

Revista Brasileira de Fisioterapia

ISSN: 1413-3555

rbfisio@ufscar.br

Associação Brasileira de Pesquisa e Pós-
Graduação em Fisioterapia
Brasil

Hirata, RP; Duarte, M

Efeito da posição relativa do joelho sobre a carga mecânica interna durante o agachamento

Revista Brasileira de Fisioterapia, vol. 11, núm. 2, março-abril, 2007, pp. 121-125

Associação Brasileira de Pesquisa e Pós-Graduação em Fisioterapia

São Carlos, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=235016478006>

- Como citar este artigo
- Número completo
- Mais artigos
- Home da revista no Redalyc

EFEITO DA POSIÇÃO RELATIVA DO JOELHO SOBRE A CARGA MECÂNICA INTERNA DURANTE O AGACHAMENTO

HIRATA RP E DUARTE M

Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, SP - Brasil

Correspondência para: Marcos Duarte, Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, USP, Av. Mello de Moraes, 65, CEP 05508-030, São Paulo, SP – Brasil, e-mail: mduarte@usp.br

Recebido: 06/04/2006 - Revisado: 03/10/2006 - Aceito: 21/12/2006

RESUMO

Contextualização: Existe um conceito difundido entre professores de educação física, fisioterapeutas e ortopedistas de que o joelho não deve ser demasiadamente anteriorizado em relação à ponta do pé na direção ântero-posterior durante qualquer tipo de agachamento de modo a diminuir a carga mecânica sobre o joelho. No entanto, são escassas as evidências quantitativas que corroboram esse conceito. **Objetivo:** Estimar forças e torque na articulação do joelho em indivíduos saudáveis durante o exercício de agachamento livre com peso em dois modos diferentes de execução: a) joelho não ultrapassando a linha vertical que passa pelos dedos do pé; b) joelho ultrapassando essa linha vertical. **Métodos:** Análise tridimensional com câmeras de vídeo e plataforma de força do movimento de agachamento em dez adultos jovens saudáveis. Quinze repetições em cada condição do agachamento por sujeito foram executadas sobre uma plataforma de força. As forças e torques articulares no tornozelo, joelho e quadril foram calculados pelo procedimento de dinâmica inversa. **Resultados:** Os resultados obtidos mostram que o pico do torque no joelho é, em média, cerca de $38 \pm 31\%$ e a força patelofemoral é, em média, cerca de $28 \pm 27\%$ maiores na condição ultrapassando o joelho que na condição não ultrapassando o joelho. **Conclusão:** Esses resultados demonstram que não ultrapassar o joelho da linha do pé diminui a força de compressão patelofemoral, levando assim a uma menor solicitação mecânica nessa articulação.

Palavras-chave: joelho, lesão, dinâmica inversa, cinemática tridimensional.

ABSTRACT

Effect of relative knee position on internal mechanical loading while squatting

Background: There is a widespread notion among physical education teachers, physical therapists and orthopedists that, during any type of squatting, the knee should not be brought forward too much in relation to the tip of the foot, so as to reduce the mechanical loading on the knee. However, there is little quantitative evidence to corroborate this notion. **Objective:** To estimate the forces and torque on the knee joint in healthy individuals during free squatting exercises using weights performed in two different ways: a) knee not going beyond a vertical line going through the toes; b) knee going beyond this vertical line. **Method:** Three-dimensional analysis using video cameras and a force platform was performed on squatting movements performed by ten healthy young adults. Fifteen repetitions of each of the two squatting conditions were performed by each subject on the force plate. The forces and joint torque at the ankle, knee and hip were calculated using an inverse dynamic procedure. **Results:** The results obtained showed that the mean peak torque on the knee was around $38 \pm 31\%$ greater, and the mean patellofemoral force was around $28 \pm 27\%$ greater, when the knee went beyond the tip of the foot, than when it did not. **Conclusions:** These results demonstrate that, when the knee does not go beyond the line of the foot, the patellofemoral compression force is less, which leads to lower mechanical demand on this joint.

Key words: knee, injury, inverse dynamics, three-dimensional kinematics.

