# COMPARAÇÃO DO CONSUMO ENERGÉTICO E DE ASPECTOS MECÂNICOS DA CAMINHADA DE AMPUTADOS TRANSFEMURAIS QUE UTILIZAM PRÓTESE COM MICROPROCESSADOR OU CONVENCIONAL: UMA REVISÃO

**Renata Luísa Bona**
Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brasil

**Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga**
Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brasil

**Resumo:** A locomoção humana é o resultado de torques advindos de forças externas e internas. É um movimento complexo, cuja otimização minimiza o dispêndio energético. Existem restrições estruturais, como a amputação que influenciam a mecânica da locomoção e, por conseguinte o gasto energético. Neste artigo serão revisados temas relacionados à influência do tipo de prótese no consumo de oxigênio e nos aspectos biomecânicos da caminhada de amputados.
**Palavras chaves:** amputados, consumo energético, locomoção, biomecânica.

## Introdução

A locomoção humana é o resultado de um sistema complexo caracterizado por estruturas que geram torques e forças. Essas forças e torques geram o deslocamento do corpo no espaço podem ser advindos de forças externas e internas e, apesar de sua complexidade, a locomoção é modelada como um sistema capaz de minimizar o dispêndio energético dos músculos através de um modo de transformação de energia cinética do centro de massa em potencial gravitacional e vice-versa. Este mecanismo minimizador de energia é denominado pendular (pêndulo-invertido, CAVAGNA e KANEKO, 1977). Restrições do ambiente e estruturais podem limitar a capacidade do organismo em utilizar a transdução pendular, com repercussões diretas no custo de transporte (Joules por metro percorrido e por quilograma de massa, Peyré-Tartaruga, 2008).

Uma restrição estrutural especialmente estudada no século anterior foi a causada por amputação de membros inferiores (PASTRE *et al.*, 2005). O desenvolvimento de protéticos no século passado também foi intenso. Após duas grandes guerras mundiais, havia grande contingente de amputados que necessitavam protetização. Desde então, a técnica ortopédica cresceu e desenvolveram-se componentes pré-fabricados e padronizados, possibilitando melhor reabilitação funcional com conseqüente melhora na mobilidade dos amputados e redução no consumo energético durante programas de reabilitação (PASTRE *et al.*, 2005).

Quanto mais proximal o nível da amputação, maior será o gasto energético (WATERS e PERRY, 1976). Tanto o nível da amputação quanto o material protético escolhido incidem na dinâmica da caminhada, com repercussão direta no custo energético da locomoção (TONON *et al.*, 2005; BONA *et al.,* 2008). Muitos estudos tratam de aspectos biomecânicos da locomoção de amputados (WATERS e PERRY, 1976; BOONSTRA *et al.*, 1996; BUCKLEY *et al.*, 1997 SCHMALZ *et al.*, 2002), mas sem uma análise que envolvam aspectos biomecânicos relacionados com os de energia. De fato, informações sobre parâmetros tais como eficiência e

custo mecânico são escassos na literatura. Da mesma forma, do ponto de vista energético existem poucos estudos com amputados que analisaram a energia mecânica e, além disso, duas abordagens são comumente usadas: a do centro de massa e a abordagem da dinâmica inversa (CAVAGNA e KANEKO, 1977 .

Além disso, a variabilidade da locomoção, especialmente entre passadas, oferece um meio complementar de compreender aspectos de estabilidade e mudanças em função da idade ou devido a restrições físicas, permitindo monitorar os efeitos de programas de intervenção no campo da saúde. . Em adultos sem restrições físicas a variabilidade de locomoção é relativamente pequena, na maioria das vezes menor que 5 %. Existem alguns fatores fisiológicos e biomecânicos que afetam a dinâmica da caminhada tais como o controle neural (HECKE *et al.*, 2007), função muscular, restrições físicas e fadiga (SANTOS et al, 2009), além disso alterações sensório-motoras também podem influenciar na variabilidade da caminhada. Esta que serve como um relevante parâmetro clínico para avaliação de mobilidade, risco de queda e resposta a intervenções terapêuticas (HAUSDORF *et al.*, 2005).

Essa revisão possui relevância para a reabilitação e planejamento de aula dessa população, pois suas atividades de vida diária exigem adaptações a diferentes situações, as quais serão analisadas no decorrer do trabalho. Não obstante a escassez de estudos serão discutidos os efeitos de intervenções em variáveis biomecânicas e fisiológicas da locomoção de amputados. Portanto, o objetivo deste estudo é realizar uma revisão de literatura sobre a mecânica e a energética da caminhada de amputados, abordando os seguintes temas: i) influência do tipo de prótese no consumo de oxigênio, ii) aspectos biomecânicos da caminhada de amputados.

## Metodologia

Realizou-se levantamento bibliográfico utilizando as seguintes bases de dados: *pubmed*, *scielo*, *web of science e lilacs* com as seguintes palavras: *amputee, energetic cost, gait, amputate, oxygen consumption, electromyography, force plate*; em periódicos internacionais e nacionais do ano de 1977 até 2010. Os critérios de seleção foram, além de leituras críticas do material encontrado, os trabalhos de maior relevância com o tema proposto, os mais citados e os mais recentes. Além disso, foram utilizados estudos clássicos que abordavam o tema com o fundamento de fidelidade a alguns conceitos e definições.

