



COMPARAÇÃO ENTRE VELOCIDADE PREFERIDA, NO SOLO E NA ESTEIRA ROLANTE, E VELOCIDADE ÓTIMA DE AMPUTADOS TRANSFEMURAIIS.

Renata L. Bona^{i a}

Artur Bonezi^b

Jorge Storniolo Júnior^c

Natalia Gomeñuka^a

RESUMO

A velocidade de progressão é comumente determinada em pesquisas na área da locomoção. O objetivo deste estudo é comparar as medidas de velocidade preferida no solo, na esteira rolante e a velocidade ótima estimada pelo número de Froude de sujeitos amputados transfemurais. Métodos: primeiro foi determinada a velocidade no solo, após foi realizado o teste na esteira rolante. Com os dados antropométricos foi estimada a velocidade ótima. Todos os dez amputados utilizavam joelho hidráulico e pé em fibra de carbono. Para comparação entre as velocidades foi utilizada ANOVA de um caminho. Resultados: a velocidade preferida na esteira rolante é menor (22%) do que a preferida no solo. Ambas velocidades auto-selecionadas em esteira rolante e no solo são 44% e 22% menores do que a velocidade ótima estimada, respectivamente. Conclusão: as velocidades analisadas no presente estudo são diferentes, provavelmente devido a variação nos parâmetros cinemáticos e a fatores inerciais.

Palavras-chave: *velocidade preferida, velocidade ótima estimada, amputados transfemurais, caminhada humana.*

ABSTRACT

The speed of progression is commonly determined in researches of locomotion. The purpose of the present paper is to compare measurements of the ground, treadmill speed and the optimal speed estimated by the Froude number in transfemoral amputee. Methods: first were measured in the ground, after it was reproduced on the treadmill. With assessment data was estimated at optimal speed. All ten amputees used hydraulic knee and foot carbon fiber. ANOVA one way were used in statistic. Results: preferred speed on the treadmill is lower (22%) than the preferred ground. Both self-selected speeds on treadmill and in ground were 44% and 22% lower than estimated optimum speed, respectively.



Conclusion: the difference found between velocities can be attributed to variation in kinematic parameters and inertial factors.

Keywords: *preferred speed, optimal speed estimated, transfemoral amputee, human gait.*

RESUMEN

La velocidad de progresión es generalmente determinado en las investigaciones de la locomoción. El objetivo del estudio es comparar las mediciones de la velocidad en el suelo, en la cinta de correr y la velocidad óptima estimada por el número de Froude de los amputados transfemorales. Métodos: primero se midieron en el suelo después de haber sido reproducido en la cinta de correr. Con datos de la evaluación se estimó a la velocidad óptima. Los diez amputados utilizan la rodilla hidráulica y pie fibra de carbono. Para comparar las velocidades se utilizó ANOVA one way. Resultados: velocidad deseada en la cinta de correr es menor (22%) que la velocidad preferida en el suelo. Ambas velocidades auto-seleccionadas en la cinta de correr y en el suelo son 44% y 22% inferior a la velocidad óptima estimada, respectivamente. Conclusión: las diferencias encontradas entre las velocidades se puede atribuir a la variación en los parámetros cinemáticos y los factores de inercia.

Palabras clave: *velocidad preferida, velocidad óptima estimada, amputados transfemorales, caminata humana.*

Introdução

A velocidade preferida também denominada de velocidade auto selecionada se configura como um ritmo de caminhada escolhido livremente pelo sujeito, relacionado à intensidade usada para caminhar em suas atividades de vida diária, sendo esta mais confortável que as outras velocidades de progressão. Por outro lado, a velocidade ótima é aquela em que o sujeito tem menor custo de transporte (dispêndio energético líquido necessário para locomover o sujeito em uma determinada distância, SAIBENE; MINETTI 2003).

