

A marcha humana: uma abordagem biomecânica

A Sousa¹ & João Manuel R. S. Tavares²

¹Área Científico-Pedagógica de Fisioterapia, Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto Politécnico do Porto, Vila Nova de Gaia, PORTUGAL

²Departamento de Engenharia Mecânica (DEMec), Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP) / Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial (INEGI), Porto, PORTUGAL

asp@estsp.ipp.pt, tavares@fe.up.pt

<http://www.fe.up.pt/~tavares>

RESUMO

A análise biomecânica da marcha engloba, entre outros, dados cinemáticos, cinéticos e sinais electromiográficos, que, em conjunto, promovem a descrição do fenómeno da marcha.

Neste trabalho é efectuada uma revisão dos estudos existentes que versam sobre os aspectos biomecânicos da marcha, de forma a perceber-se os componentes a ter em consideração na referida análise, bem como os modelos comuns que suportam achados experimentais.

A análise efectuada permitiu verificar que a necessidade de redirecção da velocidade do centro de massa entre passos prediz um forte componente do dispêndio energético na marcha e que este, por sua vez, está associado à velocidade.

Palavras-chave: marcha, teorias explicativas, cinética, cinemática, energia

ABSTRACT

The biomechanical analysis of gait involves, among others, kinematic, kinetic and electromyographic signals, which, together, allow describing the gait phenomenon.

This paper reviews studies focusing on the biomechanical aspects of gait, in order to understand which components must be considered in that analysis and the models supporting experimental findings.

The analysis performed showed that the need to redirect the center of mass speed between steps predicts a strong component of energy expenditure in gait and that this is associated with speed.

Keywords: gait, theories, kinetics, kinematics, energy

1. INTRODUÇÃO

A análise quantitativa do movimento humano insere-se no domínio da Biomecânica, ciência que envolve o estudo de sistemas biológicos de uma perspectiva mecânica, englobando a estática e a dinâmica (Hall, 1999). Com o objectivo de aceder ao conceito simplificado do fenómeno de locomoção, é conveniente considerar o comportamento do centro de massa (CM) durante o ciclo de movimento (Saunders, 1953). A sua trajectória no plano de progressão é uma curva sinusoidal, deslocando-se duas vezes na vertical durante um ciclo de movimento e lateralmente no plano horizontal, sendo estas duas curvas similares (Gard, 2004; Norkin, 1992). A amplitude pico-a-pico é descrita como sendo de cerca de 4 a 5 cm para adultos em velocidade livremente escolhida (Gard, 2004), e tem sido usada para estimar as trocas de energia mecânica, a eficiência, o trabalho, e para quantificar a simetria como indicador da qualidade da marcha.

A primeira lei de Newton para o movimento postula que todos os corpos mantêm o seu estado de repouso ou movimento uniforme, a menos que lhes seja imposta uma força de desequilíbrio. A translação do corpo com o menor dispêndio energético possível corresponde à translação através de uma trajectória sinusoidal de pequena amplitude, na qual as deflexões são graduais. Tendo em conta que a força resulta do produto da massa pela aceleração em função do tempo, mudanças abruptas na direcção do movimento levam a um elevado dispêndio energético. Durante a translação do CM ao longo de uma trajectória sinusoidal de baixa amplitude existe conservação de energia (Saunders, 1953). Em (Kerrigan, 1995), é confirmado o papel da biomecânica normal da marcha na minimização do consumo energético, dado que o deslocamento vertical

da pélvis durante a marcha, quando controlado para o peso corporal envolvido, constitui um forte preditor do consumo energético com marcha a diferentes velocidades.

O objectivo principal deste trabalho consiste em apresentar uma revisão de estudos que versam sobre aspectos biomecânicos da marcha, de forma a perceber-se os componentes a considerar na referida análise, bem como os modelos de base que suportam os achados cinéticos, cinemáticos e energéticos. Assim, este artigo encontra-se organizado no sentido de, numa primeira fase, expor uma abordagem dos modelos existentes e referenciados como explicativos para o fenómeno da marcha. Ao longo da descrição dos vários modelos considerados, procura-se fazer uma análise comparativa, com o objectivo de perceber de que modo os diferentes modelos se completam ou divergem, e até que ponto se afastam ou aproximam da realidade. É também apresentada uma abordagem em termos de dispêndio energético da marcha. No final são apresentadas as principais conclusões obtidas.

2. MODELOS EXPLICATIVOS DA MARCHA

A marcha humana resulta de uma complexa interacção de forças musculares, movimentos articulares e comandos motores neurais. Muitas das variáveis internas contribuintes da marcha têm sido identificadas e quantificadas durante o último século, entre elas a actividade electromiográfica, o binário muscular, as forças de reacção do solo (FRS), o movimento dos membros e o custo energético-metabólico. Este conjunto de dados requer uma interpretação e organização dos princípios fundamentais que elucidam sobre os mecanismos da marcha. Durante várias décadas duas teorias dominaram o estudo da marcha: a **analogia a um pêndulo invertido** e os **seis determinantes da marcha**.