*Influência dos componentes protéticos no consumo de oxigênio*

É aceito e descrito na literatura que o consumo energético durante a caminhada em amputados é maior do que para indivíduos não amputados (WATERS e PERRY, 1976; WATERS e PERRY, 1992; WATERS e MULROY, 1999; DETREMBLEUR *et al.*, 2005; BONA *et al.,* 2008). Avanços tecnológicos especialmente nos componentes protéticos nos últimos anos, têm como objetivos diminuir o consumo energético e aumentar a mobilidade dos amputados protetizados. Alguns estudos mostram os diferentes componentes da prótese e sua influência sobre o consumo de energia desta população.

Entre alguns tópicos de pesquisa analisados, o tipo de pé protético, invariavelmente escolhido de acordo com as necessidades do paciente, tem como pressupostos básicos para sua escolha dois pontos: i) os objetivos a serem alcançados e, ii) a idade do paciente (tendo em vista que um paciente idoso necessita de um maior apoio com mais estabilidade para realizar a locomoção, TONON *et al.*, 2005). Estes dois critérios são determinantes nos diferentes alinhamentos e angulações dos pés protéticos, exercendo influência direta nas características

biomecânicas da caminhada. Estas diferenças ocorrem com as próteses devido ao seu alinhamento que respeita os encurtamentos e formato do membro residual, podendo alterar o alinhamento e angulação do pé protético. Essas alterações podem resultar em um aumento do consumo de oxigênio (SCHMALZ *et al.*, 2002).

Em um estudo realizado por Schmalz *et al.* (2002), foram observados 15 amputados transtibiais, todos com amputação por trauma e comparados o gasto energético usando diferentes tipos de pés protéticos. O pé protético do tipo SACH (com articulação do tornozelo rígida, com a estrutura do pé em madeira) é comumente usado quando o paciente precisa de estabilidade na articulação do joelho. O pé em fibra de carbono é mais confortável, com maior mobilidade e desempenho. Ele armazena energia no momento do contato total do calcanhar - devido à capacidade de deformar-se - facilitando a propulsão na caminhada. Este tipo de re-utilização de energia mecânica é possivelmente semelhante ao que acontece no tornozelo humano durante a caminhada, onde a unidade músculo-tendão flexor plantar realiza uma ação de "catapulta", caracterizada por um lento trabalho mecânico negativo e um subseqüente trabalho mecânico positivo rápido (ISHIKAWA *et al.*, 2005, PEYRÉ-TARTARUGA, 2008). Além disso, o pé em fibra de carbono adapta-se a distintas velocidades da caminhada, tendo boa capacidade de absorção de impacto e adaptabilidade às superfícies irregulares. Esta diferença mecânica repercute no custo de transporte, determinando uma forma mais econômica para sujeitos que utilizam prótese em pé de fibra de carbono contra sujeitos com prótese com pé de madeira (SACH). Na velocidade auto-selecionada ($\pm$4 km.h$^{-1}$) o consumo de oxigênio entre os pés SACH e o pé em fibra de carbono apresentou uma tendência de diferença. Já na velocidade de 4,8 km.h$^{-1}$ obteve-se uma diferença significativa ($p<0,05$) com um valor maior de consumo de oxigênio, do pé SACH (16,1 $\pm$ 1,4 mL.min$^{-1}$.kg$^{-1}$) do que com o pé de fibra de carbono (15,6 $\pm$ 1,2 mL.min$^{-1}$.kg$^{-1}$) (WATERS e PERRY, 1976; SCHMALZ *et al.*, 2002; TONON *et al.*, 2005).

Também em comparação realizada com diferentes pés protéticos, Torburn e colaboradores em 1995, com 16 amputados transtibiais (figura 1 A) (9 por trauma e 7 por problemas vasculares) analisaram cinco diferentes pés protéticos, sendo um deles o SACH e os outros em carbono (resposta dinâmica elástica). Cada indivíduo andava de 5 a 20 minutos (tempo máximo de locomoção) com cada pé, na velocidade auto-selecionada. Os resultados obtidos não mostraram diferenças significativas entre os diferentes pés, mas somente uma tendência de diminuição no custo energético para os pés em carbono (TORBURN *et al.*, 1995). Estes resultados estão de acordo com os resultados descritos por Schmalz *et al.*, em 2002 anteriormente.

Perry em 1992, concluiu que esses aumentos no consumo energético podem ser devido ao aumento do trabalho da musculatura remanescente – bem como à falta de mobilidade das articulações protéticas, requerendo sobrecarga e compensações das articulações do membro residual para proporcionar estabilidade durante a caminhada. De fato, o tipo de prótese que proporcionou maior consumo energético foi o pé SACH, apresentando menor mobilidade (PERRY, 1992).

