

ALTERAÇÕES ANGULARES DOS MEMBROS INFERIORES NA LOCOMOÇÃO EM SUPERFÍCIES ARENOSA E GRAMADA

Marcos Rodrigo Trindade Pinheiro Menuchi¹

Luiz Henrique Palucci Vieira^{2:3}

Bruno Luiz de Souza Bedo^{2:4}

Rafael Guilherme Forne^{2:3}

Paulo Roberto Pereira Santiago^{2:3:4}

RESUMO

Entender a dinâmica da adaptabilidade do sistema locomotor frente às demandas ambientais é fonte de interesse da área esportiva, clínica e recreacionista. Este estudo buscou verificar as diferenças nas relações angulares da articulação do joelho e tornozelo decorrentes da interação com a superfície. Dois voluntários do sexo masculino percorreram uma passarela andando por sobre duas superfícies topologicamente diferentes: a areia e a grama. Os participantes foram filmados e, através da digitalização e medição dos dados, o comportamento angular foi expresso graficamente ao longo de um ciclo de passada. Os nossos resultados mostraram que ambos os participantes tiveram comportamento diferenciado ao longo das tentativas nas articulações do joelho e tornozelo, de acordo com a superfície. As forças ativas e passivas, bem como a flexibilidade característica da areia, alteram a dinâmica intersegmentar e foram consideradas relevantes para exigir do sistema adaptabilidade a novas situações. A compreensão da flexibilidade e adaptabilidade do sistema locomotor fornece possibilidades de explorações cada vez mais aprofundadas e qualificadas nas metodologias de análise e avaliação da marcha, bem como sua aplicação prática na área da saúde. Futuras investigações deveriam investigar o efeito de andar em uma superfície gramada e na areia em diferentes populações e em uma amostra maior de indivíduos.

Palavras-chave: marcha, locomoção, cinematográfica.

Recebido para publicação em 08/2015 e aprovado em 01/2016.

¹Universidade Estadual de Santa Cruz, Ilhéus – Bahia.

²Universidade de São Paulo, Laboratório de Biomecânica e Controle Motor, Ribeirão Preto – São Paulo.

³Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto, São Paulo.

⁴Programa de Pós-graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto – São Paulo.

INTRODUÇÃO

Entender como o ser humano controla suas ações motoras é de interesse de muitos pesquisadores da área de comportamento motor (por exemplo, LATASH; TURVEY, 1996; GURFINKEL; CORDO, 1998; FELDMAN, 1998; LATASH, 1998; GEORGOPOULOS, 1998; GALLISTEL, 1991; ROTHWELL, 1991, 2001; BONGAARDT, 2001).

A Abordagem dos Sistemas Dinâmicos aplicada ao estudo do controle motor trata o sistema humano como o resultado de uma constante interação entre diversos subsistemas (muscular, esquelético, nervoso, circulatório, respiratório, etc.). Trata ainda seu desenvolvimento como resultado da interação organismo, ambiente e tarefa (HAYWOOD; GETCHELL, 2004). O deslocamento no ambiente é uma habilidade necessária e natural para o indivíduo e mereceu destaque neste trabalho. Durante a locomoção, o corpo está em fluxo dinâmico. A posição e o movimento das partes do corpo relativas umas às outras estão mudando constantemente. Similarmente, a posição, orientação e movimento do corpo como um todo se alteram em relação ao ambiente. Assim, o controle locomotor exige monitoramento contínuo desses fluxos dinâmicos.

Para, com sucesso, perceber e agir no ambiente, o sistema deve ser capaz de extrair e integrar as informações sensoriais com a finalidade de modular o sistema efetor para a execução de um padrão motor seguro e com baixo custo energético (GOBBI; PATLA, 1997). Realmente, se pensarmos nas diferentes condições de terreno e obstáculos existentes na vida diária, pode-se entender o sistema locomotor como um sistema flexível e apto a adaptar-se a diferentes condições. Essa flexibilidade pode ser pensada em termos de estratégias adaptativas. A meta das estratégias adaptativas é providenciar uma forma adequada de locomoção por meio da geração de força apropriada para propulsionar o corpo e manter o equilíbrio, minimizando o gasto energético (PATLA, 1991). Observar essas estratégias possibilita entender quais modificações necessárias que o organismo adquire frente a situações específicas.

Atualmente, modelos têm tido importante papel na geração de informação que não pode ser diretamente observada. Em uma revisão nos estudos da locomoção humana, Andriacchi e Alexander (2000) afirmam que a predição das forças e momentos intersegmentares têm sido meios extremamente valiosos para o crescente conhecimento do sistema musculoesquelético.