2.1 Teoria do Pêndulo Invertido

Segundo o modelo do pêndulo invertido, a marcha humana pode ser comparada a um mecanismo semelhante a um pêndulo, sendo a energia cinética convertida em energia potencial gravítica e vice-versa, com conservação de mais de 60 a 70% da energia mecânica necessária (paradigma do pêndulo invertido) (Cavagna, 1966). A força mais determinante no pêndulo invertido é a gravidade ($F=mg$, onde m constitui a massa envolvida e g a constante gravitacional), a qual tem de ser pelo menos igual à força centrípeta ($=mv^2/L$, onde L corresponde ao comprimento da perna e v à velocidade horizontal). A razão entre as duas forças corresponde ao número *Froude* ($=v^2/gL$) (Komura, 2005).

Segundo o modelo do pêndulo invertido, a maior parte do trabalho realizado durante a marcha não está associado a trabalho muscular activo, mas a um mecanismo passivo de troca de energia cinética e potencial, uma vez que o CM, por analogia ao pêndulo invertido, oscila de acordo com o membro em fase de apoio, reduzindo o trabalho necessário para elevar e acelerar o CM. De modo similar, o trabalho muscular necessário para oscilar o membro é reduzido, devido a um mecanismo semelhante a um pêndulo, onde ocorrem trocas entre energia cinética e potencial à medida que o membro se desloca no sentido anterior (Griffin, 2003).

2.2 Teoria dos seis determinantes da marcha

Segundo esta teoria, a marcha é caracterizada pela existência de um conjunto de mecanismos que são considerados determinantes no padrão de marcha, mecanismos esses que se passa a descrever,

2.2.1 Rotação pélvica

Num nível de marcha normal, a cintura pélvica roda alternadamente para a direita e para a esquerda relativamente à linha de progressão. A magnitude desta rotação é de aproximadamente 8° (4° na fase de balanço e 4° na fase de apoio) (Norkin, 1992; Saunders, 1953). A rotação pélvica baixa o arco de passagem do CM através da elevação das extremidades do arco, e como consequência os ângulos de inflexão na intersecção de arcos sucessivos são menos abruptos e o custo energético é menor. A perda de energia potencial é mais gradual e a força necessária para alterar a direcção do CM no próximo arco é menor. A rotação angular da anca, em flexão e extensão, é reduzida e a energia necessária para a oscilação interna do membro é conservada (Saunders, 1953).

2.2.2 Inclinação da pélvis

Como já mencionado, o CM desloca-se lateralmente sobre a extremidade em carga duas vezes durante um ciclo. O deslocamento é produzido pela inclinação lateral da pélvis do lado oposto ao membro em apoio. Para permitir a inclinação pélvica, o membro na fase aérea deve efectuar flexão do Joelho. A inclinação pélvica do lado do membro em fase de balanço ocorre de forma abrupta no final da fase de duplo apoio. A trajectória do CM é mais curta, a trajectória pélvica é suavizada e, através da flexão do Joelho, a energia é conservada devido a um encurtamento efectivo do pêndulo (Medved, 2001).

2.2.3 Flexão do Joelho na fase de apoio unipodálico

A passagem do peso do corpo sobre a extremidade enquanto o Joelho está em flexão constitui uma característica da marcha. O membro em carga inicia a fase de apoio unipodálico através do ataque ao solo com o Joelho em extensão completa, de seguida o Joelho começa a flectir e continua até o pé estar apoiado no solo. A média da flexão é de cerca de 15°. Imediatamente antes do período de carga completa médio o Joelho,

passa uma vez mais para extensão, o que é imediatamente seguido por flexão terminal do joelho. Este período de fase de apoio ocupa cerca de 40% do ciclo de marcha e é referido como o período de duplo bloqueio do joelho, uma vez que este é primariamente bloqueado em extensão, desbloqueado em flexão e novamente bloqueado em extensão, seguido de uma flexão final (Saunders, 1953).

Estes três determinantes, rotação e inclinação pélvica e flexão do joelho agem no sentido de baixar o arco de translação do CM. A rotação pélvica eleva a extremidades do arco enquanto a inclinação pélvica e flexão do joelho deprimem o seu pico máximo (Norkin, 1992; Saunders, 1953).

2.2.4 Pé e joelho

Existe uma estreita relação entre deslocamentos angulares do pé e do joelho, podendo mesmo ser estabelecidos dois arcos que se intersectam durante a fase de apoio unipodálico. O primeiro ocorre no contacto do calcâneo e é descrito pelo raio formado pelo calcâneo. Já o segundo arco é formado pela rotação do pé sobre o centro estabelecido no antepé em associação com a propulsão. No contacto do calcâneo, o pé está em dorsiflexão e o joelho em extensão completa, de modo que a extremidade está no seu comprimento máximo e o CM encontra o seu ponto mais baixo de deslocação ascendente. A flexão plantar rápida, associada ao início da flexão do joelho, mantém o CM na sua progressão ao mesmo nível durante algum tempo, baixando e revertendo suavemente a curvatura no início do seu arco de translação. O término deste arco é igualmente achatado e suavemente invertido pela flexão do segundo joelho associado à propulsão. A diminuição das inflexões abruptas nos pontos de intercepção dos arcos do CM reduz o custo energético (Norkin, 1992; Saunders, 1953).