Além dos pés protéticos, obviamente outros componentes da articulação protética podem influenciar o custo de transporte da locomoção (e.g. tipo de articulação). Todavia, dois tipos diferentes de articulação do joelho mais utilizados são: microprocessador eletrônico (figura 1 B) e sistema hidráulico (outros tipos de joelhos existentes: livre, monoeixo, policêntrico, pneumático). Em relação à prótese com microprocessador eletrônico, ela é projetada para regular automaticamente de acordo com a velocidade de balanço da perna protética. Um dispositivo inserido na junção artificial do joelho detecta essas diferenças de velocidade, pelo

microprocessador que está incorporado na perna protética. Esse microprocessador emite a informação para o dispositivo do joelho que ajusta automaticamente o diâmetro do orifício da válvula do cilindro hidráulico. É um mecanismo auto-regulador (microprocessador) o qual adapta-se a cada situação de implemento de velocidade normal. As unidades de controle integradas minimizam as resistências do joelho e permitem assim uma locomoção confortável e pouco esforço especificamente na realização da flexão do joelho durante a fase do balanço (BOONSTRA *et al.* 1996; BUCKLEY *et al.*, 1997).

(A)  (B) 

Figura 1 – Modelo de prótese para nível de amputação transfemural: (A) prótese para nível transtibial com pé em fibra de carbono; (B) joelho com microprocessador eletrônico e pé em fibra de carbono;

A prótese hidráulica tem como mecanismo um sistema de válvulas que controlam a entrada ou saída de fluidos. Esse mecanismo possibilita que o movimento do indivíduo com a perna protética fique mais próximo do movimento de um membro inferior, em relação a velocidade auto selecionada do indivíduo (KAUFMAN *et al.*, 2007). Assim, a locomoção diferente da velocidade indicada a qual foi pré-determinada pode resultar em desvios anormais da caminhada (SCHMALZ *et al.*, 2002). Essas alterações na caminhada de um paciente (devido à diferença de controle de fase de balanço) podem ocasionar uma elevação do consumo de oxigênio (BOONSTRA *et al.*, 1996). Porém, foram comparadas essas duas próteses quanto a articulação do joelho. Nessa comparação houve maior consumo de oxigênio nos pacientes que utilizavam à prótese hidráulica, mas sem diferença significativa (BUCKLEY *et al.*, 1997).

Na comparação do consumo de oxigênio nas velocidades da caminhada acima e abaixo da normal os sujeitos que utilizaram a prótese inteligente (com microprocessador) apresentaram menor gasto energético quando comparados àqueles que utilizavam prótese hidráulica. É provável que a auto-regulação da prótese inteligente contribua para a redução do gasto energético na caminhada (TORBURN *et al.*, 1995; BUCKLEY *et al.*, 1997; SCHMALZ *et al.*, 2002).

Tabela 1: Estudos referentes ao gasto energético em amputados utilizando prótese ortopédica.

| **Estudo** | **Amostra** | **Velocidade (km $h^{-1}$)** | **Gasto energético (J $kg^{-1}m^{-1}$)** |
|---|---|---|---|
| Collins e Kuo, 2010 | 11 T | ≈3,2 | PC (3,0) PL(2,8) |
| Traballesi *et al.*, 2008 | 16 F e 8T | VAS: F 1,19 e T 1,29 | F 1,40 e T 1,0 |
| Orendurff *et al.*, 2006 | 8 F | VAS: PI 4,7 e PC 4,3 | PI (2,1) PC (2,2) |
| Orendurff *et al.*, 2006 | 8 F | VAS: PI 4,7 e PC 4,3 | PI (2,1) PC (2,2) |
| Datta *et al.*, 2005 | 10 F | Progressiva 2,5 a 5 | Menor velocidade: PI (2,9)< PC (3,3). Maior velocidade PI (2,1)<PC(2,3) |
| Detrembleur *et al.*, 2005 | 6 T e 6 F | VAS: F 2,4±1,5, T 2,8±1,5 | T 3.98 ±0.6 = F 5.08 ±0.6 |
| Schmalz *et al.*, 2002 | 15 T e 12 F | fixa T 4,4±0,5 F: 3,5±0,6 | vas 4,1±1,9. trau 2,5±3.2 |
| Waters *et al.*, 1976 | vas: F:13; T:13; Syme:15. Trau: F:15; T:14 | F: 2,1 T: 3,2 Syme: 3,7 | T 1,29; F1,55 |
| Buckley *et al.*, 1997 | 3 F | baixa velo (1,8±0,7) rápida (3,7±0,4) | baixa velo 3,7±134,4. rápida 3,9±227,3 |
| Torburn *et al.*, 1995 | 9 F e 7 T | traum 2,3±16,9. vasc 1,7±8,7 | F 3,1±0,69. T 3,5±0,7 |

T: amputado transtibial, F: amputado transfemural, VAS: velocidade auto-selecionada, vas: amputação de etiologia vascular, trau: amputação de etiologia traumática, PC: prótese convencional, PI: prótese inteligente, PL: prótese com pé em fibra de carbono (com resposta elástica).

Os estudos citados na tabela 1 utilizaram a técnica de calorimetria indireta, ela estima a taxa metabólica por meio da mensuração do consumo de oxigênio. Os resultados mostram que amputados transfemurais escolhem uma velocidade menor quando comparado a transtibiais, devido a restrições relacionadas a quetões fisiológicas e biomecânicas (discutidas neste estudo). A velocidade auto-selecionada dos amputados (tanto transtibiais quanto transfemurais) é menor do que a de sujeitos sem amputações. As próteses inteligentes possibilitam maior velocidade e menor gasto energético quando comparada as próteses convencionais.