Pesquisas que visam estudar a mecânica e a energética de locomoção utilizam a esteira rolante para a realização dos experimentos (GENIN, *et al.*, 2008; TRABALLES, *et al.*, 2008; DETREUMBLER, *et al.*, 2005; SELLES *et al.*, 2003; SCHMALZ, *et al.*, 2002; ISAKOV, *et al.*, 1996). Em sujeitos sem alterações na caminhada já foi descrito na literatura que não há diferença na medida da velocidade tanto no solo quanto na esteira rolante e destas em relação a velocidade ótima (MURTAGH, *et al.*, 2002). Contudo em sujeitos com alterações patológicas, como em paralisados cerebrais (HECKE, *et al.*, 2007), sujeitos com acidente vascular encefálico (AVE) (OLNEY; RICHARD 1995) e amputados (DETREUMBLEUR, *et al.*, 2005), há diferença entre velocidade preferida e ótima (quando comparados aos grupos controle). Em amputados ainda não é conhecido estas diferenças (comparando as medidas de velocidade no solo e na esteira).



Em relação a parte metabólica, os amputados possuem maior dispêndio energético na sua caminhada, e quanto mais proximal o nível de amputação maior é o dispêndio energético (WATERS; PERRY 1976, BONA, *et al.*, 2008). Por outro lado, a mecânica da caminhada possui um padrão assimétrico, como por exemplo, os tempos de apoio e de balanço. A fase de balanço no membro protético é maior quando comparado ao membro intacto e a fase de apoio é menor no membro protético do que no membro contra lateral (WINTER; SIENKO 1988).

Em função das variações nos parâmetros metabólicos e mecânicos encontrados na caminhada de amputados transfemorais a deambulação e suas adaptações são únicas (BONA; TARTARUGA 2011). A determinação da velocidade de progressão é importante nos estudos de locomoção pois a maioria dos parâmetros metabólicos e mecânicos são dependentes da velocidade de progressão. Devido às características inerciais diferentes em amputados, bem como às repercussões destas nos parâmetros biomecânicos da caminhada de amputados, hipotetizamos que o ambiente de coleta em esteira rolante possa influenciar a velocidade preferida dos amputados diminuindo-a em relação à situação no solo e, ambas, menores do que a velocidade ótima nessa população.

Desta forma o objetivo deste estudo é comparar a velocidade preferida de indivíduos amputados transfemorais no solo e na esteira rolante, bem como comparar esses dados com o valor da velocidade ótima estimado pelo número de Froude.

Métodos

Os sujeitos foram informados do objetivo do estudo, dos riscos e eventuais desconfortos e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido, após aprovação obtida junto ao comitê de ética e pesquisa da instituição.

Participaram do estudo dez sujeitos saudáveis (nove homens e uma mulher) com amputação transfemural, foi escolhido este nível de amputação, pois apresentam maiores alterações nos padrões mecânicos (CHEUNG, *et al.*, 1983). Todos os sujeitos do estudo sofreram a amputação por motivo traumático. As características antropométricas dos sujeitos estão apresentadas na tabela 1.

Tabela 1: Características dos sujeitos.

amputados	sexo	idade (anos)	lado	massa (kg)	estatura (cm)	comp MI (cm)	comp M res (cm)
1	M	34	E	59	186	89	28
2	M	35	E	86	190	92	33
3	M	25	E	97	180	90	32,5
4	M	29	D	70	187	87	29,5
5	M	25	D	72	180	85	44
6	M	26	D	88	182	85	24
7	M	34	E	85	185	95	31
8	M	25	D	51	160	82,5	26
9	M	35	E	61	169	78	36
10	F	35	E	64	162	80	30



média ± desvio padrão 30,3 ± 4,7 73,3 ± 15,0 178,1 ± 10,7 86,8 ± 5,5 31,5 ± 6,3

Nota: lado é referente ao lado esquerdo (E) ou direito (D) do corpo em que ocorreu a amputação, comp MI é o comprimento do membro inferior, comp M res é o comprimento do membro residual.

Os sujeitos eram adaptados à prótese, não apresentavam lesões no membro residual, sem área de pressão do encaixe no membro residual, não sentiam dor ao deambular, não eram praticantes de atividade física regular, sem doenças cardiopulmonares, neurológicas ou musculoesqueléticas. Os componentes protéticos utilizados foram: encaixe com apoio isquiático (CAT–CAM encaixe com contenção isquiática), joelho hidráulico (Otto Bock 3R80) e pé em fibra de carbono. Foi solicitado que os sujeitos vestissem roupas apropriadas para a caminhada. Foi mensurada a massa dos componentes protéticos (encaixe para o membro residual, tubo, joelho e pé protéticos) de cada indivíduo. A massa do membro inferior protético (componentes protéticos) de todos indivíduos foi em média $3 \pm 0,5$ kg. Segundo Zatsiorsky e Seluyanov 1983, o membro inferior tem em média massa igual a 13 kg, para indivíduo adulto de estatura e massa mediana.