Em geral, esses cálculos têm possibilitado a predição da força muscular e forças do contato articular. A informação desses estudos tem sido aplicada a inúmeros estudos fundamentais e clínicos, e a mesma metodologia tem sido utilizada para as articulações do tornozelo, joelho e quadril. Tem sido mostrado (SCHIPPLEIN; ANDRIACCHI, 1991; BERCHUCK et al., 1990) que pacientes desenvolvem mudanças adaptativas no padrão da marcha, que podem ser analisadas em termos de mudanças nos padrões cinéticos e cinemáticos. A identificação da função adaptativa da desordem musculoesquelética é uma importante consideração na aplicação clínica do estudo da locomoção humana. A habilidade para identificar esses tipos de adaptação é dependente do método usado para realizar as medições do movimento.

Para verificar a adaptabilidade do sistema locomotor, este estudo utilizou como ferramenta de análise a cinemática. Cinemática é a parte da mecânica que se ocupa da descrição do movimento. Em uma análise quantitativa, representa uma exata descrição geométrica do movimento do corpo no espaço tridimensional (3D), podendo ser chamada de geometria do movimento. A descrição cinemática do movimento engloba posições, velocidades, acelerações dos segmentos e ângulos corporais (AMADIO; SERRÃO, 2011).

Para observar esse comportamento alternativo frente às demandas ambientais, este estudo atentou para o deslocamento angular do membro inferior como forma de descrição da adaptabilidade da marcha sobre duas superfícies topologicamente diferentes muito comuns no nosso dia a dia, e nem tomamos conhecimento das alterações no sistema locomotor decorrente da interação com o solo. A areia e a grama foram escolhidas para essas observações. Essas duas superfícies exigem do sistema controle para interagir com as forças ativas e passivas em cada articulação, através da dinâmica intersegmentar.

A importância de uma avaliação adequada para avaliar a locomoção humana é cada vez mais reconhecida. Já bem estabelecida como uma ferramenta de pesquisa científica experimental, a mensuração da locomoção humana é frequentemente uma rotina na aplicação clínica. Os campos de aplicação englobam tanto a locomoção saudável quanto a patológica, a medicina de reabilitação, ortopedia, cinesiologia, ciências do esporte e outros campos relacionados. Ao verificar o comportamento angular das articulações do tornozelo e joelho, importantes considerações podem ser obtidas em relação à estratégia

de abordagem e propulsão utilizada de acordo com as características da superfície. No presente estudo, foram selecionadas para investigação duas superfícies topologicamente diferentes e muito comuns no nosso dia a dia. Rotineiramente, o indivíduo não possui consciência das possíveis alterações que o sistema locomotor adquire da interação com o solo. A areia e a grama favorecem a observação dessas alterações, pois exigem maior controle do sistema locomotor para interagir com as forças ativas e passivas em cada segmento através da dinâmica intersegmentar.

A superfície livre, plana e firme possibilita a observação de componentes com características relativamente invariantes presentes no ato de andar. Trata-se de uma sucessão ritmada e reproduzível, comportamento motor característico que permite reconhecer o “passo” (ou assinatura motora) de qualquer indivíduo (VIEL, 2001). A reproduzibilidade do recrutamento muscular à velocidade escolhida e a reproduzibilidade das características espaço-temporais das trajetórias dos membros são estabelecidas. As imprecisões na colocação do pé, variações de tempo de apoio, distúrbios na execução do gesto repetitivo (VIEL, 2001) e deslocamentos angulares podem ser utilizados como base de uma análise das modulações impostas ao sistema efetor por diferentes perturbações.

Assim, o objetivo do presente estudo foi de descrever e comparar o andar na areia e na grama, como forma de identificar possíveis adaptações nos componentes ângulo-articulares na marcha em duas superfícies distintas.

MATERIAL E MÉTODOS

Participaram deste experimento dois indivíduos adultos jovens do sexo masculino, estudantes universitários do curso de Educação Física da Universidade Estadual Paulista – UNESP, os quais não possuíam nenhum comprometimento neuromusculoesquelético. Os procedimentos foram conduzidos de acordo com os termos do Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências da UNESP-Rio Claro.

Tarefa

Cada participante foi convidado a percorrer andando cinco metros, em condições em que variou a superfície de suporte. Os

participantes andaram por sobre uma superfície arenosa, que consistiu no tanque de areia da pista de salto de atletismo da Unesp-Rio Claro; e uma superfície gramada, ao lado do tanque de areia (campo de futebol). Para cada condição foram realizadas cinco tentativas em bloco, totalizando 10 tentativas. Algumas tentativas foram feitas antes do experimento, para que os participantes se familiarizassem com a superfície de suporte, antes do respectivo bloco de tentativas. Os indivíduos foram instruídos a andar de uma extremidade à outra em sua velocidade preferida.