*Aspectos biomecânicos da caminhada de amputados*

Alguns estudos têm investigado a caminhada de indivíduos amputados transfemurais e transtibiais (BAGLEY *et al.*,1991; DETREMBLEUR *et al.*, 2005; BONA et al., 2008). Alguns autores que estudam a caminhada de amputados dão maior atenção para características biomecânicas de diferentes componentes da prótese para melhorar o desempenho motor desses indivíduos. Além das características relacionadas aos componentes e o material usado nas próteses, temos grandes diferenças encontradas em relação ao alinhamento protético. O alinhamento é um fator essencial que afeta o desempenho da prótese e é susceptível de conduzir a uma caminhada anormal e com presença de fadiga física.

O alinhamento protético correto exerce importante influência sobre a capacidade de um indivíduo amputado protetisado deambular. O incorreto alinhamento da prótese resultará em excessiva tensão sobre o membro residual (ZAHEDI *et al.*, 1986).

Clinicamente, o alinhamento é obtido por um processo dinâmico, incluindo avaliações subjetivas, sendo importante o conforto da prótese durante a caminhada. O alinhamento é realizado pelo técnico protético (ZAHEDI *et al.*, 1986). A tolerância em aceitar diferentes alinhamentos está relacionada com a adaptação e controle dos amputados sobre suas próteses (SIN *et al.*, 2001).

Em um estudo realizado por Schmalz *et al.* em 2002, foram analisados quanto ao alinhamento protético amputados transtibiais (15 participantes) e transfemurais (12 participantes), sendo que os graus de variação do alinhamento foram de 1 a 2 cm tanto anterior quanto posterior. Além disso, analisaram o gasto energético em relação a estas variações descritas, na velocidade auto-selecionada. Um incorreto alinhamento afeta o consumo de oxigênio em maior proporção para amputados transfemurais. Quando o alinhamento é deslocado para posterior a potência energética aumenta de 14,0 $\pm$ 1.5 para 16,4 $\pm$1.7 (ml/min/kg); No deslocamento anterior a variação da potência energética é de 14,2 $\pm$ 1.3 para 16,8 $\pm$1.7 (ml/min/kg) (SCHMALZ *et al.*, 2002).

Os resultados deste estudo mostram que diferentes alinhamentos no plano sagital têm influência sobre as características biomecânicas da caminhada principalmente na fase de apoio, influenciando no trabalho realizado pela articulação do joelho. Esse deslocamento sagital, do alinhamento protético, muda o comprimento da distância perpendicular da prótese que influencia na caminhada. Esta alteração no alinhamento em amputados transtibiais, é referente à articulação do tornozelo, afeta a estabilidade do joelho. Quando o alinhamento é deslocado para a parte posterior aumenta a tendência em direção à flexão do joelho, enquanto que o deslocamento anterior deste alinhamento aumenta a tendência para o joelho em extensão (SCHMALZ *et al.*, 2002).

Os diferentes alinhamentos no grupo transfemural também mostraram uma diferença importante nos parâmetros biomecânicos da caminhada. Ocorre um aumento da atividade da musculatura extensora do quadril na primeira metade da fase de apoio (quando o alinhamento está 2cm anterior ao alinhamento ideal). Este aumento da atividade da musculatura extensora ocorre para não permitir uma flexão de joelho, não adequada nesta fase da caminhada (SCHMALZ *et al.*, 2002).

Outros estudos também analisaram os alinhamentos e suas modificações nas atividades dos músculos. Fang *et al.*, em 2007 avaliaram amputados transtibiais quanto à cinemática e eletromiografia de superfície de alguns músculos em relação ao alinhamento adequado e duas variações deste, 6 graus positivo (deslocamento anterior do centro de massa segmentar) e 6 graus negativos (deslocamento posterior do centro de massa segmentar) (FANG *et al.*, 2007). Mesmo mudando o alinhamento, a força realizada pelos músculos analisados, através de eletromiografia, foi similar na distribuição temporal. No entanto, o pico de força de cada músculo variou de modo diverso. Na fase de apoio, os músculos: semitendinoso, semimenbranoso e cabeça longa do bíceps femoral, tiveram aumento no pico de força com os alinhamentos inadequados (principalmente quando em 6° positivos) quando comparados ao alinhamento adequado. Os músculos vasto e o reto femoral obtiveram mudanças similares, embora no alinhamento inadequado foi observado um aumento da amplitude da atividade elétrica muscular durante o movimento estudado, baseado nos dados eletromiográficos. O músculo glúteo máximo não apresentou importante alteração

quanto a ativação eletromiográfica entre os três alinhamentos. Na fase de balanço as forças dos músculos se mantiveram constante nos três alinhamentos, exceto nos músculos isquiotibiais. Para o alinhamento adequado os resultados foram semelhantes.

Kaufman *et al.* 2007, analisaram dois joelhos protéticos um de controle hidráulico e o outro com um microprocessador eletrônico. Através da dinamometria e cinemetria tridimensional foi analisada a caminhada de 15 amputados transfemurais com dois tipos de prótese (hidráulica e com microprocessador eletrônico). Com a prótese hidráulica caminharam mantendo a força de reação do solo a frente do joelho no início da fase de apoio, o que bloqueia e causa uma hiperextensão do joelho, promovendo maior estabilidade para o indivíduo. Já com o joelho com microprocessador eletrônico os indivíduos alcançaram um padrão mais similar à caminhada normal resultando em uma flexão de joelho em resposta a carga imposta. O momento do joelho muda para um momento flexor quando utilizando a prótese hidráulica, contudo com o microprocessador eletrônico o momento extensor foi observado.

