

CINEMÁTICA DO SISTEMA LOCOMOTOR HUMANO: MODELO MECÂNICO E ANÁLISE CINEMÁTICA INVERSA

Luciano Santos Constantin Raptopoulos

Universidade Federal do Rio de Janeiro – COPPE/UFRJ

Departamento de Engenharia Mecânica

Rio de Janeiro – Brasil

E-mail: lconstantin@uol.com.br

Max Suell Dutra

Universidade Federal do Rio de Janeiro – COPPE/UFRJ

Departamento de Engenharia Mecânica

Rio de Janeiro – Brasil

E-mail: maxdutra@ufrj.br

Mario Donato D' Angelo

Universidade Federal do Rio de Janeiro – UFRJ

Centro de Pesquisa do Movimento Humano – INTO/HTO

Rio de Janeiro – Brasil

E-mail: engait@uol.com.br

Resumo. O objetivo deste trabalho é estabelecer um modelo mecânico e uma metodologia de cálculo para as variáveis cinemáticas envolvidas na locomoção humana. Na abordagem do problema, foram assumidas algumas hipóteses simplificadoras, como: a hipótese de corpo rígido, onde se desprezou o movimento muscular, a deformação óssea e o deslocamento da pele. Com o auxílio de um sistema de emissão e captação de luz infravermelha (VICON 140), foram fixados referenciais ortonormais nos pés, pernas e na pélvis. Estes referenciais marcam cada um dos segmentos e sua localização se baseia nos eixos mecânicos e de rotação das articulações. Embora apenas a articulação do quadril possa ser modelada como uma junta esférica, todas as outras receberam o mesmo modelo. Os resultados obtidos através da metodologia apresentada neste trabalho conferem com os padrões encontrados na literatura e confirmam o modelo adotado.

Palavras chave: biomecânica, locomoção, marcha e cinemática.

1. INTRODUÇÃO

O movimento sempre intrigou o homem. Desde a Antiga Grécia que se procura entender tal fenômeno da natureza. Com o passar dos anos e o avanço científico-industrial da humanidade, a análise do movimento foi deixando de ser qualitativa para se transformar em um estudo quantitativo. O trabalho pioneiro de Etienne Jules Marey (1834-1904), na área da cinematografia, influenciou diretamente no desenvolvimento da biomecânica. Marey também foi o primeiro a sincronizar o movimento (cinemática) com medidas de força.

Em 1891, Wilhelm Braune e Otto Fischer desenvolveram a primeira análise tridimensional da locomoção humana. O teste de Braune e Fischer durava entre 18 e 20 horas, sendo 8 horas de preparação e 10 à 12 de exame. A partir do século 20, com o avanço da informática, o tempo total de um exame raramente ultrapassa 3 horas (para várias tomadas). O trabalho de preparação dos dados, que antes era árduo e levava dias, hoje pode ser feito em minutos. Todo esse avanço possibilitou a introdução desta técnica na medicina, transformando-se em rotina de análise clínica.

A forma bípede de andar é uma das mais complexas da natureza. Ela exige, além de uma estrutura física adequada, um sistema de controle extremamente apurado. O homem é o animal que melhor executa essa função. Se alguns animais, como o cavalo, já nascem com habilidade para

caminhar, o homem necessita de aproximadamente 13 meses para simular o que seria o andar. Somente na adolescência, a maturação é alcançada e logo perdida com o envelhecimento.

Andar ou correr nada mais é que uma sucessão de desequilíbrios, onde se cai e levanta a todo instante. Este mecanismo envolve um controle fino, que é exercido pelo cérebro. Este, por sua vez, necessita de todo um sistema músculo-esquelético capaz de promover o deslocamento. Padrões imperfeitos podem ser gerados por problemas de ordem cerebral, como a marcha espástica, ou problemas ósteo-articulares, como a artrose.

Neste trabalho, é apresentada uma abordagem cinemática matricial para o cálculo das variáveis da marcha. Para isso, montou-se um modelo mecânico a partir da estrutura anatômica e funcional dos membros inferiores. Cada articulação foi modelada como uma junta esférica, para que movimentos indesejados (patológicos) pudessem ser medidos. Definido o modelo mecânico do sistema, procedeu-se ao cálculo cinemático. A seguir, são apresentados o modelo adotado, o sistema de medição empregado, a formulação matemática e os resultados alcançados.

