

ANÁLISE DAS CURVAS DE TORQUE ISOCINÉTICO EM MOVIMENTOS DO OMBRO



ANALYSIS OF THE ISOKINETIC TORQUE CURVES IN SHOULDER MOVEMENTS

Anelise Sonza¹

Mário Cesar de Andrade¹

1. Centro de Ciências da Saúde e do Esporte (CEFID), Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC)

Correspondência:

Rua Barão de Ubá, 697, bairro Bela Vista - 90450-090 – Porto Alegre, RS, Brasil.

E-mail: anelise.sonza@gmail.com

RESUMO

A curva de torque de uma avaliação isocinética fornece ao avaliador indicativos da *performance* muscular, podendo detectar déficits no sujeito apreciado. No entanto, relatórios automáticos produzidos pelos equipamentos podem gerar dados e interpretações equivocados. Este estudo objetivou determinar a curva de torque isocinética, identificando em qual ponto a velocidade passa a ser constante dentro dos parâmetros do teste. Procurou, ainda, verificar se o pico de torque máximo (PTM) encontrava-se na fase de estabilização do protocolo. Atletas de natação ($n = 10$) foram avaliados através do dinamômetro isocinético Kin-Com[®] AP-125. Solicitou-se a contração máxima concêntrica-excêntrica nos movimentos: rotação interna (RI) e externa (RE), flexão (FL) e extensão (EX), abdução (AB) e adução (AD) horizontal do ombro, em 120°/seg, na posição de decúbito dorsal. Os *softwares* Matlab 6.0 e Origin 6.0 foram utilizados no processamento das curvas. Nos movimentos de RI e RE, ação concêntrica e excêntrica, em movimentos mais estáveis e de menor braço de alavanca, a velocidade manteve-se constante no intervalo de 5 a 98% das curvas. Para a FL-EX e AB-AD, considerados mais instáveis e com maiores braços de alavanca, a velocidade foi constante no intervalo de 10 a 98% das curvas. Nos movimentos de RI e EX concêntrico e FL e AB-AD horizontal concêntrico e excêntrico, os PTM centraram-se no terço inicial das curvas, exigindo maiores cuidados no processamento. No movimento de FL excêntrica, 80% dos PTM estavam fora da velocidade preestabelecida, necessitando reprocessamento, o que não ocorreria no fornecimento de laudo automático. Sugeriu-se o descarte dos 5% iniciais e finais da curva de torque nos movimentos de rotação do ombro e 10% para FL-EX e AB-AD horizontal para interpretações mais fidedignas dos picos de torque e obtenção da real condição muscular do avaliado.

Palavras-chave: torque, articulação do ombro, análise de dados, contração muscular, biomecânica.

ABSTRACT

The torque curve of an isokinetic evaluation provides indication about muscular performance and possibly deficit in the evaluated subject. However, automatic reports supplied by isokinetic systems may produce equivocated data and interpretations errors. Thus, the purpose of this study was to analyze the isokinetic torque curve, identifying at which point of the curve speed becomes constant according to the performed test. Moreover, it assesses if the maximum peak torque (MPT) is within the protocol stabilization. Swimming athletes ($n=10$) were evaluated at the isokinetic dynamometer Kin-Com[®] 125 AP. The athlete was requested to perform the maximum concentric (CC) - eccentric (EE) contraction in the movements of internal (IR) - external rotation (ER), flexion (FL) - extension (EX) and horizontal abduction (AB) - adduction (AD) of shoulder, 120°/sec and supine position. The Matlab 6.0 and Origin 6.0 software was used to process the curves. In the IR-ER movements in CC-EE contractions, considered more stable and with a lower lever arm, the speed remained constant in the range of 5 to 98% of the curves; while in the FL-EX and horizontal AB-AD, considered more unstable and with higher lever arms, 10 to 98% of the curves were observed. The movements of concentric IR and EX and concentric-eccentric FL and horizontal AB-AD, the PTM was concentrated in the first third of the isokinetic curve, which requires attention in the processing of the torque values. In the FL-EE, 80% of the PTM values were outside of the pre-set speed, requiring reprocessing, which would not occur in the reports automatically supplied. We suggest the disposal of the 5% initial and final torque curves for shoulder rotation movements and 10% for FL-EX and horizontal AB-AD in order to obtain more reliable interpretations of peak torque and acquisition of the true muscle condition.