Segundo os autores anteriormente citados, o microprocessador eletrônico melhora a caminhada dos amputados. Além de proporcionar uma caminhada mais próxima da de indivíduos não amputados, também acredita-se que há melhora da eficiência da articulação do joelho durante a caminhada (SAUNDERS *et al.*, 1953). Esses resultados corroboram com os achados de outros autores (SEROUSSI *et al.*, 1996; JOHANSSON *et al.*, 2005) que seguiram metodologias parecidas.

Também em relação à biomecânica da caminhada Torburn *et al.* (1990) analisaram a caminhada de cinco indivíduos amputados transtibiais com diferentes pés protéticos (SACH e pés em carbono – Flex-foot, carbon copy II, STEN, SEATLE) através da atividade eletromiográfica, uma câmera e plataforma de força. A cadência e a duração do ciclo da caminhada na velocidade auto-selecionada foram diferentes entre os pés protéticos, para o pé em carbon copy II a cadência foi maior e, consequentemente, a duração do ciclo da caminhada menor na comparação com o Sach e o Flex-foot (TORBURN *et al.*, 1990).

Ainda durante a caminhada em velocidade auto-selecionada e maior velocidade, a única diferença detectada no movimento pélvico, coxa, joelho, ou tornozelo foi no ângulo máximo em dorsiflexão alcançado durante a fase final do ciclo da caminhada. O pé Flex-Foot resultou em uma maior dorsiflexão (19,8 ± 3,3 graus) em comparação com todos os outros pés testados (13 ± 4,2 graus, $p = 0,003$).

Houve uma pequena quantidade de flexão do joelho em resposta a carga imposta (6,3 ± 10,4 graus) em todas as condições. A média do pico de flexão do joelho na fase de balanço foi 63,8 ± 7,7 graus durante o início desta fase. Wagner e colaboradores (1987), encontraram resultados similares em estudo parecido aos citados.

A atividade eletromiográfica dos músculos: vasto lateral, gluteo máximo, bíceps femoral cabeça longa foram analisados. A atividade de todos músculos foi mais intensa na caminhada quando comparada a caminhada de indivíduos não amputados. Resultados semelhantes são encontrados nos estudos de Adler *et al.* (1983) e Lyons *et al.* (1983). Porém, o músculo que mais variou a ativação do sinal eletromiográfico com os diferentes pés protéticos foi o bíceps femoral cabeça longa (TORBURN *et al.*, 1990).

Ainda no mesmo estudo o torque máximo obtido durante a dorsiflexão foi com o pé Flex-Foot quando comparado aos outros quatro tipos de pés protéticos. Todavia na articulação do joelho, o vetor da força de reação do solo permaneceu anterior ao eixo do joelho, mantendo assim uma mínima magnitude no torque durante toda a caminhada. Somente com o pé SACH foi obtido

um torque em flexão no joelho durante a fase de apoio. Com os outros pés houve uma tendência para um torque em extensão nesta fase da caminhada. Para o quadril, o torque flexor se mostrou próximo da caminhada de indivíduos não amputados progredindo em resposta ao apoio dado, aumentando para um torque máximo na fase final da extensão. Uma tendência de aumento no torque flexor do quadril ocorreu com o pé Flex-foot, mas não foi significativo.

O aumento da velocidade aumenta o torque em dorsiflexão com o Flex-foot quando comparado ao SACH e ao STEN. Para o joelho há um aumento no torque flexor durante a fase de apoio com os pés: STEN, SACH, SEATLE e para o torque extensor para o pé Carbon copy II e Flex-foot. O quadril manteve os valores de torque parecidos aos encontrados com a velocidade auto-selecionada. Na análise na plataforma de força foram encontrados valores semelhantes de força para todos os pés (WAGNER et al., 1987).

Em outro estudo, com próteses similares, Nolan *et al.* (2003), através da observação da caminhada de quatro amputados transtibiais e quatro amputados transfemurais, investigaram o efeito do aumento de velocidade na locomoção destes indivíduos (NOLAN *et al.*, 2003). No grupo de amputados transtibiais a maior força de reação do solo foi encontrada no membro intacto comparado ao protético. Resultados semelhantes são encontrados por outros autores (ENGSBERG *et al.*, 1991; ENGSBERG *et al.*, 1993). No grupo de amputados transfemurais também foi encontrada uma tendência, mas sem diferenças significativas. Nolan e colaboradores também sugerem que este resultado se deve a um provável mecanismo de proteção do membro residual, colocando assim menor carga neste membro. Em relação a este resultado Clark *et al.* (1981) sugerem que há um menor deslocamento do centro de massa para o membro intacto e essa seria uma justificativa para a menor carga no membro protético.

Em todas velocidades analisadas os amputados transtibiais apresentaram um maior pico de peso no membro intacto quando comparados a indivíduos sem amputações. Para os transfemurais também foi maior a força de reação do solo para o membro intacto quando comparado aos não amputados. A diferença encontrada para este último grupo foi em relação à velocidade máxima, pois indivíduos não amputados apresentaram maior velocidade (NOLAN *et al.*, 2003). Esses resultados concordam com outros estudos (ENGSBERG *et al.*, 1991; ENGSBERG *et al.*, 1993). Segundo Nolan *et al.* (2003), esses resultados sugerem que há um maior tensão para o membro não amputado quando comparado com indivíduos não amputados (NOLAN *et al.*, 2003).

