

Análise por dinâmica inversa, um complemento da avaliação fisioterapêutica do ombro

Inverse dynamics analysis as a complement of shoulder physical therapy assessment

Joelly Mahnic de Toledo¹, Daniel Cury Ribeiro², Jefferson Fagundes Loss³

Estudo desenvolvido no Lapex/ Esef – Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da UFRGS – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brasil

¹ Fisioterapeuta Ms.; doutoranda no PPG – Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Esef/ UFRGS

² Fisioterapeuta Ms.; pesquisador voluntário do PPG em Ciências do Movimento Humano, Esef/UFRGS

³ Engenheiro eletricitista; Prof. Dr. do PPG em Ciências do Movimento Humano, Esef/ UFRGS

ENDEREÇO PARA
CORRESPONDÊNCIA

Joelly M. de Toledo
Av. Baltazar de Oliveira Garcia
3221 bl.4 ap.407 Jardim
Leopoldina
91180-001 Porto Alegre RS
e-mail:
joellytoledo@hotmail.com

APRESENTAÇÃO
abr. 2009

ACEITO PARA PUBLICAÇÃO
jul. 2009

RESUMO: O objetivo do estudo é caracterizar as forças em atuação na articulação do ombro durante o movimento de elevação do membro superior no plano escapular por meio do método de dinâmica inversa, aqui sugerido como um meio complementar da avaliação fisioterapêutica. Esse método permite determinar os picos de momento proximal resultante (MPR) e da força proximal resultante (FPR) do ombro durante o movimento, possibilitando assim a avaliação objetiva das cargas impostas à articulação. Participaram do estudo 21 indivíduos do sexo masculino, cuja movimentação do ombro foi analisada por videogrametria em três diferentes situações de carga: sem carga, com peso livre e com resistência elástica. Um modelo matemático tridimensional foi utilizado para o cálculo do MPR e da FPR, permitindo caracterizar a evolução dessas variáveis ao longo da elevação do membro superior nas três situações de carga nos eixos pósterio-anterior, caudal-cranial e médio-lateral, determinando seus respectivos picos. O método da dinâmica inversa revelou-se capaz de fornecer informações objetivas sobre as cargas impostas à articulação do ombro nas diversas amplitudes e situações de carga do movimento estudado, podendo tais informações servir como uma base concreta no planejamento de um programa de reabilitação do ombro.

DESCRIPTORES: Articulação do ombro; Avaliação; Biomecânica

ABSTRACT: The purpose of this study was to describe forces acting on the shoulder joint during upper limb elevation at the scapular plane by means of the inverse dynamics method, here suggested as a complementary means of physiotherapeutic assessment of the shoulder. The method allows for determining proximal net moment (PNM) and proximal net force (PNF) peaks during movements, hence providing an objective assessment of loads on the joint. Twenty-one male subjects were studied, their shoulder movements being analysed by videogrammetry in three load situations: with and without load, and with elastic resistance. A three-dimensional mathematic model was used to calculate PNM and PNF peak values, as well as to describe their evolution during movement along the anterior-posterior, superior-inferior, and lateral-medial axes. The inverse dynamics method was thus shown to provide objective information on the loads which shoulder joint is submitted to at the diverse ranges of motion and load situations during arm elevation; such information may be taken as a factual basis for planning shoulder rehabilitation programs.

KEY WORDS: Biomechanics; Evaluation; Shoulder joint

INTRODUÇÃO

Atualmente há um grande interesse em entender a função da articulação do ombro, suas patologias e tratamento. Isso se explica pelo aumento da idade geral da população, aumento da prevalência de osteoartrite e, também, pela popularidade de esportes com alto risco de lesão nessa articulação¹. Nos esportes, as lesões de ombro correspondem a 8 a 20% do total das lesões². Como a articulação do ombro é a que tem maior amplitude de movimento entre as articulações do corpo humano, são necessárias descrições precisas e significativas de seus movimentos e das cargas às quais é submetida, para entender tanto sua função normal quanto a patológica³.

