

# Sistema para análise cinemática da marcha humana baseado em videogrametria

## *System for kinematical analysis of the human gait based on videogrammetry*

Alethéa Gomes Nardini Araújo<sup>1</sup> Luciana Meneghesso Andrade<sup>2</sup> Ricardo Machado Leite de Barros<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Fisioterapeuta; Mestre em Biodinâmica do Movimento Humano; Prof<sup>a</sup> da Faculdade de Fisioterapia da UNIP – Universidade Paulista

<sup>2</sup> Fisioterapeuta; Mestre em Biodinâmica do Movimento Humano; Prof<sup>a</sup> da Faculdade de Fisioterapia da UNIT – Universidade Tiradentes

<sup>3</sup> Educador Físico; Prof. Dr. do Departamento de Educação Motora da Faculdade de Educação Física da UNICAMP – Universidade Estadual de Campinas

#### ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA

Alethéa G. Nardini Araújo  
Rua Conselheiro Moreira  
de Barros 2892, apto. 71B  
02430-001 São Paulo SP  
e-mail:  
aletheanardini@hotmail.com

#### DESCRIPTORIOS:

Marcha/fisiologia, Marcha/  
fisiopatologia,  
Biomecânica/métodos

#### KEYWORDS:

Gait/physiology, Gait/  
physiopathology,  
Biomechanics/methods

Projeto parcialmente financiado  
pela Capes, FAEF, Pós-Fef e  
FAPESP (Processo 00/01293-1)

ACEITO PARA PUBLICAÇÃO EM  
22/06/04

**RESUMO:** A análise cinemática tridimensional vem sendo utilizada como importante método de pesquisa e avaliação da marcha humana, normal ou patológica. No entanto, ainda é pouco difundida no Brasil, devido a uma série de fatores. Este artigo apresenta resultados de análise cinemática tridimensional da marcha humana realizada com base no sistema brasileiro de videogrametria Dvideow, desenvolvido pelo Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da UNICAMP. Foi analisada a marcha de três voluntárias adultas, sem histórico de patologias ou comprometimento do andar. Os membros inferiores e a pelve foram tratados como corpos rígidos unidos por seis articulações, cada qual representando um segmento corporal. Para obter posição e orientação de cada segmento no espaço, marcadores retrorrefletivos ( $f=15\text{mm}$ ) foram fixados em pontos anatômicos das voluntárias e em sistemas de marcas técnicas. Nas imagens de um ciclo de marcha, foram analisados os ângulos articulares do tornozelo, joelho e quadril, além da orientação da pelve. Os dados coletados foram avaliados por testes de acurácia da reconstrução da trajetória de dois marcadores durante a marcha; a acurácia relativa ao enquadramento utilizado foi de 0,2%. Os resultados encontrados concordam com os descritos na literatura. Conclui-se que é possível realizar análise da marcha humana pelo sistema Dvideow, com a possibilidade de analisar a articulação do tornozelo com três graus de liberdade e com integração da análise visual à quantitativa.

**ABSTRACT:** Three-dimensional kinematic analysis has been used as an important research method for assessing normal or pathological human gait. However, due to several factors, such analysis is not widespread in Brazil. The aim of this paper is to present results of a three-dimensional kinematic analysis of the human gait by means of a Brazilian videogrammetry system – Dvideow, developed by the Laboratório de Instrumentação para Biomecânica at Unicamp, SP. A complete gait cycle of three female adult subjects with no history of pathologies or gait complaints was evaluated. The lower limbs and pelvis were taken as rigid bodies articulated by six joints, each representing a body segment. In order to obtain position and space orientation for each body segment, reflexive markers ( $f=15\text{mm}$ ) were fixed onto anatomical landmarks and in a technical markers system. The ankle, knee and hip joint angles were analyzed, as well as the pelvis orientation. Results were evaluated by means of accuracy tests of the reconstruction of the path described by two markers during the gait; accuracy relative to framing was of 0,2%. Data obtained agree to those described in the literature. It is shown that it is possible to make gait analysis using the Dvideow system, which allows for analysing the ankle joint with three degrees of freedom and for simultaneous visual and quantitative analysis.

## Introdução

A análise cinemática tridimensional vem sendo utilizada como uma importante metodologia de pesquisa e avaliação da marcha humana normal ou patológica. Tem sido aplicada no diagnóstico de alterações neuromusculares, musculoesqueléticas e como forma de avaliação pré e pós-tratamento cirúrgico, ortótico, medicamentoso e/ou fisioterapêutico. Embora essa análise seja realizada em diversos laboratórios de marcha em vários países, ainda é pouco difundida no Brasil. Alguns dos fatores que limitam sua difusão são o alto custo dos sistemas comerciais disponíveis, a escassez de recursos humanos capacitados a operá-los e interpretar seus resultados, além de aspectos relacionados aos princípios de medição de cada sistema.