2. MODELO MECÂNICO

O sistema locomotor humano é composto, basicamente, pelos seguintes segmentos e articulações: pélvis, que serve de acento para a coluna e define, juntamente com o fêmur, a articulação do quadril (Fig. (1a)); fêmur, que vem a formar duas articulações, a articulação do quadril e a articulação do joelho (Fig. (1b)), esta última com a tíbia; tíbia, que forma a articulação do joelho e, juntamente com a fíbula e o pé, a do tornozelo (Fig. (1c)); e a articulação metatarsofalangeana (MTF), que liga os metatarsos às falanges (Fig. (1c)). Além destas duas articulações, o pé ainda apresenta a articulação subtalar. Estas duas últimas serão desprezadas neste trabalho devido à impossibilidade de, com o sistema de análise cinemática utilizado, observá-las.

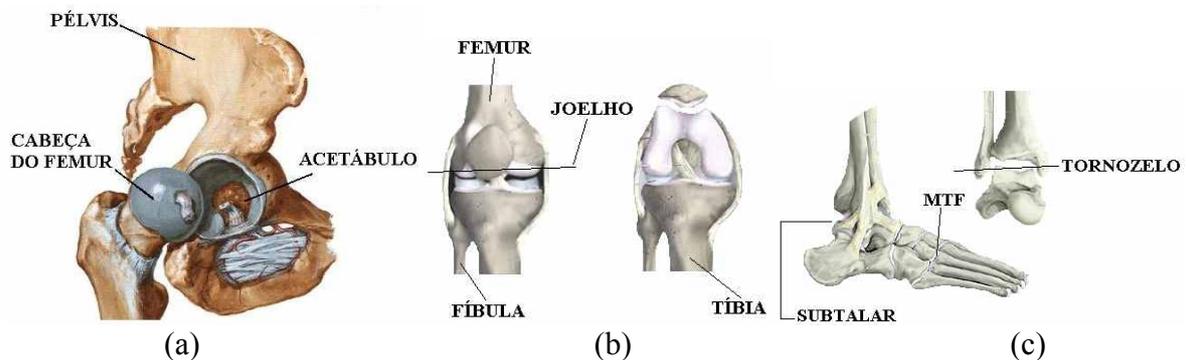


Figura 1. (a) Articulação do quadril, (b) articulação do joelho, (c) articulação do tornozelo, Articulação subtalar e articulação MTF.

A análise cinemática do sistema locomotor humano tem como etapa fundamental a modelagem mecânica. Este modelo deve ser capaz de retratar, com o máximo de clareza, os fenômenos que ocorrem durante o movimento. O modelo adotado segue a hipótese de corpo rígido, onde são desprezados movimentos naturais da estrutura, como: movimento de pele, movimento muscular e deformações ósseas. Fica claro que estes movimentos existem e exercem uma grande influência sobre os resultados, principalmente os movimentos de pele e muscular. Como, dos segmentos que compõe o sistema locomotor, a coxa é aquele que apresenta maior massa muscular e/ou concentração de gordura, conseqüentemente, maior deslocamento de pele, este não é utilizado no protocolo de marcação. A hipótese de corpo rígido se distânciava muito da realidade neste caso.

Uma vez modelados os segmentos, parte-se para a modelagem das articulações ou juntas. A articulação do quadril, por exemplo, pode ser modelada, com excelente aproximação, por uma junta esférica. Isso permite assumir um único centro de rotação, que estaria localizado no centro da cabeça femoral. Com relação a esta articulação, o problema é estabelecer sua posição com relação a

um referencial fixo no corpo, preferencialmente na pélvis. Várias equações têm sido formuladas com o propósito de correlacionar dimensões de fácil determinação com a posição da cabeça do fêmur. Crowninshield *et al.* (1978), Andriacchi *et al.* (1980), Tytkowski (1982), Bell *et al.* (1989-1990) e Davis *et al.* (1991) utilizaram técnicas de imagem para parametrizar a posição da cabeça do fêmur. Em sua pesquisa, Seidel *et al.* (1995) estabeleceu a posição desta articulação a partir da medição em cadáveres. Leardini *et al.* (1999) propôs um método funcional para determinação do centro de rotação do quadril. A principal vantagem deste método é ser uma técnica de ensaio dinâmica, isto é, não depende de palpação. Porém, seu resultado será tão mais preciso quanto maior a amplitude de movimento. Isto exclui sua aplicação em pacientes com limitações de movimento articular, como, por exemplo, portadores de degeneração articular (artrose). Neste trabalho, será usada a correlação apresentada por Leardini *et al.* para a localização do centro de rotação do quadril.