INTRODUÇÃO

Agachamentos, executados em diversas formas, são exercícios importantes, muito utilizados em treinamento e reabilitação e têm sido alvo de inúmeros estudos¹⁻⁸. Entretanto, como em qualquer outro exercício, se realizado de forma incorreta ou excessiva, o agachamento pode resultar em lesões no sistema musculoesquelético, sendo o principal fator, a magnitude da força patelofemoral, que contribui na degeneração da cartilagem da patela e superfície do fêmur, podendo resultar em patologias como, por exemplo, condromalácia patelar e osteoartrite². O entendimento de como a força compressiva patelofemoral se comporta durante todo o movimento de agachamento é de fundamental importância para delinear a conduta de fisioterapeutas e professores de educação física ao prescreverem esse tipo de exercício.

É sabido que a magnitude da força patelofemoral é afetada pelo modo de como o exercício é realizado⁵ e que um aumento da flexão do joelho aumenta a força patelofemoral^{9,3-5,7}. Em linha com esses achados, há um conceito difundido entre profissionais de saúde que, durante o agachamento, a posição do joelho não deve ultrapassar a posição da ponta do pé na direção ântero-posterior.

Apenas dois estudos na literatura investigaram especificamente essa questão. Com uma simulação computacional, Abelbeck¹ calculou o torque hipotético de um homem (massa de 110kg) agachando em uma máquina para agachamento de movimento linear (“Smith machine”) com carga de 100 kg. Sua análise foi bidimensional (somente no plano sagital) e estática (não incluiu os termos das acelerações nem a variação da força de reação do solo). Abelbeck¹ encontrou que o pico de torque no joelho foi 50% maior quando a posição relativa do joelho variava (passando da linha do pé). Fry et al.⁶ realizaram um estudo em que os sujeitos realizaram o agachamento livre com a carga de um peso corporal. Essa análise também foi bidimensional e estática. Eles encontraram que o pico de torque no joelho foi cerca de 30% maior quando o joelho passava da ponta do pé. Embora ambos os estudos tenham gerado informações relevantes, uma determinação mais acurada (como uma análise dinâmica tridimensional) da articulação do joelho durante o agachamento é factível. Em adição, ainda é desconhecido como a força patelofemoral é afetada por esta questão. A determinação destas duas variáveis mecânicas permitirá um maior entendimento do efeito do posicionamento do joelho em relação ao pé sobre a carga mecânica no joelho, o que contribuirá para elucidar como o componente mecânico está associado à possível lesão no joelho em praticantes de agachamento.

Desse modo, o objetivo deste trabalho foi investigar o efeito do posicionamento do joelho em relação ao pé sobre o torque no joelho e a força patelofemoral durante o agachamento, utilizando uma análise dinâmica tridimensional do agachamento.

MATERIAIS E MÉTODOS

Participaram deste estudo dez indivíduos (sete homens e três mulheres) com experiência mínima de três anos em agachamento livre. Nenhum dos participantes realizava o agachamento com finalidade de competição, mas sim como parte de sua rotina de exercícios resistidos. O tempo médio em que esses indivíduos praticavam o movimento analisado foi de cinco anos (mínimo de três anos e máximo de dez anos). A estatura média (\pm um desvio-padrão) dos indivíduos foi de 171 ± 10 cm, massa média de 68 ± 12 kg e idade média de 25 ± 5 anos. Nenhum dos participantes reportou algum tipo de lesão nos membros inferiores e todos só realizaram o experimento após assinarem um termo de consentimento de acordo com o comitê de ética local da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo (protocolo nº 42).

Os indivíduos realizaram o agachamento com carga em duas condições diferentes: a) joelho não ultrapassando a linha vertical que passa pelos dedos do pé (NU); b) joelho ultrapassando essa linha vertical (U). A carga para cada indivíduo foi ajustada para equivaler a 40% de sua massa corporal. A ordem de execução foi aleatória, de tal forma que metade dos indivíduos começaram com o agachamento NU (não ultrapassando) e a outra metade com o agachamento U (ultrapassando), sendo que, em cada condição, o indivíduo deveria realizar 15 agachamentos. A posição dos pés não foi imposta, portanto os sujeitos adotaram a posição mais confortável para eles. O ritmo de execução foi controlado por um metrônomo com freqüência de 40 batidas por minuto; cada batida delimitava os extremos do movimento (máxima flexão de joelho e máxima extensão do joelho quando o sujeito estava em pé). Todos os participantes reportaram que cansaço ou fadiga foi negligenciável.