Um elemento de diferenciação entre os sistemas para análise de movimentos é a utilização de marcadores ativos ou passivos. Marcadores podem ser definidos como objetos revestidos de material refletor que, atados ou fixados ao corpo dos voluntários, facilitam seu rastreamento nas imagens. Os sistemas baseados em marcadores ativos, como o Selspot<sup>1</sup>, OptoTrack<sup>2</sup> e Colstel<sup>3</sup>, utilizam diodos emissores de luz (LED) atados ao corpo dos sujeitos e, embora tenham grau de automatização superior ao dos sistemas passivos, obrigam o sujeito a transportar durante o movimento, além dos marcadores, cabos e uma unidade de controle. Os sistemas passivos, tais como Elite<sup>4</sup>, MaxReflex<sup>5</sup> e Vicon<sup>3</sup>, operam por meio do registro da luz infravermelha refletida pelos marcadores, diminuindo as restrições ao movimento do sujeito<sup>6</sup>.

Os sistemas que registram luz infravermelha, baseados em marcadores ativos ou passivos, utilizam

*hardwares* específicos que realizam operações básicas de processamento de imagens. Isso lhes confere sua principal vantagem, que é a de fornecer resultados rapidamente. Para isso, no entanto, são impostas restrições no número, proximidade e tamanho dos marcadores para a aquisição dos dados, no ambiente, no campo de visão das câmeras e nos movimentos a serem analisados. Outra característica restritiva dos sistemas baseados em câmeras de infravermelho é que eles registram somente as coordenadas dos marcadores e não toda a imagem do movimento. O registro das seqüências de imagens do movimento pode ser muito útil para a interpretação dos resultados, permitindo a realização simultânea de análise quantitativa e qualitativa.

Na análise cinemática tridimensional, o registro de luz branca com câmeras de vídeo digitais semi-profissionais tem demonstrado ser uma alternativa bastante viável aos sistemas baseados em infravermelho. A resolução espacial de 720x480 pixels (entrelaçado), a resolução temporal de 60Hz, a qualidade dos elementos ópticos e eletrônicos e a possibilidade de transferência e armazenamento em tempo real de imagens digitais comprimidas para o computador permitem uma análise extremamente confiável. Associa-se a essas características um elemento importante para a difusão dos sistemas que é o baixo custo desses equipamentos, garantido pela escala de venda dessas câmeras.

No Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física, em conjunto com o Instituto de Computação da Unicamp, foi desenvolvido um sistema para análise cinemática tridimensional de movimentos humanos com fins de pesquisa. Esse sistema utiliza câmeras de vídeo digitais para a aquisição das imagens, o que per-

mite maior flexibilidade na seleção dos movimentos a serem estudados, diminui as restrições do ambiente de coleta de dados, permite a aquisição das imagens concomitantemente ao registro das coordenadas dos marcadores e favorece a difusão dessa forma de análise, por seu baixo custo. O sistema permite que equipamentos como câmeras de vídeo digitais possam ser usadas na análise da marcha humana. Para isso, problemas como calibração das câmeras, sincronização dos registros, desentrelaçamento de campos de vídeo, rastreamento (*tracking*) de marcadores e reconstrução tridimensional de coordenadas são tratados no *software* que gerencia o sistema. Esse programa foi denominado DVideo – Digital Video for Biomechanics – e foi descrito por autores como Barros *et al.*<sup>7</sup> e Figueroa *et al.*<sup>6</sup>.

O objetivo deste artigo é apresentar resultados do sistema Dvideo aplicado à análise cinemática tridimensional da marcha humana. O protocolo adotado para posicionamento e orientação dos segmentos corporais durante a marcha é baseado em sistemas de marcas técnicas, conforme proposto por Andrade<sup>8</sup>. Como exemplo de aplicação do sistema e do protocolo, apresentamos os resultados da análise de marcha de três voluntárias adultas do sexo feminino, sem histórico de patologias ou comprometimento da marcha.

## Metodologia

### Modelo biomecânico

Um corpo rígido no espaço tridimensional tem seis graus de liberdade de movimentação, portanto são necessárias seis coordenadas independentes para descrever sua posição e orientação. Assim, pode-se usar três coordenadas cartesianas

para posicionar um ponto qualquer sobre o corpo e três ângulos de rotação para caracterizar sua orientação. Para determinar essas seis coordenadas é necessário medir a posição 3D de, no mínimo, três marcadores não-colineares em cada segmento<sup>9</sup>.

A descrição do movimento de um segmento corporal no espaço é feita associando-se a ele um sistema de coordenadas que varia sua posição e orientação durante a marcha. A posição e a orientação relativa entre dois segmentos corporais no espaço, ou de um segmento em relação ao sistema de coordenadas fixo ao laboratório, são descritas, respectivamente, pela translação entre suas origens e pela rotação entre as bases a eles associadas. A cada segmento corporal deve-se associar um sistema de coordenadas construído de maneira tal que a orientação obtida seja coerente com a definição de planos e eixos anatómicos do corpo humano, permitindo assim uma interpretação dos resultados baseada nessa convenção.

Os ângulos articulares medidos são dados pela orientação relativa entre dois sistemas de coordenadas adjacentes e correspondem, aproximadamente, aos ângulos de flexão/extensão, abdução/adução e rotação interna/rotação externa<sup>10</sup>. No modelo adotado para representar os movimentos de rotação, conferiram-se três graus de liberdade a cada articulação, independentemente das amplitudes verificadas experimentalmente: a posição das articulações em ortostatismo é considerada a posição zero ou neutra; a partir desta, os movimentos de flexão, rotação interna e abdução foram considerados positivos; e os de extensão, rotação externa e adução foram considerados negativos.

