 ±0,06	1,12 ±0,05
TC1 (PC/s)	4,03 ±0,67 (*)	5,00 ±0,56 (*)	3,91 ±0,55 (*)	5,16 ±0,45 (*)	4,30 ±0,87 (*)	4,94 ±0,43 (*)	4,36 ±0,51 (*)	5,18 ±0,41 (*)
Fymin (s)	0,85 ±0,02	0,84 ±0,04	0,84 ±0,02	0,82 ±0,05	0,84 ±0,06	0,83 ±0,05	0,84 ±0,04	0,82 ±0,03
Δt Fymin (s)	0,43 ±0,04	0,39 ±0,05	0,44 ±0,09	0,42 ±0,07	0,41 ±0,05	0,40 ±0,06	0,43 ±0,07	0,41 ±0,04
Fy2 (PC)	0,99 ±0,06	1,05 ±0,03	0,99 ±0,03	1,05 ±0,05	1,00 ±0,05	1,04 ±0,03	0,97 ±0,21	1,04 ±0,03
TC2 (PC/s)	1,62 ±0,12	1,53 ±0,08	1,72 ±0,29	1,55 ±0,14	1,64 ±0,13	1,54 ±0,10	1,62 ±0,36	1,56 ±0,07

$p \leq 0,05$ (*)

Encontra-se ilustrado a seguir as curvas médias da componente vertical nas quatro condições testadas (Figura 5).

O alinhamento é um requisito fundamental exigido para que se tenha adequado aproveitamento do conjunto protético no desenvolvimento da locomoção. Existem vários estudos com relação ao alinhamento do conjunto protético¹, contudo não há concordância quanto aos parâmetros biomecânicos que devem ser seguidos durante sua realização^{6,19,20}.

Sabe-se que após a amputação do membro inferior um dos principais objetivos do programa de reabilitação consiste na recuperação da independência funcional por meio do restabelecimento da marcha. A recuperação da marcha indica a finalização do processo de incapacidade e/ou dependência e é o ponto chave para a realização das atividades de vida diária^{21,22}. Jia *et al.*²³ apontaram assimetrias na marcha, perda do conforto e alteração do custo energético em situações de desalinhamento da prótese ($\pm 6^\circ$), fatores que diminuem a eficiência do movimento.



Condição 1: alinhamento ideal;
 Condição 2: alinhamento 2, aumento de 5 graus de dorsiflexão;
 Condição 3: alinhamento 3, aumento de 5 graus de flexão plantar e
 Condição 4: retorno ao alinhamento ideal.

Figura 5: Média da componente vertical da FRS e coeficiente de variação (CV) das PA e PNA para todos os sujeitos

Por meio dos resultados encontrados no presente estudo, pode-se notar que o mau alinhamento do pé protético não influencia nem reprime os movimentos compensatórios que surgem em função da amputação. Menores valores de Fy_1 e TC1 na PA são comumente descritos nas análises da marcha de amputados transtibiais unilaterais^{8,24}. Tal fato aponta que esse comportamento pode ser uma tendência desenvolvida em função da amputação, ou seja, não sendo resultado do alinhamento. A TC1 é um indicativo da modulação da força no início da fase de apoio, e representa a carga mecânica imposta ao aparelho locomotor nesses instantes²⁵, pode-se notar que independente do alinhamento houve a tendência de proteção da PA nos instantes iniciais do apoio.

Hannah e Morrison²⁶ ao analisar a influência do alinhamento protético, pontuam que o aumento da dorsiflexão do pé protético repercute diretamente na marcha de amputados transtibiais. Neste caso, o quadril foi a articulação mais sensível às mudanças. A partir dos resultados do presente estudo, pôde-se notar que a componente vertical não é uma variável capaz de apontar tal repercussão, fato que aponta a necessidade de estudos que abordem um maior número de parâmetros biomecânicos.

Rossi *et al.*²⁷ realizaram a mensuração de seis ajustes de alinhamento, ou seja, flexão do pé (± 5 graus), inversão e eversão do pé (± 5 graus) e comprimento da perna (± 2 cm),

sendo que para que fosse realizado estes procedimentos foi usado um adaptador para o pé que permite ajustes angulares do mesmo nos planos coronal e sagital. Da mesma forma Fridman *et al.*²⁸ realizaram mudanças no alinhamento do pé em relação ao tubo só que neste caso foi mudado para dezoito graus de rotação externa e posteriormente mudou com mais dezoito graus num total de trinta e seis graus de rotação externa. Pinzur *et al.*² também modificaram o alinhamento protético, do encaixe em relação ao tubo em dez graus de varo, dez graus de valgo, dez graus de flexão e dez graus de extensão. Nos trabalhos apresentados anteriormente que e no presente estudo buscou-se alterar o alinhamento protético e em seguida foram analisados os parâmetros biomecânicos. Entretanto, somente este estudo mostra com qual instrumentação se fez a aferição da mudança do alinhamento do pé protético e posteriormente a verificação da precisão do instrumento de medida através de um programa de computador.

Diversos estudos apontam a tendência para menor magnitude e lento crescimento da componente vertical da FRS, fato comumente encontrado durante a corrida^{8,20,24,29}, como encontrado no presente estudo, contudo, pés de resposta dinâmica podem minimizar tais assimetrias e tornar o comportamento da PA semelhante à PNA.

Ao analisar-se a marcha com o pé protético em diferentes alinhamentos pôde-se verificar as compensações realizadas

em cada condição e realmente compreender as repercussões do alinhamento protético.