Para a análise cinemática tridimensional do agachamento, foram utilizadas cinco câmeras digitais (quatro JVC 9800 e uma JVC DRV800U, JVC Inc.), todas com freqüência de aquisição de 60 Hz. Marcas retrorefletivas foram colocadas em proeminências anatômicas nas seguintes localizações do corpo¹⁰: espinhas ilíacas ântero-superior esquerda e direita e espinhas ilíacas pôsterosuperior esquerda e direita, trocânter maior, epicôndilo lateral do fêmur e epicôndilo medial do fêmur, ápice da cabeça da fíbula, tuberosidade da tibia, ápice distal do maléolo lateral e ápice distal do maléolo medial, calcâneo, cabeça do quinto metatarso, cabeça do segundo metatarso, cabeça do primeiro metatarso do membro inferior direito e porção lateral direita do tronco, na altura do processo xifóide, durante a realização da tarefa. Para minimizar os erros de medição dos dados cinemáticos, utilizou-se a técnica de calibração do sistema anatômico (CAST) proposta por Cappozzo et al.¹⁰. Para tanto, utilizaram-se dois *clusters*, compostos por uma placa rígida com quatro marcas, fixados no segmento, um na perna e um na coxa.

Os participantes realizaram o agachamento sobre uma plataforma de força (AMTI DAS-6, AMTI) que mensurou as componentes de força e torque exercidos pelo sujeito no solo durante o movimento. Escamilla et al.⁴ mostraram que para adultos sem lesão e experientes no movimento, a análise é similar entre os membros, portanto, somente o membro direito do sujeito esteve em contato com a plataforma durante todo o período de coleta. Para aquisição dos dados da plataforma de força foi utilizado um computador com uma placa de aquisição de dados analógico/digital de 16 bits (PCI 6033, National Instruments) e freqüência de aquisição de 60 Hz.

A digitalização das marcas foi realizada no software APAS (Ariel Inc) e a reconstrução tridimensional foi feita utilizando o algoritmo de Transformação Linear Direta implementado em uma rotina computacional no ambiente Matlab (Mathworks Inc.). Para alisamento dos dados cinemáticos, *splines* quínticas foram ajustadas aos dados, utilizando a função 'spaps' da toolbox *Spline* do Matlab. Os dados da plataforma de força foram alisados por um filtro Butterworth de 4^a ordem, passa baixa com freqüência de corte de 20Hz.

Foi determinada a posição dos eixos e planos articulares (base anatômica) como descrito por Cappozzo et al.¹⁰ para que os torques e forças fossem representados nos eixos da própria articulação. As coordenadas do centro articular do quadril foram determinadas por otimização numérica e expressas a partir do sistema de coordenada da pélvis, de forma análoga a Piazza¹¹, sendo utilizado o método proposto por Bell¹² como estimativa inicial da otimização. O centro articular do joelho foi considerado como o ponto médio entre os epicôndilos do fêmur, e o centro articular do tornozelo como sendo o ponto médio entre o maléolo lateral e medial da tibia.

Os torques e forças internas foram determinados por meio do método de dinâmica inversa que considerou a força gravitacional sobre a barra e sobre os segmentos, a força de reação do solo e as acelerações dos segmentos. Torques positivos indicam que o torque é extensor e torques negativos, flexor. As propriedades iniciais do segmento foram calculadas de acordo com os ajustes propostos por de Leva¹³ do modelo antropométrico de Zatsiorsky et al.¹⁴. O torque na articulação do quadril foi expresso na base anatômica do joelho e não na base anatômica do quadril, pois essa última base não foi reconstruída durante a tentativa dinâmica.

O braço de alavanca do músculo quadríceps (LM, em metros) em função do ângulo do joelho (α , em graus) foi dado pela equação abaixo (Eq. 1), a qual foi obtida por um ajuste dos dados do trabalho experimental de Van Eijden et al.¹⁵. O coeficiente de determinação desse ajuste foi $R^2 = 0,98$ ($p < 0,0001$).