2.2.5 Deslocamento lateral da pélvis

O último determinante está relacionado com o deslocamento lateral da pélvis ou a adução relativa da mesma. Se as extremidades fossem paralelas, a quantidade de deslocamento seria igual a metade do intervalo do eixo que passa pelas articulações coxofemorais, que é aproximadamente igual a 3 cm. O deslocamento lateral excessivo é corrigido pela existência do ângulo tibiofemural (ângulo Q), o que, juntamente com a adução relativa da anca, reduz o deslocamento para 1,75 cm, de maneira a aproximar o deslocamento vertical. Neste sentido, o desvio do CM é na maioria das vezes simétrico nos planos horizontal e vertical. Os factores que permitem o armazenamento de energia e a sua recuperação envolvem o tempo necessário para contracção muscular no deslocamento dos segmentos móveis. À medida que o CM se desloca ao longo da sua trajectória sinusoidal de baixa amplitude, a energia é dispendida durante a elevação, e apenas uma parte da porção desta energia é recuperada na sua descida. O resultado é um dispêndio energético contínuo (Norkin, 1992; Saunders, 1953; Waters, 1999).

2.3 Teoria dos seis determinantes versus teoria do pêndulo invertido

A teoria dos seis determinantes da marcha, proposta em (Saunders, 1953), sugere um conjunto de aspectos cinemáticos que ajudam a reduzir a deslocação do CM corporal, baseando-se na premissa de que os deslocamentos verticais e horizontais são energeticamente dispendiosos. Em contraste, a teoria do pêndulo invertido propõe que a marcha é energeticamente menos dispendiosa se o membro se comportar como um pêndulo descrevendo um arco. A teoria do pêndulo invertido entra em conflito com a teoria dos seis determinantes da marcha, sendo que as duas teorias de marcha servem o princípio da redução do dispêndio energético, mais no sentido de oposição do que no sentido de complementaridade (Doke, 2007).

A teoria dos seis determinantes da marcha tem sido largamente aceite; em (Kuo, 2005) são vários estudos que assentam nesta teoria. No entanto, a teoria carece de evidência experimental. Segundo (Kuo, 2007), estudos recentes revelam que existem determinantes (flexão do joelho, rotação da cintura pélvica sobre um eixo vertical) que possuem um papel menos significativo na redução do deslocamento vertical do CM. O referido trabalho cita ainda outros estudos que revelam que existe um maior dispêndio metabólico quando os indivíduos reduzem de forma voluntária o deslocamento vertical do CM, comparando com a marcha normal. Os determinantes são talvez melhor vistos entendidos como descrições cinemáticas de certos aspectos da marcha, cuja origem é sujeita a debate.

Segundo (Cavagna, 1966), a energia cinética e potencial gravítica do CM actua mais como seria esperado se o membro na fase de apoio unipodálico se comportar como um pêndulo invertido. Paralelamente, se o membro na fase aérea oscilar como um pêndulo, tal explica a fase de balanço, conforme (Mochon, 1980). Contudo, a teoria do pêndulo invertido apresenta também algumas controvérsias. Se o pêndulo oscila livremente, qual a razão do dispêndio energético na marcha? Assim, é necessário perceber como a marcha se desvia do comportamento do pêndulo e de que forma esta alteração pode estar associada a dispêndio energético. Uma explicação possível para o custo energético do membro em apoio é a de que este não se comporta passivamente. Em vez disso, pode agir como um pêndulo forçado, com trabalho muscular utilizado para acelerar e desacelerar o pêndulo. No entanto, dada a possibilidade de acção passiva, sem dispêndio energético, não faz sentido a preferência por uma alternativa mais dispendiosa. Poderia também ser esperada a existência de uma determinada velocidade baixa para a qual o custo energético fosse nulo. No entanto, o custo metabólico é de facto substancial para todas as velocidades. Outra possibilidade é que a energia seja dispendida para produzir a força muscular necessária para manter o joelho em extensão. No entanto, a configuração do membro inferior não requer elevadas forças musculares para a manutenção da extensão. Nem mesmo a produção de força isométrica explica a razão do dispêndio energético aumentar com a velocidade de marcha. Nenhuma explicação parece justificar o dispêndio energético. Para além do exposto, a teoria do pêndulo invertido não tem em consideração o trabalho realizado pelos membros individualmente na

fase de duplo apoio (Griffin, 2003), nem explica a existência de dois picos na componente vertical da força de reacção do solo (Fz) (Pandy, 1988). Outra limitação tem a ver com o facto de não serem tidos em consideração os custos que são considerados como não responsáveis por trabalho, tal como a força isométrica para estabilização e suporte de peso corporal (Kuo, 2005).