Fridman *et al.*²⁸, verificaram mudanças nos parâmetros da marcha quando realizada alteração no alinhamento para rotação externa do pé protético. Tal mudança resulta em significativas alterações no tempo de apoio, balanço, comprimento do passo além de uma rotação interna do quadril da perna amputada como forma de compensação adotada pelos sujeitos.

4 Conclusão

As mudanças angulares impostas pelo presente trabalho ao pé protético não alteraram o comportamento da Força de Reação do Solo, contudo a amputação é um fator que altera o padrão do movimento resultando na menor sobrecarga do membro protetizado.

Referências

1. Blumentritt S, Schmalz T, Jarasch R. Significance of static prosthesis alignment for standing and walking of patients with lower limb amputation. *Orthopade* 2001;30(3):161-8.
2. Pinzur MS, Cox W, Kaiser J, Morris T, Patwardhan A, Vrbos L. The effect of prosthetic alignment on relative limb loading in persons with trans-tibial amputation: a preliminary report. *J Rehabil Res Dev* 1995;32:373-8.
3. Lannon N. Trans-tibial alignment: normal bench alignment. *ISPO Ortholetter* 2003;12:12-3.
4. Zahedi MS, Spence WD, Solomonidis SE, Paul JP. Alignment of lower-limb prostheses. *J Rehabil Res Dev* 1986;23(2):2-19.
5. Solomondis SE. Gait analysis of the lower limb amputee - the effect of alignment. In: *Gangbildanalyse* Boenick U, Näder M. Duderstadt: Mecke Druck und Verlag; 1991. p.290-7.
6. Kuhn P. As amputações do membro inferior e suas próteses. São Paulo: Lemos; 1997.
7. Hansen AH, Meier MR, Sam M, Childress DS, Edwards ML. Alignment of trans-tibial prostheses based on roll-over shape principles. *Prosthet Orthot Int* 2003;27(2):89-99.
8. Czerniecki JM. Rehabilitation in limb deficiency.1. Gait and motion analysis. *Arch Phys Med Rehabil* 1996;77(Supl 3):14-7.
9. Sanders JE, Daly CH. Interface pressures and shear stresses: sagittal plane angular alignment effects in three trans-tibial amputee case studies. *Prosthet Orthot Int* 1999;23(1):21-9.
10. Engstrom B, Van de Ven C. Therapy for amputees. Churchill: Livingstone; 2003.
11. Masani K, Kouzaki M, Fukunaga T. Variability of ground reaction forces during treadmill walking. *J Appl Physiol* 2002;92(5):1885-90.
12. Munro CF, Miller DI, Fuglevand AJ. Ground reaction forces in running: a reexamination. *J Biomech* 1987;20(2):147-55.
13. Zatsiorsky VM. Kinetics of human motion. *Human Kinetics*; 2002.
14. Sanders JE, Daly CH, Boone DA, Donaldson TF. Technical note an angular alignment measurement device for prosthetic fitting. *Prosthet Orthot Int* 1990;14(3):143-4.
15. Kuramoto CT. Desenvolvimento de um sistema bidimensional de monitoração da saída de nadadores. 157f. 2005. Guaratinguetá - São Paulo. Dissertação [Mestrado em Engenharia Mecânica]. Universidade Estadual Paulista; 2005.
16. Serrão, JC. Estudo do comportamento dinâmico da força de reação do solo e resposta eletromiográfica em corredores induzidos à fadiga. 123 f. 1996. Rio Claro São Paulo. Dissertação [Mestrado em Biociências] - Universidade Estadual Paulista; 1996.
17. Mochizuki L, Bianco R, Brandina K, Soares RJ, Soares ASOC, Albuquerque JE *et al.* Efeito da normalização na força de reação do solo durante a locomoção. *Rev Bras Biomec* 2003;4(Supl 1):75-81
18. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. New York: Wiley; 1990.
19. Sin SW, Chow DHK, Cheng JCY. A new alignment jig for quantification and prescription of three-dimensional alignment for the patellar-tendon-bearing trans-tibial prosthesis. *Prosthet Orthot Int* 1999;23:225-30.
20. Tonon SC, Ávila AOV, Nucci MA. Estudo do comportamento da componente vertical da força de reação do solo em portadores de prótese do membro inferior. In: *Anais do 10º Congresso Brasileiro de Biomecânica*. Ouro Preto, 2003.
21. Carvalho JA. Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação. São Paulo: Manole; 1999.
22. Tonon SC, Ávila AOV. Gait analysis in amputees with different levels of amputation. *Rev Bras Biomec* 2000;1(1):27-31.
23. Jia X, Suo S, Meng F, Wang R. Effects of alignment on interface pressure for transtibial amputee during walking. *Disabil Rehabil Assist Technol* 2008;3(6):339-43.
24. Skinner HB, Effeney DJ. Gait analysis in amputees. *Am J Phys Med* 1985;64:82-90.
25. Amadio AC, Duarte M. Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano. São Paulo: USP; 1996.
26. Hannah RE, Morrison JB, Chapman AE. Prostheses alignment: effect on gait of persons with below-knee amputations. *Arch Phys Med Rehabil* 1984;65(4):159-62.
27. Rossi SA, Doyle W, Skinner HB. Gait initiation of persons with below-knee amputation: The characterization and comparison of profiles. *J Rehabil Res Dev* 1995;32(2):120-7.
28. Fridman A, Ona I, Isakov E. The influence of prosthetic foot alignment on trans-tibial amputee gait. *Prosthet Orthot Int* 2003;27(1):17-22.
29. Soares AS, Yamaguti EY, Mochizuki L, Amadio AC, Serrão JC. Biomechanical parameters of gait among transtibial amputees: a review. *Sao Paulo Med J* 2009;127(5):302-9.