

Artigo de Revisão

A marcha humana: investigação com diferentes faixas etárias e patologias

Luana Mann¹

Julio Francisco kleinpaul²

Clarissa Stefani Teixeira³

Carlos Bolli Mota¹

¹ *Laboratório de Biomecânica da Universidade Federal de Santa Maria, RS, Brasil*

² *Centro de Desportos da Universidade Federal de Santa Catarina, SC, Brasil*

³ *Departamento de Engenharia da Produção e Ergonomia da Universidade Federal de Santa Catarina, SC, Brasil*

Resumo: A investigação da FRS proporciona conhecimentos sobre a forma e as características da sobrecarga mecânica sobre o sistema locomotor humano e seu comportamento para movimentos selecionados. Logo, é importante determinar a FRS durante o andar em indivíduos normais e patológicos. Pesquisas foram realizadas sobre a componente vertical da FRS em bases de dados e congressos da área de biomecânica. A partir dessas buscas foram selecionados textos que identificassem estudos relacionados principalmente a FRS vertical máxima em indivíduos normais e patológicos em diferentes faixas etárias. O processo de envelhecimento, o desenvolvimento motor, algumas patologias (diabetes, osteoartrite, acidente vascular cerebral) e a velocidade são fatores que influenciam diretamente a componente vertical da FRS durante a marcha. Diferentes estratégias adotadas por diferentes públicos devem ser estudadas a fim de proporcionar subsídios a programas de reabilitação das disfunções da marcha, promovendo um movimento mais seguro e minimizando o risco de comprometimento funcional músculo-esquelético e a sobrecarga articular associados com a lesão.

Palavras-chave: Força de reação do solo. Marcha normal. Marcha patológica.

The human gait: investigation with different ages and pathologies

Abstract: The FRS investigation provides knowledge about the way and characteristics of mechanic overload over the human locomotor system and its behavior for selected movements. Thus, is important to determine the ground reaction force during the walk in normal and pathological individuals. Researches it was done about the vertical component of the ground reaction force in data basis and congresses of the biomechanical. Through these searches it was selected texts about studies related, mainly, to the maximum vertical reaction force in normal and pathological individuals in different ages. The process of getting old, the motor development, some pathologies (diabetes, osteoarthritis, cerebrovascular accident) and the velocity, are some factors that directly influence the vertical component of the ground reaction force during the gait. Different strategies adopted by different public must be studied in order to give subsidies to gait rehabilitation programs, promoting a safe movement and minimizing the risk of skeletal-muscle damage and articular overload associated to lesion.

Key Words: Ground reaction force. Normal gait. Pathological gait.

Introdução

O corpo humano pode ser definido fisicamente como um complexo sistema de segmentos articulados em equilíbrio estático ou dinâmico, onde o movimento é causado por forças internas atuando fora do eixo articular, provocando deslocamentos angulares dos segmentos, e por

forças externas ao corpo (SACCO, 2001). A marcha pode ser considerada o mais comum dos movimentos humanos, mas apesar de um gesto rotineiro, constitui-se em um dos mais complexos e integrados movimentos realizados pelo ser humano (WINTER, 1991). Mesmo estando entre os atos motores mais automatizados, a seqüência

de eventos que geram o andar é altamente repetitiva de ciclo após ciclo e também entre diferentes indivíduos. Tal regularidade permite que se estabeleçam critérios objetivos para a distinção entre padrões normais e patológicos, bem como para a discriminação daquelas mudanças qualitativas causadas pelo desenvolvimento do indivíduo.

O ser humano começa a desenvolver a marcha nos primeiros anos de vida, e conforme Pellico, Torres e Mora (1995), o padrão característico de marcha bípede é adquirida na infância por volta dos 6 anos, onde o sistema sensorio-motor torna-se adaptado a gerar automaticamente um conjunto repetitivo de comandos de controle motor para permitir uma pessoa caminhar sem esforço consciente. Antes dos seis anos as crianças ainda não adquiriram a capacidade de ajuste antecipatório, apresentando baixa estabilidade e força muscular insuficiente, além de uma dificuldade constante na ativação do sistema motor (MALOUIN e RICHARDS, 2000). O aspecto central da progressão dos estágios iniciais de desenvolvimento até o maduro (característico do adulto) está na aquisição do movimento com melhoria da precisão e organização espaço-temporal de todo o conjunto (ECKERT, 1993). Por ser um movimento do dia-a-dia, o padrão de marcha é bem definido e característico de cada indivíduo apresentando dois picos de força vertical e um vale bem definidos (HAMILL e KNUTZEN, 1999). Durante seu acontecimento a força de reação do solo (FRS) é um fator importante, visto que, é um indicativo da magnitude de aplicação das forças que possibilita a determinação de curvas características orientadas no eixo do tempo. Porém, podem ocorrer alterações nas características designadas como normais por algum tipo de patologia e/ou fadiga e pelo processo de envelhecimento, entre outros. Assim, uma análise das forças impostas ao sistema locomotor durante a marcha, justifica-se pela aquisição de dados importantes quanto ao seu desempenho motor, uma vez que, problemas no andar exigem adaptações do corpo gerando, muitas vezes, uma sobrecarga mecânica no aparelho locomotor sobre a estrutura dos pés, sobre o controle postural e controle dos movimentos, levando ao estresse das articulações e ligamentos e a criação de mecanismos compensatórios, que conduzem a um caminhar ineficiente. Dessa forma, apesar de