2.4 Teoria da marcha dinâmica

Uma explicação para o dispêndio energético na marcha é o trabalho mecânico realizado pelos músculos (Hill, 1953; Woledge, 1985), existindo uma relação próxima entre o trabalho e o custo metabólico durante a marcha em declive. A eficiência da marcha em declive positivo e negativo, definido como o trabalho realizado contra gravidade dividido pelo custo metabólico, aproxima-se de 25% e -120%, respectivamente, sendo estes valores semelhantes aos que se verificaram na realização de trabalho positivo e negativo em músculos isolados (Margaria, 1976). Para marcha a nível do solo, no entanto, não é claro como se processa a exigência de trabalho mecânico, uma vez que não existem forças dissipativas externas ao sujeito, nem o trabalho é realizado de forma contrária à força de gravidade, como em casos de declive (Donelan, J. K., R; Kuo, A, 2002; Kuo, 2007). De acordo com (Kuo, 2007) e (Donelan, J. K., R; Kuo, A, 2002), o trabalho negativo não é realizado pelo ambiente externo, mas sim pelo próprio corpo. A marcha é assim vista como auto-resistida, com a realização de trabalho positivo para compensar o trabalho negativo. Existe uma variedade de métodos para quantificar o trabalho mecânico realizado no corpo e membros (Burdett, 1983; Cavagna, 1977; Willems, 1995); no entanto, nenhum desses métodos prediz nem explica onde e porquê a energia é dissipada. Assim, apesar da existência de estudos que procuraram explicar os fenómenos de dissipação de energia ocorridos, existem ainda muitas interrogações acerca do modo como se estabelece a relação entre a não-conservação de energia mecânica e as variáveis cinéticas e cinemáticas do padrão de marcha.

Os princípios da marcha dinâmica foram inicialmente desenvolvidos para a construção de marcha em *robots* (McGeer, 1990a), não tendo em consideração músculos, movimento nas articulações ou mesmo o comportamento humano empírico. A marcha dinâmica é uma extensão da teoria do pêndulo invertido. Assim sendo, tal como no modelo do pêndulo, o membro em apoio pode oscilar como um pêndulo invertido, com o movimento da pélvis descrevendo um arco. Em (McGeer, 1990b) foi verificado que ao projectar os pés anteriormente relativamente à perna, o momento extensor do joelho pode ser aplicado passivamente. De modo similar, o movimento do membro oscilante pode ser desencadeado inteiramente pela dinâmica pendular. As proporções relativas da coxa e perna fazem com que o movimento natural proporcione facilmente flexão do joelho suficiente para mover o pé para apoiar no solo na fase de apoio. O movimento combinado dos membros em apoio e fase área não requer trabalho activo nem mesmo produção de força activa. De acordo com (McGeer, 1990a, 1990b), o paradoxo do pêndulo invertido não é resolvido pela fase de apoio unipodálico.

Vários modelos de marcha baseados num pêndulo invertido prevêm que o trabalho não é solicitado dentro de cada passo, mas sim entre passos (Alexander, 1995; Garcia, 1998; Kuo, 2002; McGeer, 1990a). A marcha dinâmica difere do modelo do pêndulo invertido na finalização de cada ciclo de marcha - fase de duplo apoio. Esta fase da marcha é de difícil modelização, devido ao facto de os membros formarem uma cadeia cinética fechada, sem uma analogia óbvia e simples como no modelo do pêndulo invertido. No entanto, a abordagem da marcha dinâmica resolve esta dificuldade, ao entender a transição entre passos como análoga a uma colisão. Na marcha dinâmica, a conservação de energia da fase de apoio unipodálico é interrompida pela colisão do membro oscilante com o solo. A colisão está associada a libertação de energia de forma inelástica no local de impacto, ao longo do membro e mesmo de outras partes corporais. Para além da perda energética, o maior efeito da colisão é a alteração da velocidade dos membros e do CM. A alteração de velocidade é necessária devido à troca dos membros em apoio, onde o arco pendular descrito por um membro em apoio deve ser seguido por outro arco realizado pelo outro membro. Na maior parte dos exemplos da marcha dinâmica os modelos de colisão são inelásticos, com dissipação de energia através de trabalho negativo realizado pelo corpo. O trabalho negativo pode ser realizado activamente, através de activação muscular, através de deformação de tecidos moles e em múltiplas localizações corporais (Kuo, 2005). Na marcha dinâmica passiva, o membro anterior realiza trabalho negativo no CM e reduz a magnitude da velocidade do CM, de forma que a fase de apoio unipodálica seguinte inicie com menor velocidade do que a precedente. A gravidade promove a energia necessária para restaurar a velocidade em *robots* em plano inclinado (Garcia, 1998). Na marcha dinâmica activa a perda energética pode ser reduzida em 75% através da aplicação de um impulso propulsor imediatamente antes da colisão (Kuo, 2002). A redução da perda energética ocorre uma vez que a propulsão reduz a velocidade de colisão.