A avaliação da articulação do ombro previamente ao início do tratamento fisioterapêutico é de suma importância para o estabelecimento correto dos objetivos a serem seguidos. A maior parte dos clínicos concorda que um método padrão de avaliação da função musculoesquelética facilita a comunicação entre pesquisadores e permite a comunicação de resultados relevantes e úteis para fisioterapeutas, provedores de saúde e o público em geral⁴. Entretanto, existe uma considerável controvérsia sobre o método ideal de avaliação do ombro. Enquanto profissionais defendem o uso de avaliações com parâmetro único, outros preferem sistemas de escore baseados em escalas pontuais. Há ainda os profissionais que usam questionários baseados em resultados de acompanhamento ou preferem avaliar resultados de habilidade ou incapacidade do ombro ao realizar tarefas específicas, dependendo do diagnóstico⁵. É importante salientar que todos esses métodos são muito importantes e que uma avaliação deve ser o mais completa possível. Entretanto, as informações provenientes desses métodos geralmente são subjetivas, não sendo tão fidedignas quanto aquelas provenientes de avaliações objetivas – além de serem altamente dependentes da experiência do avaliador.

A dinâmica inversa é um método de análise que permite avaliar de forma quantitativa e objetiva as forças e os momentos proximais resultantes (FPR e MPR) de uma determinada articulação

em diferentes atividades⁶. Nesse sentido, essa análise pode ser utilizada como complemento de uma avaliação da articulação do ombro. É importante entender quais fatores biomecânicos podem predispor os indivíduos às patologias musculoesqueléticas do ombro para planejar intervenções⁷. A análise mecânica dos movimentos tem sido utilizada para alcançar um melhor entendimento dos exercícios⁸, ou para auxiliar na escolha de um exercício em detrimento de outro^{9,10}. A combinação de um método de medidas cinemáticas em três dimensões com um modelo biomecânico do ombro que utiliza a dinâmica inversa alcança importante potencial de aplicação clínica, como por exemplo a análise biomecânica de problema em uma artroplastia total do ombro¹¹.

O conhecimento do comportamento das cargas impostas às articulações do corpo humano permite maior controle sobre as mesmas, tornando as prescrições de exercícios mais seguras. A caracterização do comportamento das FPR e dos MPR pode auxiliar na elaboração de programas de prevenção de lesões ocupacionais ou desportivas¹². Além disso, essa caracterização pode auxiliar a compreensão da razão pela qual alguns esportes apresentam maior ou menor índice de lesões músculo-tendíneas e/ou articulares¹³.

O objetivo deste trabalho é caracterizar as forças em atuação na articulação do ombro durante o movimento de elevação do membro superior no plano escapular por meio do método de dinâmica inversa, com vistas a sua utilização como meio complementar de avaliação fisioterapêutica dessa articulação.

METODOLOGIA

A amostra foi composta por 21 indivíduos do sexo masculino, destros, com idade média de 26,7±5,2 anos, altura média de 176±6 cm e massa corporal média de 74,8±7,8 kg. Foram estabelecidos como critérios de inclusão a dominância no membro superior direito e força muscular capaz de elevar o membro superior até uma amplitude de movimento próxima a 150° contra resistência, quando a massa média do halter foi de 3,7±0,4 kg. Como critérios de exclu-

são foram adotados a presença de dor ou histórico de lesão no membro superior direito nos últimos seis meses, prática de atividade física por mais de três vezes por semana (para evitar possíveis distorções por praticantes de treinamento muscular intenso) ou positividade nos testes articulares.

A definição do tamanho da amostra foi feita por cálculo amostral no programa Winpipe, considerando um poder de previsão de 90% e um nível de significância de 0,05. Todos os sujeitos assinaram um termo de consentimento livre e informado e o estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Procedimentos

Os indivíduos foram submetidos a quatro etapas: avaliação, alongamento-aquecimento, preparação e coleta de dados.

Etapa I: durante a avaliação, foram obtidos os dados antropométricos e realizados testes articulares, para verificar se o indivíduo apresentava algum tipo de lesão no ombro a ser avaliado (direito). Esses testes foram aplicados em todos os indivíduos pelo mesmo fisioterapeuta e consistiam no teste de Hawkins, indicado para impacto subacromial e no teste de apreensão anterior e posterior do ombro, indicado para detectar instabilidade articular, sendo considerado positivo o teste em que o indivíduo referisse dor na articulação¹⁴.