ser uma atividade natural, existe uma preocupação com relação a sua execução por parte de estudiosos de diversas áreas. Neste sentido, alguns estudos (Santos e Barela 2002; Liikavainio et al., 2007; Stacoff et al., 2007; Vrieling et al., 2007) foram desenvolvidos objetivando verificar as diferentes estratégias adotadas durante a marcha em populações com diversas patologias, como por exemplo, diplegia, diabetes, implantes e próteses, para auxiliar na construção de protocolos de reabilitação e permitir a realização de um exercício físico sem prejuízo ao praticante.

Como as alterações podem ser observadas em diferentes populações e por diferentes motivos, estudos que identifiquem estas relações devem ser desenvolvidos a fim de melhorar protocolos de reabilitação, amenizar ou até mesmo tentar evitar problemáticas no sistema biológico em consequência de padrões diferenciados da marcha, principalmente relacionados à FRS, que muitas vezes está relacionada a lesões e sobrecarga muscular, óssea e articular e mudanças em seu padrão devido a patologias. Portanto, este estudo visa explorar os estudos relacionados especificamente com a componente vertical máxima ($F_{z\max}$) da FRS, durante a marcha humana em diferentes públicos.

Metodologia

Para o desenvolvimento do presente estudo foram realizadas buscas a estudos relacionados à componente vertical máxima da FRS durante a marcha em três bases de dados sendo estas, Scencedirect, Schoolargoogle, LILACS (Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde), e congressos da área de biomecânica. Os descritores utilizados para a busca dos artigos, de acordo com os descritores em ciências da saúde (DeCS), publicado pela Bireme que é uma tradução do MeSH (Medical Subject Headings) da National Library of Medicine foram: força vertical máxima e marcha; *ground reaction force* e *gait*. A partir dessas buscas foram selecionados textos que identificassem estudos relacionados a máxima força de reação vertical em indivíduos normais e portadores de disfunções e patologias. Dessa forma foram destacados 70 artigos, sendo selecionados destes apenas os 25 mais relevantes, além de 2 artigos publicados em congressos de

Biomecânica.

Os artigos selecionados deveriam objetivar verificar a força de reação do solo durante a marcha, desconsiderando outras modalidades desportivas como a corrida e estudos que utilizassem sobrecarga ósteo-muscular ou a marcha em ambiente aquático. O número de indivíduos avaliados não foi considerado, assim como o periódico no qual o estudo foi publicado. Foram considerados apenas estudos em língua inglesa e portuguesa publicados no período de 1990 a 2008 no formato de artigo original de periódicos ou artigo publicado em congressos de Biomecânica (congressos foram utilizados apenas para suprir a falta de estudos sobre determinado assunto relacionado ao tema). No trabalho foi realizada uma análise da FRS com ênfase na força vertical máxima aplicada ao corpo humano durante a marcha, não sendo realizada distinção se esta ocorreu no primeiro ou segundo pico de força vertical.

A marcha em crianças, adultos e idosos

A evolução da marcha em crianças está diretamente associada ao desenvolvimento do sistema nervoso e ao crescimento músculo-esquelético (KLAVDIANOS e GONÇALVES, 1997). Alguns estudos demonstram variações na marcha durante o desenvolvimento de crianças e apontam para a necessidade de se verificar dados selecionados por faixa etária (PELLICO; TORRES e MORA, 1995; KLAVDIANOS e GONÇALVES, 1997).