Para representar os membros inferiores e a pelve durante a marcha, adotamos um modelo constituído de sete segmentos rígidos ligados por seis articulações, cada uma delas

com três graus de liberdade de rotação, de acordo com o protocolo proposto por Andrade<sup>8</sup>. Os segmentos considerados são os pés, as pernas e as coxas, além da pelve. As variações angulares em função do ciclo da marcha são descritas para os tornozelos, joelhos e quadris direitos e esquerdos, além da orientação da pelve, que é dada pelo sistema de coordenadas do laboratório. As articulações subtalar e tíbiotársica foram tratadas como uma única articulação, sob a denominação de articulação do tornozelo, com três graus de liberdade de rotação. Nos segmentos pernas e coxas (direita e esquerda), adotou-se o uso de um sistema de marcas técnicas associado ao segmento, visando simplificar os procedimentos de rastreamento de marcadores, permitindo também a representação dos pés com três graus de liberdade de rotação.

O sistema de marcas técnicas é constituído de um objeto rígido em forma de cruz com três marcadores parafusados nas extremidades, que é atado firmemente ao segmento corporal por meio de uma faixa de neoprene com velcro. Em uma tomada estática, a posição e orientação do sistema de marcas anatômicas são registradas simultaneamente ao sistema de marcas técnicas. Como os segmentos são considerados corpos rígidos e admite-se não haver movimentação relativa entre eles, é possível remover o sistema de marcas anatômicas durante a marcha, recalculando sua posição e orientação com base no sistema de marcas técnicas.

A localização dos marcadores do sistema de marcas anatômicas foi definida em proeminências ósseas palpáveis, visando aumentar a reprodutibilidade inter e intraindividual e permitir a construção de sistemas de coordenadas com orientação coerente com a anatomia. O posicionamento do sistema de marcas técnicas foi determinado no terço distal dos segmentos (coxas e pernas), por ser uma região com menos massa muscular, o que garante menor vibração.

## Sujeitos

Considerando o interesse metodológico do trabalho, foram analisadas as marchas de apenas três pessoas: três voluntárias com idade média de 24,7 anos, altura média de 1,59m, peso médio de 51,8 kg, sem história de patologia ou alterações de marcha (Quadro 1).

## Procedimento experimental

Foi definida uma área útil de modo que as voluntárias pudessem realizar um ciclo de marcha do membro inferior direito e outro do membro inferior esquerdo. O espaço destinado à execução do movimento foi de aproximadamente 3m de comprimento por, 0,9m de largura e 1,8m de altura. O piso foi revestido por carpetes e as paredes por cortinas na cor preta fosca, para evitar reflexão da luz emitida pelos iluminadores.

Foram utilizados marcadores passivos esféricos de 15mm de diâme-

Quadro 1 Características antropométricas das voluntárias

	Sexo	Idade (anos)	Altura (m)	Peso (kg)
Voluntária 1	Feminino	30	1,55	53,9
Voluntária 2	Feminino	20	1,69	57,9
Voluntária 3	Feminino	24	1,53	43,6

tro revestidos de fita retrorrefletiva montados de duas formas: 1) sistema de marcas anatômicas, onde os marcadores foram fixados diretamente na pele do sujeito por fita dupla-face; 2) sistema de marcas técnicas, com marcadores localizados em três pontas de uma cruz fixada a um segmento do membro inferior (coxas e pernas) por velcro (Figura 1).

Para a análise da marcha foram realizados dois tipos de procedimentos: uma coleta com a voluntária em posição estática e uma durante a marcha. Primeiramente, realizou-se a coleta estática com a voluntária na posição ortostática, paramentada com 48 marcadores, sendo 24 marcadores no sistema de marcas técnicas e 24 marcadores anatômicos.

Na tomada dinâmica (marcha), a voluntária permaneceu com o sistema de marcas técnicas completo e com parte do sistema de marcas anatômicas (10 marcadores de superfície), totalizando 34 marcadores. Foi solicitado às voluntárias que escolhessem livremente a velocidade mais próxima de sua marcha natural. O traje utilizado durante a coleta foi biquíni na cor preta.

A localização dos marcadores do sistema de marcas anatômicas na situação estática foi: calcâneo, cabeça do primeiro metatarso, cabeça do segundo metatarso, cabeça do quinto metatarso, maléolo lateral, maléolo medial, cabeça da fíbula, tuberosidade da tíbia, côndilo lateral do fêmur, côndilo medial do fêmur, espinha ilíaca ântero-superior e espinha ilíaca pósterio-superior, todos posicionados bilateralmente. Na marcha permaneceram os seguintes marcadores: calcâneo, cabeça do primeiro metatarso, cabeça do quinto metatarso, espinha ilíaca ântero-superior e espinha ilíaca pósterio-superior. A Figura 1 ilustra o protocolo usado na coleta de imagens estáticas e dinâmicas.