Etapa II: após os testes foi feito alongamento dos grupos musculares flexores, extensores, adutores e abdutores horizontais do ombro e aquecimento. O aquecimento consistiu em familiarização com o movimento utilizado para a coleta dos dados, ou seja, dez repetições do movimento de elevação do braço no plano escapular sem carga.

Etapa III: a preparação consistiu em colar na pele dos voluntários 14 marcadores reflexivos, por

meio da técnica de palpação das saliências ósseas, nos seguintes pontos anatômicos: processo estilóide da ulna e do rádio, epicôndilo medial e lateral, processo coracóide, ângulo acromial, ângulo inferior e medial da escápula, articulação acrômio-clavicular, articulação esterno-clavicular, processo xifóide, incisura jugular, processo espinhoso da sétima vértebra cervical e processo espinhoso da oitava vértebra torácica¹⁵.

Etapa IV: a coleta de dados corresponde à filmagem, quando foi captado o movimento de elevação do membro superior no plano escapular em três situações de carga, de forma randomizada: sem carga, com peso livre e com resistência elástica. Nessa etapa, o indivíduo foi posicionado no espaço onde era realizada a filmagem e instruído a efetuar uma série de cinco repetições consecutivas do gesto em questão. A execução do gesto foi regulada por um metrônomo, ajustado para uma velocidade angular de 45°/s.

Parâmetros cinemáticos: para sua aquisição, foram utilizadas cinco câmeras de vídeo digitais (JVC GR-DVL9800) com frequência de amostragem de 25 Hz, conectadas a cinco microcomputadores com o programa Dvideow instalado para captura das imagens. A reconstrução espacial dos segmentos foi feita pela localização espacial dos pontos anatômicos marcados. Para descrição do movimento no espaço foram utilizados dois tipos de sistemas de coordenadas: o sistema de coordenadas global, que representa o sistema de coordenadas do ambiente de coleta, e o sistema de coordenadas local, que é aplicado em cada segmento do membro superior.

Parâmetros cinéticos: foram monitorados durante a coleta de dados somente para a realização dos gestos com resistência elástica. Para essa quantificação, foi utilizada uma célula de carga (Alpha Instruments, modelo SV20) conectada a um microcomputador dotado de um conversor analógico-digital (16 bits, Computer Boards) a uma taxa de amos-

tragem de 500 Hz. O programa de aquisição dos dados da célula de carga foi o Codas (Computer-based Oscillograph and Data Acquisition System, Dataq Instruments Inc., Ohio, USA). A célula de carga fornece informações em uma dimensão. Para tornar possível a identificação da direção e do sentido da força externa, fez-se necessário o uso de dois marcadores reflexivos na faixa elástica. A calibração da célula de carga foi feita antes e depois da coleta, utilizando-se cargas conhecidas.

Durante o movimento com a faixa elástica, a célula de carga foi posicionada na extremidade inferior da faixa e ficou fixada ao chão. Antes do início do registro dos dados no exercício com a faixa elástica, o pesquisador escolhia um comprimento da faixa aleatoriamente e instruíu o indivíduo a realizar o movimento. Nesse momento o pesquisador, por meio da visualização direta dos valores que a célula de carga estava registrando, ajustava o comprimento da faixa para que esta fornecesse a resistência máxima de 5% do peso corporal no final do movimento.

Processamento e análise dos dados

Para processamento, digitalização e reconstrução dos dados cinemáticos foi utilizado o programa Dvideow. A filtragem dos dados cinemáticos foi feita pelo filtro digital passa-baixa Butterworth, ordem 3. A determinação da frequência de corte foi feita utilizando-se o método da análise residual, proposto por Winter¹⁶.

Para processamento dos dados cinéticos da situação com resistência elástica, foi utilizado o programa SAD32. O sinal foi filtrado pelo filtro Média Móvel, com frequência de corte de 1 Hz. Após a filtragem do sinal, este foi sub-amostrado para uma taxa de frequência igual aos dados cinemáticos e recortou-se o trecho necessário para a análise, de acordo com o sinal do sincronismo dos dados cinemáticos. No final do processamento, o sinal da célula de carga foi exportado para ser utilizado no programa Matlab pelo modelo matemático.