As articulações do joelho e tornozelo também foram modeladas como juntas esféricas, embora o movimento do joelho seja bem mais complexo, pois há deslocamentos entre as superfícies do fêmur e tibia. Neste caso, a adoção de uma junta esférica visa observar rotações indesejadas e que possam ser sinais de problemas em estruturas de vínculo, como os ligamentos. A não adoção de translações entre tibia e fêmur é uma hipótese simplificadora e que impossibilita medir a variável de deslizamento entre as superfícies destes dois segmentos. Já o tornozelo poderia ser modelado por uma junta de revolução, porém não seria possível analisar todos os movimentos que ocorrem no complexo do pé.

3. PLANOS DE MOVIMENTO E FASES DA MARCHA

Os planos anatômicos de movimento são: plano sagital, que divide o corpo nas porções esquerda e direita; plano frontal, que divide o corpo em uma porção anterior e posterior; e plano transverso, que divide o corpo em uma porção inferior e superior. A Figura (2) representa estes planos.

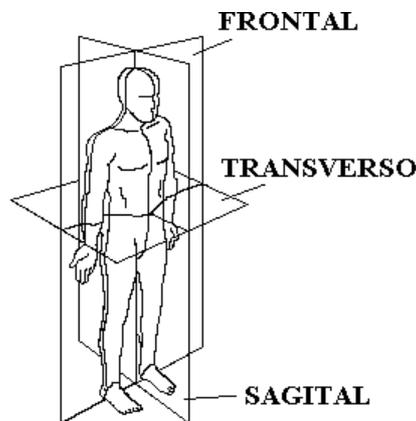


Figura 2. Planos anatômicos de movimento.

O movimento em cada plano recebe um nome diferente dependendo da articulação. A Figura (3) mostra o que seriam os movimentos no plano sagital.

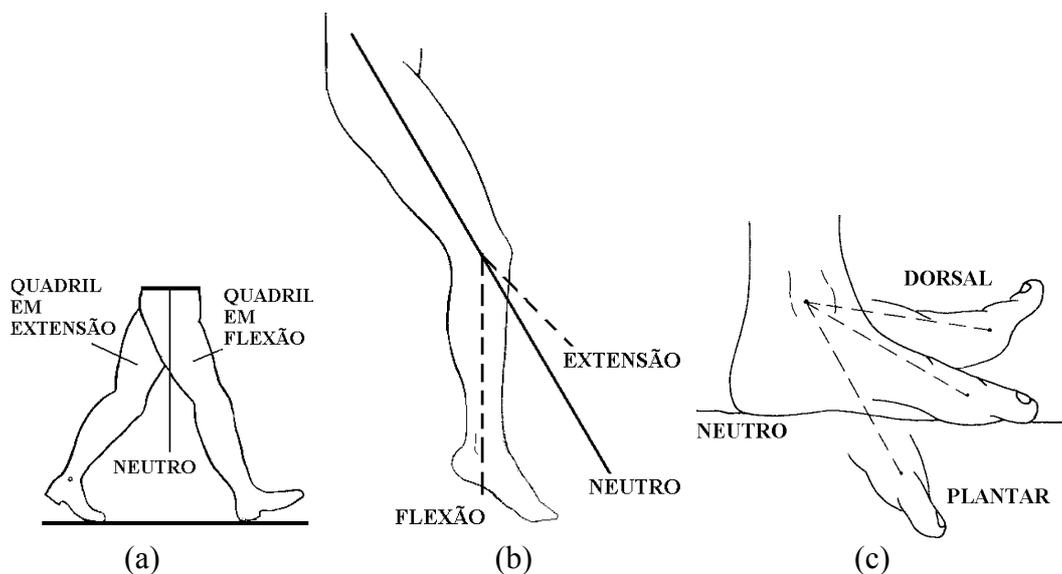


Figura 3. (a) Quadril sagital, (b) joelho sagital e (c) tornozelo sagital.

Outra definição importante é quanto às fases da marcha. Por ser um movimento cíclico, adota-se como menor unidade uma passada. A passada é a distância entre o ponto de saída do calcanhar e o ponto de chegada no solo do mesmo calcanhar, desprezado qualquer efeito de deslizamento. A passada é dividida em passos. Na Figura (4) está exemplificada esta subdivisão.

