

# CÁLCULO DE FORÇAS E MOMENTOS ARTICULARES RESULTANTES PELO MÉTODO DA DINÂMICA INVERSA

Dr. JEFFERSON FAGUNDES LOSS

Escola de Educação Física – Universidade Federal do Rio Grande do Sul

E-mail: shujeffe@vortex.ufrgs.br

Ms. ANDRÉ CERVIERI

Engenharia Mecânica – Universidade Federal do Rio Grande do Sul

DENISE SOARES

Professora de Educação Física da Escola de Educação Física

Universidade Federal do Rio Grande do Sul

FABIANA SCARRONE

Escola de Educação Física – Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Dr. MILTON A. ZARO

Engenharia Mecânica – Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Dr. ANTONIE J. VAN DEN BOGERT

Cleveland Clinic Foundation – Cleveland, USA

Apoio: Fapergs

## RESUMO

*O objetivo deste estudo é apresentar um método indireto para calcular as forças e os momentos resultantes nas grandes articulações do membro inferior (tornozelo, joelho e quadril), durante atividades físicas que possam ser consideradas realizadas em um único plano, utilizando a técnica da dinâmica inversa. O modelo bidimensional adotado é composto por três segmentos rígidos, representando o pé, a perna e a coxa. Os dados cinemáticos foram obtidos com um sistema de vídeo, operando a 120 Hz, e as forças de reação com o solo com uma plataforma de força AMTI na mesma frequência de aquisição. Para avaliação do modelo, os dados obtidos indiretamente foram comparados com aqueles obtidos através da instrumentação de uma prótese de joelho. Os resultados mostram que essa técnica é apropriada para avaliação das forças e dos momentos resultantes nas articulações do membro inferior, uma vez que os valores calculados concordam com os resultados obtidos através da medição direta na prótese. Pequenas diferenças ocorreram nos picos de força.*

*PALAVRAS-CHAVE: Dinâmica inversa; membros inferiores; forças articulares; momentos articulares.*

## INTRODUÇÃO

A investigação das forças impostas ao corpo humano através de diferentes formas de movimento possui relevância para professores voltados ao treinamento físico e à prática de atividades esportivas; fisiatras, ortopedistas e fisioterapeutas envolvidos em atividades de diagnóstico ou de reabilitação; bem como para profissionais ligados às áreas de construção de próteses, controle motor e robótica.

O joelho constitui-se em uma articulação freqüentemente acometida por lesões relacionadas a atividades esportivas, situações de trabalho ou mesmo situações associadas a atividades do cotidiano como uma caminhada. A freqüência e a gravidade de lesões no joelho em esportes competitivos, recreativos e na indústria têm sido amplamente citadas na literatura (Gould III, 1993; Hefzy e Yang, 1993; Kim e Pandy, 1993; Hoppenfeld, 1997). Essa articulação é bastante suscetível a lesões traumáticas por ser submetida a esforços elevados, por se localizar entre os dois maiores braços de alavanca do corpo humano (fêmur e tibia), por não ser protegida suficientemente por tecido adiposo e músculos, e por possuir limitada amplitude articular nos planos frontal e transversal.

Existem duas abordagens clássicas para determinar as forças internas: a medida direta e o procedimento analítico indireto, utilizando-se medidas externas e os modelos mecânicos correspondentes. A medição direta está associada a efeitos inaceitáveis para o ser humano. Apesar da questão ética relacionada com a utilização de técnicas invasivas, a literatura menciona alguns casos de medição direta, como Bergmann et al. (1993), que equiparam endopróteses de quadril de dois pacientes com transdutores do tipo *strain gauge*, e assim mediram diretamente as forças na articulação do quadril, durante situações de marcha e corrida. Rolf et al. (1997) mediram a deformação da tibia, utilizando o mesmo tipo de sensores, durante um protocolo de salto em nove voluntários. Estes são exemplos de acesso experimental às forças internas. Contudo, na maioria dos casos, esse procedimento não pode ser aplicado.

A impossibilidade de generalizar a medição direta das forças internas conduz à solução de um problema de dinâmica, através de equações analíticas representativas da situação. Segundo Vaughan (1980), há dois tipos de problema envolvendo dinâmica dos corpos rígidos. No primeiro, "Problemas de Dinâmica Direta", as forças envolvidas em um sistema mecânico são conhecidas, e o objetivo é determinar o movimento resultante da aplicação dessas forças. No segundo, "Problemas de Dinâmica Inversa", as variáveis cinemáticas do movimento são completamente conhecidas, e o objetivo é encontrar as forças que causaram aqueles movimentos. A dinâmica inversa é o método geralmente utilizado, e é aplicável a todas as articula-

ções do corpo humano. Embora já tenha sido exaustivamente apresentado na literatura, inclusive em grande número de publicações nacionais (Vecchia et. al., 1997; Vecchia et. al., 1999; Amadio e Barbanti, 2000; Amadio e Baumann, 2000), nenhum teste direto foi realizado no sentido de avaliar quantitativamente o modelo proposto.

Sendo assim, o objetivo deste estudo é implementar um método para calcular a força nas articulações do tornozelo, joelho e quadril, em atividades motoras humanas consideradas bidimensionais, utilizando a técnica da dinâmica inversa, testando a metodologia empregada em uma prótese de joelho instrumentada.

## MATERIAL E MÉTODOS

Para a análise dos dados de força articular no membro inferior direito foi utilizada a técnica da dinâmica inversa, assumindo um modelo bidimensional, composto por três segmentos rígidos representando a coxa, a perna e o pé, segundo Winter (1990).

Cada segmento corporal  $S_i$ , idealizado como um corpo rígido, vai se mover de acordo com os princípios da mecânica newtoniana. Esses princípios especificam que o movimento de  $S_i$  num referencial inercial  $R$  é regido pelas equações do movimento:

1. de Translação do centro de massa, pela 2ª Lei de Newton

$$\sum_j \mathbf{F}_{ij} = m_i \mathbf{a}_i \quad (1)$$

2. de Rotação, referente ao princípio de Euler

$$\sum_j \mathbf{M}_{ij} = I_i \boldsymbol{\alpha}_i \quad (2)$$

onde,

- $F_{ij}$  forças atuantes no segmento  $S_i$
- $m_i$  massa do segmento  $S_i$
- $a_i$  aceleração do centro de massa do segmento  $S_i$  no referencial  $R$
- $M_{ij}$  momentos de força em torno do eixo de rotação do segmento  $S_i$
- $I_i$  o momento de inércia, em relação ao eixo de rotação, do segmento  $S_i$
- $\alpha_i$  aceleração angular do segmento  $S_i$

As variáveis cinemáticas aceleração linear  $a$  e aceleração angular  $\alpha$  foram obtidas pelo sistema de análise de vídeo Peak Performance, versão 5.3, a uma fre-

qüência de amostragem de 120 Hz. A câmara utilizada foi uma Pulnix TM640, cujo eixo óptico estava posicionado perpendicularmente ao plano sagital do indivíduo em análise. Os segmentos analisados (pé, perna e coxa) foram delimitados pelos pontos anatômicos que caracterizam as articulações. Os pontos escolhidos, por representarem os eixos articulares (Winter, 1990), foram: (a) trocântero maior do fêmur, representando a articulação do quadril; (b) epicôndilo lateral do fêmur, representando a articulação do joelho; (c) maléolo lateral, representando a articulação do tornozelo; e (d) base do quinto metatarso, para delimitar o segmento pé.

A distribuição das forças externas que contribuem para  $F$  e  $M$  incluem:

- a) forças de contato agindo em  $S_i$  (cada um dos segmentos corporais), como os efeitos do contato do segmento com um objeto externo ao corpo, como o solo ou um equipamento;
- b) forças de não-contato como a força peso, representada por uma força resultante  $P_i$  agindo verticalmente no centro de massa do segmento  $S_i$ ;
- c) forças de contato agindo nas extremidades de  $S_i$ , em razão da presença do segmento corporal adjacente. Essas forças incluem os efeitos compressivos nas vizinhanças das cartilagens e estruturas ósseas, e os efeitos das tensões dos músculos e ligamentos.

A força de reação do solo foi medida utilizando-se uma plataforma de força AMTI, modelo AR6-5, a uma freqüência de aquisição de 120 Hz. A utilização deste equipamento permitiu a obtenção dos valores de força nos dois eixos do plano onde o movimento da cadeia cinemática ocorria.

Para o cálculo das quantidades  $F$  e  $M$  é necessária a especificação das variáveis antropométricas massa, centro de massa e momento de inércia de cada segmento. Os parâmetros massa e centro de massa foram obtidos através de tabelas antropométricas propostas por Clauser (1969) e os valores de momento de inércia, pelos modelos propostos por Dempster (1955).

As forças e os momentos internos agindo na extremidade do segmento  $S_i$  foram obtidos através da resolução das equações (3) (4) e (5), a partir do diagrama de corpo livre para um segmento apresentado na figura 1.

A análise é iniciada pelo pé, o único segmento sobre o qual agem forças de contato externo ao corpo, e que não possui outro segmento interligado à sua extremidade distal. Assim sendo, enquanto estiver na fase aérea do movimento, os valores  $F_{Dix}$ ,  $F_{Diy}$  e  $M_{Diz}$  serão nulos. Quando estiver em contato com o solo, o ponto de contato será considerado como eixo instantâneo de rotação, e o valor de  $M_{Diz}$

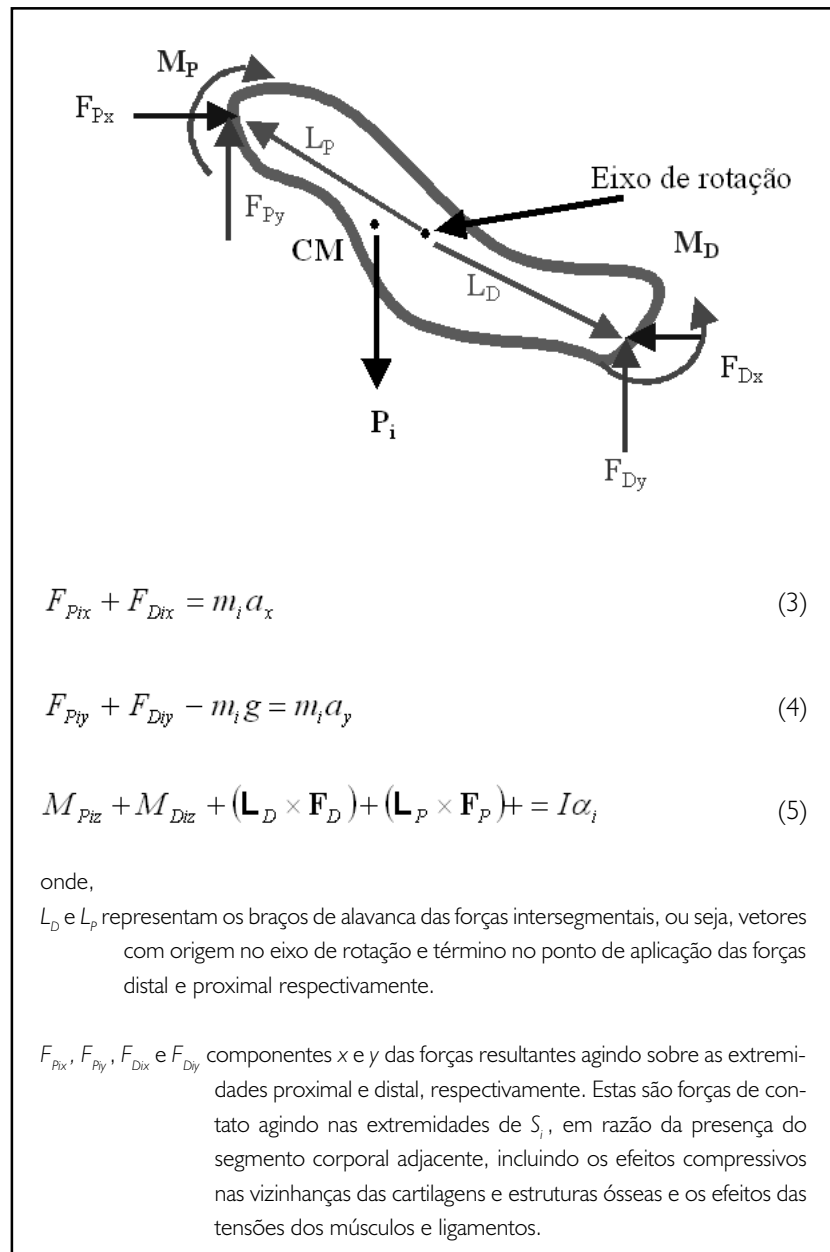


FIGURA 1: Diagrama de corpo livre bidimensional para um segmento típico pertencente ao corpo.

continuará nulo. As forças  $F_{Px}$  e  $F_{Py}$  serão obtidas pela plataforma de força, ao passo que os vectores  $I_{Di}$  e  $I_{Pi}$  serão obtidos através da localização do centro de pressão sobre a plataforma.

As equações (3), (4) e (5) são dessa forma sucessivamente resolvidas, sendo encontrados os valores das forças e dos momentos proximais do segmento pé. Pelo princípio de ação e reação (3ª Lei de Newton), as forças e os momentos distais de um segmento são iguais em módulo e com sentido contrário às forças e aos momentos proximais no segmento adjacente. Assim sendo, o simétrico dos valores obtidos para as variáveis proximais no segmento pé serão as variáveis distais no segmento perna, e assim sucessivamente até a articulação do quadril.

Um aspecto prático a resolver é a necessidade de sincronização dos sistemas dinamométricos e de vídeo. Esse sincronismo foi realizado de forma eletrônica, com auxílio da Unidade de Sincronismo (US), equipamento este pertencente ao Sistema Peak Performance. Em determinado instante durante o evento analisado, a US é programada para fornecer um sinal elétrico que varia de um nível digital zero para um, sendo enviado para o conversor A/D da plataforma de força, ao mesmo tempo em que a câmara de vídeo recebe um sinal luminoso. Dessa forma, os dois sistemas recebem simultaneamente um sinal proveniente de uma mesma fonte, e possuirão entre os seus dados de saída um canal a mais, contendo a informação da simultaneidade dos eventos.

A solução das equações de movimento é, em última análise, a união de todos os aspectos anteriormente apresentados. A ferramenta computacional elegida para esta tarefa foi o MatLab. Os dados de força, momento e posição foram colocados em formato matricial unidimensional (vetores), com os valores das variáveis distribuídos em função do tempo. Cada linha da matriz corresponde a um determinado instante de tempo (1/120 s), e cada coluna a uma informação de força ou momento, para a matriz dos dados cinéticos, ou à posição de uma das articulações, para a matriz dos dados cinemáticos.

Foram desenvolvidas rotinas computacionais incluindo: manipulação dos arquivos de dados, sincronização dos eventos, obtenção da aceleração a partir dos deslocamentos, filtragem dos dados, solução das equações e apresentação dos resultados. Resultados, forças e momentos internos resultantes são apresentados em forma gráfica. Para avaliar o modelo, os dados provenientes do cálculo foram confrontados com valores de força obtidos com base na instrumentação de uma prótese de joelho (Cervieri, 2000). Foram colados quatro extensômetros de resistência elétrica formando uma ponte de Wheastone completa, em uma prótese de membro inferior Otto Bock (Figura 2), de forma a medir as deformações axiais do componente em estudo e dessa forma avaliar as forças que estão atuando no sistema.



FIGURA 2: Prótese modular Otto Bock.

O sujeito escolhido foi o que apresentou a melhor marcha durante a análise feita por Tonon, 1998. Esse sujeito é um amputado unilateral, desarticulado de joelho esquerdo com massa de 79 kg, 22 anos e usa a prótese há 2 anos. Escolheu-se a prótese do tipo modular por apresentar componentes de fácil instrumentação, além de proporcionar ao paciente uma marcha mais semelhante à normal; o encaixe foi usado com uma fixação de silicone para permitir maior aderência da prótese ao coto, já que pequenos deslocamentos, causados por folgas na prótese, causam erros nos cálculos, principalmente na avaliação das acelerações.

Revestimentos, tanto na parte do adaptador quanto no joelho, não foram usados, pois estes acrescentariam erro na medida porque diminuem a rigidez do sistema.

O pé dinâmico foi escolhido em virtude da rigidez no tornozelo, já que a habilidade crescente em mover o tornozelo implica estabilidade decrescente. Esse tipo de pé é indicado para pacientes ativos, pois possui grande capacidade de deformação elástica gerando maior amortecimento no choque do calcanhar, passagem dinâmica entre a fase de apoio e a fase de balanço, melhor compensação e absorção nos terrenos irregulares e adaptação a várias alturas de salto de sapato.

O protocolo consistiu de caminhadas sobre plataforma de força.

#### APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

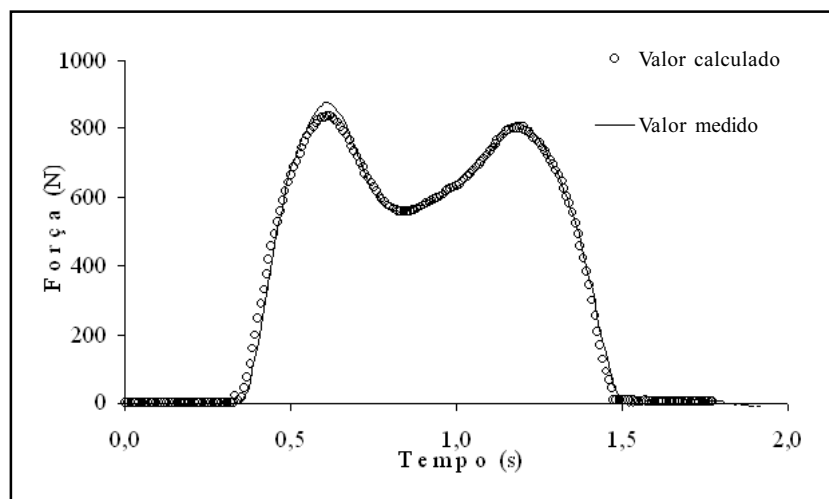


FIGURA 3: Gráfico comparativo dos valores de força da prótese instrumentada (valor medido) e da força obtida pelo método da dinâmica inversa (valor calculado), durante uma passada de caminhada.



A figura 3 mostra os resultados obtidos para a força com base na instrumentação realizada, comparativamente aos resultados fornecidos pelo software para o que seria a "articulação do joelho", durante a fase de apoio da caminhada.

Com base na figura 3 é possível verificar uma aceitável coincidência entre os valores medidos e os calculados. O momentos em que a diferença é mais acentuada correspondem aos picos de força. Este aumento na diferença pode ser parcialmente explicado pela contribuição das forças inerciais (relativas à massa dos segmentos). Para o teste realizado a partir da prótese, os dados dos parâmetros inerciais foram mensurados diretamente conforme descrito por Cervieri (2000), uma vez que esta permitia a desmontagem. Com relação ao segmento coxa, este era composto, além da parte de encaixe, pelo coto do indivíduo. Os parâmetros desse segmento foram então otimizados, com base em tabelas antropométricas, levando-se em consideração o grau de amputação do indivíduo. Essa otimização sem dúvida contribui para um aumento no erro na determinação da força.

## CONCLUSÃO

A partir dos objetivos propostos, e com base nos resultados apresentados, é possível afirmar que o método apresentado para o cálculo da força e do momento articular, baseado na dinâmica inversa, mostrou-se adequado. Uma das limitações referentes ao teste apresentado é com relação à rigidez dos segmentos analisados. As partes móveis da prótese apresentam um comportamento muito mais próximo daquele preconizado pelas equações do movimento (mecânica dos corpos rígidos) do que o dos segmentos humanos, constituídos de tecidos moles com distribuição variada da massa. Entretanto, o teste com a prótese mostra a viabilidade do modelo. Testes envolvendo medições em humanos normais certamente contarão com uma parcela maior de erro relativo a estas questões. Mesmo assim, os erros deverão ser sistemáticos, permitindo comparações de um mesmo indivíduo em diferentes situações de análise.

O presente estudo pretende contribuir para a implantação da tecnologia de avaliação das cargas internas do corpo humano no nosso país. No Brasil, em particular, é necessário implantar esta área de estudos imediatamente, para que se possa ir além dos objetivos deste trabalho. O conhecimento das forças produzidas por músculos sinérgicos e antagonistas, durante movimentos do corpo humano, constitui-se em outro desafio que não foi enfrentado neste trabalho, mas que só poderá ser cogitado a partir das propostas aqui apresentadas.

### Resultant forces and moments calculation through inverse dynamics method

*ABSTRACT: The purpose of this study was to develop a method to calculate the resultant forces and the momentum in the joints of the hip, knee and ankle, during the physical activities that can be considered in a unique plan, using the inverse dynamic technique. The adopted bidimensional model was composed by three rigid bodies, representing the thigh, the leg and the foot. Kinematics data were obtained with a video system, at 120 Hz, and the reaction forces against the ground surface were obtained with an AMTI platform force with the same acquisition frequency. To evaluate the model, the data obtained indirectly were compared with the ones obtained by the instrumentation of knee prosthesis. The results showed that this technique seems to be appropriate to evaluate forces and momentum in the lower limb joints, once the values obtained when compared to that measured directly were very similar, with few differences occurring only in the peaks of force.*

*KEY-WORDS: Inverse dynamics; lower limb; joint forces; joint momentum.*

### Cálculo de las fuerzas y momentos articulares resultantes por el método de la dinámica inversa

*RESUMEN: El objetivo de este estudio es presentar un método indirecto para calcular las fuerzas y momentos resultantes en las grandes articulaciones del miembro inferior (tobillo, rodilla y pelvis), durante actividades físicas que puedan considerarse como realizadas en un único plano, usando la técnica de la dinámica inversa. Adoptamos el modelo bidimensional compuesto por tres segmentos rígidos, representando el pie, la pierna y el muslo. Los datos cinemáticos fueron colectados con un sistema de video, operando a 120 Hz, y las fuerzas de reacción con el suelo con una plataforma de fuerza AMTI en la misma frecuencia de adquisición. Para evaluar el modelo, los datos recolectados indirectamente fueron comparados con los obtenidos a través de la instrumentación de la prótesis de rodilla. Los resultados muestran que esta técnica es apropiada para la evaluación de fuerzas y momentos resultantes de las articulaciones del miembro inferior, visto que los valores calculados concuerdan con los resultados obtenidos a través de la medición directa de la prótesis. Pequeñas diferencias ocurrieron en los picos de fuerza.*

*PALABRAS CLAVES: Dinámica inversa; miembros inferiores; fuerzas articulares; momentos articulares.*

#### REFERÊNCIAS

AMADIO, A. C.; BARBANTI, V. J. *A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares*. São Paulo: Estação Liberdade, p. 45-70, 2000.

- AMADIO, A. C.; BAUMANN, W. Aspects of the methodology to determine the internal forces of the locomotor system. *Revista Brasileira de Biomecânica*, v. 1, n. 1, p. 7-14, 2000.
- BERGMANN, G.; GRAICHEN, F.; ROHLMANN, A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech.*, 24, p. 969-990, 1993.
- CERVIERI, A. Medição de forças em próteses de membro inferior para ortopedia e dinâmica inversa. 2000. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Programa de Pós-Graduação Engenharia Mecânica, UFRGS, Porto Alegre.
- CLAUSER, C. E.; MCCONVILLE, J. T.; YOUNG, J. W. Weight, volume and center of mass of segments of the human body. AMRL Technical Report, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1969.
- DEMPSTER, W. T. Space requirements of the seated operator. WADC Technical Report (TR-55-159). Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1955.
- GOULD III, J. A. *Fisioterapia na ortopedia e na medicina do esporte*. 2. ed. São Paulo: Editora Manole, 1993.
- GLITSCH, U.; BAUMANN, W. The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *J Biomech.*, v. 30 n. 11-12, p. 1.123-1.131, 1997.
- HEFZY, M. S.; YANG, H. A three-dimensional anatomical model of the human patello-femoral joint, for the determination of patello-femoral motions and contact characteristics. *J Biomed Eng.*, v. 15, n. 4, p. 289-302, 1993.
- HOPPENFELD, S. *Propedêutica ortopédica coluna e extremidades*. São Paulo: Editora Atheneu, 1997.
- KIM, S.; PANDY, M. G. A two-dimensional dynamic model of the human knee joint. *Biomed Sci Instrum.*, v. 29, p. 33-46, 1993.
- RISHER, D. W.; SCHUTTE, L. M.; RUNGE, C. F. The use of inverse dynamics solutions in direct dynamics simulations. *J Biomech Eng.* v. 119, p. 417-422, 1997.
- ROLF, C.; WESTBLAD, P.; EKENMAN, I.; LUNDERG, A.; MURPHY, N.; LAMONTAGNE, M.; HALVORSE, K. An experimental in vivo method for analysis of local deformation on tibia, with simultaneous measures of ground reaction forces, lower extremity muscle activity and joint motion. *Scand J Med Sci Sports*, v. 7, n. 3, p. 144-151, 1997.
- TONON, S. C. Análise computadorizada de marcha em amputados com diferentes níveis de amputação. Monografia (Bacharelado em Fisioterapia) – Cefid/Udesc, Florianópolis, 1998.
- VAUGHAN, C. L. An optimization approach to closed loop problems in biomechanics. Tese (Doutorado) – Iowa: University of Iowa, 1980.

VECCHIA, E. D.; DUARTE, M.; AMADIO, A. C. Proposta de um modelo metodológico para determinação de forças internas do aparelho locomotor humano. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA 7., 1997, Campinas, Brasil, p. 189-194, 1997.

VECCHIA, E. D.; DUARTE, M.; SERRÃO, J. C.; RODRIGUEZ, M. D.; AMADIO, A. C. Aspectos metodológicos para a determinação de cargas internas no segmento inferior humano. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8., 1999, Florianópolis, *Anais...* Florianópolis, p. 269-274, 1999.

WINTER, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2. ed. New York: Wiley, 1990.

Recebido: 5 fev. 2002

Aprovado: 25 abr. 2002

Endereço para correspondência  
Jefferson Fagundes Loss  
Escola de Educação Física – UFRGS  
Laboratório de Pesquisa do Exercício  
Rua Felizardo, 750  
Porto Alegre – Rio Grande do Sul  
CEP 90690-200