Todos os sujeitos realizaram sua reabilitação, treinando a caminhada sobre a esteira rolante por no mínimo seis meses. A utilização da prótese variou de 17 a 31 meses.

O alinhamento dos componentes protéticos foi realizado por um protesista, que seguiu os procedimentos convencionais da prática clínica, descrito em detalhes por Sin *et al.* (2001). Previamente à coleta, foi realizado o alinhamento estático da prótese onde foram colocadas todas as angulações adequadas nas articulações protéticas e logo após uma avaliação subjetiva da caminhada.

O protocolo iniciou com a determinação da velocidade preferida no solo com as seguintes características: como a mais confortável (utilizada no cotidiano) e a normalmente escolhida para ser mantida durante um longo trajeto. Sendo assim o sujeito caminhou em sua velocidade preferida (auto selecionada) em uma distância de 15 metros. Foi cronometrado o tempo do deslocamento do sujeito. Foi realizado três vezes o trajeto sendo realizada a média das três medidas. Desta forma tendo a distância e o tempo determinou-se a velocidade preferida do sujeito no solo.

Após, foi requerido ao sujeito caminhar na velocidade preferida na esteira rolante (da marca H fitness - Explorer ProAction - com velocidade máxima de 16 km.h^{-1} , sem inclinação. A resolução deste equipamento é de $0,5 \text{ km.h}^{-1}$, permitindo desta forma incrementos de $0,5 \text{ km.h}^{-1}$). A auto selecionada na esteira rolante foi determinada segundo Murtagh, *et al.*, (2002).

Para obtermos a velocidade ótima foi utilizada a equação referente ao número de Froude (ALEXANDER 1989).

Equação 1

$$Fr = \frac{v^2}{gL}$$



Para obtermos a velocidade ótima, foi feito reajuste resultando na seguinte equação (VAUGHAN; MALLEY, 2005):

Equação 2

$$v = \sqrt{Fr(gL)}$$

onde, em ambas equações, Fr é o número de Froude, v é a velocidade ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$), g é a aceleração da gravidade ($9,81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$), L é o comprimento do membro inferior (medida do trocânter maior até o solo (em m)).

Na segunda equação foi utilizado o valor de 0,25 para o número de Froude, que equivale a velocidade ótima conforme descrito na literatura (ALEXANDER 1989; VAUGHAN; MALLEY, 2005).

Para comparar as velocidades (preferida no solo, preferida na esteira e ótima) após verificados os dados como paramétricos (através de teste de normalidade Shapiro-Wilks) foi utilizada uma ANOVA de um fator seguido de um *post hoc* de Tukey. O índice de significância estatística foi de $p < 0,05$.

Resultados

A figura 1 mostra os valores de média e desvio padrão da amostra e suas três medidas de velocidade. A velocidade ótima é maior que a velocidade preferida desses sujeitos. Já a velocidade preferida obtida na esteira rolante é menor que a obtida no solo.

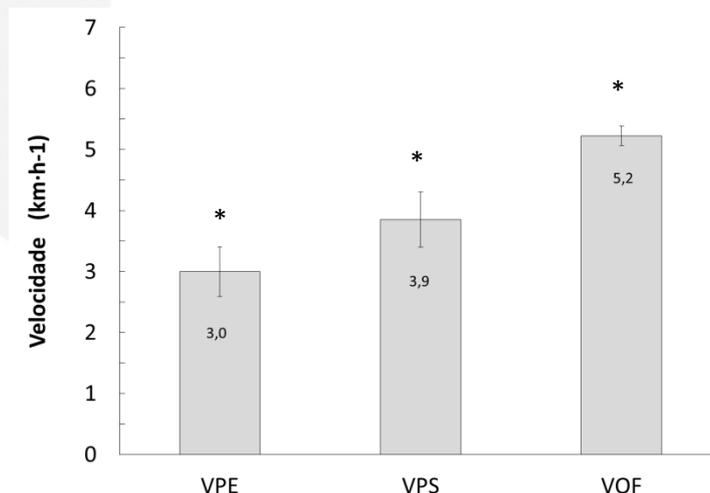


Figura 1: médias e desvios-padrão das diferentes velocidades, denominadas velocidade preferida na esteira (VPE), velocidade preferida no solo (VPS), velocidade ótima pelo número de Froude (VOF). Houve diferença significativa entre as três velocidades (*).