Para obtenção da FPR e do MPR no ombro, foi utilizado um modelo matemático em três dimensões de segmentos articulados baseado na dinâmica inversa para membro superior desenvolvido no programa Matlab¹⁷. O modelo de segmentos articulados utilizado no presente estudo apresenta a vantagem de permitir a quantificação das forças articulares de maneira indireta^{16,18}. O segmento superior é modelado como quatro corpos rígidos (mão-antebraço, braço, escápula e tronco) conectados.

Com base na descrição cinemática e cinética completa, bem como mensurações antropométricas acuradas, é possível calcular as forças de reação articular e momentos musculares resultantes¹⁶. Isso é feito por meio da solução inversa das equações de movimento (técnica da dinâmica inversa), seja pelas equações de movimento de Newton-Euler ou de Lagrange. Por serem as mais comumente utilizadas, optou-se pelo uso das de Newton-Euler, que são extensões das equações de movimento de Newton¹⁹.

Foi feita análise descritiva dos dados do comportamento da FPR e do MPR, apresentados em seus valores médios em intervalos de 10° de amplitude de movimento. Além disso, foram calculados os valores médios de pico do MPR e da FPR nas três situações de carga, apresentados com seus respectivos desvios-padrão.

RESULTADOS

Tendo em vista a grande quantidade de dados e os diversos fatores analisados, os resultados são apresentados agrupados por eixos. A Figura 1 apresenta o sistema de coordenadas local da articulação do ombro com os três eixos: o "eixo x" associado à direção pósterio-anterior, o "eixo y" à direção longitudinal (caudal-cranial) e o "eixo z" à direção longitudinal médio-lateral. Todos os resultados apresentados são em relação a esse sistema de coordenadas.

A análise descritiva da FPR no eixo x (pósterio-anterior) mostra que o comportamento da FPR foi crescente em todas as situações de carga, tendo um leve decréscimo no final do movimento. No início do movimento, a FPR apresenta valores negativos, o que nesse eixo re-

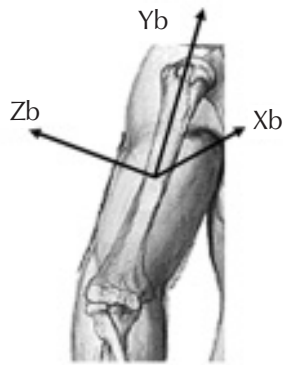


Figura 1 Sistema de coordenadas local do ombro: xb = eixo póstero-anterior; yb = eixo caudal-cranial; zb = eixo médio-lateral

apresenta uma força no sentido posterior, e logo depois torna-se positiva durante o resto do movimento, o que representa uma força resultante no sentido anterior.

Em relação ao eixo y (longitudinal), o comportamento da FPR é completamente diferente do anterior: nas três cargas estudadas foi decrescente durante todo o movimento, tornando-se negativa a partir dos ângulos de 80° e 90°. Os valores positivos da FPR (início do movimento) representam uma força no sentido superior; os negativos, no sentido inferior.

O comportamento da FPR no eixo z (médio-lateral), independente da carga utilizada, é muito semelhante ao do eixo x. Apresenta-se crescente até aproximadamente a metade da amplitude de movimento e, em seguida, há um decréscimo na magnitude. Nesse eixo a FPR apresenta-se sempre positiva, o que representa uma força resultante sempre no sentido lateral.

Na análise do momento proximal resultante, pôde-se perceber que este, no

eixo x, apresenta apenas valores negativos, o que significa momentos abdutores. Nas três condições de carga o MPR assumiu comportamento semelhante, crescendo e decrescendo ao longo da amplitude do movimento, tendo diferenças mais acentuadas entre suas magnitudes.

No eixo y, o MPR apresenta apenas valores negativos, o que significa momento de rotação externa. As três condições de carga mostraram diferenças em suas magnitudes e no seu comportamento. Na situação sem carga, o MPR foi praticamente constante ao longo de todo o movimento, com valores bem próximos a 1 Nm. Já nas outras duas situações de carga, o comportamento do MPR foi crescente-decrescente.

No eixo z, o MPR apresenta todos os valores positivos, o que nesse eixo significa momentos flexores. Nas três condições de carga o comportamento do MPR foi muito semelhante, apresentando apenas diferenças em magnitude; foi crescente-decrescente ao longo de toda a amplitude de movimento.