Eq. 1

$$LM(\alpha) = 7,69E - 8\alpha^3 - 1,25E - 5\alpha^2 + 2,70E - 4\alpha + 4,58E - 2$$

Assim, a força do quadríceps (FQ) é determinada da seguinte forma:

Eq. 2

$$FQ = T_{EXT/FLEX}/LM$$

Onde $T_{EXT/FLEX}$ é a componente extensora/flexora do torque no joelho.

Durante a variação articular do joelho, a patela realiza um movimento mais complexo que o de uma simples polia, fazendo com que a distância da patela ao centro articular do joelho não seja constante, variando a relação entre FQ (dada pela equação acima) e a força patelofemoral (FPF). Essa relação entre FQ e FPF pode ser determinada a partir de um ajuste dos dados do trabalho experimental de Van Eijden et al.¹⁵. A equação 3 representa a equação obtida a partir do ajuste daqueles dados. O coeficiente de determinação desse ajuste foi $R^2 = 0,98$ ($p < 0,0001$).

Eq. 3

$$K(\alpha) = \\ (1,33E - 8\alpha^4 - 2,96E - 6\alpha^3 + 1,37E - 4\alpha^2 + 8,07E - 3\alpha + 1,55E - 4)$$

Assim, a FPF pode ser obtida por:

Eq. 4

$$FPF(\alpha) = FQ(\alpha) * K(\alpha)$$

As forças estudadas (força do quadríceps e força patelofemoral) foram normalizadas pelo peso corporal do indivíduo (PC), enquanto que os torques (do tornozelo, joelho e quadril) foram normalizados pelo peso corporal vezes a estatura do sujeito (PC*Estatura).

Foi utilizado o teste-t pareado com nível de significância de 0,05 para identificar diferenças entre as condições NU e U, e as variáveis estudadas foram as seguintes: ângulo do tornozelo e joelho; posição relativa do joelho (PRJ), definida como a projeção no eixo horizontal do plano sagital do vetor, determinado pela posição da marca localizada no segundo metatarso menos a posição do centro articular do joelho; torque no tornozelo, joelho e quadril, FQ e FPF. Todas as variáveis citadas, com exceção da PRJ, foram estudadas no instante em que a força compressiva era máxima.

RESULTADOS

Todos os participantes conseguiram realizar a tarefa proposta já que a posição relativa do joelho (PRJ - a posição no plano sagital da marca localizada no segundo metatarso menos a posição no plano sagital do centro articular do joelho)

foi diferente entre as condições ($p < 0,001$). Os participantes avançaram o joelho em média 11 ± 5 cm a mais na condição U quando comparado com a condição NU.

Na Figura 1 está representado o comportamento dos ângulos do tornozelo, joelho e tronco de um participante em ambas as condições, sendo que o valor zero corresponde à posição ereta (neutra) do indivíduo. O ângulo médio entre os participantes, no instante de máxima flexão do joelho, foi de $92 \pm 15^\circ$ na condição NU e $78 \pm 18^\circ$ na condição U ($p < 0,001$) para o ângulo do joelho e $54 \pm 11^\circ$ em NU e $70 \pm 12^\circ$ em U ($p = 0,0011$) para o ângulo do tronco. Já o ângulo do tornozelo médio entre os participantes foi de $87 \pm 6^\circ$ na condição NU e $81 \pm 10^\circ$ na condição U, sendo encontrada uma diferença significativa ($p = 0,039$) entre as duas condições.

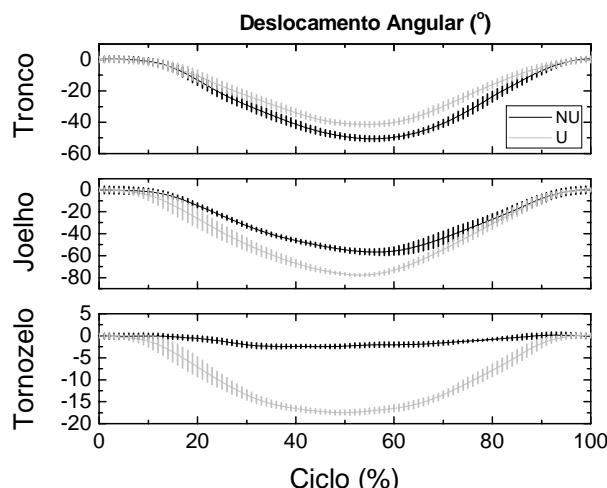


Figura 1. Deslocamento angular do tornozelo, joelho e tronco para um sujeito nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U).