Definição dos segmentos através dos pontos anatômicos

Os participantes foram vestidos com calça de lycra e meião pretos, tendo em vista uma melhor identificação dos marcadores fixados nos pontos articulares do membro inferior direito, facilitando posteriormente o processo de medição automática. Foram utilizados marcadores passivos (bolas de isopor) de 2,5 cm de diâmetro, nos acidentes anatômicos (trocânter maior, epicôndilo lateral do fêmur, maléolo lateral, calcâneo e quinta articulação metatarsofalangeana), que representaram os centros das articulações de interesse, definindo, assim, os segmentos: coxa, perna e pé.

Captura, sincronização e medição das imagens

A coleta das trajetórias dos marcadores foi realizada através de duas câmeras digitais de vídeo, fixadas em tripés. Essas câmeras operaram a uma frequência de 60 Hz, com foco manual, *shutter* de 1/250 e balanço de branco (*white balance*), na regulagem da própria câmera para ambientes externos em situação de grande luminosidade. As câmeras foram posicionadas lateralmente ao movimento realizado, enquadrando a área desejada e focalizando todos os marcadores.

Para a análise das imagens, foram capturadas apenas as sequências de imagens desejadas, ficando armazenadas no computador na forma de arquivos AVI (Áudio Vídeo Interleave). Para isso, foi utilizada uma placa de captura de vídeo Studio DV da Pinnacle. Após a captura, através do software DVIDEOW (Digital Video for Biomechanics for Windows 32 bits) (BARROS et al., 1999; FIGUEROA et al., 2003), foi realizado o desentrelaçamento dos *fields* e a compactação das imagens pelo compactador "Indeo video 5.11", permitindo, assim, que esses novos arquivos de vídeo pudessem ser visualizados em qualquer computador. Através do mesmo software

(DVIDEO), realizaram-se as medições dos marcadores quadro a quadro (frame a frame) e a sincronização das imagens. Para a sincronização foi necessária a identificação de eventos comuns (frame de imagem correspondente) nas imagens de cada câmera. Os eventos foram: os contatos e retiradas do pé no solo. Esse procedimento permite ao software sincronizar as imagens das câmeras através de interpolação.

Calibração

Antes de iniciar a filmagem dos participantes, foi colocado um objeto com dimensões conhecidas (1,0 x 0,75 x 0,75 metros) no local onde os participantes caminharam. Esse objeto continha oito marcadores fixados próximos de seus vértices. Por meio de uma trena precisa, foram medidas as distâncias entre cada marca no espaço real. O primeiro ponto medido foi determinado como a origem ($x = 0$, $y = 0$ e $z = 0$) deste sistema, e, assim, todos os outros pontos tiveram suas coordenadas referenciadas a essa origem. Dessa forma, o eixo “x” foi determinado como sendo na direção horizontal, no sentido do trajeto a ser percorrido; o eixo “y” foi orientado ortogonalmente ao eixo “x”; e o eixo “z” foi definido como produto vetorial de “x” por “y”, orientado verticalmente (CUNHA et al., 2002; SANTIAGO et al., 2007; BARBIERI et al., 2010).

Suavização

Com a reconstrução, obtemos conjuntos de dados discretos em função do tempo; como o movimento humano se apresenta de uma forma suave e contínua, realizou-se a suavização destes. A suavização serve também com um filtro que separa o sinal dos ruídos, minimizando os erros inerentes de qualquer pesquisa quantitativa.

Para a suavização, utilizou-se o programa estatístico Matlab 6.5 (The MathWorks Inc., USA) e, como função estatística, optou-se pelo filtro Cubic Spline. Realizou-se análise residual dos dados para confirmação de que os parâmetros de filtragem selecionados representavam a melhor escolha (WINTER, 1991).

Ciclo analisado

Depois de suavizados os pontos medidos, por meio da subtração de vetores, foram criados os vetores que correspondem aos segmentos

corporais da coxa (Equação 1), da perna (Equação 2) e do pé (Equação 3), como proposto no estudo de Santiago et al. (2008):

$$\overrightarrow{\text{COXA}} = \frac{(\overrightarrow{\text{EF}} - \overrightarrow{\text{TF}})}{(\|\overrightarrow{\text{EF}} - \overrightarrow{\text{TF}}\|_2)} \quad (\text{Equação 1})$$

$$\overrightarrow{\text{PERNA}} = \frac{(\overrightarrow{\text{MF}} - \overrightarrow{\text{EF}})}{(\|\overrightarrow{\text{MF}} - \overrightarrow{\text{EF}}\|_2)} \quad (\text{Equação 2})$$

$$\overrightarrow{\text{PE}} = \frac{(\overrightarrow{\text{MT}} - \overrightarrow{\text{CA}})}{(\|\overrightarrow{\text{MT}} - \overrightarrow{\text{CA}}\|_2)} \quad (\text{Equação 3})$$

em que: $\|\cdot\|_2$ = norma euclidiana do vetor, $\overrightarrow{\text{EF}}$ = marcador do epicôndilo lateral do fêmur. $\overrightarrow{\text{TF}}$ = marcador do trocanter maior do fêmur. $\overrightarrow{\text{MF}}$ = marcador do maléolo lateral. $\overrightarrow{\text{MT}}$ = marcador da quinta articulação metatarsfalangeana. $\overrightarrow{\text{CA}}$ = marcador do calcâneo.