De acordo com (Donelan, J. K., R; Kuo, A, 2002), o trabalho realizado na transição passo-a-passo pode explicar 60-70% do dispêndio energético da marcha. Os membros mais anterior e posterior devem realizar trabalho negativo e positivo, respectivamente, no CM, no sentido de redireccionar a velocidade entre os passos. Esta é uma forma de co-contracção entre os membros, que deve ser idealmente mantida curta em duração e distância e deve ser de igual magnitude (Donelan, J. K., R; Kuo, A, 2002; Kuo, 1999; Kuo, 2007). O trabalho realizado na transição entre os passos é menor do que aquele realizado para baixar o CM e prediz um maior componente do custo metabólico da marcha. Tal como a analogia a um pêndulo invertido explica como o apoio unipodálico pode ser realizado com pouco trabalho mecânico, uma nova analogia ajuda a explicar como o CM requer redirecção e como o trabalho deve ser realizado. O custo de redirecção pode ser reduzido aumentando activamente a velocidade dos membros relativamente ao corpo (Kuo, 2005, 2007).

Segundo (Kuo, 2005) durante a fase de duplo apoio a aceleração é a taxa de variação da velocidade do CM (), ou, pela lei de Newton:

onde e e s são as FRS dos membros anterior e posterior, M a massa corporal e a a aceleração gravitacional.

Os modelos de colisão dinâmica podem ser escalados para uma variedade de massas e escalas de comprimento. Os joelhos exercem pouco efeito na transição entre passos, embora esse efeito seja útil para aumentar a distância ao solo e para a fase de oscilação. O rolamento do pé leva a uma translação do CM durante a fase de apoio unipodálico. A inclusão da dinâmica do plano frontal com a antropometria da pélvis causa um trabalho de transição entre passos dependente da largura do passo (Donelan, 2001). O modelo simples de (Kuo, 1999) prevê que os custos da colisão aumentam com o quadrado da largura do passo. No entanto, este constitui apenas uma pequena parte do custo metabólico da marcha normal, uma vez que os humanos realizam marcha com uma largura do passo relativamente pequena. Os custos de transição associados ao comprimento do passo compreendem uma fracção maior do custo metabólico da marcha normal. Os modelos consideram dois componentes importantes para o custo da marcha: o custo associado ao comprimento do passo e o custo associado ao aumento da frequência do passo devido ao movimento dos membros relativamente ao corpo (Kuo, 2001).

O trabalho positivo realizado pelos músculos deriva de energia metabólica e mecânica armazenada nos componentes elásticos durante a fase precedente de trabalho negativo. A máxima eficiência da transformação de energia química é de cerca de 0 (zero) a 25. A eficiência global do trabalho positivo realizado durante o exercício, expresso pela razão trabalho positivo realizado pelos músculos/energia química usada pelos músculos, dá uma indicação da importância relativa dos componentes contrácteis *versus* componentes elásticos. De facto, um valor entre 0 (zero) e 25 deve indicar que parte do trabalho positivo é realizada por elementos elásticos estirados por uma força externa durante a fase precedente de trabalho negativo. A contribuição da energia elástica é maior na corrida do que na marcha, aspecto que está de acordo com os mecanismos rígido *versus* capacidade de adaptação destes dois exercícios (Cavagna, 1977).

A marcha dinâmica ajuda a solucionar o conflito entre as duas teorias mais defendidas. A trajetória do CM referida pela teoria dos seis determinantes da marcha requer trabalho positivo e negativo substancial realizado pelos dois membros no CM e uma larga magnitude de binário do joelho para suportar o peso corporal. A vantagem da marcha como um pêndulo invertido é que o centro de gravidade pode ser transportado durante o passo com baixo trabalho ou binário. Contudo, a consequência deste tipo de marcha é a necessidade de fazer a transição entre passos. A marcha dinâmica inclui transição passo-a-passo num ciclo de marcha periódico e completo, cujo movimento é gerado predominantemente por dinâmica passiva dos membros.

3. CONTROLO ENERGÉTICO DA MARCHA

A locomoção humana envolve o deslocamento do corpo no espaço com o mínimo de dispêndio energético mecânico e fisiológico. Embora o objectivo da marcha seja a progressão na direcção anterior, o movimento de membros é baseado na necessidade de manter um deslocamento do CM da cabeça, tronco e membros superiores de baixa amplitude e simétrico nas direcções vertical e lateral. Este aspecto permite a conservação de energia cinética e potencial e é o princípio biológico de conservação de energia (Inman, 1981; Saunders, 1953). Por outro lado, o *design* dos membros inferiores e o uso eficiente de músculos biarticulares permite aos músculos contraírem com alteração mínima do seu comprimento, aproximando-se da eficiência de contracções isométricas (Elftman, 1966). Deste modo, a velocidade de encurtamento do músculo durante a contração e a necessidade de actividade concêntrica ineficiente é minimizada. A energia elástica dos músculos estirados também contribui para um aumento da economia, especialmente durante marcha rápida e corrida (Gleim, 1990). A interrupção do ciclo de marcha normal e as características de conservação do movimento de tronco e membros resultam num aumento do dispêndio energético (Inman, 1981; Saunders, 1953). No entanto, em resposta a alterações da marcha, o indivíduo irá adaptar-se, efectuando substituições compensatórias para minimizar o aumento energético adicional (Inman, 1981).