Diop et al. (2004) e Diop et al. (2005) analisaram a influência da idade e da velocidade sobre a FRS de crianças, divididas em três grupos, sendo o grupo 1 composto de 15 crianças (4 a 6 anos), grupo 2 com 16 crianças (6 a 8 anos), e grupo 3 composto de 16 crianças (8 a 10 anos). As mesmas foram avaliadas em três velocidades 2,7 km/h, 3,6 km/h e 4,5 km/h. Os resultados mostram que a Fzmáx foi maior no grupo 1 em todas as três velocidades, mostrando aumento progressivo com aumento da velocidade. Klavdianos e Gonçalves (1997) também verificaram diferenças no padrão da marcha de crianças em diferentes faixas etárias. O estudo mostrou resultados conclusivos que indicam que a força de reação vertical do solo difere em crianças de diferentes faixas etárias, quando comparadas crianças com quatro, seis, oito e dez anos. Os valores encontrados para o

grupo de crianças com 4 anos foram diferentes estatisticamente dos demais grupos apresentando valores de Fzmáx de 200,99% vezes o peso corporal (PC), enquanto o grupo de crianças de 6 anos obteve valores de 114,77% PC, o grupo de 8 anos valores de 144,33% PC e as de 10 anos 134,56% PC, comprovando que a partir dos 4 anos ocorrem modificações no padrão da marcha e que a maturação ainda não está completa.

Comparando a marcha em velocidade controlada (4 km/h), de crianças (entre 10 e 12 anos), adultos (entre 18 e 41 anos), e idosos (entre 64 e 74 anos) Estrázulas et al. (2005), encontraram valores maiores para o grupo de crianças (1,11 PC), seguido pelo grupo de adultos jovens (1,06 PC) e por último, os menores valores para o grupo de idosos (1,00 PC). Segundo os autores o menor valor encontrado, no grupo de idosos, pode ser explicado pela perda de força e consistência de movimentos, levando a uma menor impulsão de um passo para o outro. Já o grupo de crianças apresentou valores mais elevados, podendo ser atribuído à falta de maturação desse grupo na execução da marcha.

Muitos autores comprovam em seus estudos que a velocidade do caminhar é diminuída com o envelhecimento (Riley; Croce e Kerrigan, 2001; Liikavainio et al., 2007), em consequência há uma adaptação as possíveis alterações estruturais e funcionais decorrentes do envelhecimento, sendo assim, a diminuição da velocidade do andar pode garantir estabilidade e adaptação às mudanças neuromusculares e músculo-esqueléticas, e conseqüentemente diminuir os valores de força.

McIntosh et al. (2006) avaliaram a marcha de 11 indivíduos saudáveis com idade de $22,4 \pm 3,00$ anos, em 4 níveis de inclinação em aclive e declive (0, 5, 8 e 10°) durante a marcha em esteira em velocidade auto-selecionada. Os resultados apontam que a magnitude do pico de Fzmáx aumentou tanto para a marcha em aclive quando em declive para a inclinação de 8 e 10°. Segundo os autores estes resultados juntamente com a análise cinemática, demonstram que o andar em aclive e/ou declive requer um esforço maior que o andar no plano, exigindo maior aplicação de força para as regiões do quadril, joelho e tornozelo. Estas observações são particularmente importantes quando se trata da marcha de idosos e indivíduos amputados em função de uma perda ou déficit já existente

nesses públicos e também em função de uma necessidade de adaptação ao terreno.

Saha, Gard e Fatone (2007) investigaram o efeito do posicionamento do tronco sobre variáveis cinéticas da marcha. Foram avaliados 14 indivíduos normais de ambos os sexos, com idade de $25,6 \pm 2,6$ anos. Foram investigadas três posições de tronco, sendo com o tronco alinhado na vertical, com flexão de tronco de $25,78^\circ$ e com flexão de $50,78^\circ$, mensurados da posição ereta, durante o andar nas velocidades lenta, normal e rápida. Os resultados mostram aumento do primeiro pico máximo de força vertical com aumento da velocidade e da flexão do tronco. Já a magnitude do segundo pico de força teve comportamento contrário, decrescendo significativamente com aumento da flexão do tronco. A atenuação do segundo pico de força vertical foi associada com o atraso na fase de aceleração vertical do centro de massa do corpo. Em suma os resultados indicam uma habilidade corporal dos indivíduos durante as posturas estudadas para a manutenção do equilíbrio corporal. Estratégias de compensação durante a marcha são requeridas, reajustando os membros inferiores na base de suporte.