Então, eles foram normalizados e, através do produto vetorial entre esses vetores, foram obtidos os ângulos relativos formados entre o segmento “coxa e perna” e “perna e pé” quadro a quadro. O ciclo da passada constituiu-se do instante do primeiro contato do calcanhar no solo até o próximo contato dele com o solo. Esse ciclo foi dividido ainda em fase de suporte (FS), iniciando-se na primeira abordagem do pé com o solo até sua retirada; e fase de balanço (FB), iniciando-se da retirada do pé do solo até a próxima abordagem do mesmo. Essas fases foram identificadas nos dados brutos, e, por regra de três simples, encontrou-se nos gráficos o ponto correspondente a essas fases.

RESULTADOS

Os resultados espaço-temporais para cada um dos participantes nas condições experimentais propostas podem ser observados nas Figuras 1, 2 e 3.

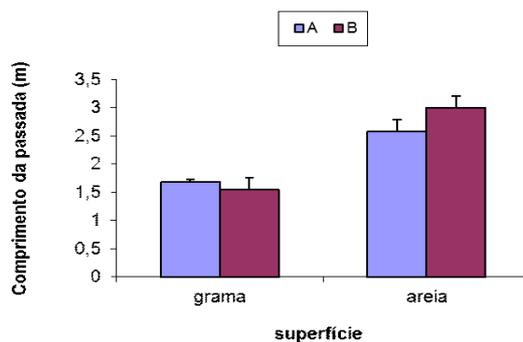


Figura 1 - Média e desvio-padrão do comprimento da passada dos dois participantes para as duas superfícies de suporte.

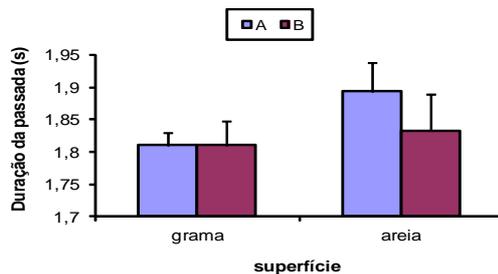


Figura 2 - Média e desvio-padrão da duração da passada dos dois participantes para as duas superfícies de suporte.

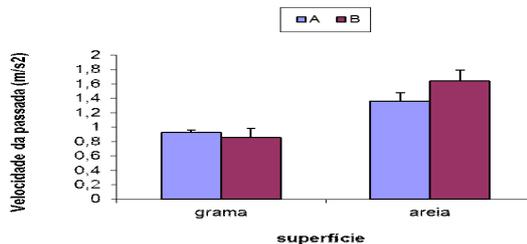


Figura 3 - Média e desvio-padrão do comprimento da passada dos dois participantes para as duas superfícies de suporte.

Para a discussão deste trabalho, os dados foram obtidos em um ciclo central do caminho percorrido. Assim, possibilitou-se a coleta de uma passada normal, eliminando, portanto, os períodos de aceleração e desaceleração. Foram obtidos então quatro gráficos (Figuras 4, 5, 6 e 7), que correspondem à variação angular dos segmentos coxa-perna (joelho) e perna-pé (tornozelo) ao longo de um ciclo de passada para os dois sujeitos.

Olhando para as variações angulares ao longo do ciclo, pôde-se observar que em todos os gráficos os participantes mostraram diferentes relações entre os segmentos (joelho e tornozelo) em função da superfície de suporte. As linhas que cortam o gráfico (linhas verticais finas pretas) compreendem o momento em que o participante retirou o pé direito do solo, dividindo-se assim nas fases de suporte (FS) e balanço (FB). O tracejado colorido ao redor da linha divisória corresponde à variação ao longo das cinco tentativas por condição realizadas (desvio padrão). As linhas pretas e vermelhas correspondem às superfícies de areia e grama, respectivamente.

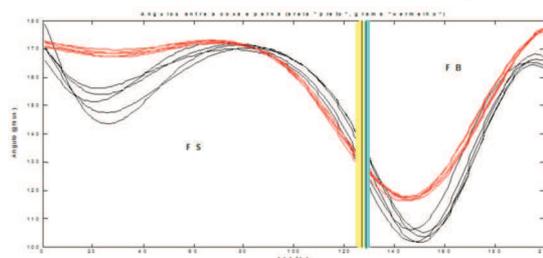


Figura 4 - Representação gráfica do deslocamento angular coxa-perna (joelho) durante um ciclo da passada no participante A. (FS) corresponde à fase de suporte; (FB) corresponde à fase de balanço.