Apesar da sua forte optimização, a necessidade energética durante a fase de duplo apoio para redireccionar a velocidade do CM (Kuo, 2005), a necessidade de suporte de peso corporal, o movimento de membros ou o controlo de estabilidade (Donelan, M. K., R; Kuo A, 2002; Liu, 2006; Neptune, 2001; Zajac, 2003) constituem factores responsáveis pelo dispêndio energético ocorrido durante a marcha. Este parece estar intimamente associado à sua velocidade, dado que a sua variação está associada a uma alteração do comprimentos do passo, da duração do ciclo e fase de apoio (Borghese, 1996). A maior parte dos indivíduos normais caminham na sua velocidade normal entre 1 a 1.7 m/s (Waters, 1989). Neste intervalo, as curvas de dispêndio energético são relativamente achatadas, indicando a existência de uma eficiência uniforme na marcha em velocidade auto-seleccionada (Masani, 2002; Murray, 1964). Existem estudos que demonstram que existe uma velocidade óptima, quando a variabilidade do comprimento do passo é mínima (Masani, 2002), na qual o dispêndio energético durante a marcha é mínimo (Bunc, 1997). As forças de reacção do solo (FRS) variam de forma inequívoca de acordo com a velocidade (Masani, 2002), indicando que o sistema neuromuscular é mais estável a velocidades auto-seleccionadas. Esta optimização do sistema neuromuscular só é observada no caso do mecanismo de propulsão, enquanto a instabilidade do mecanismo de controlo de

equilíbrio aumenta com a velocidade. A estabilização do equilíbrio lateral na marcha humana requer um dispêndio energético significativo, dado que o movimento activo dos membros para ajustar a colocação mediolateral do pé no solo requer custo metabólico (Donelan, 2004; Donelan, M. K., R; Kuo A, 2002).

A análise da marcha bípede demonstra a existência de uma ressonância biomecânica associada ao comportamento semelhante a um pêndulo invertido da estrutura esquelética e rigidez muscular (Holt, 1990). Estes factores podem contribuir para a estabilidade na velocidade normal (McGeer, 1990a). A realização de marcha a velocidades que se encontram fora destes valores de frequência de ressonância requer maior controlo activo neuromuscular para manter um movimento estável periódico (Ralston, 1958). Velocidades de marcha mais elevadas aumentam o momento segmentar, solicitando maior esforço para atenuar distúrbios cinemáticos, uma vez que durações de passo pequenas limitam o tempo para as correcções neuromusculares para compensar distúrbios cinemáticos ou erros de controlo. Velocidades de marcha mais baixas exigem controlo activo que está fora de fase em relação aos mecanismos passivos do sistema do pêndulo invertido. Em (England, 2007), é sugerido que os sujeitos podem ser temporalmente menos estáveis a velocidades mais baixas do que em velocidades altas, mas espacialmente mais estáveis a velocidades mais baixas. Adicionalmente, os resultados sugerem que o controlo neural é mais efectivo no controlo de distúrbios cinemáticos a velocidades mais baixas do que mais altas.

De acordo com (Ralston, 1969; Winter, 1976), a fase de balanço constitui a fase de maior exigência energética durante a marcha, tornando-se pertinente analisar as fases de geração de energia mecânica e de absorção de energia que aceleram e desaceleram o membro inferior imediatamente antes e durante a fase de balanço. Assim, a maior geração de energia, num segmento, no ciclo de marcha é gerada pelos flexores plantares durante o “*push-off*” (Winter, 1983), e é responsável pela aceleração no sentido superior e anterior do membro inferior. Simultaneamente a esta actividade dos flexores plantares (durante 40 a 60% da passada na marcha), o joelho flexa sobre o controlo excêntrico do músculo quadrícipite femoral. No final da fase de apoio (50% da passada), os flexores plantares iniciam uma contracção concêntrica, iniciando a fase de “*pull-off*” que passa pelo “*toe-off*” (80% da passada). Finalmente, a maior desaceleração do membro é conseguida pelos músculos isquiotibiais, que contraem excentricamente para reduzir a velocidade do pé para um valor próximo do zero para o ataque ao solo. Em (Winter, 1992), foi verificada a existência de quatro padrões motores concêntricos e excêntricos durante as fases final de apoio e oscilante para controlo do comprimento do passo. O comprimento do passo e a velocidade de marcha foram aumentados por um aumento da actividade dos flexores plantares durante a fase de “*push-off*” e pelo aumento da actividade dos flexores da anca durante a fase de “*pull-off*”. O comprimento do passo pode ser reduzido pelo aumento da actividade excêntrica do músculo quadrícipite femoral durante a fase final de apoio e pelo aumento da actividade excêntrica dos músculos isquiotibiais durante a fase final de balanço.

Face ao exposto, torna-se claro que os músculos trabalham em conjunto ao longo do ciclo de marcha para redistribuir energia ao longo dos segmentos, para suportar a propulsão do corpo no sentido anterior. No entanto, os músculos não só têm de gerar força para causar redistribuição de energia segmentar como também necessitam de produzir trabalho para repor a perda de energia ocorrida durante o impacto no solo, as perdas de energia mecânica quando os músculos agem excentricamente e a perda energética devido a viscosidade de estruturas que causam rigidez articular passiva. Simulações no plano sagital sugerem que os isquiotibiais, flexores plantares e extensores da anca uniarticulares produzem a maior parte da energia mecânica ao longo do ciclo (Neptune, 2004).