O estudo da simetria de membros durante a marcha é objeto de estudos. Seeley, Umberger e Shapiro (2007) investigaram a simetria entre o membro inferior dominante e o membro não dominante em 10 indivíduos adultos jovens do sexo masculino e 10 indivíduos adultos jovens do sexo feminino com idade média de 24,3 anos, sem problemas músculo-esqueléticos. Os indivíduos foram instruídos a caminhar em três velocidades, preferencial, lenta e rápida que tiveram durante a avaliação valores médios de $1,49 \pm 0,20$ m/s para o andar na velocidade preferencial, de $1,24 \pm 0,15$ m/s na velocidade lenta e de $1,78 \pm 0,20$ m/s na velocidade rápida. Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os membros durante a forma de andar lento e a preferencial. No membro dominante a FRS foi 7% maior em relação ao membro não dominante na velocidade rápida. Não foram encontradas diferenças entre o sexo e a FRS dos membros, indicando que o sexo não influencia na assimetria durante a marcha. Segundo os autores o membro não dominante contribui mais com a função de suporte e o membro dominante mais com a propulsão durante o andar.

Investigar o efeito do sexo e da dor sobre a FRS durante a marcha foi alvo de estudo de Henriksen et al. (2007). A situação com dor foi realizada com a provocação de dor no músculo quadríceps (provocada com uma injeção de solução hipertônica salina no músculo vasto medial). Foram avaliados 10 indivíduos adultos jovens do sexo masculino com idade média de $27,5 \pm 4,9$ anos e 10 indivíduos adultos jovens do sexo feminino com idade média de $25,1 \pm 6,7$ anos. Não encontraram diferenças na magnitude das forças aplicadas sobre o membro inferior entre homens e mulheres. Não houve diferença em relação ao impacto na situação com dor em relação a situação sem dor em indivíduos normais.

A marcha patológica

Soares et al. (2007) analisaram a marcha de uma criança de 6 anos de idade, sexo masculino, com história de pé torto congênito (PTC), tratada de forma cirúrgica, sem relato de dor nos pés e nem dificuldades funcionais em atividades de vida diária. O objetivo do estudo foi avaliar a Fzmáx de ambos os membros (membro sem acometimento e membro com acometido tratado cirurgicamente) após um período de treinamento físico de 14 semanas, com uma aula semanal de 60 minutos de duração. Os exercícios utilizados foram específicos para a patologia, visando tanto o fortalecimento quanto o aumento da flexibilidade dos músculos da perna e pé, mobilização articular e estímulos para habilidades básicas de locomoção. Após o treinamento, a Fzmáx mostrou diferenças estatisticamente significantes. No lado não acometido, foi encontrada menor magnitude na região do retropé (região posterior do pé) após o programa, já no lado acometido, mas tratado cirurgicamente, foram encontradas menores magnitudes na região do retropé e nos artelhos. Segundo os autores, nas crianças com PTC, em ambos os apoios em velocidade auto-selecionada, ocorrem diferentes estratégias durante a marcha. Foi verificado que no grupo com PTC, indiferentemente do lado acometido, existem diferenças nos parâmetros relativos à área de contato e a Fzmáx, quando comparados com os dados de um grupo controle de crianças sem patologia, evidenciando assimetrias, apesar destas não apresentarem dificuldades funcionais no dia-a-dia.

O estudo de assimetria durante a marcha em

indivíduos patológicos é alvo de vários estudos. Soares, Serrão e Amadio (2003) analisaram a marcha de três voluntários amputados (nível medial) do sexo masculino. Foram observados valores para a força vertical de 1,11 PC para a perna amputada e de 1,18 PC para a perna não amputada na velocidade de $1,5 \pm 0,33$ m/s. Para a mesma situação, porém a uma velocidade de $1,83 \pm 0,45$ m/s, a Fzmáx apresentou valores de 1,14 PC para a perna amputada e 1,32 PC para a perna não amputada. Desta forma, pode-se perceber que o membro inferior não amputado se apresenta com maiores valores de FRS, o que futuramente poderá causar comprometimento no lado sadio, em função da sobrecarga constante. Em um estudo semelhante Vrieling et al. (2007) compararam o andar de indivíduos amputados e indivíduos normais. Foram formados três grupos: grupo 1 (TF) composto de 7 indivíduos de ambos os sexos com idade média de $44 \pm 14,1$ anos, com amputação transfemoral uni-lateral, grupo 2 (TT) composto de 12 indivíduos com amputação transtibial de ambos os sexos, com idade média de $49,6 \pm 11,6$ anos e; grupo 3 (AB) composto de 10 indivíduos controles de ambos os sexos, com idade média de $45,2 \pm 9,4$ anos. Os indivíduos dos grupos TF e TT incluídos no estudo tinham a amputação a pelo menos 12 meses prévios ao teste, faziam uso de uma prótese diariamente e possuíam a habilidade para caminhar mais de 50 m sem ajuda. Não foram mencionados a zona de amputação e o tipo de prótese utilizada. Os resultados demonstraram que ambos os grupos com amputação demonstram limitações e estratégias semelhantes no andar. Comparados com indivíduos saudáveis, os grupos TF e TT mostraram uma diminuição no pico de Fzmáx no membro protético. Os indivíduos amputados usaram várias estratégias de ajuste para compensar as limitações funcionais, como dar preferência ao membro não afetado (com aplicação de mais força no membro não afetado) e diminuindo a velocidade da marcha. Diferentemente dos achados de Stacoff et al. (2007) que encontraram maiores valores de impacto no membro afetado em relação ao membro protético. Esses resultados foram obtidos investigando a marcha de 25 indivíduos com diferentes tipos de implantes de prótese de membro inferior, com idade média de $67,18 \pm 6,43$ anos de ambos os sexos, quatro indivíduos com restrição de flexão passiva de joelho ($< 90^\circ$ de flexão) com idade média de $66,8 \pm 7,4$ anos do