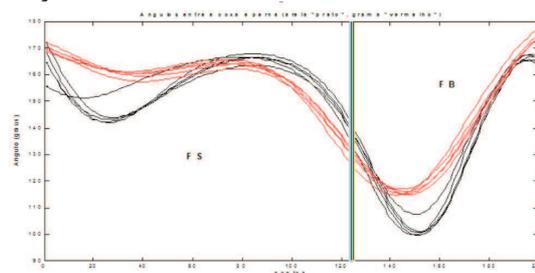


Figura 5 - Representação gráfica do deslocamento angular coxa-perna (joelho) durante um ciclo da passada no participante B. (FS) corresponde à fase de suporte; e (FB) corresponde à fase de balanço.

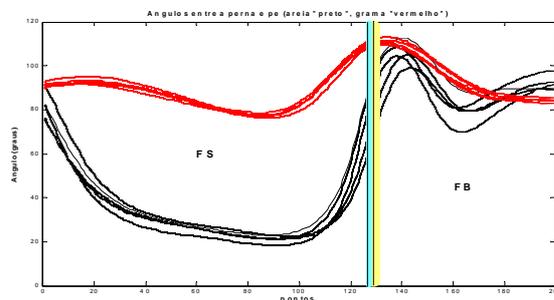


Figura 6 - Representação gráfica do deslocamento angular perna-pé (tornozelo) durante um ciclo da passada no participante A. (FS) corresponde à fase de suporte; e (FB) corresponde à fase de balanço.

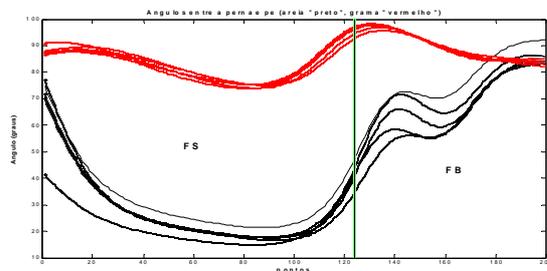


Figura 7 - Representação gráfica do deslocamento angular perna-pé (tornozelo) durante um ciclo da passada no participante B. (FS) corresponde à fase de suporte; e (FB) corresponde à fase de balanço.

No cálculo e descrição das médias das variáveis espaço-temporais, considerou-se desde o momento de toque do calcanhar da perna direita, a fase de balanço, o próximo contato do calcanhar (completa um ciclo), e termina com a retirada do pé direito. Foram analisadas, portanto, duas fases de suporte simples. Os participantes foram analisados separadamente, para verificar as alterações individuais decorrentes da superfície de suporte.

DISCUSSÃO

Durante a locomoção, cada passada envolve a participação alternada dos membros inferiores direito e esquerdo, e cada um se

desloca em um determinado padrão espaço-temporal em relação ao outro. Para Barela (1997), esse relacionamento é tido como fora de fase em 50% do ciclo. Isso significa dizer que o comprimento do ciclo da passada é a distância percorrida quando um pé toca duas vezes o solo, e o outro toca somente uma vez no meio do ciclo. Segundo Winter (1991), a divisão básica do ciclo da passada inclui a realização de dois passos sucessivos. Cada passo envolve uma fase de suporte duplo e duas fases de suporte simples. O período de apoio ou suporte simples (*stance*) ocorre quando um dos pés está em contato com o solo e o outro em balanço ou trajetória aérea (*swing*). Já a fase de suporte duplo ocorre quando os dois pés estão em contato com o solo, ou seja, com o calcanhar de um dos pés (*heel-strike*) e com a ponta dos dedos do outro (*toe-off*).

Alguns estudos sobre os parâmetros temporais do andar mostram que o valor médio do tempo total do ciclo da passada do adulto é de cerca de 1,06 segundo (MURRAY et al., 1966). Do tempo total do ciclo da passada, Winter (1991) encontrou valores de 20% para o apoio duplo e 80% para suporte em uma perna somente. Com essa proporção, as forças propulsivas estão potencialmente a desestabilizar o sistema locomotor, havendo maior tempo a ser gasto no equilíbrio sobre uma perna. Esperávamos, portanto, encontrar nessa fase diferenças no relacionamento entre os segmentos pé-perna-coxa devido à característica de não rigidez da superfície. O peso corporal sobre o membro causa um “afundamento” do pé na areia, que altera as trocas de energia com o solo.

Pode-se observar na Figura 1 que ambos os participantes aumentaram o comprimento da passada quando andaram na areia. Esses resultados podem sugerir que a areia exige do sistema locomotor maior produção de força devido à sua característica de instabilidade, provocando assim uma ampliação do comprimento da passada e da velocidade (Figura 3). O padrão andar, característico do adulto, segundo Wickstrom (1977), pode ser descrito da seguinte forma: o mecanismo das articulações joelho-tornozelo atua na forma de extensão-flexão-extensão; a transferência do peso do calcanhar até a ponta dos dedos flui normalmente no pé de impulsão; os pés são orientados no sentido do deslocamento; há tendência para uma posição vertical do tronco com o aumento da inclinação e rotação pélvica; e os braços em uma posição de guarda-baixa realizam o movimento de balanço alternando em oposição ao movimento dos membros inferiores.