Keywords: torque, shoulder joint, data analysis, muscle contraction, biomechanics.

INTRODUÇÃO

Para avaliar a função muscular é desejável utilizar de um instrumento que possibilite a geração de dados quantitativos, objetivos, válidos e confiáveis, tal como o dinamômetro isocinético¹⁻⁵. A dinamometria isocinética possibilita uma rápida análise quantitativa de muitos parâmetros da função muscular incluindo o pico de torque, torque em

ângulo específico, trabalho, potência e índices de *endurance*^{5,6}. Através de uma grande escala de velocidades angulares, permite quantificar as variáveis mencionadas como também o déficit funcional⁵⁻⁷. Dentre todas essas variáveis, o pico de torque possui maior representatividade, na pesquisa e na clínica⁵, para avaliar atletas⁷⁻¹² ou diferentes condições patológicas¹³⁻¹⁶.

A representação gráfica de uma curva isocinética exibe o comportamento do músculo durante a atividade articular, e pode ser obtido em qualquer grau do movimento como o torque, pico de torque e outras variáveis importantes, como o trabalho e a relação antagonista/agonista^{1,7,8,17}. A partir dos resultados obtidos com o teste isocinético, o avaliador poderá estruturar de forma mais coerente as séries de condicionamento complementar para qualquer período do macrociclo de treinamento ou reabilitação⁵, com base nas informações de déficits no ângulo específico.

O exercício isocinético consiste no movimento forçado de um membro em velocidade angular constante⁶. O equipamento utilizado para esta finalidade funciona sob o princípio da ação e reação e permite a utilização da capacidade muscular em toda a amplitude do movimento¹⁸. A velocidade angular constante é obtida com uso de um controlador servo-motor digital⁶ e em velocidade angular constante. Já a resistência irá acomodar o músculo de acordo com o arco do movimento¹. Existe um período de estabilização da velocidade e do movimento que possibilita o alcance do pico de torque máximo (PTM) na velocidade isocinética pré-selecionada. Quando o sujeito tenta mover o membro mais rápido do que a velocidade preestabelecida, o sistema não permite. Deste modo, a força empregada é devolvida sob forma de resistência acomodativa¹. Nesta situação, torques máximos podem ser gerados antecedendo o período de estabilização da velocidade e do movimento, gerando interpretações errôneas do sujeito avaliado, principalmente quando são analisados os dados fornecidos automaticamente pelos sistemas isocinéticos, prática comum no fornecimento de laudos. Considerações técnicas fundamentais na obtenção das curvas de torque como o correto alinhamento articular, a calibração do instrumento e fatores de correção gravitacional limitam o número de estudos científicos precisos que trazem dados normativos válidos¹³.

Desta maneira, este estudo propõe avaliar a curva de torque isocinética de atletas de natação, identificando em qual ponto da curva a velocidade passa a ser constante de acordo com os parâmetros do teste. Ainda, verificar se o pico de torque máximo encontra-se dentro da fase de estabilização do protocolo em movimentos da articulação do ombro.

MATERIAIS E MÉTODOS

A amostra deste estudo foi constituída por atletas de natação ($n = 10$), voluntários, do sexo masculino, média de idade igual a $16,3 \pm 1,2$ anos, e integridade osteomioarticular do ombro dos membros dominante e não dominante. Os dados antropométricos medidos com valores de média e desvio padrão \pm SD foram: massa corporal média de $68,1 \pm 5,5$ kg, estatura média de $175,5 \pm 4,7$ cm e envergadura média de $180,4 \pm 5,7$ cm. Esta pesquisa foi desenvolvida em consonância com o Comitê de Ética para Pesquisas com Seres Humanos da UDESC com número de protocolo 100/2001.