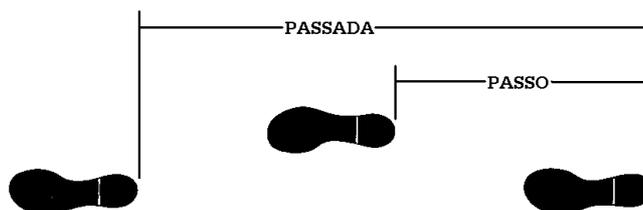


Figura 4. Ciclo da marcha (Perry, 1992).

Este ciclo ainda é dividido em uma fase de suporte, onde o pé encontra-se em contato com o solo, e uma fase de balanço, na qual o membro avança para uma posição à frente.

4. PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Os dados apresentados neste trabalho foram obtidos através do exame de um indivíduo do sexo feminino, com massa corporal de 56 kg e 1,60 m de altura. Para estabelecer os referenciais externos a cada segmento foram fixadas marcas reflexivas, que estabelecem um plano para cada corpo. Através de um sistema computadorizado de detecção tridimensional de marcas (VICON140), estimou-se a posição de cada uma destas marcas no referencial inercial da sala. Este sistema possui câmeras que emitem feixes de luz infravermelha a frequência de 60 Hz. Estes feixes são refletidos pela superfície das marcas e novamente captados pelas câmeras, que por DLT (Direct Linear Transform) estimam a posição espacial de cada marca. O sistema usado possui três câmeras para luz infravermelha.

5. CINEMÁTICA DIRETA

A cinemática se divide em cinemática direta e cinemática inversa. O sistema VICON140 fornece a cinemática direta, onde se conhece a trajetória de cada segmento. Para mapear o movimento, foram fixados referenciais em cada um dos segmentos que compõe os membros inferiores. O referencial $\{I\}$ é o referencial inercial e está localizado na origem do espaço de trabalho. Os referenciais externos, fixados nos segmentos, são: $\{1\}$ é o referencial fixo no pé esquerdo, $\{2\}$ é o referencial fixo na perna esquerda, $\{3\}$ é o referencial fixo na pélvis; $\{4\}$ é o referencial fixo na perna direita, $\{5\}$ é o referencial fixo no pé direito. Estes referenciais são móveis, com relação ao referencial inercial, e são usados para estabelecer os sistemas virtuais internos aos segmentos. A Figura (5a) apresenta a localização dos referenciais externos e internos e a Fig. (5b) mostra a montagem dos planos de fixação dos referenciais.

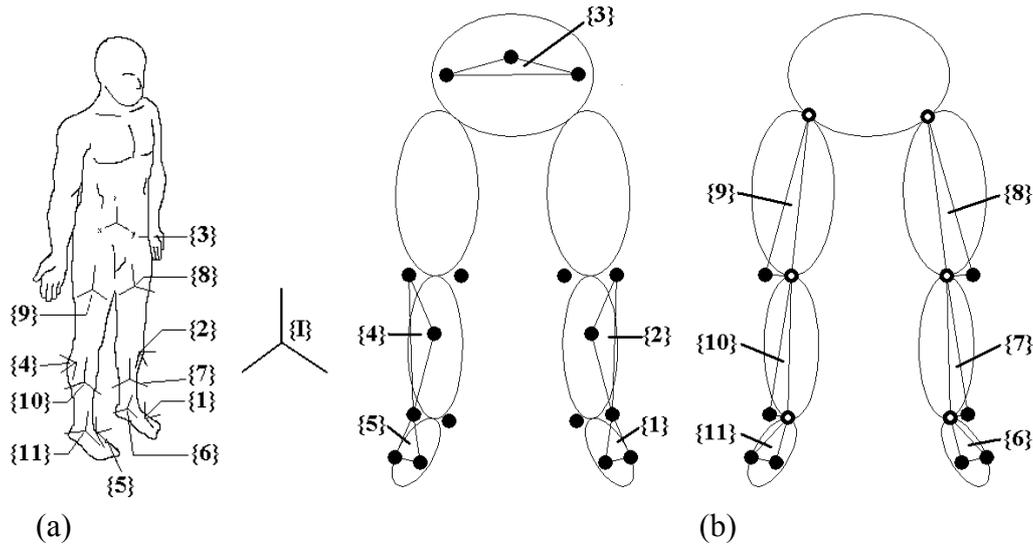


Figura 5. (a) Referencial inercial x referenciais relativos e (b) planos de fixação dos referenciais.