Na figura 2 são apresentados os valores de custo de transporte em função da velocidade de caminhada.

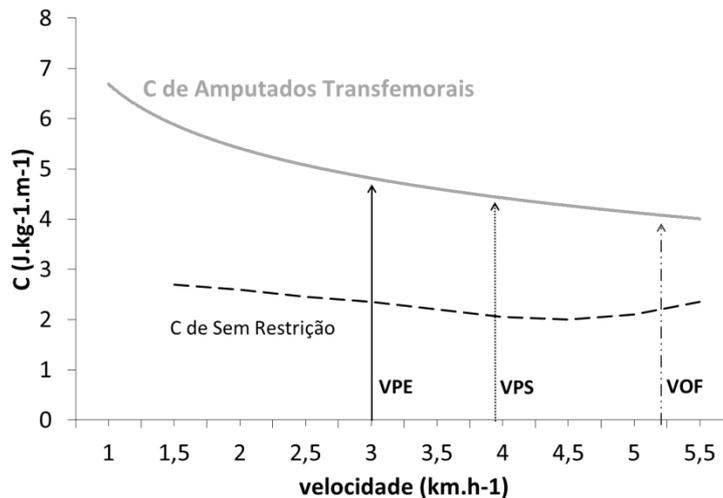


Figura 2: C é o custo de transporte (expresso em $J.kg^{-1}.m^{-1}$), em função da velocidade de caminhada (em $km.h^{-1}$). A linha superior os valores de C de um estudo prévio (Detrembleur *et al.*, 2005) de amputados transfemorais e na linha inferior os valores de C para indivíduos jovens sem amputações do estudo de Mian *et al.*, 2003. A seta com linha contínua é referente a velocidade preferida na esteira, a seta com linha pontilhada a velocidade preferida no solo, a seta tracejada a velocidade ótima pelo número de Froude todas obtidas do presente estudo.

Discussão

O principal resultado desse estudo foi a diferença significativa entre as três velocidades de caminhada estudadas nos sujeitos amputados.

Estudos anteriores (GENIN, *et al.*, 2008; TRABALLES, *et al.*, 2008; DETREUMBLER, *et al.*, 2005; SELLES *et al.*, 2003; SCHMALZ, *et al.*, 2002; ISAKOV, *et al.*, 1996) verificaram diferentes parâmetros mecânicos e/ou energéticos da caminhada na esteira rolante na velocidade preferida. Esses estudos assumiram que a velocidade na esteira e no solo não diferem.

White *et al.* (1998) compararam a força de reação do solo na esteira rolante e no solo na velocidade preferida e observaram que na esteira os sujeitos aumentavam a curva de força durante a fase de apoio médio e final na caminhada em amputados transfemorais.

A variação angular durante a caminhada sobre a plataforma de força também difere da encontrada em sujeitos sem amputações. Ainda observou-se que quanto mais proximal a amputação maior são as variações angulares das articulações dos membros inferiores em amputados (ZAHEDI, *et al.*, 1987).



Outro dado interessante foi encontrado por MASANI *et al.*, 2002 que observaram em indivíduos sem amputações, em diferentes velocidades as forças de reação do solo. Ocorreu um aumento da variabilidade conforme aumento da velocidade nos componentes médio lateral e vertical, gerando maiores assimetrias e instabilidade durante a caminhada. Esses dados podem dar suporte para as baixas velocidades selecionadas pelos sujeitos do presente estudo. É possível que, ao menos em parte, a decisão das velocidades baixas estejam relacionadas à restrição inerente da assimetria inercial de membros inferiores e consequente assimetria em padrões cinemáticos de caminhada, limitando a velocidade auto selecionada em amputados.