A Figura 2 ilustra o comportamento do momento proximal resultante nos três eixos na situação de carga com halter. Nota-se que a exigência máxima (o pico do momento) ocorre em diferentes amplitudes articulares nos três eixos, indicando uma sobrecarga músculo-tendínea maior para os rotadores externos (eixo y) no início do movimento, enquanto para os abdutores (eixo x) e flexores (eixo z) a sobrecarga é maior próximo aos 90° de elevação.

A Tabela 1 apresenta os valores médios de pico do MPR e da FPR e o ângulo de ocorrência desses picos nas três situações de carga durante a elevação do membro superior no plano escapular.

Tabela 1 Pico e respectivo ângulo de ocorrência de FPR e MPR (média ± desvio-padrão) nas três situações de carga nos três eixos (n=21)

Eixo	S	FPR		MPR	
		Pico N	Ângulo °	Pico N	Ângulo °
x	SC	25±6	95±10	-7±2	69±16
	HA	49±14	93±9	-21±6	64±17
	RE	49±12	102±11	-18±6	84±17
y	SC	37±4	16±4	-1±0	47±23
	HA	71±7	17±4	-4±2	49±68
	RE	41±8	117±8	-3±2	68±25
z	SC	28±7	76±16	6±2	84±11
	HA	53±16	72±18	19±6	80±10
	RE	49±14	87±15	18±5	95±11

FPR = força proximal resultante; MPR = momento proximal resultante; S = situação de carga; SC = sem carga; HA = com halter; RE = resistência elástica (valores negativos no eixo x = momento abductor; valores negativos no eixo y = momento rotador externo)

DISCUSSÃO

Os valores máximos de FPR e MPR nos diferentes eixos em amplitudes distintas da articulação apontam para a variedade de sobrecargas articulares e músculo-tendíneas que ocorrem durante o movimento de elevação do ombro no plano escapular. A natureza tridimensional e o alto número de graus de liberdade dos movimentos dos membros superiores podem ser os responsáveis por essa variação dos resultados encontrada. Quando se planejam procedimentos ortopédicos ou próteses articulares, o conhecimento detalhado da cinemática e cinética da articulação é essencial²⁰. Por isso, requerem-se estudos que obtenham dados representativos das articulações dos membros superiores, para permitir o avanço no entendimen-

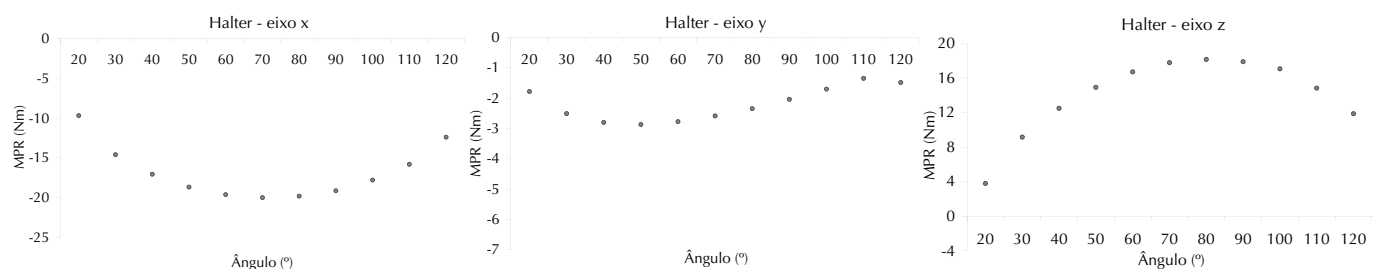


Figura 2 Ilustração do comportamento do momento proximal resultante (MPR) ao longo do movimento de elevação do membro superior no plano escapular com carga nos três eixos, x (póstero-anterior), y (caudal-cranial) e z (médio-lateral)

to dessas articulações. A articulação do ombro e a cintura escapular são mecanismos de difícil modelamento²¹ e, provavelmente, seja esta a razão de haver poucos modelos desenvolvidos para o ombro²².

Além dos valores máximos de cada parâmetro analisado nos três eixos, o conhecimento do comportamento de cada um ao longo da amplitude do movimento permite entender os efeitos mecânicos da carga escolhida sobre as estruturas articulares e músculo-tendíneas, indicando as regiões da amplitude articular de exigência mínima, bem como o gradiente de variação de uma situação para outra.