Os referenciais $\{6\}$, $\{7\}$, $\{8\}$, $\{9\}$, $\{10\}$ e $\{11\}$ são referenciais virtuais internos. Estes sistemas de coordenadas são montados a partir dos referenciais externos. O diagrama da Fig. (6a) mostra as relações entre o referencial inercial e os sistemas externos de coordenadas. A relação entre os referenciais externos e internos está representada no diagrama da Fig. (6b),

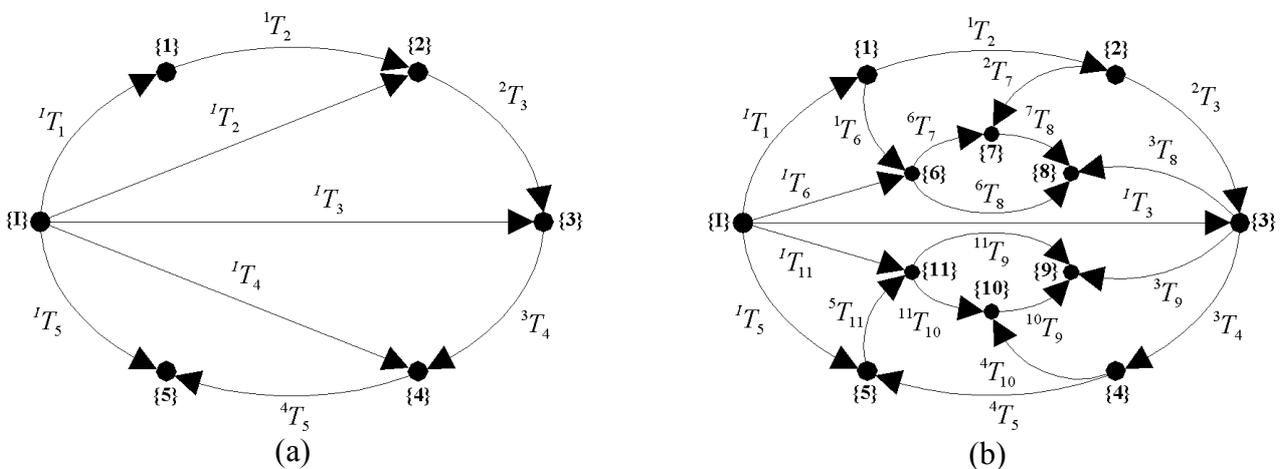


Figura 6. (a) Relação entre os referenciais externos e (b) relação entre os referenciais externos e internos.

onde: 1T_n é a matriz transformação homogênea do referencial {n} no referencial {I} (n=1..5). Esta matriz define completamente a posição e a orientação espacial dos referenciais locais no sistema inercial de coordenadas.

6. CINEMÁTICA INVERSA

A partir da cinemática inversa pode-se calcular a variação angular de cada articulação. Obedecendo a seqüência representada nos diagramas da Fig. (7), chega-se às matrizes de transformação homogênea entre os segmentos (pélvis, fêmur, tíbia e pé) e o referencial inercial. Cada matriz de transformação contém a orientação do segmento e sua posição no espaço de trabalho, o que permite calcular os ângulos das juntas. A matriz de rotação homogênea contida neste operador de transformação é obtida na cinemática direta e vale

$$\bar{R} = \begin{bmatrix} a_x & n_x & s_x \\ a_y & n_y & s_y \\ a_z & n_z & s_z \end{bmatrix},$$

onde cada coluna representa os vetores unitários que descrevem, no referencial de interesse, o referencial relativo.

A orientação espacial dos segmentos foi parametrizada em termo de três ângulos cujas matrizes de rotação são:

$$R_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & -\text{sen}\alpha \\ 0 & \text{sen}\alpha & \cos\alpha \end{bmatrix}, \quad R_y = \begin{bmatrix} \cos\beta & 0 & \text{sen}\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\text{sen}\beta & 0 & \cos\beta \end{bmatrix} \text{ e } R_z = \begin{bmatrix} \cos\gamma & -\text{sen}\gamma & 0 \\ \text{sen}\gamma & \cos\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