A estratégia adotada pelos participantes neste estudo foi caracteristicamente um aumento na velocidade da passada para a superfície arenosa. Ao analisar a relação coxa-perna (joelho), ambos os participantes iniciaram o contato do calcanhar em torno de 170° , independentemente da superfície de locomoção (Figuras 4 e 5). Após o contato do calcanhar com o solo, a superfície de areia exigiu maior flexão do joelho no momento do rolamento do pé, fase na qual houve o amortecimento do peso corporal (FS). Esse “vale” formado pelas linhas pretas sugere que o sistema necessita de maior estabilidade, devido às deformidades do solo decorrentes do peso corporal. Flexionando mais o joelho, o sistema tornou-se mais estável e equilibrado.

Pode-se observar uma pequena diferença angular em ambos os participantes entre as duas superfícies por quase toda a fase de suporte. A não rigidez da superfície arenosa foi considerada a principal causa dessa diferença encontrada. Quando o calcanhar toca a superfície, ocorre um “afundamento” do pé, proporcionando instabilidade nessa fase. De acordo com Winter (1995), na locomoção em superfície rígida e plana, a típica curva de momento muscular do tornozelo apresenta curto período de atividade pelos dorsiflexores, que usualmente ocorre nos primeiros 10% do ciclo da marcha para controlar o abaixamento do pé (rolamento calcanhar-artelhos). Então, o momento dos flexores plantar aumenta e permanece entre 10% e 50% do ciclo para resistir e controlar a rotação para frente da tibia sobre o pé. O joelho está quase completamente estendido no momento do contato com o calcanhar no solo, e flete aproximadamente 10 graus no início da fase de apoio (FS). No fim dessa fase ele tem maior flexão (aproximadamente 120° - 130°) até a perda de contato do pé, atingindo seu pico de flexão na fase inicial do balanço (FB).

Na fase de balanço (FB) o terreno arenoso exigiu maior flexão do joelho de ambos os participantes. Esse comportamento pode estar relacionado à exigência de maior margem de segurança para evitar qualquer tropeço nessa fase. Como a areia proporciona “afundamento” do pé de apoio, a perna de balanço deve flexionar mais para não tocar a superfície. A superfície gramada possui uma característica mais regular, o que possibilitou uma fase de balanço mais suave. Ainda dentro desta fase (FB), os participantes mostraram comportamento um pouco diferenciado. O participante A manteve a mesma relação angular nos dois terrenos. O participante B, contudo, demonstrou maior flexão também nesta fase. Como observado nas Figuras 4 e 5, o momento

de retirada do pé direito do solo mostrou-se não ser diferente nesse ponto. Parece que a maior flexão anterior gerou compensação biomecânica para a propulsão, indicando um comportamento adaptativo à instabilidade do solo.

O desenvolvimento da locomoção em terrenos irregulares, especialmente o andar, tem sido extensivamente estudado desde o primeiro terço deste século; recentemente, pesquisas envolvendo a manipulação do tipo de superfície sobre a qual as pessoas realizam suas ações, como no saltar (BARELA, 1992), no andar e saltar (PELLEGRINI, 1996) e no rolar (PEROTTI, 1998), indicam pequenas alterações no padrão motor em função da superfície de apoio, apontando flexibilidade e adaptação do sistema a mudanças ambientais.

Ao analisar a relação perna-pé (tornozelo), pôde-se observar diferença no comportamento dos dois participantes (Figuras 6 e 7). Observando primeiramente a fase de suporte (FS), ambos os indivíduos abordaram o solo diferentemente nas condições areia e grama. O terreno arenoso exigiu maior flexão para a abordagem e, durante todo o rolamento do pé, observou-se uma maior flexão do tornozelo. Se tomar como base essa flexão maior do joelho na fase inicial de suporte, pode-se inferir que o tornozelo também se comporta com maior flexão nesse terreno. Essa maior flexão leva a pensar na questão da busca de estabilidade frente a um terreno que deforma com o peso corporal. Podemos observar também uma flexão plantar no início da fase de apoio, a fim de permitir o contato de todo o pé com o solo. Com o peso corporal sobre o pé deslocando-se anteriormente, a tíbia move-se nesse sentido sobre o tornozelo, em dorsiflexão. Após isso, o calcanhar eleva-se, e ocorre forte flexão plantar no tornozelo. Durante a fase de oscilação do padrão, o tornozelo faz dorsiflexão, para que o pé e os artelhos possam passar livremente sobre o chão. Note-se que o movimento de dorsiflexão é maior na fase de apoio do que na fase de oscilação.