Os picos de torques nas articulações do tornozelo, joelho e quadril foram diferentes entre as condições (respectivamente, $p = 0,0016$; $p = 0,0011$ e $p = 0,046$), apresentando os seguintes valores normalizados para as articulações do tornozelo, joelho e quadril respectivamente: $0,007 \pm 0,027$; $0,16 \pm 0,02$; $0,06 \pm 0,03$ em NU e $0,04 \pm 0,04$; $0,22 \pm 0,05$; $0,12 \pm 0,06$ na condição U. Na Figura 2 é possível observar o comportamento dos torques articulares médios de um sujeito. Valores negativos significam torques externos flexores e valores positivos significam torques externos extensores. Nota-se que o torque no tornozelo durante a condição NU se manteve próximo a zero e que, em U, esse torque se mostrou mais flexor plantar. O torque no joelho, em ambas as condições, se mostrou extensor em todo o tempo, assim como o torque no quadril.

Na Figura 3 está representado o comportamento da FPF de um indivíduo em ambas as condições. A FPF mostra um padrão semelhante ao encontrado para a FQ e na condição U a FPF foi maior que na condição NU.

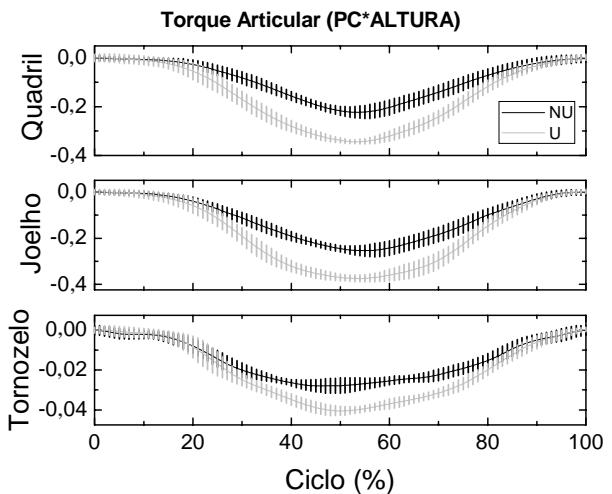


Figura 2. Torques articulares para um sujeito nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U).

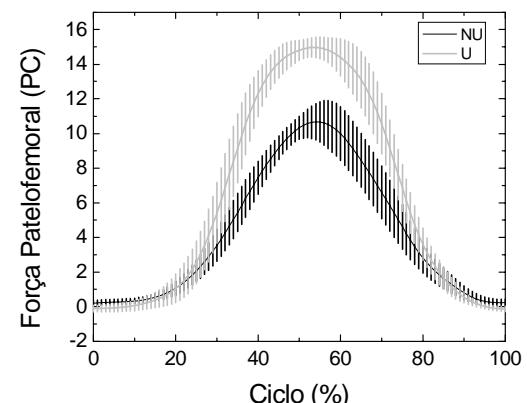


Figura 3. Força Patelofemoral (FPF) média e desvio-padrão do sujeito nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U).

A força compressiva também foi normalizada pelo peso do indivíduo, sendo que, nesse caso, a força compressiva foi em média $28 \pm 27\%$ maior na condição U ($p = 0,01$), sendo 12 ± 3 PC em NU e 15 ± 3 PC em U.

DISCUSSÃO

Nossos resultados mostram que as duas formas de agachamento quanto à posição relativa do joelho apresentam padrões cinemáticos e cinéticos distintos nas três articulações do membro inferior e não somente na articulação do joelho. Para que os participantes realizassem o agachamento passando o joelho da linha horizontal do pé, a técnica de execução teve que ser alterada, como visto na variação dos ângulos articulares do joelho e tronco. Na condição U (onde o indivíduo ultrapassa o joelho da linha do pé) o ângulo do joelho foi menor, enquanto que o participante inclinou menos o tronco à frente para manter a projeção do centro de massa dentro

da base de suporte. Na condição NU, em que o ângulo do joelho foi maior, o quadril do sujeito teve que se manter mais para trás para que o joelho não passasse a linha horizontal da ponta do pé. Para evitar a queda para trás, o participante inclinava seu tronco à frente, mantendo assim a projeção vertical do centro de massa dentro da base de suporte dos pés, o que promovia o equilíbrio do participante durante o movimento.