A matriz R_x representa a rotação ao redor do eixo “x” do referencial base, a matriz R_y representa a rotação ao redor do eixo “y” do referencial rodado em “x”, e a matriz R_z representa a rotação ao redor do eixo “z” do referencial rodado em “y”. Como a multiplicação de matrizes não é comutativa, o resultado final da multiplicação destas três matrizes depende da ordem de rotação ao redor dos eixos. A matriz de rotação final é calculada pela Eq. (1),

$$R = R_x \cdot R_y \cdot R_z \quad (1)$$

Sendo

$$R = \begin{bmatrix} \cos\beta \cos\gamma & -\cos\beta \text{sen}\gamma & \text{sen}\gamma \\ \cos\alpha \text{sen}\gamma + \text{sen}\alpha \text{sen}\beta \cos\gamma & \cos\alpha \cos\gamma - \text{sen}\alpha \text{sen}\beta \text{sen}\gamma & -\text{sen}\alpha \cos\gamma \\ \text{sen}\alpha \text{sen}\gamma - \cos\alpha \text{sen}\beta \cos\gamma & \text{sen}\alpha \cos\gamma + \cos\alpha \text{sen}\beta \text{sen}\gamma & \cos\alpha \cos\gamma \end{bmatrix}.$$

Assim, como $R = \bar{R}$, pode-se chegar às equações analíticas para os ângulos α (Eq. (3)) e γ (Eq. (4)).

$$\alpha = \arctan 2 \left(\frac{-s_y}{s_z} \right) \quad (2)$$

$$\gamma = \arctan 2 \left(\frac{-n_x}{a_x} \right) \quad (3)$$

Manipulando algebricamente as matrizes R e \overline{R} , pode-se chegar a uma equação para o ângulo β (Eq. (4)). Esta equação é obtida após a pós-multiplicação das matrizes R e \overline{R} pela inversa da matriz de rotação R_z .

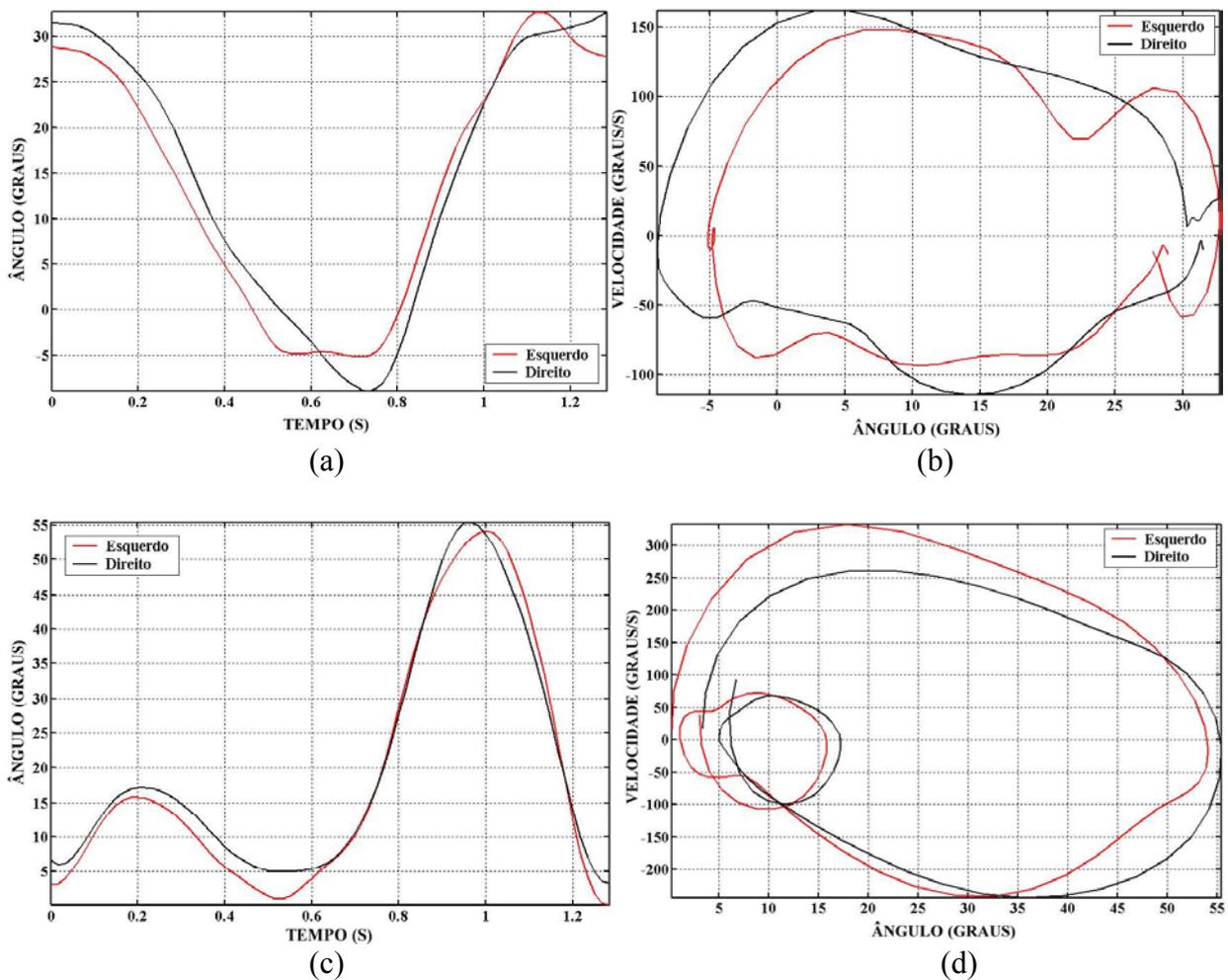
$$\beta = \arctan 2 \left(\frac{-a'_z}{s'_z} \right) \quad (4)$$