Instrumento de coleta de dados

O instrumento utilizado nas coletas de dados foi o dinamômetro isocinético computadorizado Kin-Com[®] AP-125. Ele possui três fontes primárias para coletar: A) informações que indicam a força aplicada pelo sujeito; B) o ponto de medida e referência do parâmetro velocidade; e C) valores angulares em função do posicionamento do braço de alavanca. A célula de carga do equipamento é responsável pela monitorização contínua e imediata da força aplicada e da correspondente resistência. Um integrador eletrônico colocado em série com um gravador ou monitor proporciona o registro da força exercida num determinado período de tempo.

Procedimento de coleta dos dados

Após a coleta das medidas antropométricas, os atletas realizaram alongamentos e aquecimento de membros superiores em cicloergômetro, sem carga, por cinco minutos. Foram posicionados em decúbito dorsal, para realização dos movimentos de flexoextensão e abdução e adução horizontal com cotovelos estendidos, e rotações interna e

externa com flexão de cotovelo a 90°. Antecedendo a coleta de dados, foi realizada familiarização com equipamento e compreensão do movimento, assim como direção da força através de tentativas submáximas. Foram solicitadas contrações voluntárias máximas nas ações concêntrica-excêntricas, velocidade angular de 120°/s. As coletas foram realizadas no membro dominante, com três repetições avaliadas no modo intervalar para cada movimento, e todas as repetições foram analisadas. Foi utilizada uma ponteira laser no alinhamento dos eixos mecânico do equipamento e articular biológico (figura 1). Autores^{1,6,19,20} demonstram a importância do bom alinhamento articular no momento da avaliação, sendo que o erro relativo²⁰ no eixo por desalinhamento articular é de 10%, podendo gerar um erro relativo de torque também de 10%.

A velocidade de 120°/s é considerada uma velocidade intermediária²¹ e foi selecionada em virtude da característica instável da articulação do ombro, facilitando a realização dos movimentos escolhidos. Por se tratar de atletas, foi selecionado o modo de aceleração e desaceleração rápida, o que reflete a característica do controle de movimento do sujeito avaliado.



Figura 1. Ponteira laser utilizada no alinhamento dos eixos articular e mecânico.

ESTATÍSTICA

Foi utilizada estatística descritiva com valores de média e porcentagens. Para cálculo da variabilidade das curvas de torque foram utilizados os softwares Matlab 6.5 e Origin 7.5.

RESULTADOS

Os movimentos de rotação interna e externa (RI e RE) são considerados os movimentos mais estáveis dentre os analisados, devido a interação dos músculos do manguito rotador⁴ e menor braço de alavanca. Assim, nas ações concêntrica e excêntrica, a velocidade manteve-se constante de acordo com os parâmetros do protocolo no intervalo de 5 a 98% da curva. O início (0 a 5%) da mesma representa o período de aceleração até alcançar a velocidade pré-selecionada, e ao final (98 a 100%), a desaceleração do movimento (figura 2).

Em 16,7% dos sujeitos no movimento de RI, na ação concêntrica, o PTM foi encontrado fora da curva isocinética, havendo necessidade de um segundo processamento para que o mesmo fosse estabelecido dentro da velocidade preconizada. Entretanto, para este mesmo movimento, 66,7% dos PTM foram encontrados nos 5% iniciais da curva. Já para a RE ações concêntrica e excêntrica, 53,3% dos PTM foram concentrados no terço médio da curva (tabela 1), garantindo confiabilidade nos valores obtidos e apenas 3,3% dos PTM estavam fora da curva isocinética para as duas ações.

De forma geral, nas rotações interna e externa, ação excêntrica, os picos de torque estavam dentro da curva de velocidade isocinética, visto que a rotação é o movimento de ombro com pequena amplitude de movimento, menor alavanca e posicionamento mais estável na avaliação isocinética dentre os selecionados.