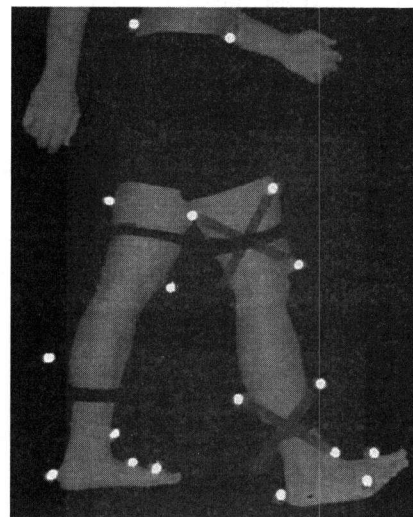
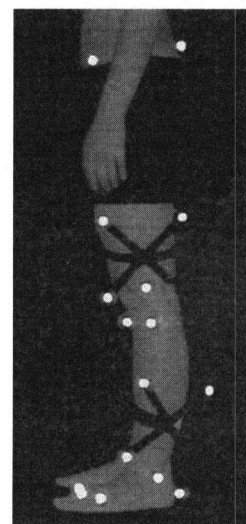
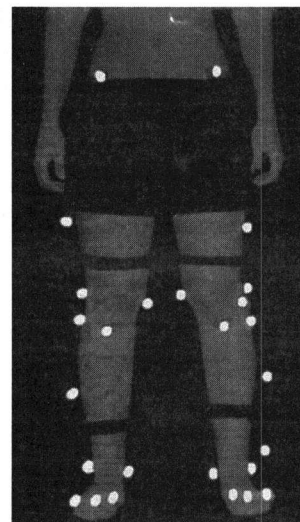
## Análise cinemática tridimensional

Foram utilizadas seis câmeras de vídeo digital da marca JVC modelo GR-DVL 9500 fixadas nas paredes por suportes colocados a aproximadamente 2,3 m do chão. No suporte de cada câmera foi anexado um iluminador de luz branca orientado na mesma direção óptica da câmera. Cada câmera foi conectada a um computador por uma placa de comunicação padrão IEEE 1394 (que transfere o sinal de vídeo para o computador); os computadores entre si estavam conectados em uma intranet. Em uma interface especial do programa, o computador designado como *master* comandou o início e término da aquisição de imagem. As imagens capturadas foram armazenadas em arquivos no formato AVI (Audio Video Interleaved) para posterior processamento.

Os registros foram feitos a 60Hz (60 quadros por segundo) e o tempo de aquisição foi correspondente a um ciclo de marcha de cada membro inferior. Os procedimentos de calibração de câmeras, sincronização de registros, desentrelaçamento de campos, rastreamento de marcadores e reconstrução de coordenadas foi realizado no *software* do sistema Dvideow.

## Tratamento dos dados

Após a reconstrução tridimensional das coordenadas dos marcadores nas coletas estáticas e na marcha, os seguintes procedimentos foram realizados em ambiente Matlab®: a) definição do ciclo da marcha para cada sujeito; b) determinação das posições e orientações dos sistemas de coordenadas associados aos sistemas de marcas técnicas e anatômicas; c) cálculo das matrizes de mudanças de coordenadas entre os diferentes sistemas de coordenadas; d) cálculo dos ângulos articulares em função do ci-



**Figura 1** Protocolo de colocação dos marcadores na situação estática (a), (b) e dinâmica (c)

clo da marcha; e) filtragem dos valores de ângulos articulares com filtro digital Butterworth de 5ª ordem com frequência de corte de 6Hz.

A acurácia ou precisão das medidas realizadas pelo sistema foi avaliada durante cada coleta de dados, analisando-se a variação da distância entre dois marcadores que estavam posicionados no sistema de marcas técnicas. Como se trata de uma haste bastante rígida (de poliacetal), o valor esperado da variação de seu comprimento é zero. A medição direta com paquímetro da haste da cruz, adicionada ao raio de dois marcadores, foi assumida como o valor verdadeiro (215,4 mm). Assim, a acurácia ( $a$ ) foi calculada pela equação  $a^2 = b^2 + p^2$ , em que  $b$  é o *bias* – desvio entre o valor médio do conjunto de medidas e o valor verdadeiro das medidas. A precisão  $p$  é a medida da dispersão de um conjunto de dados em relação ao seu valor médio, dado pelo desvio-padrão das medidas. Um valor de acurácia baixo, ou seja, mais próximo de zero, indica que as medidas obtidas pelo sistema são próximas ou iguais ao valor real, garantindo assim maior confiabilidade dos dados obtidos.

## Ciclo de marcha normal

Um ciclo de marcha ou uma passada corresponde ao intervalo entre dois toques do mesmo calcanhar no solo. O primeiro toque corresponde ao início do ciclo (0%) e o segundo toque finaliza o ciclo (100%). Esse ciclo pode ser dividido em duas fases: apoio (0 – 60%) e balanço (60 – 100%). A fase de apoio corresponde ao período em que o pé está em contato com o solo e pode ser dividido em: primeiro duplo apoio (0 – 10%), apoio

simples (10 – 50%) e segundo duplo apoio (50 – 60%). A fase de balanço corresponde ao período em que o pé não está em contato com o solo e é dividido em: balanço inicial, médio e terminal<sup>11</sup> (Figura 2).

