

DESCRIÇÃO DA MOVIMENTAÇÃO GERAL DO CORPO, APLICADA À MARCHA PATOLÓGICA

Marques, J. S.*, Mercadante, L. A.* **, Barros, R. M. L.** e Brenzikofer, R.**

* LaCoM – NPT / Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, Brasil

** LIB – FEF / Universidade Estadual de Campinas, Campinas, Brasil

e-mail: marques_jefferson@yahoo.com.br

Abstract: This paper aims to figure out the human body by a single object that keeps his mechanical wide properties. The human body central ellipsoid of inertia was calculated to define a body equivalent object, from body segments kinematics data, and three inertial parameters, mass, center of mass position and the three principal moments of inertia of each segment of the human body. To calculate the central tensor of inertia adding up all masses segments, an idealized mass set which represents each segment was defined. For example, the method was applied in a cycle of the gait of a hemiparetic subject.

Palavras-chave: Descrição do movimento, orientação do corpo humano, elipsóide de inércia.

Introdução

O corpo humano em movimento apresenta alta complexidade. Sua forma varia tanto de indivíduo para indivíduo, quanto num mesmo indivíduo, pois apresenta variação pela movimentação dos seus segmentos, possibilitada pelas articulações. As descrições da movimentação do corpo humano geralmente apresentam tabelas com centenas de variáveis em função do tempo, quantificando a posição e orientação de cada segmento corporal [1,2]. Para analisar qualquer movimento do corpo humano utilizando as teorias desenvolvidas na mecânica dos corpos rígidos, são necessárias simplificações, definindo diferentes modelos físicos do corpo. Comumente, o corpo humano é representado por um conjunto de segmentos rígidos articulados entre si, conservando grande parte das características gerais da movimentação [3]. Porém, dependendo do número de segmentos do modelo, o sistema apresenta dezenas ou até centenas de graus de liberdade.

Muitos estudos podem ser feitos a partir da movimentação geral do corpo humano, analisando um pequeno número de variáveis, desde que o modelo físico adotado mantenha as características da movimentação realizada. Pode-se utilizar um modelo físico simples de apenas um ponto, associado ao centro de massa e associando a ele a massa do corpo. Neste caso, o sistema apresenta três graus de liberdade, conservando as propriedades da movimentação do corpo relativas à translação realizada, sem possibilidade de descrever as rotações. Assim, a descrição desta translação geral realizada pelo corpo humano é definida pelas coordenadas 3D do ponto associado ao centro de

massa, em função do tempo [2]. Caso o corpo seja representado por um modelo físico que apresente ao mesmo tempo a localização e orientação geral do corpo humano durante um movimento, a translação e as rotações gerais podem ser descritas. Assim, é possível, por exemplo, quantificar assimetrias do corpo durante uma marcha patológica ou de um sujeito pós-operado [1], sendo possível identificar alterações.

Dois corpos de mesma massa e sob ação das mesmas forças externas, que apresentem os mesmos momentos principais de inércia, irão se movimentar da mesma maneira, apesar do fato de terem formas diferentes [4], desconsiderando os efeitos dinâmicos, pois estes só são significativos em altas velocidades angulares. A forma geométrica mais simples que um corpo pode assumir tendo três momentos principais de inércia diferentes é um elipsóide homogêneo. Assim, pode-se construir um elipsóide equivalente ao corpo, onde as condições de equivalência são dadas pela mesma massa, os mesmos três momentos principais de inércia e a mesma localização do centro de massa.

O objetivo deste trabalho é apresentar uma metodologia para definir e quantificar um elipsóide homogêneo representativo do corpo humano como um todo, que permita descrever a translação e as rotações gerais do corpo humano em movimento, fornecendo, também uma visualização da variação da distribuição da massa do corpo humano através das mudanças de forma do elipsóide equivalente.

Materiais e Métodos

Essa metodologia é apresentada em etapas, a partir da massa total do sujeito; das massas, localizações dos centros de massa e três momentos principais de inércia de cada segmento do corpo humano, dados por medidas diretas no sujeito e um modelo antropométrico completo; e de dados cinemáticos da localização 3D em função do tempo de pontos que definem os segmentos corporais, obtidos por um sistema de videogrametria. As variáveis vetoriais estão identificadas em negrito.