sexo masculino e 11 indivíduos normais de ambos os sexos, com idade média de $69,5 \pm 6$ anos. Os grupos foram avaliados durante a marcha em aclive e declive de $30,5$ e 41° . Os resultados mostram que durante a fase descendente de ambas as inclinações ($30,5$ e 41°) os indivíduos com prótese e restrição de flexão não apresentam redução da força aplicada, sendo encontrado uma assimetria de membros, e a carga imposta ao membro com prótese ou restrição de flexão maior do que no membro não afetado. Segundo Kim e Eng (2003) esses resultados (maior força aplicada no membro afetado) podem ter sido encontrados em função de algum problema de equilíbrio e/ou fraqueza muscular. Esses achados são importantes para criação de protocolos de reabilitação para indivíduos com prótese, e as estratégias utilizadas por esses devem ser melhores estudadas (VRIELING et al., 2007).

Vickers et al. (2007) investigaram 16 indivíduos durante a fase ascendente e descendente da marcha com 5° de inclinação. Foram avaliados 8 indivíduos com amputação transtibial, com idade média de 71 ± 6 anos, amputados a $2,1 \pm 1,8$ anos e um grupo controle de 8 indivíduos normais com idade média de $69,6 \pm 8,6$ anos. Houve diferenças na velocidade entre ambos os grupos, sendo na fase ascendente de $1,40 \pm 0,13$ m/s para o grupo controle e de $0,71 \pm 0,15$ m/s para o grupo com amputação transtibial e na fase descendente foram de $1,42 \pm 0,13$ m/s e $0,66 \pm 0,16$ m/s respectivamente para o grupo controle e o grupo com prótese. No membro afetado houve diminuição da Fzmáx em relação ao membro normal e ao grupo controle em ambas as situações. Segundo os autores estas diferenças são em função da falta de uma ativa dorsiflexão plantar para ambas as situações (andar em aclive e declive) no grupo com amputação transtibial e a uma diminuição da propriocepção. Neste estudo, não foram mencionadas a zona de amputação e o tipo de prótese utilizada.

Liikavainio et al. (2007) investigaram o efeito do impacto e da assimetria na marcha de indivíduos idosos com osteoartrite no joelho. Participaram do estudo 21 indivíduos do sexo feminino e 6 indivíduos do sexo masculino com idade média de $66,2 \pm 7,6$ anos, com osteoartrite leve ou moderada no joelho. Os indivíduos foram avaliados durante a marcha com inclinação de

33,7° em duas velocidades auto-selecionadas, fazendo uso de calçados semelhantes. Os resultados demonstram que durante a condução dos membros a $F_{z\text{máx}}$ ocorreu na frenagem durante a fase descendente. Não houve assimetrias na magnitude das variáveis cinemáticas e cinéticas no andar sem inclinação, porém, foi relatada assimetria de membros durante o andar com superfície inclinada. Ocorreu ainda diminuição da velocidade do andar, comumente relatada com o processo de envelhecimento. O controle desempenhado durante o andar pelo músculo quadríceps femoral foi possivelmente um fator importante para a redução do impacto em indivíduos com osteoartrite no joelho.