Neste estudo, ambos os participantes adotaram um comportamento semelhante ao descrito por Wickstrom em ambos os terrenos. A única diferença observada foi na alteração angular do tornozelo no início da fase de suporte (FS) e, em menor grau, na articulação do joelho. Essa diferença foi atribuída à característica do terreno arenoso.

Em razão de as condições patológicas causarem efeitos na marcha, o entendimento das tarefas fundamentais dos membros inferiores de sujeitos sem nenhum comprometimento motor pode guiar

clínicos no refinamento de suas avaliações ou tratamento de reabilitação. A análise dos resultados possibilitou confirmar a adaptabilidade do sistema locomotor frente às alterações da superfície locomotora. A adaptabilidade do comportamento motor foi verificada principalmente na relação perna-pé (tornozelo), mostrando diferença na fase de suporte. Essa alteração sugere estar relacionada com a garantia de uma locomoção segura, visto que a superfície arenosa oferece maior instabilidade de apoio.

CONCLUSÃO

A análise dos resultados possibilitou confirmar a adaptabilidade do sistema locomotor frente às alterações ambientais. De acordo com o deslocamento angular do joelho e tornozelo analisados, observou-se maior flexão na superfície arenosa. Essa flexão sugere estar relacionada com a garantia de uma locomoção segura, uma vez que a superfície arenosa oferece maior instabilidade de apoio. Para maior aprofundamento dessa temática, sugerem-se novos estudos, analisando outras variáveis cinemáticas, como velocidade e aceleração lineares e angulares e outros subgrupos distintos de variáveis físicas incluídas no estudo do movimento, como dados cinéticos (forças e momentos) e dados bioelétricos (sinais eletromiográficos), e um maior número de participantes. Juntos, esses dados providenciarão um compreensivo quadro do fenômeno locomoção.

ABSTRACT

ANGULAR CHANGES OF LOWER LIMBS IN LOCOMOTION OF GRASSY AND SANDY SURFACE

Understanding the adaptability dynamics of locomotor system to environmental demands is a source of interest for sports, clinic and recreationist areas. This study sought to verify the differences in angular relations of knee and ankle joints arising from the interaction with surface. Two volunteers from the male sex have walked on two topologically different surfaces: sand and grass. The participants were filmed and,

through the digitalization and measurement of data, the angular behavior was expressed graphically throughout a cycle of steps. Results show that both participants had different behaviors during the attempts in knee and ankle joints according to the surface. Active and passive forces, as well as sand flexibility modify the intersegment dynamics and they were considered relevant to require new situations from the adaptability system. Flexibility and adaptability comprehension of locomotor system provides exploration possibilities increasingly deeper and qualified in analysis methodology and evaluation of the march, as well as its practical application in health area. Future researches should investigate the effect of walking on a grass surface and on a sandy surface in different populations and in a bigger sample of persons.

Keywords: March, locomotion, kinematics.

REFERÊNCIAS

AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. A biomecânica em educação física e esporte. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 25, n. especial, p. 15-24, 2011.

ANDRIACCHI, T. P.; ALEXANDER, E. J. Studies of human locomotion: past, present and future. **Journal of Biomechanics**, v. 33, n. 10, p. 1217-1224, 2000.

BARBIERI, F. A. et al. Performance comparisons of the kicking of stationary and rolling balls in a futsal context. **Sports Biomechanics**, v. 9, n. 1, p. 1-15, 2010.

BARELA, J. A. **Desenvolvimento do saltar à horizontal**: uma análise topológica. Porto Alegre, 1992, Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Escola Superior de Educação Física, UFRGS.

BARELA, J. A. Perspectiva dos sistemas dinâmicos: teoria e aplicação no estudo do desenvolvimento motor. In: PELLEGRINI, A. M. (Org.) **Coletânea de estudos**: comportamento motor I. São Paulo: Movimento, 1997. p. 11-28.

BARROS, R. M. L. et al. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise cinemática tridimensional de movimentos humano.

Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 15, n. 1-2, p. 79-86, 1999.

BERCHUCK, M. G.; ANDRIACCHI, T. P.; BACH, B. R.; REIDER, B. R. Gait adaptations by patients who have a deficient ACL. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 72, n. 6, p. 871-877, 1990.

BONGAARDT, R. How Bernstein conquered movement. In: LATASH, M. L.; ZATSIORSKY, V. M. (Ed.). **Classics in movement science**. Champaign, IL: Human Kinetics, 2001.

CUNHA, S. A. et al. Methodology for graphical analysis of soccer kick using spherical coordinates of the lower limb. In: SPINKS, W.; REILLY, T. et al. (Ed.). **Science and soccer IV**. London: Routledge, 2002. capítulo 2, p. 8-15.

FELDMAN, A. G. Spatial frames of reference for motor control. In: LATASH, M. L. (Ed.) **Progress in motor control. Bernstein's tradition in movement studies**. Champaign, IL: Human Kinetics, 1998.