Ainda Buckley *et al.* compararam o equilíbrio estático e dinâmico de amputados de membros inferiores e verificaram que a maior oscilação é consequente da alteração do centro de pressão no plano anteroposterior. Os mesmos autores ressaltam ainda a importância do tornozelo na manutenção dos movimentos no plano sagital, sugerindo que o desequilíbrio neste plano em amputados, ocorre devido à restrita ação do pé e joelho protético no controle dos movimentos neste plano.

Normalmente, a velocidade preferida coincide com a velocidade ótima. E nesta velocidade ocorre maior economia de energia (menor dispêndio energético) e os parâmetros mecânicos estão otimizados (SAIBENE; MINETTI 2003). A escolha da baixa velocidade escolhida na esteira ($3 \pm 0,41 \text{ km.h}^{-1}$) não coincide com a velocidade escolhida para sujeitos sem amputações ($4-4,5 \text{ km.h}^{-1}$). Esta escolha gera menor economia durante a caminhada, como representado na figura 2.

Sendo assim acreditamos que a diferença entre velocidade preferida no solo e na esteira seja devido a parâmetros cinemáticos e instabilidade, pois a maior variabilidade dos parâmetros cinemáticos tem relação com a instabilidade (HAUSDORFF *et al.*, 2001).

Ainda a respeito do comportamento cinemático angular encontrado durante a caminhada, Van der Lindem *et al.*, (1999), ressaltaram a modificação localizada quanto a articulação do tornozelo e o joelho. Sobre a plataforma de força, a dorsiflexão durante o apoio médio é menor e a flexão plantar ocorre mais precoce para o membro intacto quando comparada à caminhada de sujeitos sem amputações. Estas modificações provavelmente ocorrem a fim de manter a distância com o solo na fase de balanço do membro protético. O joelho, também do membro contralateral a prótese, realiza maior flexão do que a encontrada em sujeitos sem amputações.

Hurley *et al.*(1990) também encontraram grande variação angular no membro protético em sujeitos amputados, e os indivíduos amputados apresentaram uma maior assimetria.

Hof *et al.* (2006) mostraram que a fase de apoio é menor no membro protético (60,4% da passada) comparado ao não protético (68% da passada). Para sujeitos sem amputações foi encontrada simetria (64% da passada). Para o duplo apoio não foram encontradas diferenças entre o membro protético e o amputado, e entre amputados e sujeitos sem amputações.

Mecanismos responsáveis pela diferença entre velocidade preferida no solo e na esteira e velocidade ótima



As diferenças entre velocidade preferida no solo e na esteira contra a velocidade ótima podem ser atribuídas a fatores inerciais.

Sabe-se que o momento angular depende do momento de inércia de um segmento (HAMILL; KNUTZEN, 2008). Considerando a segunda lei de Newton, a variação da velocidade angular de um segmento influencia no momento angular desse. Assim, após o *take off* do membro protetizado, no início da fase de aérea, é necessário acelerar o segmento gerando um efeito balístico (MOCHON; MCMAHON 1980). Para isso o momento gerado na articulação do quadril, bem como ativação EMG, é maior no membro protetizado do que de indivíduos sem restrição física (BAE *et al.*, 2007; WINTER; SIENKO 1998). Durante a fase aérea pela lei da conservação do momento angular (HAMILL; KNUTZEN 2008; MOCHON; MCMAHON 1980) até ocorrer o *touch down* esse maior momento de inércia atribuído a prótese, que não possui controle neuromuscular (FERRIS, *et al.*, 2005), pode estar influenciando a velocidade auto selecionada, tanto no solo como na esteira, de indivíduos amputados uma vez que se tem modelado o membro inferior como um pêndulo simples (BAE *et al.*, 2007).

Isso pode ser verificado pelos valores da VPS e VEP diferentes VOP. A velocidade ótima representa a condição onde o sujeito dispende menos energia para a tarefa de se deslocar, portanto onde é maior a economia e custo de transporte na locomoção (SAIBENE; MINETTI 2003; GENIN *et al.*, 2008) sendo que o valor Fr (número de Froude) equivalente a 0,25 corresponde a essa velocidade ótima (ALEXANDER 1989); FERRIS, *et al.*, 2005). Nesse estudo Fr no solo foi de 0,14 ($\pm 0,02$) e na esteira de 0,08 ($\pm 0,02$) ambas significativamente diferentes de 0,25 (VAUGHAN; MALLEY 2005). Associado a isso o comprimento da passada de amputados representa aproximadamente 60% da passada de indivíduos sem restrição (WINTER; SIENKO 1988) isso explica o resultado da VPS e VEP abaixo dos valores de VOP. A influencia de fatores inerciais poderia ser feita em estudos futuros analisando a energia cinética rotacional (a qual depende do momento de inércia) nessa população.