Modelo físico do corpo humano – O modelo físico que representa o corpo humano foi definido a partir de modelo antropométrico proposto por Zatsiorsky et al. [3], dividindo o corpo em 14 segmentos rígidos articulados, definidos por 21 pontos anatômicos. O modelo antropométrico fornece para cada segmento, a massa, a localização do centro de massa em relação ao eixo longitudinal e os momentos principais de inércia

em relação aos eixos anatômicos longitudinal, transversal e sagital. Esses parâmetros inerciais são obtidos a partir de 22 medidas diretas de comprimentos e circunferências dos segmentos corporais do sujeito a ser analisado.

Obtenção dos dados cinemáticos – A localização 3D em função do tempo, dos 21 pontos anatômicos durante a movimentação é obtida por um sistema baseado em videogrametria, em relação a um sistema de referência inercial, chamado sistema global (S_g). Dois computadores conectados a seis câmeras digitais foram utilizados para registrar e armazenar on-line as seqüências de imagens da movimentação, a 60Hz. A captura on-line das seqüências de imagens, a calibração e sincronização temporal das câmeras, a medição das coordenadas de tela dos pontos anatômicos e a reconstrução 3D destas coordenadas foram realizadas no Sistema Dvideo [5]. As coordenadas 3D dos pontos anatômicos foram suavizadas por um filtro Butter passa baixa, com frequência de corte de 6 Hz, de 4ª ordem.

Localização do corpo humano – A localização do corpo foi definida pelo vetor posição C do seu centro de massa, dado por:

$$C = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^q (m_j \cdot r_j) \quad (1)$$

onde q é o número de segmentos do modelo físico; m_j a massa do j -ésimo segmento; r_j o vetor posição do centro de massa do j -ésimo segmento; e M a massa total do corpo.

Tensor central de inércia do corpo – O tensor central de inércia de um corpo é definido mecanicamente por produtos e momentos de inércia, que são dados por equações que envolvem integrais em função dos elementos de massa desse corpo, e do vetor posição desses elementos de massa. As soluções dessas integrais de volume são complicadas em função da forma dos segmentos. No entanto, é possível determinar o tensor de inércia de um conjunto qualquer de massas pontuais com facilidade, pois, neste caso, os momentos e produtos são dados por somatórias. Para isso, cada segmento do modelo físico foi representado por um conjunto de seis massas pontuais iguais m_k , distribuídas de forma que o conjunto apresente a mesma massa, a mesma localização do centro de massa e os mesmos três momentos principais de inércia do segmento representado, conforme mostra a Figura 1.

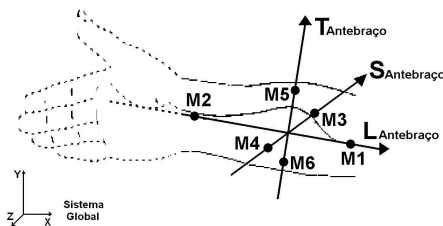


Figura 1: Representação de um antebraço em um instante da movimentação, com o sistema global, o sistema anatômico do segmento e as massas m_k distribuídas.

Assim, cada uma das seis massas m_k tem massa igual a 1/6 da massa do segmento, sendo posicionadas duas a duas simétricas em relação ao centro de massa, sobre cada um dos eixos coordenados do sistema anatômico.

A localização de cada massa em relação ao sistema de referência anatômico do segmento é definida pela distância d_k entre a massa e o centro de massa do segmento. Sendo m_1 e m_2 localizadas sobre o eixo longitudinal, m_3 e m_4 sobre o eixo sagital, m_5 e m_6 sobre o eixo transversal, suas coordenadas em relação ao sistema anatômico são dadas por:

$$m_{1(S)}=(d_1,0,0); m_{2(S)}=(-d_1,0,0); m_{3(S)}=(0,d_3,0);$$

$$m_{4(S)}=(0,-d_3,0); m_{5(S)}=(0,0,d_5); m_{6(S)}=(0,0,-d_5) \quad (2)$$

pela definição de momento de inércia, os momentos principais de inércia do segmento, I_t^p , I_s^p , I_l^p , que correspondem também aos momentos do conjunto das seis massas m e são dados pelo modelo antropométrico, são escritos como:

$$I_t^p = (M/3) \cdot (d_3^2 + d_5^2); I_s^p = (M/3) \cdot (d_1^2 + d_3^2);$$

$$I_l^p = (M/3) \cdot (d_1^2 + d_3^2) \quad (3)$$

desta forma, obtemos um sistema de três equações e três incógnitas, e sua solução nos fornece os valores das distâncias d_1 , d_3 , d_5 dados por:

$$d_1^2 = (3/2 \cdot M) \cdot (-I_t^p + I_s^p + I_l^p); d_3^2 = (3/2 \cdot M) \cdot (I_t^p - I_l^p + I_s^p);$$

$$d_5^2 = (3/2 \cdot M) \cdot (I_t^p + I_l^p - I_s^p) \quad (4)$$

a partir das distâncias de cada massa pode-se determinar as coordenadas das massas de cada segmento em relação ao sistema local e, posteriormente, podem ser escritas em relação ao sistema global. Essa transformação é composta de uma translação, dada pela localização do segmento e uma rotação entre o sistema local e global. A matriz de rotação do sistema local para o sistema global pode ser determinada a partir dos vetores básicos dos dois sistemas. A partir da matriz de rotação, determinamos a matriz mudança de coordenadas, e obtemos as coordenadas de todas as massas de todos os segmentos, utilizando a equação:

$$\begin{pmatrix} X_j \\ Y_j \\ Z_j \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix} \cdot \left(\begin{pmatrix} t_k \\ l_k \\ s_k \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} X_S \\ Y_S \\ Z_S \end{pmatrix} \right) \quad (5)$$

onde X_j , Y_j , Z_j são coordenadas das massas m_j de todos os segmentos em relação ao sistema global; t_k , l_k , s_k as coordenadas das massas m_k em relação ao sistema anatômico; X_S , Y_S , Z_S as coordenadas do centro de massa do segmento em relação ao sistema global; e $[a_{ij}]$ a matriz mudança de base do sistema anatômico para o sistema global.

Para determinar o tensor central de inércia do corpo, que define o seu elipsóide central de inércia, foram aplicadas as definições de momento e produto de inércia, ao conjunto das massas pontuais m_j descritas em relação a um sistema com origem no centro de massa do corpo, alinhado com o sistema global, chamado sistema central, conforme equações abaixo:

$$\bar{I}_{xx} = \sum m_j \cdot (y_j^2 + z_j^2); \bar{I}_{yy} = \sum m_j \cdot (z_j^2 + x_j^2);$$

$$\bar{I}_{zz} = \sum m_j \cdot (x_j^2 + y_j^2) \quad (6)$$

$$\bar{P}_{xy} = \sum m_j \cdot x_j \cdot y_j; \bar{P}_{yz} = \sum m_j \cdot y_j \cdot z_j; \bar{P}_{zx} = \sum m_j \cdot z_j \cdot x_j \quad (7)$$

onde x_j , y_j , z_j são as coordenadas da massa m_j em relação ao sistema central; \bar{I}_x , \bar{I}_y , \bar{I}_z os momentos centrais de inércia do corpo em relação ao sistema central, alinhado com o sistema global; \bar{P}_{xy} , \bar{P}_{yz} , \bar{P}_{zx} os produtos centrais de inércia do corpo em relação ao sistema central.

Orientação do corpo – O tensor de inércia do corpo descrito no novo sistema é uma matriz 3x3 que apresenta momentos e produtos de inércia, pois esse sistema não apresenta eixos alinhados com os eixos principais do elipsóide de inércia. Procuramos o sistema de referência onde esse mesmo elipsóide seja definido por um tensor diagonal, isto é, onde os valores que correspondem aos produtos de inércia sejam todos nulos. Desta forma, os eixos do novo sistema de referência apresentam direções coincidentes com as direções dos eixos principais do elipsóide central de inércia do corpo e, por isso, definido como o sistema que determina a orientação do corpo em questão.

As direções do sistema que diagonaliza o tensor central de inércia, foram determinadas a partir do conceito de autovetores de uma matriz aplicado a esse tensor. Uma das maneiras de diagonalizarmos o tensor central de inércia do corpo é denominada por “decomposição por valor singular”. Essa decomposição fornece uma matriz diagonalizada, onde os elementos não nulos da matriz, são chamados autovalores do tensor, e outra matriz onde os vetores dados pelas suas colunas são chamados de autovetores, definindo um novo sistema de referência em relação ao qual o tensor de inércia apresenta-se na forma diagonal [6].

Construção do elipsóide equivalente – O elipsóide central de inércia do corpo é um objeto imaginário. O elipsóide geométrico apresenta eixos a, b e c que são medidas de comprimento, enquanto no elipsóide de inércia, os tamanhos dos semi-eixos são determinados por $1/\sqrt{I_L}$, sendo I_L o momento de inércia do corpo em relação a um eixo L qualquer. Associamos uma unidade a esse valor que define os tamanhos dos semi-eixos nas direções L, ficando o elipsóide definido. Desta forma, montamos um sistema composto por três equações e três incógnitas, que fornece os valores de a, b e c, como sendo:

$$a^2 = \frac{5}{2.M} \left(-\bar{I}^p_{xx} + \bar{I}^p_{yy} + \bar{I}^p_{zz} \right) \quad b^2 = \frac{5}{2.M} \left(\bar{I}^p_{xx} - \bar{I}^p_{yy} + \bar{I}^p_{zz} \right)$$

$$c^2 = \frac{5}{2.M} \left(\bar{I}^p_{xx} + \bar{I}^p_{yy} - \bar{I}^p_{zz} \right) \quad (8)$$

onde o escalar 5 é um fator de escala que determina o tamanho do elipsóide.

Uma aplicação em um ciclo de marcha de um sujeito hemiparético, 46 anos, 67,0 kg, foi realizada para exemplificar a metodologia desenvolvida e verificar sua

sensibilidade para detectar as possíveis assimetrias na marcha.

Resultados

Um ciclo da marcha é definido pelo período entre dois contatos do calcanhar de um mesmo membro inferior, chamado de passada, e inclui dois passos. A localização do centro de massa, os eixos principais do elipsóide de inércia do corpo e o tamanho destes eixos foram quantificados para um ciclo da marcha (126 frames). A Figura 2 mostra três gráficos do frame final do ciclo, cada uma com uma visão do modelo físico, dos eixos principais do elipsóide equivalente e a trajetória do centro de massa do corpo. O modelo está deslocado para evitar a sobreposição e permitir a visualização dos dois objetos. Pode-se perceber que a forma e inclinação dos eixos do elipsóide acompanham o modelo físico.

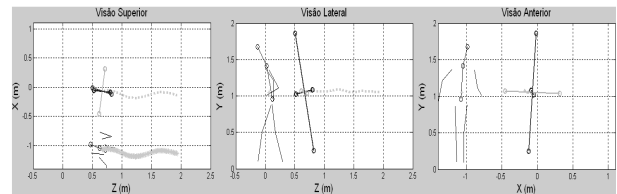
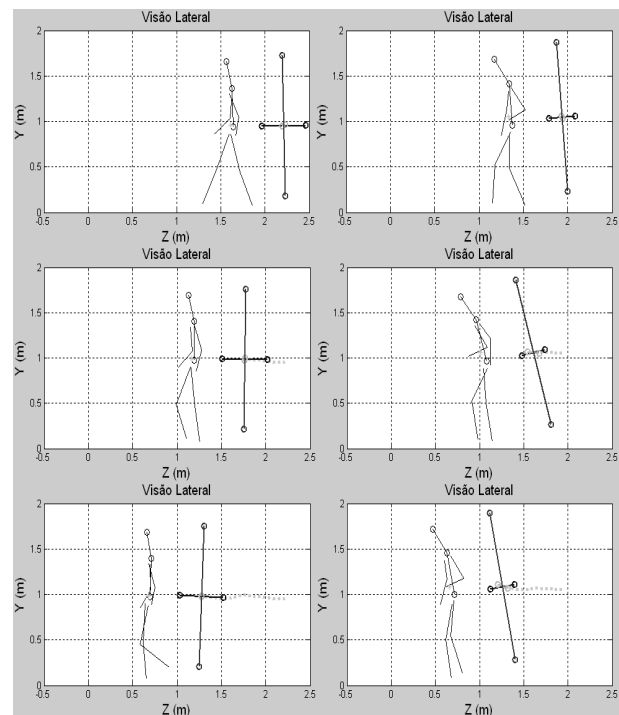


Figura 2: Gráficos das vistas superior (esquerda, plano zx), lateral (centro, plano zy) e anterior (direita, plano xy) do modelo físico e eixos principais do elipsóide equivalente.

Uma seqüência de 05 frames da vista lateral foi destacada (Figura 3) oferecendo melhor possibilidade de verificar as assimetrias da marcha.