O estudo realizado em (Raynor, 2002) tentou identificar qual a causa para a transição de marcha para corrida e de corrida para marcha. Entre as variáveis estudadas, constituíram factores determinantes para as transições referidas a necessidade de manter uma eficiência metabólica, a necessidade de manter uma carga esquelética abaixo de um nível de força crítico ou simplesmente devido a factores mecânicos, a variáveis cinéticas de tempo do primeiro pico de força e a taxa de carga.

4. CONCLUSÃO

Parece não haver dúvida que o dispêndio energético está associado ao deslocamento do centro de massa. No entanto, verifica-se que os mecanismos descritos como os mais apontados na literatura para explicar o fenómeno da marcha não só carecem de evidência científica como não explicam todos os fenómenos decorrentes no ciclo de marcha, tornando-se mesmo por vezes contraditórios.

A literatura mais recente apresenta modelos que complementam os modelos primordiais relativamente a factores responsáveis por dispêndio energético durante a marcha, atribuindo responsabilidade à necessidade de redirecção do centro de massa na fase de duplo apoio e suporte de peso corporal.

Segundo a literatura referenciada, em termos biomecânicos existe um conjunto de factores responsáveis pelo deslocamento e aceleração do centro de massa, e consequentemente pelo dispêndio energético durante a marcha, sendo este fortemente influenciado pela velocidade. Estes factores, por sua vez, interrelacionam-se, influenciando-se mutuamente, tornando evidente a necessidade de realização de mais estudos no sentido de aceder a esta rede complexa.

Agradecimentos: O primeiro autor agradece o apoio e contribuição do Programa de Apoio à Formação Avançada para Atribuição de Bolsas de Doutoramento do Instituto Politécnico do Porto (SFRH/BD/50050/2009).

BIBLIOGRAFIA

- Alexander, RM. (1995). Simple models of human motion. *Applied Mechanics Review*, 48, 461-469.
- Borghese, N.; Bianchi, L.; Lacquaniti, F. (1996). Kinematic determinants of human locomotion. *Journal of Physiology*, 494(3), 863-869.
- Bunc, V; Dlouha, R. (1997). Energy Cost of Treadmill Walking. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 37(2), 103-109.
- Burdett, RG; Skinner, GS; Simon, SR. (1983). Comparison of mechanical work and metabolic energy consumption during normal gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 1, 63-72.
- Cavagna, G, Margaria, R. (1966). Mechanics of Walking. *Journal of Applied Physiology*, 21(1), 271-278.
- Cavagna, G; Kaneko, M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *Journal of Physiology*, 268, 467-481.
- Doke, J; Kuo, A. (2007). *Metabolic Cost of Generating Force During Human Leg Swing*. Paper presented at the ISB XXth Congress.
- Donelan, J; Kram, R; Kuo, A. (2001). Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking. *Proceedings of the Royal Society of London Series B-Biological Sciences*, 268, 1985-1992.
- Donelan, J; Shipman, D; Kram, R; Kuo, A. (2004). Mechanical and metabolic requirements for active lateral stabilization in human walking. *Journal of Biomechanics*, 37, 827-835.
- Donelan, JM; Kram, R; Kuo, A. (2002). Mechanical Work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *The Journal of Experimental Biology*, 205, 3717-3727.
- Donelan, M; Kram, R; Kuo A. (2002). A Simultaneous Positive and Negative External Mechanical Work in Human Walking. *Journal of Biomechanics*, 35, 117-124.
- Elftman, H. (1966). Biomechanics of the muscle with particular application to studies of gait. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 48A(2), 363-377.
- England, SA; Granata, KP. (2007). The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait Posture*, 25(2), 172-178.
- Garcia, M; Chatterjee, A; Ruina, A; Coleman, M. (1998). The simplest walking model: stability, complexing and scaling. *Journal of Biomechanical Engineering*, 120, 281-288.
- Gard, S; Miff, S; Kuo, A. (2004). A Comparison of Kinematic and Kinetic Methods for Computing the Vertical Motion of the Body Central Mass during Walking. *Human Movement Science*, 22, 597-610.
- Gleim, GW; Stachenfeld, NS; Nicholas, JA. (1990). The influence of flexibility on the economy of walking and jogging. *Journal of Orthopaedic Research*, 8, 814-823.
- Griffin, T; Roberts, T; Kam, R. (2003). Metabolic of generation muscular force in human walking: insights from load-carrying and speed experiments. *Journal of Applied Physiology*, 95, 172-183.
- Hall, J. (1999). *Basic Biomechanics* (3rd ed.). New York: WCB/McGraw-Hill.
- Hill, AV. (1953). The mechanics of active muscle. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 141, 104-117.
- Holt, KG; Basdogan, C; Stoianovici, D. (1990). The force-driven harmonic oscillator as a model for human locomotion. *Human Movement and Science*, 9, 55-68.
- Inman, T; Ralston, H; Todd, F. (1981). *Human Walking*. Baltimore: Williams e Wilkins.
- Kerrigan, DC; Vramontes, BE; Corcoran, PJ, LaRaia, PJ. (1995). Measured versus predicted vertical displacement of the sacrum during gait as a tool to measure biomechanical gait performance. *American Journal of Physical Medicine Rehabilitation*, 74, 3-8.
- Komura, T; Nagano, A; Leung, H; Sinagawa, Y. (2005). Simulating Pathological Gait Using the Enhanced Linear Inverted Pendulum Model. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(9).
- Kuo, A. (1999). Stabilization of lateral motion in passive dynamic walking. *International Journal of Robotic Research*, 18(9), 917-930.
- Kuo, A. (2001). A simple model of bipedal walking predicts the preferred speed step-length relationship. *International Journal of Robotics*, 123(3), 264-270.
- Kuo, AD. (2002). Energetics of actively powered locomotion using the simplest walking model. *Journal of Biomechanical Engineering*, 124, 113-120.
- Kuo, D; Doneland, M; Ruina, A. (2005). Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: step to step transitions. *Exercise Sports Science Review*, 33(2), 88-97.
- Kuo, D; Doneland, M; Ruina, A. (2007). The Six Determinants of gait in the Inverted Pendulum Analogy: A Dynamic Walking Perspective. *Human Movement Science*, 26(4), 617-656.
- Liu, M; Anderson, F; Pandy, M; Delp, S. (2006). Muscles that support the body also modulate forward progression during Walking. *Journal of Biomechanics*, 39(14), 2623-2630.
- Margaria, R. (1976). *Biomechanics and Energetics of Muscular Exercise*. Oxford: Clarendon Press.
- Masani, K; Kousaki, M; Fukunaga, T. (2002). Variability of ground reaction forces during treadmill walking. *Journal of Applied Physiology*, 92(5), 1885-1890.