FIGUEROA, P. J. et al. A flexible software for tracking of markers use in human motion analysis. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 72, n. 2, p. 155-165, 2003.

GALLISTEL, G. R. **The organization of action: a new synthesis**. Hillsdale, NJ: LEA, 1991.

GEORGOPOULOS, A. P. Interview with Apostiles P. Georgopoulos. **Journal of Cognitive Neuroscience**, v. 10, n. 5, p. 657-661, 1998.

GOBBI, L. T. B.; PATLA, A. E. Desenvolvimento da locomoção em terrenos irregulares: proposta de um modelo teórico. In: PELLEGRINI, A. M. (Ed.). **Coletânea de estudos: comportamento motor 1**. São Paulo: Movimento, 1997. P. 29-44.

GURFINKEL, V. S.; CORDO, P. J. The scientific legacy of Nicolai Bernstein. In: LATASH, M. L. (Ed.) **Progress in motor control. Bernstein's tradition in movement studies**. Champaign, IL: Human Kinetics, 1998.

HAYWOOD, K.; GETCHELL, N. **Desenvolvimento motor ao longo da vida**. 3. ed. Porto Alegre: Artmed, 2004.

LATASH, M. L.; TURVEY, M. T. **Dexterity and its development**. Traduzido por Latash. Mahwah, NJ: LEA, 1996.

LATASH, M. L. Control of multijoint reaching movement: the elastic membrane metaphor. In: LATASH, M. L. (Ed.). **Progress in motor control. Bernstein's tradition in movement studies**. Champaign, IL: Human Kinetics, 1998.

LEHMKUHL, L.; SMITH, L. K. **Cinesiologia clínica**. 4. ed. São Paulo: Manoele Ltda, 1989.

MURRAY, M.P. Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men. **American Journal of Physical Medicine**, v. 45, n. 1, p. 8-24, 1966.

PATLA, A. E. Understanding the control of human locomotion: a "Janus" perspective. In: PATLA, A. E. (Ed.). **Adaptability of human gait**. Amsterdam: Elsevier, 1991. p. 441-452.

PELLEGRINI, A. M. Auto-organização e desenvolvimento motor. In: DEBRUN, M.; GONZALES, M. E. Q.; PESSOA, J. R. O. **Auto-organização. Estudos interdisciplinares**. Campinas: UNICAMP, 1996. p. 229-318. (Coleção CLE 18).

PEROTTI, A. JR. **Determinantes da organização espaço-temporal do rolamento para frente**. Rio Claro, 1998. Dissertação (Mestrado em Ciências da Motricidade Humana) " Universidade Estadual Paulista.

ROTHWELL, J. C.; THOMPSON, P. D.; DAY, B. L.; BOYD, S.; MARSDEN, C. D. Stimulation of the human motor cortex through the scalp. **Experimental Physiology**, v. 76, n. 2, p. 159-200, 1991.

ROTHWELL, J. C. First studies of the organization of the human motor cortex. In: LATASH, M. L.; ZATSIORSKY, V. M. (Ed.). **Classics in movement science**. Champaign, IL: Human Kinetics, 2001.

SADEGHI, H. Local or global asymmetry in gait of people without impairments. **Gait and Posture**, v. 17, n. 3, p. 197-204, 2003.

SANTIAGO, P. R. P. et al. Relação do padrão cinemático de movimento com o desempenho do chute em cobranças de falta no futebol. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 8, n. 15, p. 54-60, 2008.

SAUNDERS, J. B.; INMAN, V. T.; EBERHART, H. D. The major determinants in normal and pathological gait. **Journal of Bone & Joint Surgery (Am)**, p. 35-543, 1953.

SCHIPPLEIN, O. D.; ANDRIACCHI, T. P. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. **Journal of Orthopedic Research**, v. 9, n. 1, p. 113-119, 1991.

VIEL, E. Indicadores normativos para a observação da marcha. In: VIEL, E. (Ed.). **Marcha humana, a corrida e o salto: biomecânica, investigações, normas e disfunções**. São Paulo: Manoele, 2001. p. 95-116.

WICKSTROM, R. L. **Fundamental motor pattern**. 2. ed. Philadelphia: Lawrence Erlbaum & Febiger, 1977. p. 250.

WINTER, D. A. **The biomechanics and motor control of human gait**. 2. ed. Ontário: University of Waterloo, 1991.

WINTER, D. A.; ENG, J. J.; ISHAC, M. G. A review of kinematic parameters in human walking. In: CRAIK E OTAIS (Ed.). **Gait analysis: theory and application**. St. Louis: Mosby Publisher, 1995. p. 252-270.

Endereço para correspondência:

Av. Bandeirantes, 3900 Monte Alegre
14040-907 Ribeirão Preto SP
E-mail: luiz.vieira@usp.br