Para todos os grupos observados houve um aumento no pico de força com o aumento da velocidade, concordando com os estudos de Andriacchi *et al.* (1977) e Nilsson *et al.* (1985). Houve um aumento no pico de força para o membro intacto proporcional ao aumento de velocidade. Quando comparado com os achados em crianças (ZERNICKE *et al.*, 1985) também ocorreu um aumento no pico de força com aumento da velocidade. Com o aumento da velocidade os amputados aceleram mais seu corpo quando estão realizando o passo com o membro intacto quando comparado ao membro protético, possivelmente devido às diferenças na massa dos segmentos envolvidos e problemas inerciais da prótese e o centro de gravidade deslocado para o membro intacto (NOLAN *et al.*, 2003).

O impulso vertical médio também foi maior para o membro intacto quando comparado ao membro protético (ver também VANICEK *et al.*, 2008). Tal como em sujeitos não amputados, o impulso vertical diminui conforme o aumento da velocidade de progressão na caminhada. Isto provavelmente ocorre pela diminuição do contato do pé ao solo com o aumento da velocidade (NILSSON e THORSTENSONN, 1989; KELLER *et al.*, 1996). A maior assimetria foi

encontrada para os transfemurais e a menor para os indivíduos sem amputações. É provável que sujeitos amputados transfemurais e em menor grau, transtibiais, mantenham a projeção vertical do centro de massa não gerando a propulsão necessária na locomoção, este resultado ocorre pela ausência do movimento do tornozelo e ação da musculatura do joelho. Estes resultados também indicam, como observado anteriormente, que há maior et al. sobre o membro intacto, comportamento descrito por Engsberg e colaboradores (1991; 1993).

Com os resultados encontrados no estudo de Nolan *et al.* (2003), especialmente para os transfemurais, há uma diminuição da assimetria temporal com o aumento da velocidade, principalmente na fase de balanço. Foi observada uma alteração de duração nas sucessivas fases do ciclo da caminhada comparando os dois membros. Há um aumento da fase de balanço e de apoio do membro protético diminuindo a assimetria.

**Considerações Finais**

Existem muitos estudos sobre a locomoção humana que nos permitem dizer que esta locomoção é eficiente e econômica. Quando ela é afetada por restrições, como a utilização de uma prótese, esse mecanismo é alterado tanto na parte energética quanto na parte biomecânica.

Os amputados têm um maior gasto energético quando comparados a indivíduos sem amputação. Ainda podemos observar que o gasto energético é dependente do nível de amputação, sendo maior o dispêndio quanto mais proximal o nível de amputação. Outro fator que influencia o gasto energético são os componentes protéticos, devido ao aprimoramento desta indústria que produz componentes cada vez mais dinâmicos e adaptáveis às características de cada indivíduo.

A fase de apoio da caminhada sofre alteração quando o alinhamento protético não está adequado, aumentando em flexão ou extensão (do joelho) quando o alinhamento está deslocado para posterior e anterior, respectivamente. A atividade eletromiográfica também sofre alteração, tendo os picos de cada músculo elevados com graus diferentes de alinhamento.

Os joelhos protéticos podem aumentar a extensão (joelho hidráulico) na fase de apoio gerando bloqueio o que dificulta a dinâmica da caminhada, mas os joelhos com microprocessador eletrônico proporcionam caminhada similar a de um indivíduo não amputado não gerando bloqueios. A atividade eletromiográfica dos principais músculos da caminhada se prolongam em sujeitos amputados quando comparados a indivíduos não amputados.

Quanto à velocidade e distribuição de peso nos membros inferiores, há maior transferência do peso para o membro intacto, de forma a tentar proteger o membro residual. Essa transferência aumenta proporcionalmente ao aumento da velocidade. Inversamente proporcional a velocidade encontramos a assimetria do impulso vertical médio, quanto menor a velocidade maior a assimetria encontrada sendo maior para o membro intacto.

As variáveis acima descritas nos mostram que existem diversas áreas a serem pesquisadas com este tipo de população. Mesmo com os estudos citados ainda podemos ter estudos com a população homogênea (quanto a idade, sexo, etiologia da amputação) quanto a componentes (avaliar o componente de uso diário do sujeito). Desta forma observar as características globais do amputado, e não somente dos componentes protéticos, para seguir com resultados mais específicos quanto a mecânica e energética do amputado.

**Referências**

ADLER, N.; PERRY, N.; KENT, J. Electromyography of the vastus medialis oblique and vasti in normal subjects during gait. **Electromyography and Clinical Neurophysiology.** Beauvechain, v. 23, n.7, p. 643-649, jun/set., 1983.

ANDRIACCHI, T.P; OGLE, J.A.; GALANTE, J.O. Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measures. **Journal of Biomechanics.** Chicago, v.10, n. 4, p. 261-268, jul., 1977.

BAGLEY, A.M.; SKINNER, H.B. Progress in gait analysis in amputees: a special review. **Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine.** Califórnia, v.3, n. 2 p. 101-20, abr/dez., 1991.