Forças patelofemorais (FPF) excessivas podem contribuir para lesões no joelho como condromalácia e osteoartrite⁵. A FPF foi maior (cerca de $49 \pm 34\%$) na condição U que na condição NU, indicando uma maior carga mecânica na articulação patelofemoral quando o joelho passa da linha vertical do pé.

Não é possível uma comparação direta com os estudos de Fry⁶ e de Abelbeck¹ pelas diferenças metodológicas e por esses não terem determinado a FPF. Porém, é possível comparar os aumentos relativos do pico de torque no joelho entre esses estudos. Abelbeck¹ reportou um aumento de 66% e Fry⁶ de 30%, no pico de torque no joelho, enquanto que, no presente estudo, foi encontrado um aumento médio de $38 \pm 31\%$.

Não passar o joelho da linha do pé diminui a força de compressão patelofemoral, podendo assim levar a uma menor solicitação mecânica dessa articulação. O torque no quadril também aumentou durante a condição em que o joelho ultrapassa o tornozelo, o que, de forma análoga, pode levar a uma maior sobrecarga lombar nesta condição.

Dessa forma, sendo a força patelofemoral maior na condição em que o joelho ultrapassa o tornozelo e que, nessa condição, parece ocorrer um maior torque na articulação do quadril, realizar o agachamento livre, com barra passando o joelho da linha do pé, não parece ser o modo mais seguro de execução desse movimento. Por outro lado, passar o joelho, ao executar o agachamento, poderia ser justificado pelo aumento da solicitação da musculatura do quadríceps durante a execução desse movimento. Porém, para esse fim, é recomendável então aumentar a carga levantada em vez de passar o joelho da linha do pé.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Abelbeck KG. Biomechanical model and evaluation of a linear motion squat type exercise. *J Strength Cond Res.* 2002;16: 516-24.
2. Escamilla RF. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33:127-41.
3. Escamilla RF, Fleisig GS, Lowry TM, Barrentine SW, Andrews JR. A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Med Sci Sports Exerc.* 2001; 33:984-98.
4. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Wilk KE, Andrews JR. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;30:556-69.
5. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Lander JE, Barrentine SW, Andrews JR, et al. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33:1552-66.
6. Fry AC, Smith JC, Schilling BK. Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *J Strength Cond Res.* 2003;17:629-33.
7. Reilly DT, Martens M. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthop Scand.* 1972;43:126-37.
8. Wretenberg P, Feng Y, Arborelius UP. High- and low-bar squatting techniques during weight-training. *Med Sci Sports Exerc.* 1996;28:218-24.
9. Cohen ZA, Roglic H, Grelsamer RP, Henry JH, Levine WN, Mow VC, et al. Patellofemoral stresses during open and closed kinetic chain exercises. An analysis using computer simulation. *Am J Sports Med.* 2001;29:480-7.
10. Cappozzo A, Catani F, Croce UD, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1995;10:171-8.
11. Piazza SJ, Okita N, Cavanagh PR. Accuracy of the functional method of hip joint center location: effects of limited motion and varied implementation. *J Biomech.* 2001;34:967-73.
12. Bell AL, Pedersen DR, Brand RA. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *J Biomech.* 1990;23:617-21.
13. Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomech.* 1996;29:1223-30.
14. Zatsiorsky MV, Seluyanov VN, Chugunova L. In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma-scanner method. In: Berme N, Cappozzo A, editores. *Biomechanics of human movement: Applications in rehabilitation, sports and ergonomics.* Worthington: Corporation; 1990. Autores: falta página inicial e final do capítulo.
15. van Eijden TM, Weijs WA, Kouwenhoven E, Verburg J. Forces acting on the patella during maximal voluntary contraction of the quadriceps femoris muscle at different knee flexion/extension angles. *Acta Anat (Basel).* 1987;129:310-4.