## Resultados e discussão

Na avaliação da acurácia das medidas, encontramos um *bias* de 2,5mm, precisão de 2,1mm e, portanto, uma acurácia de  $a=3,3$ mm. A acurácia relativa à dimensão medida (215,4mm) é de 1,5%. Considerando que a acurácia é afetada pelo enquadramento das câmeras, pode-se estimar a acurácia relativa ao enquadramento utilizado tomando-se a maior dimensão no espaço calibrado – no caso, 5 m (valor da maior diagonal do espaço calibrado); obteve-se assim uma acurácia relativa de 0,2%, o que garante a confiabilidade dos dados.

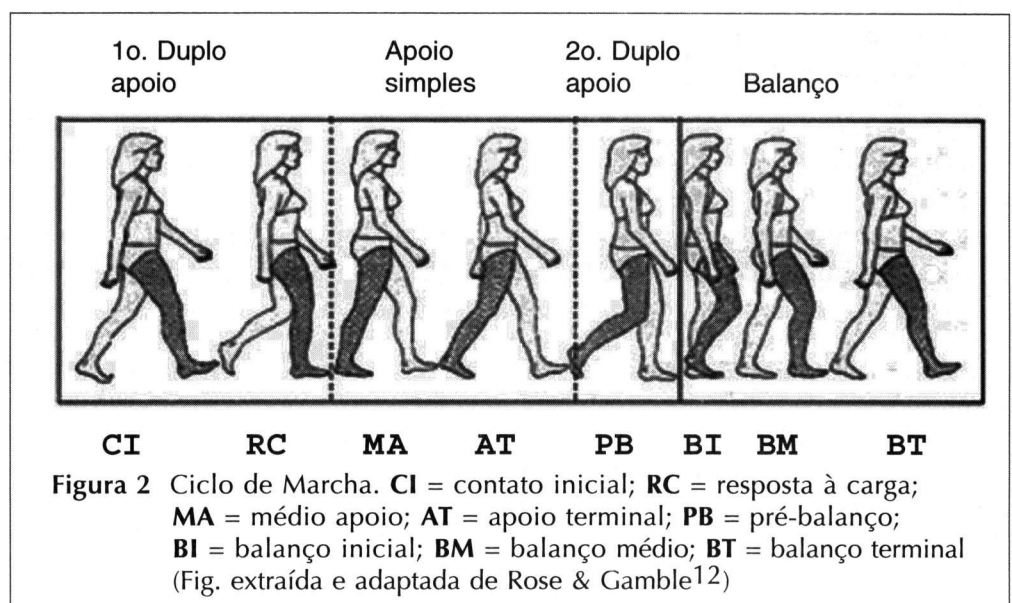
Os conjuntos de gráficos a seguir apresentam as variações angulares em função do ciclo da marcha para as articulações do tornozelo, joelho e quadril, além da orientação da pelve em relação ao sistema de coordenadas fixas do laboratório. Cada gráfico

apresenta três curvas que correspondem às três voluntárias e representam o movimento das articulações durante um ciclo de marcha do membro inferior esquerdo. O primeiro gráfico mostra as rotações ao redor do eixo horizontal, o segundo as rotações em torno do eixo vertical e o terceiro, as rotações em torno do eixo transversal. As abscissas dos gráficos apresentam as porcentagens do ciclo de marcha que variam de 0% a 100% e as ordenadas correspondem às variações angulares em graus.

## Articulação do tornozelo

Na Figura 3, observa-se nos Gráficos A e B alguns graus de adução e rotação externa no primeiro duplo apoio (1º DA), que facilitam a rápida transferência de peso. Uma voluntária apresentou abdução do tornozelo, o que parece ser uma característica sua, visto que essa postura foi observada na análise das imagens de vídeo coletadas em posição estática. No balanço, todas apresentaram rotação externa para auxiliar a liberação do pé.

No Gráfico C observa-se extensão ou flexão plantar no contato inicial



(CI); uma voluntária apresentou alguns graus de flexão, ou dorsiflexão. No 1º DA há diminuição da amplitude, para acomodar o pé no solo.

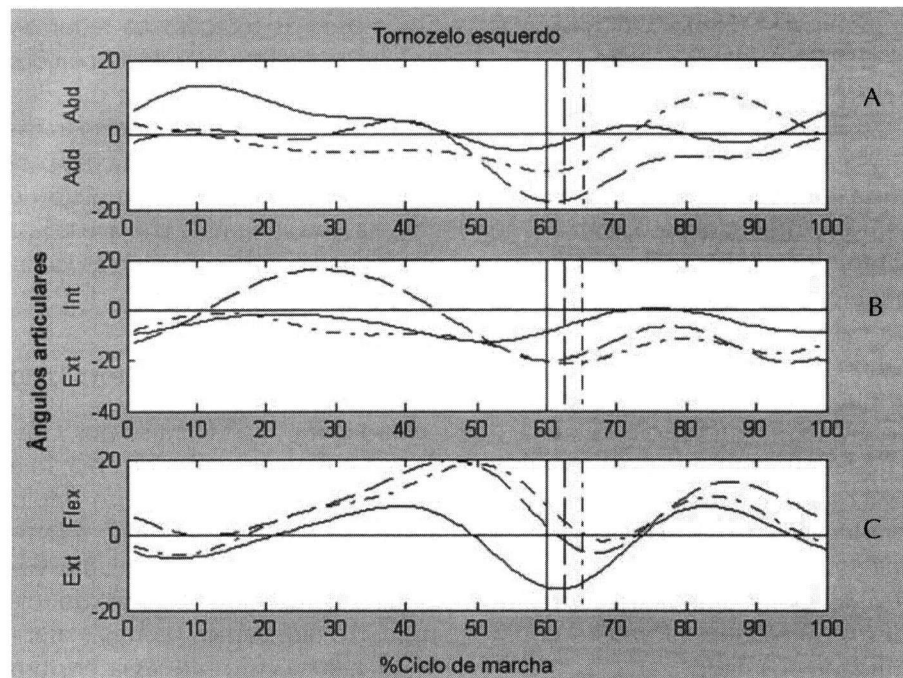
No apoio simples (AS) há uma flexão progressiva, promovendo a progressão do corpo sobre o pé. No segundo duplo apoio (2º DA) ocorre rápida