Obs₁: a'_z e s'_z são os elementos da matriz $\overline{R}R_z^{-1}$.

Obs₂: Através de manipulações algébricas, pode-se chegar a outras equações para o cálculo das variáveis do problema.

7. RESULTADOS

Nesta seção serão apresentados apenas os resultados obtidos para as rotações no plano sagital, visto que é neste plano que ocorrem as maiores amplitudes de movimento. A Figure (8) apresenta a cinemática, no plano sagital, das articulações do quadril, joelho e tornozelo.



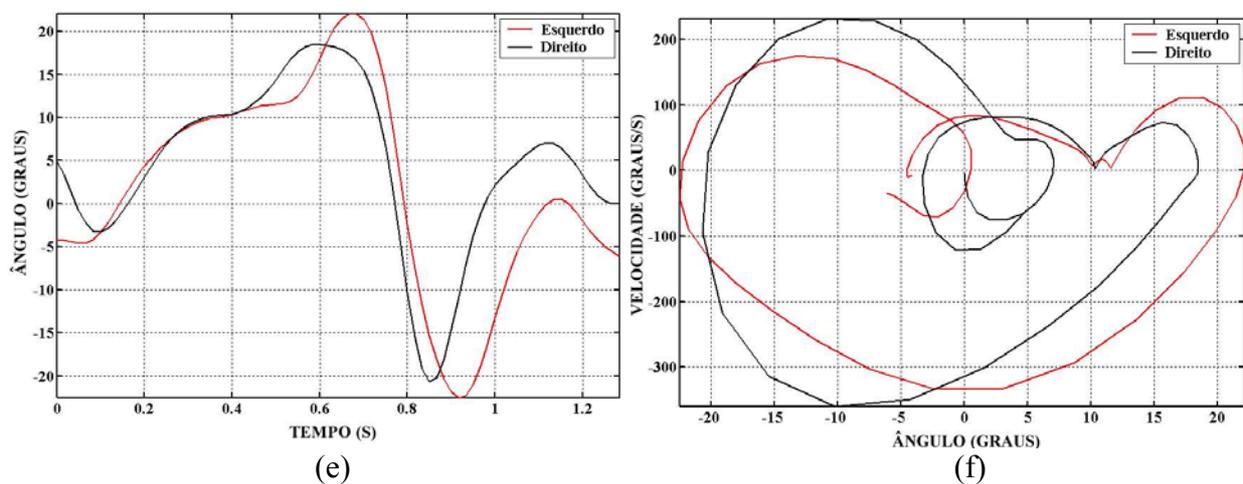


Figura 7. Cinemática sagital: (a) ângulo dos quadris, (b) diagrama de fase dos quadris, (c) ângulo dos joelhos, (d) diagrama de fase dos joelhos, (e) ângulo dos tornozelos e (f) diagrama de fase dos tornozelos.

Os resultados apresentados nesta seção retratam as principais variáveis cinemáticas envolvidas na locomoção humana. Os valores calculados na cinemática inversa conferem com os padrões publicados pela literatura (Winter, 1991, Perry, 1992, Lafortune et al, 1992, e Sutherland, 1994) e retratam a característica periódica deste movimento. Esta propriedade é confirmada pelos diagramas de fases. A correlação proposta por Leardini *et al* (1999), através da comparação do método funcional e dos métodos de Bell *et al.* (1990) e de Davis *et al.* (1991), apresentou bons resultados para estimar a posição da articulação e, conseqüentemente, para o cálculo dos ângulos do quadril.