Kim e Eng (2003) investigaram a FRS durante a marcha em velocidade auto-selecionada em 28 indivíduos idosos com acidente vascular cerebral (AVC) com idade $62,5 \pm 8,2$ anos. Os resultados demonstraram maiores valores de $F_{z\text{máx}}$ no membro não afetado. A assimetria na FRS é influenciada por estratégias compensatórias adotadas como diminuição do comprimento do passo e diminuição da velocidade encontrada principalmente em indivíduos com doenças crônicas. Mccrory, White e Lifeso (2001) investigaram a FRS em 27 indivíduos após artroplastia unilateral de quadril com idade média de $59,7 \pm 13,8$ anos de ambos os sexos e 35 indivíduos normais de ambos os sexos com idade média de $27,5 \pm 5,7$ anos. Foram encontradas diferenças estaticamente significantes entre o lado afetado e o não afetado do grupo com artroplastia de quadril. A $F_{z\text{máx}}$ foi significativamente menor no membro afetado quando comparada ao membro não afetado. Os valores da $F_{z\text{máx}}$ em cada grupo foram de 1,05 PC para o grupo sem problemas, e de 1,02 PC e 1,06 PC respectivamente para o membro afetado e não afetado do grupo com problemas.

Milner (2007) realizou estudo no qual foram investigados 16 indivíduos de ambos os sexos com artroplastia unilateral de joelho (com idade média de 61 ± 7 anos), durante o andar em velocidade auto-selecionada ($1,25 \pm 0,27$ m/s). A hipótese do estudo era que haveria uma maior força sendo aplicada ao membro não afetado existindo assimetrias durante a marcha. Esta não foi confirmada, pois, não foram encontradas diferenças na FRS e na flexão de joelhos entre o membro afetado e não afetado. Segundo os

autores esses indivíduos utilizam diferentes estratégias durante o andar que precisam ainda ser melhores investigadas.

Em relação a estudos que reportem a marcha de diabéticos, Sacco et al. (2001) compararam um grupo com neuropatia periférica diabética e um grupo controle não diabético, em andar com velocidade auto-selecionada. Os resultados não mostraram diferenças na FRS entre os grupos. Da mesma forma, Santos e Barela (2002) não observaram diferença significativa nos picos de FRS, na fase de apoio no andar comparando quatro grupos: grupo controle (GC); grupo de indivíduos com Diabetes Mellitus (GD); grupo diabético com neuropatia diabética periférica (GDN); e grupo de diabéticos com neuropatia diabética periférica e amputação transmetatarsiana no membro direito (GDNA). Dependentes do estágio de evolução da doença foram identificadas alterações no padrão do andar de portadores de Diabetes Mellitus e portadores de diabetes com neuropatia diabética periférica. Foi observada queda gradual da velocidade do andar entre os grupos, GC, GD, GDN, e GDNA. O aumento dos valores de pico da força de reação vertical do solo foi perceptível somente quando a velocidade do andar foi a mesma entre os grupos diabéticos e os indivíduos saudáveis, devido o diabetes mascarar o aumento da força de reação vertical durante o apoio, por haver menor velocidade de aterrissagem do pé junto ao solo, significando um toque do calcanhar menos vigoroso e menor impulsão durante as fases iniciais do apoio (SANTOS e BARELA, 2002).

Lee et al. (2007) compararam a FRS de indivíduos com dor lombar e dor nas pernas (sem causa determinada) com indivíduos controle, em velocidade auto selecionada lenta e rápida. Os resultados mostraram que a FRS não diferiu no grupo com dor e grupo controle durante ambas as velocidades, e que os valores referentes à FRS do grupo com dores foi significativamente menor que no grupo controle, durante a velocidade lenta, e maior quando comparada à condição de marcha rápida. Os autores concluíram que a dor lombar provoca mudanças na FRS durante o andar, e que na velocidade lenta indivíduos com dor lombar e nas pernas demonstram estratégias adicionais para atenuar a força imposta aos membros.

Considerações finais

As características da marcha humana são definidas e sistemáticas, variando sua magnitude em função do desenvolvimento motor, patologias e desequilíbrios posturais inerentes ao ser humano. As diferentes estratégias adotadas pelos indivíduos são formas de intervenção importantes em programas de reabilitação do andar e necessitam ser melhores investigadas, pois possíveis assimetrias podem comprometer o impacto a qual são submetidos os membros e, no caso de patologias, pode ainda comprometer o membro saudável, trazendo prejuízos e limitações. Aprofundar os estudos em relação ao andar e as dificuldades comumente encontradas no dia-a-dia em terrenos com inclinações e degraus, permite o entendimento de como cada público reage à determinada exigência e quais as estratégias devem ou não ser incentivadas a fim de manter a integridade dos membros durante o andar.