Ainda, segundo Murray e Johnson²⁰, seria interessante estabelecer uma classificação das tarefas de acordo com sua "dificuldade biomecânica", para servir de guia para os clínicos na seleção de tarefas, ao medir o progresso da reabilitação. Os resultados do presente estudo poderiam cumprir essa missão, auxiliando a determinar quais situações de carga têm maiores magnitudes de FPR e MPR e a amplitude de movimento onde ocorrem esses picos, para aplicar essas informações no processo de reabilitação do ombro. Do ponto de vista da reabilitação, essas informações podem servir de base para a escolha e a progressão dos exercícios em um programa de re-

bilitação ou prevenção de lesões no ombro. Por exemplo, sabendo o pico da FPR e onde ele ocorre, pode-se dizer que nessa amplitude existe maior sobrecarga articular. Nesse caso, dependendo da fase de cicatrização ou da lesão em questão, o fisioterapeuta pode evitar essa angulação para que não haja sobrecarga articular indesejada nessa fase da reabilitação.

Quanto aos picos do MPR, pode-se dizer que onde ocorrem há maior sobrecarga músculo-tendínea, o que não seria desejado em uma fase inicial da reabilitação de lesões musculares, por exemplo. Entretanto, nesses ângulos de ocorrência dos picos do MPR devem ser considerados outros fatores que podem influenciar a capacidade de produção de momento, como por exemplo as distâncias perpendiculares musculares. No presente estudo, nas diferentes situações de carga estudadas foram encontrados picos de MPR em diferentes amplitudes de movimento. Uma aplicação direta desses resultados, no caso dos rotadores (eixo y), seria iniciar um programa de reabilitação com a resistência elástica, mas evitando alcançar a amplitude máxima, visto que o pico ocorre apenas no final da amplitude, possibilitando ao paciente a execução de grande parte do exercício sem riscos de lesão.

Entre os estudos encontrados que recorreram à dinâmica inversa, a maior

parte apresenta dados referentes a gestos esportivos como arremessos²³⁻²⁵, atividades de vida diária^{1,20} ou propulsão de cadeiras de rodas^{13,26,27}. Outras atividades, por exemplo, as comumente realizadas no treinamento de força ou exercícios de reabilitação, como os movimentos de abdução, elevação e flexão, são bem menos estudadas^{1,28-31}, e sem que haja comparações entre movimentos ou situações de carga.

Os resultados apresentados visam exemplificar algumas aplicações possíveis do método da dinâmica inversa, sem a pretensão de esgotar o universo de circunstâncias analisáveis dos exercícios terapêuticos. Esse método tem as limitações de requerer ambiente e instrumentos de alto custo, adequados para a coleta de dados, além de longo tempo para análise dos dados.

CONCLUSÃO

O método da análise por dinâmica inversa revelou-se capaz de fornecer informações objetivas sobre as cargas impostas à articulação do ombro nas diversas amplitudes do movimento estudado, com e sem carga e com resistência elástica, podendo tais informações servir como uma base concreta no planejamento de um programa fisioterapêutico de reabilitação do ombro.

REFERÊNCIAS

- 1 Bergmann G, Graichen F, Bender A, Kaab M, Rohlmann A, Westerhoff P. *In vivo* glenohumeral contact forces: measurements in the first patient 7 months postoperatively. *J Biomech*. 2007;40(10):2139-49.
- 2 Terry GC, Chopp TM. Functional anatomy of the shoulder. *J Athl Train*. 2000;35(3):248-55.
- 3 Koh TJ, Grabiner MD, Brems JJ. Three-dimensional *in vivo* kinematics of the shoulder during humeral elevation. *J Appl Biomech*. 1998;14:312-26.
- 4 Richards RR, An KN, Bigliani LU, Friedman RJ, Gartsman GM, Gristina AG, et al. A standardized method for the assessment of shoulder function. *J Shoulder Elbow Surg*. 1994;3(6):347-52.
- 5 Constant CR, Murley AHG. A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clin Orthop Relat Res*. 1987;214:160-4.
- 6 Loss JF, Cervieri A, Soares DP, Scarrone F, Zaro MA, Bogert AJVD. Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa. *Rev Bras Cienc Esporte*. 2002;23(3):93-104.
- 7 Mercer JL, Boninger M, Koontz A, Ren D, Dyson-Hudson T, Cooper R. Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21(8):781-9.
- 8 Bini RR, Carpes FP, Toledo JM, Loss JF. Estimativa das forças na articulação tíbio-femoral no exercício de extensão dos joelhos em cadeia cinética aberta realizado em máquina de musculação. *Rev Bras Cineantropom Desemp Hum*. 2008;10(1):35-42.
- 9 Toledo JM, Krug RC, Castro MP, Ribeiro DC, Loss JF. Torque and force production during shoulder external rotation: differences between transverse and sagittal planes. *J Appl Biomech*. 2008;24(1):51-7.