- McGeer, T. (1990a). Passive Dynamic Walking. *International Journal of Robotic Research*, 9, 62-82.
- McGeer, T. (1990b). *Passive walking with knees*. Paper presented at the Proceedings of the IEEE robotics and automation conference, Los Alamitos, CA.
- Medved, V. (2001). *Measurement of Human Locomotion*. London: CRC Press.
- Mochon, S; McMahon, TA. (1980). Ballistic walking. *Journal of Biomechanics*, 13(1), 49-57.
- Murray, MP; Drought, AB; Kory, RC. (1964). Walking patterns of normal men. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 46A, 335-360.
- Neptune, R; Kautz, A; Zajac E. (2001). Contributions of the individual ankle flexors to support, forward progression and swing initiation during normal walking. *Journal of Biomechanics*, 34(11), 1387-1398.
- Neptune, R; Kautz, S; Zajac, F. (2004). Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait Posture*, 19(2), 194-205.
- Norkin, C; Levangie, K. (1992). *Joint structure and function. A comprehensive analysis* (2nd ed.). EUA: Library of Congress.
- Pandy, M; Berme, N. (1988). Synthesis of human walking: a planar model for single support. *Journal of biomechanics*, 21, 1053-1060.
- Ralston, HJ. (1958). Energy-speed relation to optimal speed during level walking. *Int. Z. Angew. Physiol.*, 17(4), 277-283.
- Ralston, HJ; Lukin, L. (1969). Energy levels of human body segments during level walking. *Ergonomics*, 12, 39-46.
- Raynor, J; Yi, J; Abernethy, B; Jong, J. (2002). Are Transitions in Human Gait Determined by Mechanical, Kinetic or Energetic Factors. *Human Movement Science*, 21(5-6), 785-805.
- Saunders, M; Inman, T; Heberhart, D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 53, 543-558.
- Waters, L; Mulroy, S. (1999). The energy expenditure of normal and pathological gait: relation to mechanical energy cost. *Journal of Neurophysiology*, 9(3), 207-231.
- Waters, RL; Yakura, JS. (1989). The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Crit Rev Phys Rehab Med*, 1, 183-209.
- Willems, A; Cavagna, A; Heglund, C. (1995). External, Internal and Total Work in Human Locomotion. *The Journal of Experimental Biology*, 198, 379-383.
- Winter, DA. (1983). Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, slow cadences. *Clinical Orthopaedics*, 175, 147-157.
- Winter, DA. (1992). Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. *Physical Therapy*, 72, 45-56.
- Winter, DA; Quanbury, AO; Reimer, GD. (1976). Analysis of instantaneous energy of normal gait. *Journal of Biomechanics*, 9, 253-257.
- Woledge, RC; Curtin, NA; Homsher, E. (1985). *Energetic aspects of muscular contraction*. London: Academic Press.
- Zajac, F; Neptune, R; Kautz, S. (2003). Biomechanics and muscle coordination of muscle walking Part II: Lessons from dynamic simulations and clinical implications. *Gait Posture*, 17(1), 1-17.