A comparação e discussão dos dados de alguns estudos são limitadas em função da carência de alguns detalhes importantes principalmente no estudo de indivíduos com algum comprometimento de saúde como, por exemplo, a localização da lesão e o tipo de prótese utilizada. De maneira geral, pode-se inferir que os resultados encontrados são bastante genéricos, o que pode dificultar a replicação do estudo e o uso dos resultados para a aquisição dos benefícios de programas esportivos e de reabilitação.

Referências

- DIOP, M.; RAHMANI, A.; CALMELS, P.; GAUTHERON, V.; BELLI, A.; GEYSSANT, A.; COTTALORDA, J. Influence of speed variation and age on the intrasubject variability of ground reaction forces and spatiotemporal parameters of children's normal gait. **Annales de réadaptation et de médecine physique: revue scientifique de la Société française de rééducation fonctionnelle de réadaptation et de médecine physique**, França. v.47, n.2, p.72-80, 2004. <http://dx.doi.org/10.1016/j.annrmp.2003.09.006>
- DIOP, M.; RAHMANI, A.; CALMELS, P.; GAUTHERON, V.; BELLI, A.; GEYSSANT, A.; COTTALORDA, J. Influence of speed variation and age on ground reaction forces and stride parameters of children's normal gait. **International Journal of Sports Medicine**, Chicago, v.26, p.682-687, 2005. <http://dx.doi.org/10.1055/s-2004-830382>
- ECKERT, H. M. **Desenvolvimento motor**. 3. ed. São Paulo: Manole, 1993.
- ESTRÁZULAS, J. A.; PIRES, R.; SANTOS, D. M.; STOLT, L. R. O. G.; MELO, S. I. L. Características biomecânicas da marcha em crianças, adultos e idosos. **Lecturas Educación Física e Deportes**, Revista Digital, Buenos Aires, 2005. Disponível em: <http://www.efdeportes.com>. Acesso em: 5 set. 2007.
- HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. 1. ed. São Paulo: Manole, 1999.
- HENRIKSEN, M.; CHRISTENSEN, R.; ALKJÆR, T.; LUND, H.; SIMONSEN, E. B.; BLIDDAL, H. Influence of pain and gender on impact loading during walking: A randomised trial. **Clinical Biomechanics**, Oxford, p.1-10, 2007. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.09.010>.
- KIM, C. M.; ENG, J. J. Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke. **Gait and Posture**, Amsterdam, v.18, p.23-28, 2003. [http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00122-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00122-4).
- KLAVDIANOS, A. C. D.; GONÇALVES, C. A. Forças de reação do solo durante o caminhar em crianças da faixa etária de 4 a 10 anos. In: **VII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, 28-30 maio 1997. Anais. Campinas: Ed. Unicamp; 1997. p.347-351.
- LEE, C. E.; SIMMONDS, M. J.; ETNYRE, B. R.; MORRIS, G. S. Influence of pain distribution on gait characteristics in patients with low back pain: part 1: vertical ground reaction force. **Spine**, Londres, v.20, n.12, p.1329-1336, 2007. <http://dx.doi.org/10.1097/BRS.0b013e318059af3b>
- LIKAVAINIO, T.; ISOLEHTO, J.; HELMINEN, H. J.; PERTTUNEN, J.; LEPOLA, V.; KIVIRANTA, I.; AROKOSKI, J. P. A.; KOMI, P. V. Loading and gait symmetry during level and stair walking in asymptomatic subjects with knee osteoarthritis: Importance of quadriceps femoris in reducing impact force during heel strike? **The Knee**, Oxford, v.14, p.231-238, 2007. <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2007.03.001>.
- MALOUIN, F.; RICHARDS, C. L. Preparatory adjustments during gait initiation in 4-6-year-old Children. **Gait and Posture**, Amsterdam, v.11, p.239-253, 2000. [http://dx.doi.org/S0966-6362\(00\)00051-5](http://dx.doi.org/S0966-6362(00)00051-5)
- MCCRORY, J. L.; WHITE, S. C.; LIFESO, R. M. Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. **Gait and Posture**, Amsterdam, v.14, p.104-109, 2001. [http://dx.doi.org/S0966-6362\(01\)00140-0](http://dx.doi.org/S0966-6362(01)00140-0).

MCINTOSH, A. S.; BEATTY, K. T.; DWAN, L. N.; VICKERS, D. R. Gait dynamics on an inclined walkway. **Journal of Biomechanics**, Philadelphia, v.39, p.2491-2502, 2006. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.07.025>.