da inversão do movimento para preparar o membro para o balanço. Na fase de balanço observa-se a diminuição da extensão para preparar o membro para o próximo contato inicial. Este resultado concorda com o movimento descrito por vários autores<sup>10, 11, 12</sup>.

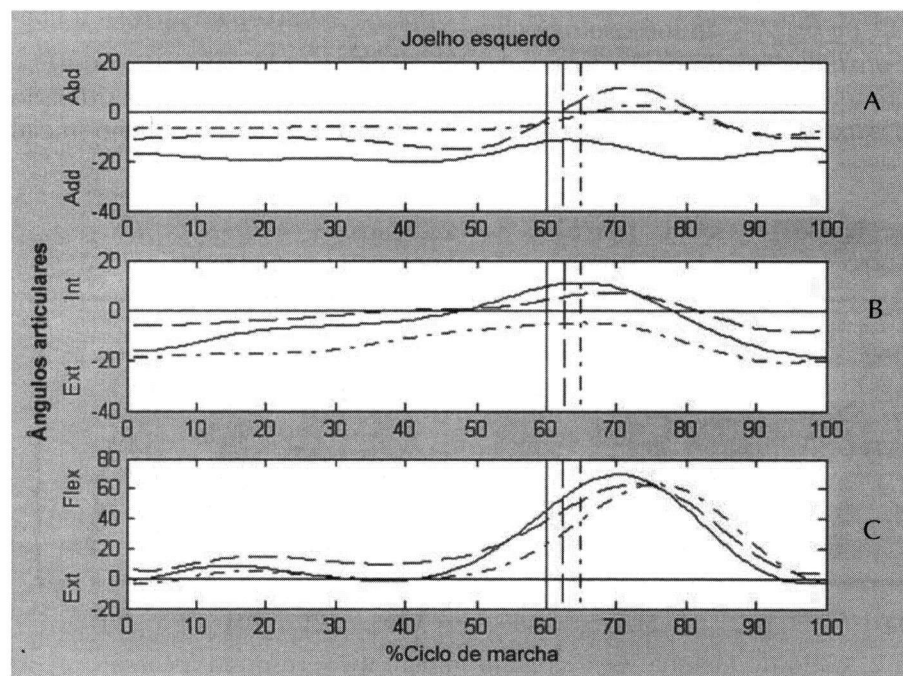
## Articulação do joelho

Na Figura 4, nos Gráficos A e B observa-se adução, ou valgo dos joelhos e rotação externa durante toda a fase de apoio. Shiavi *et al.*<sup>14</sup> encontraram, na análise tridimensional do joelho durante a marcha, adução associada a rotação externa durante a fase de apoio, porém em menor amplitude articular. A presença do valgo dos joelhos durante a marcha é considerada um determinante da marcha. Esse valgo proporciona um estreitamento da base de apoio, o que diminui o deslocamento lateral do centro de massa do corpo<sup>12</sup>. No balanço observa-se diminuição da amplitude de adução e rotação externa; esses movimentos de lateralidade do joelho ocorrem associados à maior onda de flexão do joelho durante a marcha, o que torna possível essa mobilidade articular<sup>13</sup>. A inexistência de sinal de adução/abdução na articulação do joelho durante a fase de apoio, como pode ser verificado nos resultados obtidos, tem sido utilizada em laboratórios de marcha como informação relacionada à qualidade da aquisição de dados.

O Gráfico C mostra que o CI é realizado quase em posição neutra. No 1º DA observa-se a primeira onda de flexão para auxiliar na absorção de choque devido ao impacto do pé no solo, além da manutenção do peso corporal. No AS ocorre extensão dos joelhos. No 2º DA inicia-se a segunda onda de flexão que atinge seu pico no início da fase de balanço, para auxiliar a liberação do pé da superfície; posteriormente essa



**Figura 3** Ângulos articulares do tornozelo esquerdo nos planos coronal (Gráfico A), transversal (Gráfico B) e sagital (Gráfico C) durante um ciclo de marcha de três voluntárias



**Figura 4** Ângulos articulares do joelho esquerdo nos planos coronal (Gráfico A), transversal (B) e sagital (C) durante um ciclo de marcha de três voluntárias

amplitude diminui progressivamente para preparar o membro para um novo CI. Esse resultado concorda com o movimento descrito por Rose e Gamble<sup>12</sup>, que descrevem o movimento do joelho como duas ondas de flexão: a primeira ocorre como absorção de choque, auxiliando a transferência do peso e encurtando efetivamente o comprimento do membro, para evitar translação vertical excessiva do centro de massa do corpo; e a segunda é necessária para liberar a passagem do pé na fase inicial do balanço.