Também não podemos esquecer que outras variáveis como fadiga (SANTOS *et al.*, 2010) podem alterar qualquer uma das três velocidades. Na prática de ensino ou clínica o local de treinamento (solo ou esteira), a variação da velocidade solicitada pode resultar em um bom desempenho dos indivíduos em suas atividades diárias, diminuindo a fadiga precoce. Cheung *et al.*, em 1983 mostrou que um treinamento (6 semanas) em amputados transtibiais e transfemorais aumentaram a velocidade escolhida.

Conclusão

A diferença encontrada entre as velocidades pode ser atribuída a variação nos parâmetros cinemáticos que levam a instabilidade e a fatores inerciais devido a diminuição do controle sobre a perna protética.

Os resultados encontrados no presente estudo são característicos de populações com caminhada patológica podendo ser extrapolados para paralisados cerebrais e AVE. A variação da velocidade (mesmo que de forma subjetiva) no solo pode ser incorporada em programas de condicionamento e reabilitação dessa população, simulando situações e aumentando a velocidade. Assim como atividades que requeiram a atenção durante a fase de apoio e de balanço entre os dois membros inferiores. Ainda, para futuros estudos poder-se-á procurar compreender as razões da escolha da velocidade de progressão mais confortável abaixo da velocidade ótima, onde os parâmetros mecânicos e metabólicos estejam otimizados.



Referências

- ALEXANDER, R. McN. Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiological Reviews*. Cambridge, v. 69, n. 1, p. 1199-1227, october 1989.
- BAE, T. S.; *et al.* Dynamic analysis of above-knee amputee gait. *Clinical Biomechanics*. Huddersfield, v. 22, n. 5, p. 557-566, july 2007.
- BONA, R.; *et al.* Avaliação do gasto energético em pacientes amputados de membro inferior protetizados. *Arquivos Sanny de Pesquisa em Saúde*. Porto Alegre, v. 1, p. 98-108, outubro 2008.
- BONA, R.; TARTARUGA, L. A. P. Mecânica e energética da locomoção de amputados: uma revisão. *Pensar a Prática*. Goiânia (*No prelo*) 2011.
- CHEUNG, C.; *et al.* A microcomputer-based system for measuring temporal asymmetry in amputee gait. *Prosthetics and Orthotics International*. Glasgow, v. 7, n.1, p. 131-140, september 1983.
- DETREMBLEUR, C.; *et al.* Relationship Between Energy Cost, Gait Speed, Vertical Displacement of Centre of Body Mass and Efficiency of Pendulum-like Mechanism in Unilateral Amputee Gait. *Gait and Posture*. New York, v.21, n. 3, p. 333-340, september 2005.
- FERRIS, D. P.; SAWICKI, G. S.; DOMINGO, A. Powered lower limb orthoses for gait rehabilitation. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*. Birmingham, v. 11, n. 2, p. 34-49, march 2005.
- GENIN, J.; *et al.*, Effect of speed on the energy cost of walking in unilateral traumatic lower limb amputees. *European Journal of Applied Physiology*. Heidelberg, v.1, n.103, p. 655-663, may 2008.
- HAMILL, J; KNUTZEN, K. *Biomechanical Basis of Human Movement*. 3^a ed. Baltimore: Lippincott Williams &Wilkins, 2009. 612p. Chapter 11, Angular Kinetics, p. 415-421.
- HECKE, A.; *et al.* Mechanical Work, Energetic Cost, and Gait Efficiency in Children With Cerebral Palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. Michigan, v. 27, n. 6, p. 643-647, september 2007.
- HAUSDORFF, J.M.; *et al.* Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. Cambridge, v. 2, n. 1, p. 1-9, july 2005.



HOF, A. L.; *et al.* Control of lateral balance in walking Experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. *Gait and Posture*. New York, v. 25, n. 1, p. 250-258, march 2007.