BONA, R.; ALDABE, D.; RIBEIRO, J. Avaliação do gasto energético em pacientes amputados de membro inferior protetizados. **Arquivos Sanny de Pesquisa em Saúde.** Porto Alegre, V. 1, p. 98-108, 2008.

BOONSTRA, A.M.; SCHRAM, J.M.; EISMA W.H. Gait Analysis of transfemoral amputee patients using prostheses with two different knee joints. **Archives Physical Medicine and Rehabilitation.** Groningen, v. 77, n. 5, p. 515-20, mai/set., 1996.

BUCKLEY, J.G; SPENCE, W.D.; SOLOMONIDIS, S.E. Energy cost of walking: comparison of "intelligent prosthesis" with conventional mechanism. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.** Manchester, v. 78, n. 3, p. 330-333, jan/mai., 1997.

CAVAGNA, G.A.; KANEKO, M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. **Journal of Physiology.** Milão, v.268, p. 467-481, out., 1977.

CLARK, L, A.; ZERNICKE, R.F. Balance in lower limb child amputees. **International Society for Prosthetics and Orthotics.**Califórnia, v.5, n. 1, p. 11-18, jan/mai., 1981.

DATTA, D.; BEN, H.; HOWLTT, J. A comparative evaluation of oxygen consumption and gait pattern in amputees using Intelligent Prostheses and conventionally damped knee swing-phase control. **Clinical Rehabilitation.** Sheffield, v.19, n.4, p. 398 -403, jun/set., 2005.

DETREMBLEUR, C.; VANMARSENILLE, J.; CUYPER, F.; *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 & Posture.** Bruxelas, v.21, n. 3, p. 333-340. set/abr., 2005.

ENGSBERG, J.R.; LEE, A.G.; TEDFORD, K.G. Normative ground reaction force data for able-bodied and trans-tibial amputee children during walking. **Journal of Pediatrics Orthopaedics.** Alberta, v.13, n.2, p. 83-89, mar/ago., 1993.

ENGSBERG, J.R.; LEE, A.G.; PATTERSON, J.L. External loading comparisons between able-bodied and trans-tibial amputee children during walking. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.** Alberta, v.72, n. 17, p.657-661, fev/out., 1991.

FANG, L.; XIAOHONG, J.; RENCHENG, W. Modeling and simulation of muscle forces of trans-tibial amputee to study effect of prosthetic alignment. **Clinical Biomechanics.** Beijing, v.22, n. 10, p. 1125-1131, jan/jul., 2007.

HAUSDORFF, J.M. Gait variability: methods, modeling and meaning. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation.** Boston, v. 2, n. 19, p. 1-9, jul., 2005.

HECKE, A.; MALGHEM, C.; RENDERS, A. Mechanical work, energetic cost, and gait efficiency in children with cerebral palsy. **Journal of Pediatrics Orthopaedics.** v. 27, n. 6, p. 643- 647, set., 2007.

KAUFMAN, K.R.; LEVINE, J.; BREY, R. Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. **Gait & Posture.** Rochester, v. 26, n.4, p. 489–493, jul/set., 2007.

ISHIKAWA, M.; KOMI, P. V.; GREY, M. J. Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. **Journal of Applied Physiology.** Cologne, v. 99. n. 10, p.603-608, fev/abr., 2005.

JOHANSSON, J.L.; SHERRIL, D.M.; RILEY, P.O. A clinical comparison of variable-damping and mechanically passive prostheticknee devices. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation.** Massachusetts, v.84, n. 8, p. 563-648, mai/ago., 2005.

KELLER, T.S.; WEISBERGER, A.M.; RAY, J.L.; *et al.*; Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. **Clinical Biomechanics.** Vanderbilt, v. 11, n. 5, p. 253-259. jan/jun., 1996.

LYONS, K.; PERRY, J.; GRONLEY, J.K. Timing and relative intensity of hip extensor and ab-ductor muscle action during level and stair ambulation: An EMG study. **Physical Therapy.** Seattle, v.63, n. 10, p. 1597-1605, mar/out., 1983.

NILSSON, J.; THORSTENSSON, A. Ground reaction forces at different speeds of human walk-ing and running. **Acta Physiologica Scandinavica.** Estocolmo, v. 136, n. 10, p. 217-227, jul/dez., 1989.

NILSSON, J.; THORSTENSSON, A.; HALBERTSMA, J. Changes in leg movement and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. **Acta Physiologica Scandinavica.** Estocolmo, v. 123, n. 4, p. 457-75, fev/ago., 1985.

NOLAN, L.; WIT, A.; DUDZIÑSK, K. Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans femoral and trans-tibial amputees. **Gait & Posture.** Estocolmo, v. 17, n.2, p. 142-151. dez/mai., 2003.

ORENDURFF, M.; SEGAL, A. D.; KLUTE, G.K. *et al.* Gait efficiency using the C-Leg. J**ournal of Rehabilitation Research & Development.** Seattle, v. 43, n.2, p. 239-246. mar/abr., 2006.
PASTRE, C.M.; SALIONI, J.F.; OLIVEIRA, B.F. Fisioterapia e amputação transtibial. **Arquivos de Ciências da Saúde.** São Paulo, v.12, n. 2, p. 120-24, abr/jun., 2005.

PEYRÉ-TARTARUGA, L.A. **Energética e mecânica da caminhada e corrida humana:** com especial referência à locomoção em planos inclinados e efeitos da idade. 138 f. Tese de Doutorado, PPGCMH- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2008.