### Articulação do quadril

No primeiro gráfico (A) da Figura 5 observa-se abdução no CI, diminuição dessa amplitude no 1º DA e no AS devido ao posicionamento da pelve durante o balanço contralateral. No 2º DA e na fase de balanço observa-se aumento na abdução dos quadris devido ao posicionamento da pelve durante o balanço ipsilateral. Rose e Gamble<sup>12</sup> afirmam que a onda de abdução/adução do quadril ocorre para o alinhamento dinâmico da coxa com relação à pelve, no plano coronal.

Os quadris apresentam posicionamento neutro durante a fase de apoio em relação à rotação. Na fase de balanço, observa-se rotação externa; e uma voluntária apresentou alguns graus de rotação interna. O CI é realizado em flexão. Essa amplitude diminui progressivamente até atingir extensão no 2º DA, para preparar o membro inferior para o balanço. Posteriormente, observa-se aumento progressivo da flexão para o avanço do membro. Esse resultado concorda com os de Perry<sup>11</sup>, que descreve o movimento do quadril, nesse plano, como extensão durante o apoio, e flexão no balanço. A mudança do movimento de uma direção para outra é gradual, ocupando um ciclo de marcha inteiro para cada reversão.

### Orientação da pelve

Nos Gráficos A e B da Figura 6 observa-se rotação e inclinação da pelve

contralateral ao membro inferior que está em apoio. A pelve apresenta uma postura fisiológica de flexão ou antevensão, devido a lordose lombar<sup>13</sup>.

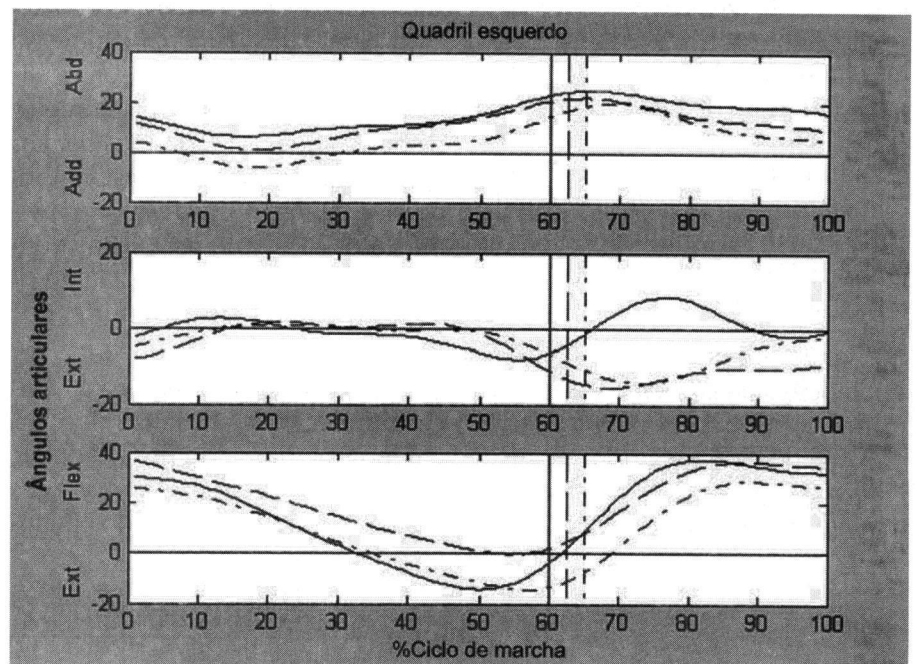


Figura 5 Ângulos articulares do quadril esquerdo nos planos coronal (Gráfico A), transversal (B) e sagital (C) durante um ciclo de marcha de três voluntárias