Referências (cont.)

- 10 Toledo JM, Ribeiro DC, Loss JF. Critérios mecânicos para a progressão de exercícios de rotação interna e externa no ombro no plano sagital. *Rev Bras Fisioter.* 2007;11(1):49-56.
- 11 Meskers CG, Vermeulen HM, de Groot JH, van der Helm FC, Rozing PM. 3D shoulder position measurements using a six-degree-of-freedom electromagnetic tracking device. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1998;13(4-5):280-92.
- 12 Sogaard K, Laursen B, Jensen BR, Sjogaard G. Dynamic loads on the upper extremities during two different floor cleaning methods. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16(10):866-79.
- 13 Van der Helm FC, Veeger HE. Quasi-static analysis of muscle forces in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion. *J Biomech.* 1996;29(1):39-52.
- 14 Tzannes A, Murrell GA. Clinical examination of the unstable shoulder. *Sports Med.* 2002;32(7):447-57.
- 15 Wu G, van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion, part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech.* 2005;38(5):981-92.
- 16 Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement.* 3rd ed. New Jersey: John Wiley & Sons; 2005.
- 17 Ribeiro DC. Implementação de um modelo para cálculo das forças proximais e momentos proximais resultantes para o membro superior [dissertação]. Porto Alegre: Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul; 2006.
- 18 Hapee R, Van der Helm FC. The control of shoulder muscles during goal directed movements: an inverse dynamic analysis. *J Biomech.* 1995;28(10):1179-91.
- 19 Allard P, Stokes IAF, Blanche J-P. *Three-dimensional analysis of human movement.* Champaign, IL: Human Kinetics; 1995.
- 20 Murray IA, Johnson GR. A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while performing everyday tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004;19(6):586-94.
- 21 Van der Helm FC, Veeger HE, Pronk GM, van der Woude LH, Rozendal RH. Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system. *J Biomech.* 1992;25(2):129-44.
- 22 Van der Helm FC. A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *J Biomech.* 1994;27(5):551-69.
- 23 Feltner ME, Taylor, G. Three-dimensional kinetic of the shoulder, elbow and wrist during a penalty throw in water polo. *J Appl Biomech.* 1997;13:347-72.
- 24 Fleisig GS, Andrews JR, Dillman CJ, Escamilla RF. Kinetics of baseball pitching with implications about injury mechanisms. *Am J Sports Med.* 1995;23(2):233-9.
- 25 Hong DA, Cheung TK, Roberts EM. A three-dimensional, six-segment chain analysis of forceful overarm throwing. *J Electromyogr Kinesiol.* 2001;11(2):95-112.
- 26 Rodgers MM, Tummarakota S, Lieh J. Three-dimensional dynamic analysis of wheelchair propulsion. *J Appl Biomech.* 1998;14:80-92.
- 27 Van Drongelen S, van der Woude LH, Janssen TW, Angenot EL, Chadwick EK, Veeger DH. Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(6):1214-20.
- 28 Karlsson D, Peterson B. Towards a model for force predictions in the human shoulder. *J Biomech.* 1992;25(2):189-99.
- 29 Poppen NK, Walker PS. Forces at the glenohumeral joint in abduction. *Clin Orthop Relat Res.* 1978;135:165-70.
- 30 Runciman RJ, Nicol AC. Shoulder muscle and joint forces modelled for real life activities. In: XV Congrès de la Société Internationale de Biomécanique, 1993, Paris. Actes. Paris: SIB; 1993. p.1660-1.
- 31 Van der Helm FC. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. *J Biomech.* 1994;27(5):527-50.