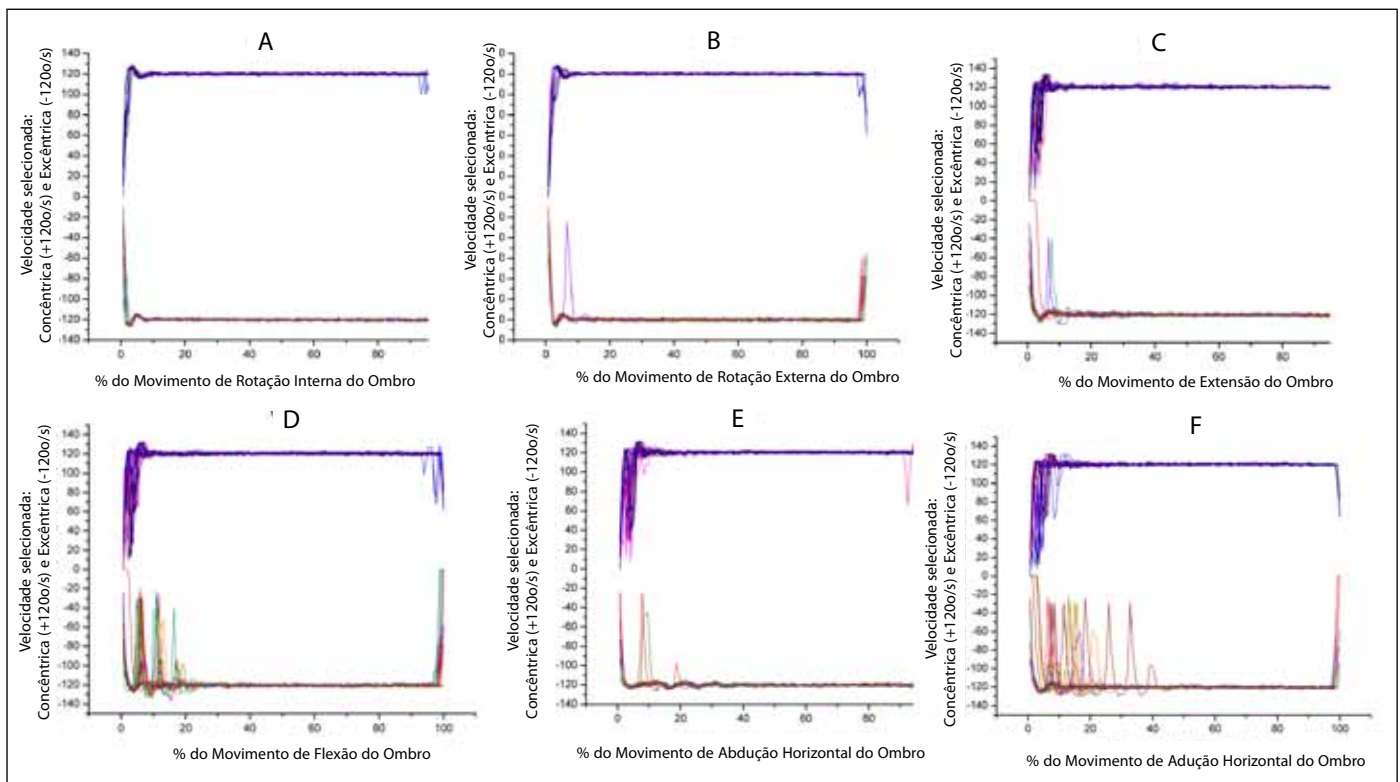


Figura 2. Curvas representativas da estabilização da velocidade isocinética selecionada no protocolo (120°/s), nos movimentos de rotações interna (A) e externa (B), extensão (C) e flexão (D), abdução (E) e adução (F) horizontal do ombro, 30 repetições para cada ação – concêntrica (1) e excêntrica (2), de 0 a 100% do movimento realizado.