8. CONCLUSÃO

A análise cinemática é uma poderosa ferramenta para o estudo funcional das articulações, uma vez que os métodos convencionais são de caráter qualitativo. A quantificação das variáveis cinemáticas permite estudar de forma mais segura e precisa a locomoção.

A utilização do espaço de juntas para quantificação dos movimentos articulares fornece resultados mais realistas. Porém, torna-se dependente da modelagem destas articulações. O modelo adotado para o quadril é o mais próximo do real. Já os modelos utilizados para o joelho e o tornozelo, embora apresentem resultados coerentes com os publicados na literatura, não modelam os deslocamentos articulares.

Os resultados aqui apresentados foram obtidos a partir da análise de um único indivíduo, cujo exame prévio não constatou nenhuma anormalidade. O estudo em uma população maior e a ponderação dos erros oriundos do sistema de aquisição precisa ser realizado para que seja possível concluir sobre a precisão do método.

AGRADECIMENTOS

À CAPES pelo apoio financeiro, ao INTO/MS pelo suporte técnico e laboratorial e aos colegas Mauricio Cagy e Paulo José Guimarães da Silva pela colaboração nos experimentos.

REFERÊNCIAS

Dutra, M. S.: *Bewegungskoordination und Steuerung einer zweibeinigen Gehmaschine*, Verlag Shaker, Aachen (Alemanha), 1995.

- Dutra, M. S., Pina Filho, A. C. de, Romano, V. F.: Modeling of a Biped locomotor Using Nonlinear Oscillator of Van der Pol, Biological Cybernetics, Springer Verlag, New York, to appear.
- Lafortune, M. A., Canavag, P. R., Sommer, H. J. e Kalenak, A., “Three-dimensional kinematics of human knee during walking”, Journal of Biomechanics, 1992, Vol. 25, pp. 99-103.
- Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., Cassanelli, G. e Giannini, S., “Validation of a functional method for estimation of hip joint center location”, Journal of Biomechanics, 1999, Vol. 32, pp. 99-103.
- Nigg, B. M. e Herzog, W., “Biomechanics of the Musculo-skeletal System”, Ed. Willey & Sons, England, 1999, pp. 1-35.
- Perry, J., “Gait Analysis: Normal and Pathological function”, 1992, Ed. McGraw-Hill, New York, pp. 4-85.
- Sutherland, D. H., Kaufman, K. R. e Moitoza, J. R., “Kinematics of Normal Human Walking”, In: “Human Walking”, Eds. Rose, J. e Gamble, J. G., Ed. Williams & Wilkins, Baltimore, U.S.A., 1994, pp. 23-43.
- Winter, D. A., “The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological”, University of Waterloo, 1991, pp. 11-33.

KINEMATICS OF HUMAN LOCOMOTOR SYSTEM: MECHANICAL MODEL AND INVERSE KINEMATICS

Luciano Santos Constantin Raptopoulos

Federal University of Rio de Janeiro – UFRJ
Department of Mechanical Engineering
Rio de Janeiro – Brazil
E-mail: lconstantin@uol.com.br

Max Suell Dutra

Federal University of Rio de Janeiro – UFRJ
Department of Mechanical Engineering
Rio de Janeiro – Brazil
E-mail: maxdutra@ufrj.br

Mario Donato D`Angelo

Federal University of Rio de Janeiro – UFRJ
National Institute of Traumatology and Orthopaedics – INTO
Rio de Janeiro – Brazil
E-mail: engait@uol.com.br

Abstract: The objective of this work is to establish a mechanical model and methodology to solve the inverse kinematics involved in human locomotion. In this approach some assumptions have been made in order to simplify the model, such as: assumption of rigid body where the movement produced by the muscles, the skin and the bone deformation have been neglected. The system VICON 140 was used for data acquisition, which produces an infrared strobe to detect the position of skin markers and define the segments of the foot, shank, thigh and pelvis. This arrangement composes systems of orthogonal coordinates, which defines the rotational mechanical axis of the

joints. Although the hip is the only joint that can be modeled as spherical, all the others joints have been treated in the same way. The results obtained in the methodology presented in this work are in accordance with the patterns found in the literatur.

Key words: biomechanics, locomotion, gait and kinematics.