HURLEY, G. R. B.; *et al.* The role of the contralateral limb in below-knee amputee gait. *Prosthetics and Orthotics International*. Glasgow, v. 14, n. 1, p. 33-42, november 1990.

ISAKOV, E.; *et al.* Influence of speed on gait parameters and on symmetry in transtibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International*. Glasgow, v. 20, n. 1, p. 153-158, march 1996.

MASANI, K., *et al.* Variability of ground reaction forces during treadmill walking. *Journal of Applied Physiology*. New York, v. 92, n. 1, p. 1885-1890, january 2002.

MOCHON, S; MCMAHON, T. A. Ballistic walking. *Journal of Biomechanics*. Durham, v.13, n. 1, p. 49-57, october 1980.

MURTAGH, E. M.; *et al.* Speed And exercise intensity of recreational walkers. *Preventive Medicine*. Cambridge, v. 35, n. 10, p. 397-400, may 2002.

OLNEY, S. J.; RICHARDS, C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. Review article. *Gait and Posture*. New York, v. 4, n. 11, p. 136-148, november 1995.

SAIBENE F.; MINETTI, A. E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. Review Article. *European Journal of Applied Physiology*, Heidelberg, v. 88, n. 1, p. 297-316, april 2003.

SANTOS, A. B. *et al.*, Aspectos biomecânicos e fisiológicos da fadiga na locomoção humana: conceitos, mecanismos e aplicações. *Ciência em Movimento*. Porto Alegre, v. 23, n. 13, p. 89-98, abril 2010.

SCHMALZ, T.; BLUMENTRITT, S.; JARASCH, R. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait and Posture*. New York, v.16, n.3, p. 255-263, october 2002.



SELLES, R. W.; *et al.* Lower-Leg Inertial Properties in Transtibial Amputees and Control Subjects and Their Influence on the Swing Phase During Gait. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. Philadelphia, v. 84, n.1, p. 569-577, april 2003.

SIN, S.W.; PHIL, M.; CHOW, H.K. Significance of non-level walking on transtibial prosthesis fitting with particular reference to the effects of anterior-posterior alignment. Journal of Rehabilitation Research and Development. Washington, v. 38, n. 1, p. 1-6, january 2001.

TRABALLESI, M.; *et al.* Energy cost of walking measurements in subjects with lower limb amputations: A comparison study between floor and treadmill test. Gait & Posture. New York, v. 10, n 27, p. 70-75, january 2007.

VAN DER LINDEN, M. L.; *et al.* A methodology for studying the effects of various types of prosthetic feet on the biomechanics of trans-femoral amputee gait. Journal of Biomechanics. Durham, v. 32, n. 1, p. 877-889, april 1999.

VAUGHANAB, C. L.; MALLEY, M. J. Froude and the contribution of naval architecture to our understanding of bipedal locomotion. Gait and Posture. New York, v. 21, n. 3, p. 350-362, april 2005.

WATERS, R.A.; PERRY, J. Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation. The Journal of Bone and Joint Surgery. England, v. 58, n. 1, p. 42-46, may 1976.

WHITE, S.; *et al.* Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. Medicine & Science in Sports & Exercise. Massachussetts, v. 30, n. 10, p. 1537-1542, october 1998.

WINTER, D.A.; SIENKO, S.E. Biomechanics of below-knee amputee gait. Journal of Biomechanics. Durham, v. 21, n 5, p.361-367, april 1988.

ZAHEDI, M.S.; *et al.* Alignment of lower-limb prostheses. Journal of Rehabilitation Research and Development. Washington, v. 23, n. 2, p. 2-19, april 1986.



Zatsiorsky, V.; Seluyanov, V. The mass and inertia characteristics of the main segments of human body. In: H. Matsui e K. Kobayashi, editor, *Biomechanics VIII B*, Human Kinetics, Champaign, v.11, n. 1, p.1152-1159, march 1983.

Rua Felizardo, 750 Porto Alegre, RS Brasil CEP 90690-200

renatabona@ig.com.br

Recurso tecnológico necessário para Comunicação Oral: data show (power point)

ⁱ a mestranda em ciências do movimento humano pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul;

^b mestre em ciências do movimento humano pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul;

^c aluno da graduação da escola de educação física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul;