

Revisão

O movimento e as forças que agem em nosso corpo

Forces acting in our body during movements

Irlei dos Santos, M.Sc., Nádia Fernanda Marconi, D.Sc.

.....
Programa de pós-graduação em Ciências da Reabilitação, Universidade Nove de Julho, UNINOVE, São Paulo

Resumo

Introdução: Muitos esforços têm sido realizados para estimar as forças que atuam em um corpo em movimento e como essas forças são controladas pelo sistema nervoso central (SNC) para gerar movimentos rápidos e precisos. O entendimento dessas forças e como elas são controladas são de fundamental importância para aqueles que trabalham com o movimento humano. *Objetivo:* Este estudo tem como objetivo esclarecer, de forma didática, conceitos importantes da cinemática e da cinética, conduzindo o leitor da compreensão de princípios simples a aplicação dos mesmos nas equações de movimento. *Metodologia:* Este trabalho foi elaborado a partir de uma revisão da literatura nas principais bases de dados da área no período de 1967 a 2009. *Resultados:* Através da dinâmica inversa é possível calcular os torques musculares e de interação gerados nas articulações. *Conclusão:* A dinâmica inversa, como uma ferramenta da cinética tem dado uma contribuição importante para as áreas de Controle Motor, Fisioterapia e Reabilitação no sentido de descrever o padrão de geração e coordenação das forças que movem as articulações. Essa descrição tem sido feita para uma grande variedade de tarefas motoras e sua aplicabilidade tem sido estendida para pacientes com disfunção motora.

Palavras-chave: dinâmica inversa, cinemática, cinética, torque muscular, torque de interação.

Abstract

Introduction: Several studies have been done to determine the forces acting at body during movements and how these forces are controlled by central nervous system (CNS) to generate fast and accurate movements. The knowledge of these forces and how they are controlled are important to professionals that work with human movement. *Objective:* The goal of this study was to explain, in a didactic way, important concepts related to kinematics and kinetics, conducting the reader from the understanding of simple principles to application of these principles in the motion equations. *Methods:* This study is a literature review including articles published since 1967 on the main databases from the area. *Results:* Using the dynamics inverse is possible to calculate the muscle and interaction torques generated at joints. *Conclusion:* The Inverse Dynamics, as a kinetics tool, has contributed with Motor Control, Physical Therapy, and Rehabilitation areas, helping to describe the generation and coordination pattern of the forces which move the joints. This description has been done to several motor tasks and your application has been extended to handicapped patients.

Key-words: inverse dynamics, kinematics, kinetics, muscle torque, interaction torque.

Recebido 2 de julho de 2009; aceito 15 de agosto de 2009.

Endereço para correspondência: Profa. Dra. Nádia Fernanda Marconi, UNINOVE, Centro de pós-graduação, Mestrado em Ciências da Reabilitação, Avenida Francisco Matarazzo, 612 Água Branca 05001-100 São Paulo SP, Tel: (11) 3385-9168, E-mail: nadiamarconi@uninove.br

Introdução

De um modo geral, os conceitos e os fundamentos da Biomecânica, tão importantes para a formação do fisioterapeuta, são subestimados e ignorados por professores e alunos nos cursos de graduação. O movimento humano, principal objeto de estudo do fisioterapeuta, é regido por leis da Física. Em Biomecânica, a cinemática é o ramo da dinâmica que tem como objetivo o estudo da geometria e dos aspectos temporais do movimento, sem considerar as forças que geram o movimento. Já a cinética é baseada na cinemática, e leva em consideração os efeitos das forças que atuam em um corpo e das massas dos segmentos.

Este estudo tem como objetivo esclarecer, de forma didática, conceitos importantes da cinemática e da cinética, conduzindo o leitor da compreensão de princípios simples a aplicação dos mesmos nas equações de movimento. Para facilitar essa compreensão, um exemplo prático é demonstrado. Em especial, este estudo tem como finalidade responder as seguintes perguntas:

1. Como calcular as forças provenientes da contração muscular as quais são transmitidas para as articulações gerando o movimento?
2. Quais são as principais forças que atuam num corpo em movimento e como elas são controladas?
3. Por que a compreensão desses conceitos físicos é importante para os profissionais que trabalham com movimento humano?

Material e métodos

Este trabalho foi elaborado a partir de uma revisão da literatura nas bases de dados *Current Contents/Clinical Medicine*, *Medline*, *Research Alert* e *Scopus* no período de 1967 a 2009. As palavras-chave utilizadas foram *inverse dynamics*, *muscle torque* e *interaction torque*. A revisão de literatura contemplou 30 artigos, os quais foram lidos na íntegra. Além disso, a revisão foi complementada pela consulta a cinco obras localizadas (dissertações, teses e livros).

Resultados

Muitos esforços têm sido realizados para estimar as forças que atuam em um corpo em movimento e como essas forças são controladas pelo sistema nervoso central (SNC) para gerar movimentos rápidos e precisos [1-18]. O entendimento dessas forças e como elas são controladas são de fundamental importância para aqueles que trabalham com o movimento humano.

Parte dessas forças é produzida pela contração de músculos que cruzam as articulações envolvidas com a tarefa motora. Essa força proveniente da contração muscular e que é transmitida para a articulação gerando movimento é denominada

torque muscular [1-6,13-18]. O torque muscular é calculado multiplicando a força muscular (F) pela menor distância (d) entre a linha de ação dessa força e o centro da articulação onde ocorre o movimento [19,20]. Em experimentos envolvendo animais, podemos mensurar facilmente a força gerada pelo músculo inserindo uma célula de carga no tendão do mesmo [21,22]. Por ser um método invasivo, esse procedimento torna-se inviável para ser realizado em humanos.

Como determinar os torques musculares que geram os movimentos? Um modelo amplamente utilizado na literatura internacional é a dinâmica inversa [2,13-18]. O emprego dessa terminologia refere-se ao fato de que os torques são calculados a partir do conhecimento da cinemática (aceleração angular das articulações e aceleração linear a que os segmentos corporais são submetidos) e do momento de inércia dos segmentos [19,20]. Trata-se de um modelo matemático que tem como premissa básica a equação de movimento estabelecida por Isaac Newton de que $F = m \cdot a$ (onde F é força, m é massa e a é aceleração) [19,20].

A dinâmica inversa utiliza parâmetros antropométricos do sujeito (como, por exemplo, massa corporal e comprimento dos segmentos) e o centro de massa (CM) para estimar parâmetros inerciais dos segmentos corporais [15]. Essa estimativa é feita baseada em vários estudos com cadáveres [19,23].

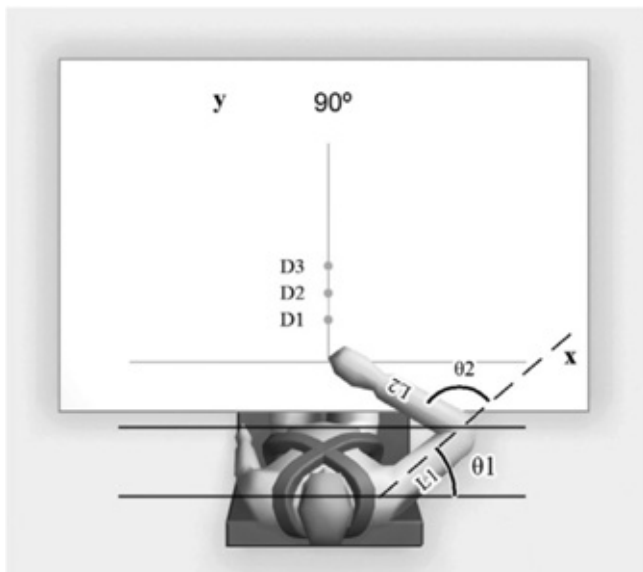
Os parâmetros antropométricos como massa corporal e comprimento dos segmentos são facilmente obtidos através de uma balança e fita métrica e devem estar descritos, respectivamente, em quilograma (kg) e metros (m). O CM é o ponto de um objeto no qual a somatória de todas as forças e momentos é igual a zero. É por essa razão que um objeto suspenso a partir do seu CM não irá transladar e, muito menos, girar. Baseado em estudos com cadáveres e conhecendo os parâmetros antropométricos do indivíduo, várias tabelas geram a estimativa da localização do CM de um determinado segmento corporal [19,23]. O momento de inércia (I) é determinado pela equação $I = m \cdot r^2$ (onde m é igual à massa do segmento, e r é a distância entre o CM do segmento e seu eixo de rotação). A unidade de medida do momento de inércia é $\text{kg} \cdot \text{m}^2$.

Atualmente existem sistemas sofisticados que auxiliam na tarefa de reconstrução de movimentos [1-6,13-16,24,25]. A definição dos segmentos corporais, bem como sua orientação no espaço, é feita inicialmente através da colocação de marcas no centro das articulações [2,13-16]. De um modo geral, esses sistemas registram a posição e o deslocamento de cada uma das marcas no espaço tridimensional, ou seja, nas coordenadas x , y e z , durante todo o tempo de execução dos movimentos. Quando dois segmentos de reta são definidos (como por exemplo, braço e antebraço) é possível calcular o ângulo entre esses dois segmentos, nesse caso, em particular, o ângulo do cotovelo. Isso é feito pela aplicação de equações geométricas para o triângulo genérico, baseadas no comprimento dos segmentos. A variação do deslocamento angular dividida pelo tempo calcula a velocidade angular. Da mesma

forma, a variação da velocidade dividida pelo tempo calcula a aceleração angular. Além disso, o registro das coordenadas x e y permite determinar as coordenadas do centro de massa de cada segmento, as quais são baseadas na distância conhecida entre uma das marcas fixas ao segmento e o CM desse segmento.

Para fins didáticos, um exemplo prático para aplicação dos conceitos anteriormente descritos será utilizado. Imagine que o seu objetivo seja calcular os torques musculares gerados no ombro e no cotovelo durante a execução de um movimento da extremidade superior. As informações iniciais que precisam ser coletadas e a posição inicial do sujeito são ilustradas na Figura 1.

Figura 1 - Definição dos segmentos corporais e sua orientação espacial para execução de movimentos do braço com reversão (Marconi, 2005, p. 81, com permissão [26]).



Para reconstrução desse tipo de movimento, marcas foram colocadas no centro das articulações do ombro (direito e esquerdo), cotovelo (direito) punho (direito) e na ponta do dedo indicador (direito). A colocação dessas marcas definiu um segmento proximal (braço) e um segmento distal (antebraço e mão). Na figura, o comprimento desses segmentos corresponde, respectivamente, a L1 e L2. Os segmentos de reta formados pela linha do plano frontal do sujeito e o braço definiram o ângulo do ombro (θ_1) e os segmentos de reta formados pelo braço e antebraço definiram o ângulo do cotovelo (θ_2).

Uma vez coletadas as informações antropométricas do sujeito e calculado os parâmetros inerciais, bem como a cinemática angular da articulação e linear dos segmentos é possível calcular o torque muscular, usando a equação da dinâmica inversa. O torque muscular do cotovelo (T2) é estimado através da Equação 1 e o resultado é dado em Nm.s (Newton metro por segundo).

Equação 1 - Equação da dinâmica inversa para estimar o torque muscular na articulação do cotovelo [15].

$$T_2 = m_2 \cdot c_2 (\ddot{y}_2 \cdot \cos \theta_2 - \ddot{x}_2 \cdot \sin \theta_2) + I_2 \cdot \ddot{\theta}_2$$

m_2 = massa do antebraço;
 c_2 = distância do ponto proximal do antebraço até seu CM;
 \ddot{y}_2 = aceleração da coordenada y do centro de massa do antebraço;
 \cos = co-seno;
 θ_2 = ângulo do cotovelo;
 \ddot{x}_2 = aceleração da coordenada x do centro de massa do antebraço;
 \sin = seno
 I_2 = momento de inércia sobre o CM do antebraço;
 $\ddot{\theta}_2$ = aceleração do cotovelo.

O torque muscular do ombro (T1) é estimado por meio da Equação 2 e também é dado em Nm.s.

Equação 2 - Equação da dinâmica inversa para estimar o torque muscular na articulação do ombro [15].

$$T_1 = T_2 + m_1 \cdot c_1 (\ddot{y}_1 \cdot \cos \theta_1 - \ddot{x}_1 \cdot \sin \theta_1) + m_2 \cdot L_1 (\ddot{y}_2 \cdot \cos \theta_1 - \ddot{x}_2 \cdot \sin \theta_1) + I_1 \cdot \ddot{\theta}_1$$

T_2 = torque do cotovelo;
 m_1 = massa do braço;
 c_1 = distância do ponto proximal do braço até seu CM;
 \ddot{y}_1 = aceleração da coordenada y do centro de massa do braço;
 \cos = co-seno;
 θ_1 = ângulo do ombro;
 \ddot{x}_1 = aceleração da coordenada x do centro de massa do braço;
 \sin = seno;
 m_2 = massa do antebraço;
 L_1 = comprimento do braço;
 \ddot{y}_2 = aceleração da coordenada y do centro de massa do antebraço;
 \ddot{x}_2 = aceleração da coordenada x do centro de massa do antebraço;
 I_1 = momento de inércia sobre o CM do braço;
 $\ddot{\theta}_1$ = aceleração do ombro.

Por se tratar de um movimento realizado no plano horizontal, ou seja, paralelo ao solo, a aceleração gravitacional ($g = 9,82 \text{ m/s}^2$) não é considerada nessas equações. Para esses movimentos, a ação da gravidade é constante em toda extensão do movimento [15,19,20].

Como mencionado anteriormente, profissionais que trabalham com movimento humano precisam ter conhecimento das forças impostas a um corpo em movimento e das variáveis que influenciam diretamente a geração dessas forças. Mas, como transpor esses conceitos físicos para o entendimento do que é torque muscular e sua aplicabilidade para o movimento humano?

Para responder essa pergunta, o primeiro conceito que precisa ser descrito é o de impulso, ou seja, quantidade de torque gerada num intervalo de tempo. Inicialmente, as equações da dinâmica inversa foram usadas para calcular os torques musculares do ombro e do cotovelo durante a execução de movimentos de apontar com o braço no plano sagital [1,5,6,27].

Para a tarefa em questão (movimento planar de apontar), o torque muscular do ombro e do cotovelo apresenta um perfil bifásico, sendo possível distinguir dois impulsos distintos (um positivo e outro negativo) em formato sinusoidal. O primeiro impulso é caracterizado pela quantidade de torque muscular gerado do início do movimento até o término da fase de aceleração e, portanto, tem a função de acelerar o membro em direção ao alvo. Ao término da fase de aceleração, o torque muscular reverte a sua direção e uma força em direção oposta é gerada, sendo possível identificar o segundo impulso, cuja função é desacelerar

o membro no alvo [1,5,6,27]. Para gerar movimentos harmoniosos e rápidos de apontar, o SNC precisa prever com precisão as forças musculares geradas (via contração dos músculos), calcular a magnitude desses torques e a duração das fases de aceleração e desaceleração do movimento, bem como, coordenar esses torques. Caso contrário haveria um erro de execução ou uma redução na eficiência dessas forças para executar a tarefa.

A definição de impulsos em termos de valores positivos ou negativos é feita através de convenção. De um modo geral, assumimos que os torques que conduzem os movimentos em sentido anti-horário têm valores positivos e quando esses mudam de direção (sentido horário), têm valores negativos.

A aplicação da dinâmica inversa não está restrita a movimentos unidirecionais ou movimentos da extremidade superior. Atualmente, esse modelo tem sido aplicado a uma grande variedade de tarefas motoras [8,9,16,24,28]. No entanto, como o foco desse trabalho são os movimentos do braço com reversão, realizados no plano horizontal, a aplicação do modelo nesse tipo de tarefa será priorizada.

Tais movimentos envolvem as articulações do ombro e do cotovelo e são realizados a partir de uma posição inicial até um alvo com retorno imediato à posição inicial. Para esse tipo de tarefa, realizada em duas direções (ida e volta), o perfil do torque muscular de ambas as articulações tem características distintas das observadas em movimentos de apontar [1,5,6,27,29].

O primeiro impulso tem a função de acelerar o membro da posição inicial até o alvo. Ao término dessa primeira fase de aceleração, o torque muscular reverte sua direção pela primeira vez, gerando um segundo impulso. Porém, em movimentos com reversão, o segundo impulso tem funções mais complexas, ou seja, inicialmente ele desacelera o membro no alvo, para então reverter à direção do movimento e acelerar o membro de volta à posição inicial. Finalmente, para frear o membro de volta à posição inicial, o torque muscular reverte sua direção pela segunda vez e um terceiro impulso é identificado, cuja função é desacelerar o membro no alvo [2,13-18,26,29].

Além dos torques de origem muscular e gravitacional, as articulações também sofrem a ação dos torques de interação [7,11,13,18,30]. Ao contrário dos torques musculares, os torques de interação são de natureza passiva [15,26]. Durante a execução de tarefas que envolvem mais do que um segmento corporal, o movimento numa articulação gera, por conseguinte, movimento na articulação adjacente. Em outras palavras, o movimento em uma articulação gera um torque de interação nas articulações interligadas em forma de cadeia. Portanto, o torque de interação é dependente da aceleração da articulação focal [15,26].

Há muito tempo, Bernstein [31] já afirmava que o sistema de controle motor deveria incorporar os torques de interação na solução mecânica da tarefa. Contrariando o pensamento de Bernstein, alguns autores interpretam as forças reativas como distúrbios e, por essa razão, a hipótese de que o sistema de controle motor criaria mecanismos para minimizar esses torques foi formulada [13,26].

A primeira demonstração de que o torque de interação poderia ser incorporado na solução mecânica da tarefa foi feita mais tarde [18]. Porém, apenas recentemente um estudo com aprendizagem demonstrou que Bernstein estava correto e que o SNC, de fato, tira proveito dos torques de interação para mover as articulações nas direções desejadas [13,26]. Porém, os mecanismos de processamento dessas informações pelo SNC ainda não são conhecidos.

Os torques de interação também são chamados de forças reativas e, assim como os torques musculares, são caracterizados por um perfil trifásico para movimentos em duas direções (ida e volta) [7,13,18]. Esses torques também podem ser calculados através da dinâmica inversa, sendo necessário excluir o torque muscular da equação. A equação 3 é utilizada para calcular o torque de interação do cotovelo durante a execução de movimentos da extremidade superior no plano horizontal e o resultado é dado em Nm.s.

Equação 3 - Equação da dinâmica inversa para estimar o torque de interação na articulação do cotovelo [15].

$$- \{T2 - (I2 + m2 \cdot c2^2) \cdot (\ddot{\theta}2 - \ddot{\theta}1)\}$$

T2 = torque do cotovelo;

I2 = momento de inércia sobre o CM do antebraço;

m2 = massa do antebraço;

c2 = distância do ponto proximal do antebraço até seu CM;

$\ddot{\theta}2$ = aceleração do cotovelo;

$\ddot{\theta}1$ = aceleração do ombro.

Discussão

Para os profissionais que trabalham com o movimento humano (fisioterapeutas, educadores físicos, terapeutas ocupacionais, profissionais da dança) o conhecimento das forças que atuam num corpo quando esse se movimenta é de suma importância. No processo de reabilitação, por exemplo, esse conhecimento permite ao profissional usar essas forças em benefício do processo terapêutico. Por outro lado, a falta de informação a respeito dessas forças e de suas dimensões físicas pode trazer efeitos deletérios ao paciente/cliente.

Através da dinâmica inversa é possível calcular os torques musculares e de interação, duas forças significativas que atuam em nosso corpo quando realizamos nossos movimentos. Seus impulsos (quantidade de força gerada num intervalo de tempo) são forças propulsoras cuja função é acelerar e desacelerar os segmentos.

Vários estudos têm demonstrado que para alguns tipos de movimentos, os torques musculares gerados em duas articulações ligadas em cadeia (por exemplo, ombro e cotovelo) são coordenados em termos temporais e de magnitude. O grau de coordenação foi medido pela correlação linear entre esses torques [11-14]. Essa coordenação está presente nos primeiros meses de vida [32], porém, apresenta-se prejudicada em algumas condições patológicas, como, por exemplo, na neuropatia periférica [33].

O torque de interação, o qual é uma força reativa, resultante da translação das articulações circunvizinhas também é

incorporado ao movimento. Um estudo recente demonstrou que após a prática de movimentos do braço com reversão, os voluntários aumentaram o torque de interação do cotovelo para mover mais rápido [13]. Em outras palavras, o torque de interação foi incorporado à solução mecânica da tarefa.

Conclusão

A dinâmica inversa, como uma ferramenta da cinética (ramo da Biomecânica que leva em consideração as forças que geram os movimentos) tem dado uma contribuição importante para as áreas de Controle Motor, Fisioterapia e Reabilitação no sentido de descrever o padrão de geração e coordenação das forças que movem as articulações. Essa descrição tem sido feita para uma grande variedade de tarefas motoras e sua aplicabilidade tem sido estendida para pacientes com disfunção motor [33-35].

Referências

- Almeida GL, Hong D, Corcos DM, Gottlieb GL. Organizing principles for voluntary movement: extending single-joint rules. *J Neurophysiol* 1995;74:1374-81.
- Almeida GL, SMSF Freitas, Marconi NF. Coupling between muscle activities and muscle torques during horizontal-planar arm movements with direction reversal. *J Electromyogr Kinesiol* 2006;16:303-11.
- Gottlieb GL, Corcos DM, Agarwal GC. Organizing principles for single joint movements: I – a speed-insensitive strategy. *J Neurophysiol* 1989;62:342-57.
- Gottlieb GL, Corcos DM, Agarwal GC. Strategies for the control of single mechanical degree of freedom voluntary movements. *Behav Brain Sci* 1989; 12:189-210.
- Gottlieb GL, Song Q, Hong D, Corcos DM. Coordinating two degrees of freedom during human arm movement: load and speed invariance of relative joint torques. *J Neurophysiol* 1996;76(5):3196-206.
- Gottlieb GL, Song Q, Hong D, Almeida GL, Corcos DM. Coordinating movement at two joints: a principle of linear covariance. *J Neurophysiol* 1996;75(4):1760-4.
- Hollerbach JM, Flash T. Dynamic interactions between limb segments during planar arm movement. *Biol Cybernet* 1982;44:67-77.
- Hoy MG, Zernicke RF. Modulation of limb dynamics in the swing phase of locomotion. *J Biomech* 1985;18:49-60.
- Hoy MG, Zernicke RF, Smith JL. Contrasting roles of inertial and muscle moments at knee and ankle during paw-shake response. *J Neurophysiol* 1985; 54:1282-94.
- Lackner JR, Dizio P. Rapid adaptation to coriolis force perturbations of arm trajectory. *J Neurophysiol* 1994;72:299-313.
- Sainburg RL, Kalakanis D. Differences in control of limb dynamics during dominant and nondominant arm reaching. *J Neurophysiol* 2000;83:2661-75.
- Sainburg RL, Ghez C, Kalakanis D. Intersegmental dynamics are controlled by sequential anticipatory, error correction, and postural mechanisms. *J Neurophysiol* 1999;81:1045-56.
- Marconi NF, Almeida GL. Principles for learning horizontal-planar arm movements with reversal. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18(5):771-9.
- Sande de Souza LA, Dionísio VC, Lerena MA, Marconi NF, Almeida GL. The linear co-variance between joint muscle torques is not a generalized principle. *J Electromyogr Kinesiol* 2009;19(3):e171-9.
- Almeida GL, Hasan Z, Corcos DM. Horizontal-plane arm movements with direction reversals performed by normal individuals and individuals with Down syndrome. *J Neurophysiol* 2000;84:1949-60.
- Dionísio VC, Almeida GL, Duarte M, Hirata RP. Kinematic, Kinetic and EMG patterns during downward squatting. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18:134-43.
- Schaefer SY, Sainburg RL. Sequential processes for controlling distance in multijoint movements. *J Mot Behav* 2008;40:325-36.
- Schneider K, Zernicke RF, Schmidt RA, Hart TJ. Changes in limb dynamics during the practice of rapid arm movements. *J Biomech* 1989;22:805-17.
- Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 3th ed. New Jersey: Wiley; 2005.
- Özkaya N, Nordin M. *Fundamentals of biomechanics. Equilibrium, motion and deformation*. New York: Van Nostrand Reinhold; 1991.
- Rack PHM, Westbury DR. The effect of length and stimulus rate on the tension in the isometric cat soleus muscle. *J Physiol* 1969;204:443-60.
- Sandercock TG. Extra force from asynchronous stimulation of cat soleus muscle results from minimizing the stretch of the common elastic elements. *J Neurophysiol* 2006;96:1401-5.
- Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomech* 1996;29:1223-30.
- Kuxhaus L, Schimoler PJ, Viperman JS, Miller MC. Effects of camera switching on fine accuracy in a motion capture system. *J Biomech Eng* 2009;131(1):014502.
- Donoghue OA, Harrison AJ, Coffey N, Hayes K. Functional data analysis of running kinematics in chronic Achilles tendon injury. *Med Sci Sports Exerc* 2008;40:1323-35.
- Marconi NF. Controle motor de movimentos de reversão do braço em indivíduos neurologicamente normais e portadores da síndrome de Down: O efeito do treinamento [tese]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2005.
- Gottlieb GL, Song Q, Almeida GL, Hong DA, Corcos D. Directional control of planar human arm movement. *J Neurophysiol* 1997;78:2985-98.
- Almeida GL, Carvalho RL, Talis VL. Postural strategy to keep balance on the seesaw. *Gait Posture* 2006;23:17-21.
- Marconi NF. Controle motor de movimentos de reversão em indivíduos neurologicamente normais e portadores da síndrome de Down: O efeito do feedback intrínseco [dissertação]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2000.
- Nozaki D. Torque interaction among adjacent joints due to the action of biarticular muscles. *Med Sci Sports Exerc* 2009;41:205-9.
- Bernstein NA. *The coordination and regulation of movements*. Oxford: Pergamon Press; 1967.
- Zaal FTJM, Daigle K, Gottlieb GL, Thelen E. An unlearned principle for controlling natural movements. *J Neurophysiol* 1999;82:255-9.
- Sainburg RL, Ghilardi MF, Poizner H, Ghez C. Control of limb dynamics in normal subjects and patients without proprioception. *J Neurophysiol* 1995;73:820-9.
- Bastian AJ, Martin TA, Keating JG, and Thach WT. Cerebellar ataxia: abnormal control of interaction torques across multiple joints. *J Neurophysiol* 1996;76:492-509.
- Bastian AJ. Cerebellar limb ataxia: abnormal control of self-generated and external forces. *Ann N Y Acad Sci* 2002 978:16-27.