MILNER, C. E. Interlimb asymmetry during walking following unilateral total knee arthroplasty. **Gait and Posture**, Amsterdam, p.1-5, 2007. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.10.002>.

PELLICO, L. G.; TORRES, L. G.; MORA, C. D. Changes in walking pattern between five and six years of age. **Development Medicine & Child Neurology**, Cambridge, v.35, n.9, p.800-806, 1995. Disponível em: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7589862?ordinalpos=2&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_RVDocSum. Acesso em: 12 nov. 2007.

RILEY, P. O.; CROCE, U. D.; KERRIGAN, D. C. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. **Gait and Posture**, Amsterdam, v.14, p.264-270, 2001. [http://dx.doi.org/S0966-6362\(01\)00133-3](http://dx.doi.org/S0966-6362(01)00133-3).

SACCO, I. C. N. Análise do andar normal e aplicações clínicas. **Apostila didática - Biomecânica da Marcha Humana**. 2001.

SACCO, I. C. N.; SÁ, M. R.; SERRÃO, J. C.; AMADIO, A. C. Estudo comparativo da FRS, parâmetros temporais e espaciais do andar em esteira rolante entre sujeitos saudáveis e diabéticos neuropatas. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v.3, p.23-30, 2001. Disponível em: http://www.usp.br/eef/sbb/num_antteriores.php. Acesso em: 12 out. 2007.

SAHA, D.; GARD, S.; FATONE, S. The effect of trunk flexion on able-bodied gait. **Gait and Posture**, Amsterdam, p.1-8, 2007. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.08.009>.

SANTOS, A. D.; BARELA, J. A. Alterações do andar em portadores de diabetes Mellitus, neuropatia diabética periférica e amputação transmetatarsiana. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v.5, p.21-29, 2002. Disponível em: http://www.usp.br/eef/sbb/num_antteriores.php.

Acesso em: 7 out. 2007.

SEELEY, M. K.; UMBERGER, B. R.; SHAPIRO, S. A test of the functional asymmetry hypothesis in walking. **Gait and Posture**, Amsterdam, p.1-5, 2007. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.09.006>.

SOARES, A. S. O. C.; SERRÃO, J. C.; AMADIO, A. C. Características eletromiográficas e dinâmicas da marcha de amputados transtibiais com a utilização de calçados esportivos. **Revista**

Brasileira de Biomecânica, São Paulo, p.55-61, 2003. Disponível em: http://www.usp.br/eef/sbb/num_antteriores.php. Acesso em: 12 out. 2007.

SOARES, R. J.; MORAES, M. B.; BOARETTO, R. A.; BERNARDI, A. G.; HERMANN, V. J.; TAKARA, D. Z.; FERREIRA, L. F.; MOCHIZUKI, A. L.; SERRÃO, J. C.; AMADIO, A. C. Atividade física: influência em parâmetros biomecânicos na marcha de uma criança com pé torto congênito. In: **XII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Rio Claro, 30-02 junho 2007. Anais eletrônicos: Ed. Unesp; 2007. 5p.

STACOFF, A.; QUERVAIN, I. A. K.; LUDER, G.; LIST, R.; STÜSSI, E. Ground reaction forces on stairs Part II: Knee implant patients versus normals. **Gait and Posture**, Amsterdam, v.26, p.48-58, 2007. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.07.015>

VICKERS, D. R.; PALK, C.; MCINTOSH, A. S.; Beatty, K. T. Elderly unilateral transtibial amputee gait on an inclined walkway: A biomechanical analysis. **Gait and Posture**, Amsterdam, 1-12, 2007. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.06.008>.

VRIELING, A. H.; KEEKEN, H. G. V.; SCHOPPEN T, OTTEN E, HALBERTSMA JPK, HOF AL, POSTEMA K. Gait termination in lower limb amputees. **Gait and Posture**, Amsterdam, p.1-8, 2007. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.02.004>.

WINTER, D. **The Biomechanics and motor control of human gait. Normal, Elderly and Pathological**. Ontario, Canada: University of Waterloo Press, 1991.

Endereço:

Luana Mann

R. Dep. Antônio Edu Vieira, 694, servidão anexa, Bloco B/203 - Res Estudantil Santa Rita de Cássia Pantanal Florianópolis SC 88040-000

E-mail: luanamann@gmail.com

Recebido em: 9 de maio de 2008.

Aceito em: 200 de outubro de 2008.



Motriz. Revista de Educação Física. UNESP, Rio Claro, SP, Brasil - eISSN: 1980-6574 - está licenciada sob [Licença Creative Commons](http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)