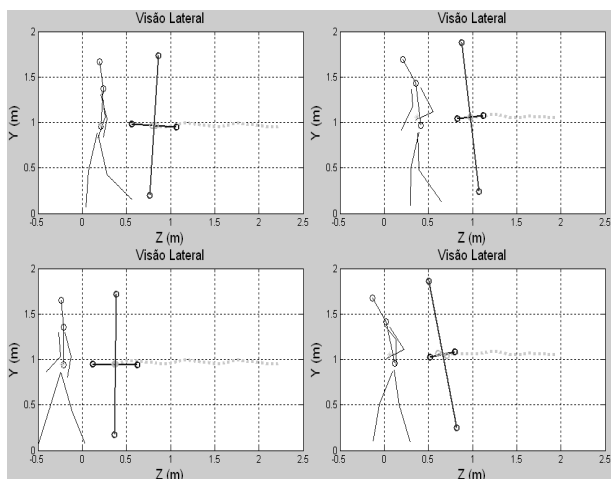


Figura 3: Gráfico da vista superior (zy) de 05 instantes de um ciclo da marcha de um sujeito normal (esquerda) e um sujeito hemiparético (direita), (frames 1, 31, 63, 94, 126, em seqüência), com o modelo físico (esquerda), os eixos do elipsóide equivalente (direita) e a trajetória do centro de massa dos instantes anteriores (pontos pretos).

Discussão

Segundo Zatsiorsky [2], a maioria dos sistemas para orientação geral do corpo humano durante sua movimentação, definem um sistema de referência fixo em determinado segmento corporal. Esta simplificação não é sensível a variação da posição de um segmento não ligado ao sistema. Aponta a metodologia aqui descrita, desenvolvida por Mercadante [1], como a maneira de conservar as propriedades mecânicas da movimentação realizada. Desta forma, a descrição da marcha dos sujeitos analisados apresentam seis graus de liberdade, dados pelas coordenadas do vetor posição do centro de massa e três ângulos de rotação entre os eixos do elipsóide equivalente e o sistema de referência. Estes três ângulos podem ser calculados de diversas maneiras, como pelos ângulos de Euler, como exemplo.

Visualmente percebe-se que a marcha do sujeito hemiparético apresenta maior inclinação ântero-posterior e maior amplitude na direção vertical da trajetória do centro de massa, quando comparado com a marcha do sujeito normal. As inclinações laterais também são maiores durante a marcha do sujeito hemiparético. Todas essas variáveis podem ser quantificadas. Em relação as inclinações foram encontrados valores máximos de 18° entre o eixo principal maior e a vertical durante a marcha do hemiparético, e de 5° para o sujeito normal.

Também são visíveis as rotações dos eixos do elipsóide acompanhando a mudança do membro de apoio, que apresentam diferente distribuição das massas dos segmentos corporais. Importante ressaltar que a metodologia proposta permite quantificar diferentes variáveis a partir da descrição do movimento. São facilmente determinados os ângulos articulares, as

inclinações em relação a diferentes planos ou eixos, os tempos de contato ou de cada fase do ciclo, entre outras.

Os gráficos apresentados permitem verificar que o elipsóide equivalente acompanha a distribuição de massa do corpo, as inclinações do sujeito durante o ciclo da marcha. Na literatura não foram encontradas representações que mantenham a distribuição de massa de maneira mais simples e com as características ligadas à translação e às rotações realizadas. É comum encontrar análises que definam sistemas fixos ao corpo, associados a algum segmento, como o tronco principalmente. A metodologia desse trabalho será aplicada para análise individualizada da marcha da marcha patológica, a partir da ampliação da coleta de dados, futuramente.

Agradecimentos

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da Universidade de Mogi das Cruzes (FAEP - UMC)

Referências

- [1] Mercadante, L.A. (2000), *Orientação do corpo humano como um todo a partir de seu elipsóide central de inércia*, Tese de Doutorado, Faculdade de Educação Física, FEF/UNICAMP, Campinas, 65 p., fev.
- [2] Zatsiorsky, V.M. (1998) *Kinematics of Human Motion*, Champaign: Human Kinetics.
- [3] Zatsiorsky, V.M., Seluyanov, V., Chugunova, L. (1990) "In vivo boby segment inertial parameters determination using a Gamma-scanner method", In: *Biomechanics of human movement: Applications in rehabilitation, sports and ergonomics*, Ed.: Berme, N., Cappozzo, A. USA: Bertac, p. 186-202.
- [4] Marion, J.B., Thornton, S.T. (1970) *Classical dynamics of particules and systems*, Fort Worth: Saunders College Publishing.
- [5] Barros, R.M.L., Brenzikofer, R., Leite, N.J., Figueroa, P.J. (1999) "Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise cinemática tridimensional de movimentos humanos" *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 15, n. 1-2, pp. 79-86.
- [6] Boldrini, J.L., Costa, R.S., Figueiredo, V.L., Wetzler, H.G. (1986) *Álgebra Linear*, São Paulo: Harbra.