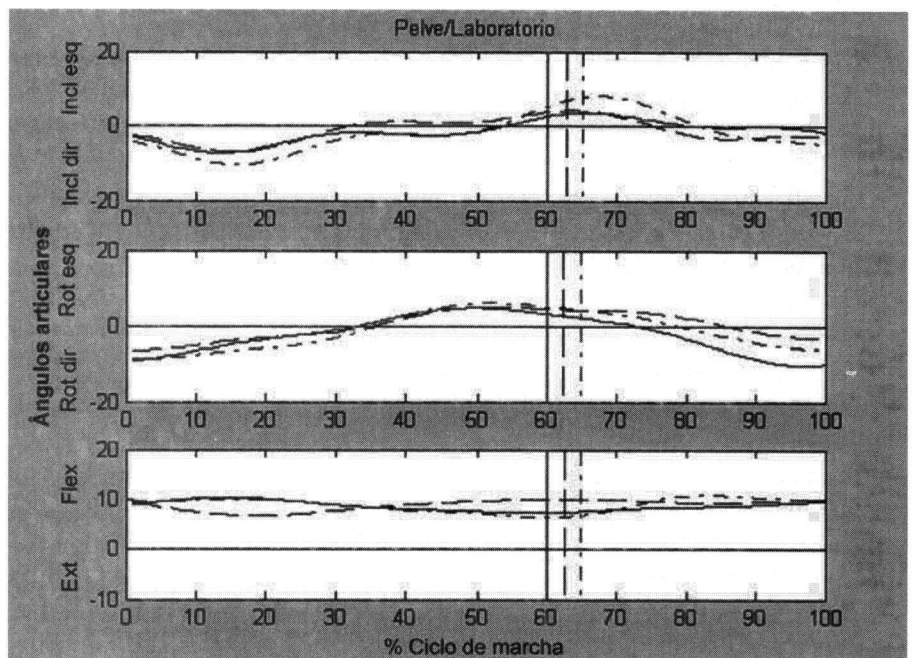


Figura 6 Ângulos articulares da pelve em relação ao sistema fixo de coordenadas do laboratório nos planos coronal (Gráfico A), transversal (B) e sagital (C) durante um ciclo de marcha de três voluntárias

## Conclusões

Como proposto, foi possível apresentar resultados de análise cinemática tridimensional da marcha humana utilizando o sistema Dvideow. Os resultados obtidos concordam com os descritos na literatura. O processo permite integrar a análise visual à análise quantitativa para a interpretação dos resultados, possibilitando também analisar com três graus de liberdade a articulação do tornozelo.

Usando-se o protocolo descrito por Andrade<sup>8</sup>, baseado em sistemas de marcas técnicas para orientar membros inferiores e pelve, foi possível reduzir o número total de marcadores durante a marcha, o que facilita a

naturalidade da marcha do/a voluntário/a. Além disso, apesar de ter sido enquadrado um espaço relativamente grande, foi possível fazer a análise com marcadores de 15mm. A acurácia do sistema revelou-se bastante boa e adequada para a análise da marcha humana. Como foram utilizados marcadores com diâmetro menor do que os usados nos demais sistemas de análise tridimensional, foi possível realizar a análise do movimento do tornozelo nos planos frontal e transversal, pois não havia restrições quanto à proximidade dos marcadores.

Alguns problemas merecem atenção especial. Para análise da marcha por meio do sistema Dvideow, há necessidade de uso do *software* Matlab® para o cálculo dos ângu-

los articulares e análise dos resultados. O rastreamento dos marcadores não foi realizado de maneira totalmente automática, exigindo eventualmente a intervenção do operador em situações muito complexas. Um exemplo é o uso de três marcadores sobre o pé que, embora permitam uma descrição mais realista das rotações do segmento, aumenta o número de oclusões ou sobreposições dos marcadores, sob projeção. Esses problemas serão tratados em estudos subseqüentes, a fim de automatizar a análise e diminuir o tempo de processamento.

Está prevista a aplicação do sistema e do referido protocolo em um número ampliado de indivíduos, tanto saudáveis quanto com distúrbios motores.

## Referências

- 1 'Stüssi E, Müller R. Vergleichende Bewertung kommerziell erhältlicher 3d-kinematic: System für die Gangbildanalyse (Laboratory for Biomechanics report). Zurich: ETH; 1991. Disponível em <<http://www.biomech.mat.ethz.ch/publications>>.
- 2 Krist J, Melliush M, Kehl L, Crouch D. Technical description of the optotrack 3D motion measurement system. In: Gangbildanalyse. Duderstadt: Mecke und Druck; 1990.
- 3 Macellari V. Costel: a computer peripheral remote sensing device for 3-dimensional monitoring of human motion. *Med Biol Eng Comput* 1983; 21 (3): 311-8.
- 4 Ferrigno G, Pedotti A. Elite: a digital dedicated hardware system for movement analysis via real-time tv signal processing. *IEEE Trans Biomed Eng* 1985; 32 (11): 943-50.
- 5 Josefsson T, Nordh E, Eriksson PO. A flexible high-precision video system for digital recording of motor acts through lightweight reflex markers. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 1996; 49 (2): 119-29.
- 6 Figueroa PJ, Leite NJ, Barros RML. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 2003; 72: 155-65.
- 7 Barros RML, Brenzikofer R, Leite NJ, Figueroa PJ. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise tridimensional de movimentos humanos. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica* 1999; 15 (1-2): 79-86.
- 8 Andrade LM. Análise de marcha: protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas. Campinas: Depto Educação Motora/ Faculdade de Educação Física / Unicamp; 2002.
- 9 Vaughan CL, Brian DL, O'Connor JC. Dynamics of human gait. Champaign [IL, USA]: Human Kinetics; 1992.
- 10 Kadaba, MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res* 1990; 8 (3): 383-92.
- 11 Perry J. Gait analysis: normal and pathological function. Thorofare [NJ, USA]: Slack, 1992.
- 12 Rose J, Gamble JG. Marcha humana. 2.ed. São Paulo: Premier; 1993.
- 13 Kapandji AI. Fisiologia articular. 3v. 5.ed. São Paulo: Manole; 2000.
- 14 Shiavi R, Limbird T, Fraser M, Stivers K, Strauss A, Abramovitz J. Helical motion analysis of the knee: kinematics of uninjured and injured knees during walking and pivoting. *Journal of Biomechanics* 1987; 20: 653-65.