PERRY, J. Gait analysis, normal and pathological function. Estados Unidos da América: copryght, 1992.

SANTOS, A. B.; BONA, R. L.; CASTRO, S. A.; PEYRE-TARTARUGA, L. A. Aspectos biomecânicos e fisiológicos da fadiga na locomoção humana: conceitos, mecanismos e aplicações. **Ciência em movimento.** Porto alegre. V.XI, n. 22, p. 87-92. Nov/dez., 2009.

SAUNDERS, J.B.; INMAN, V.T.; EBERHART, H.D. The major determinants in normal and pathological gait. **The Journal of Bone and Joint Surgery.** Califórnia, v.35, n.3, p. 535-543, jul., 1953.

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 & Posture.** Göttingen, v.16, n.3, p. 255-263, out/jan., 2002.

SEROUSSI, R.E.; GITTER, A.; CZERNIECK, J.M. Mechanical work adaptations of above-knee amputee ambulation. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.** Seattle, v.77, n.11, p. 1209-1214, out/fev., 1996.

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.** Hong Kong, v. 38, n. 1, p. 1-6, jan/fev., 2001.

COLLINS, S.H.; KUO, A. Recycling energy to restore impaired ankle function during human walking. **Plos One.** Califórnia, v. 5, n. 2, p. 93-107, jan., 2010.

TONON, S.C.; SOUZA, A.T.; ÁVILA, A.O. Avaliação da caminhada, sensibilidade do coto e pressão plantar do pé protético na amputação bilateral: um estudo de caso. **CEFID-UDESC**/Laboratório de Biomecânica, Florianópolis – SC. 2005.

TORBURN, L.; POWERS. C.M.; GUITERREZ, R. Energy expenditure during ambulation in dysvascular and traumatic below-knee amputees: A comparison of five prosthetic feet. **Journal of Rehabilitation Research and Development.** Califórnia, v. 32, n. 2, p. 111-119, mai., 1995.

TORBURN, L.; AYYAPPA, E.; SHANFIELD, S.L. Below knee amputee gait with dynamic elastic response prosthetic feet : a pilot study. **Journal of Rehabilitation Research and Development.** Califórnia, v. 27, n. 7, p. 369-384, ago., 1990.

VANICEK, N.; STRIKE, S.; MCNAUGHTON, L. Gait patterns in transtibial amputee fallers vs. non-fallers: Biomechanical differences during level walking. **Gait & Posture.** London, v. 29, n. 3, p. 415-420, out/dez., 2008.

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

WATERS, R.A.; MULROY, S. The energy expenditure of normal and pathological gait. **Gait & Posture.** Califórnia, v. 9, n. 3, p. 207 - 231, dez/mar., 1999.

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

WAGNER, J.; SIENKO, S.; SUPAN, T. Motion analysis of SACH versus Flex-Foot in moderately active below-knee amputees. **Clinical Prosthetics and Orthotics.** Chicago, v. 11, n. 1, p. 55-62. mai/out., 1987.

ZAHEDI, M.S.; SPENCE, W.D.; SOLOMONIDIS, S.E. Alignment of lower-limb prostheses. Journal of Rehabilitation Research and Development. Escócia, v. 23, n. 2, p. 2-19, abr., 1986.

ZERNICKE, R.F.; HOY, M.G.; WHITING, W.C. Ground reaction forces and centre of pressure patterns in the gait of children with amputation: preliminary report. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.** Chicago, v. 66, n. 11, p. 736-741, 1985.

## COMPARISON OF ENERGY CONSUMPTION AND MECHANICAL ASPECTS OF TRANSFEMURAL AMPUTEE GAIT USING PROSTHESIS WITH THE MICROPROCESSOR AND CONVENTIONAL KNEE: A REVIEW

**Abstract:** The human locomotion is the result of torques derived from external and internal forces. It is a complex movement, whose optimization minimizes the energy expenditure. The energy expenditure as such mechanical gait there are influenced by amputation, consequently, the energy expenditure. In this article will be review issues related to influence of prosthesis type on oxygen consumption and biomechanical aspects in amputee walking.

**Keywords: A**mputees, Energy Consumption, Locomotion, Biomechanics.

# COMPARACIÓN DEL CONSUMO DE ENERGÍA Y LOS ASPECTOS MECÁNICOS DE LA CAMINATA CON PRÓTESIS TRANSFEMORAL AMPUTADO BASADO EN UN MICROPROCESADOR O CONVENCIONAL: UMA REVISIÓN

**Resumen**: La locomoción humana es el resultado de esfuerzos de torsión se ternas e internas. Es un movimiento complejo, cuya optimización minimiza el gasto energético. Existen limitaciones estructurales, como la amputación que influyen en la mecánica de la locomoción y por lo tanto el gasto de energía. En este artículo se revisarán temas relacionados con la influencia de la prótesis en el consumo de oxígeno y aspectos biomecánicos de la caminata de los amputados.

**Palabras claves:** Amputados, Consumo de Energía, Locomoción, Biomecánica.

Endereço para correspondência:

Renata Luísa Bona
renatabona@ig.com.br
Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Escola Superior de Educação Física.
Rua Felizardo
Jardim Botânico
90690-200 - Porto Alegre, RS - Brasil