Ao considerarmos a média e o desvio padrão $\bar{X} \pm SD$ do início da estabilização da velocidade isocinética em uma escala de 0 a 100% do movimento, nas ações concêntrica e excêntrica, observou-se que: durante a AB $6 \pm 2,4\%$ e AD horizontal $5,7 \pm 3,4\%$, FL $5,5 \pm 2,2\%$ e EX $4,6 \pm 2,1\%$ na ação concêntrica e AB horizontal $3,3 \pm 3,6\%$ e EX $3,4 \pm 2,5\%$ excêntrica, a velocidade manteve-se constante de acordo com os parâmetros do protocolo no intervalo médio com valores entre 6 e 98% da curva. Para os movimentos de AD horizontal $9,6 \pm 9,5\%$ e FL $8,7 \pm 6,5\%$ excêntrico, a média das velocidades manteve-se constante no intervalo de 10 a 98% da curva de torque isocinético, sendo considerados movimentos de maior instabilidade. Em 20% das repetições, a estabilização da velocidade na FL e AD horizontal excêntrica ocorreu após os 20% iniciais da curva (figura 2).

Com relação à localização dos PTM nas curvas de torque nos movimentos de flexão do ombro durante as três repetições, em 33,3% dos casos os PTM na ação concêntrica foram encontrados fora da velocidade preconizada (fase de aceleração e desaceleração do movimento); para a ação excêntrica, 80% dos valores dos PTM estavam fora da velocidade isocinética preestabelecida de 120°/s.

Para a extensão do ombro, os valores de PTM na ação concêntrica apresentaram-se bastante confiáveis, tendo em vista que em nenhuma tentativa o PTM foi localizado fora da velocidade preestabelecida; entretanto, na ação excêntrica, 23,3% dos valores deveriam ser processados novamente e coincidem com as curvas cujo torque foi localizado no terço inicial do movimento (tabela 1).

Tabela 1. Localização dos PTM nos terços inicial, médio e final da curva isocinética*.

	RI		RE		FL		EX		AB		AD	
	Conc	Exc	Conc	Exc	Conc	Exc	Conc	Exc	Conc	Exc	Conc	Exc
PTM inicial	100%	-	33,3%	6,7%	80%	86,7%	66,7%	23,3%	90%	76,7%	90%	70%
PTM médio	-	36,7%	53,3%	53,3%	10%	3,3%	30%	66,7%	-	-	-	3,3%
PTM final	-	63,3%	13,3%	40%	10%	10%	3,3%	-	10%	23,3%	10%	26,7%

* Movimentos de RI e RE (rotações interna e externa), FL e EX (flexoextensão) e AB e AD (abdução-adução horizontais) do ombro, nas ações concêntrica (Conc) e excêntrica (Exc).

Como pode ser visualizado na tabela 1, para os movimentos de FL-EX e AB-AD horizontal, os PTM concentram-se no terço inicial da curva isocinética, o que requer maiores cuidados no processamento dos valores de torque. Apenas na extensão excêntrica, a maior distribuição dos valores máximos de torque foi localizada no terço médio da curva.

Foram observados para a ação concêntrica de abdutores e adutores do ombro, 23,3% e 20% dos PTM fora da velocidade isocinética, respectivamente. Nas ações excêntricas para os mesmos movimentos, três repetições, 16,7% e 56,7% dos PTM, respectivamente, estão fora da curva isocinética.

DISCUSSÃO

Através da avaliação isocinética é possível detectar o ponto de fraqueza muscular na amplitude de movimento, além da identificação da integridade estrutural das articulações e estruturas de sustentação. Favorecer a padronização e coerente processamento de dados referentes à força muscular é imprescindível para acurácia na determinação dos valores de torque^{5,6,19,21}. Dentro desta perspectiva, é fundamental o estudo do traçado gráfico da curva de torque obtida^{1,19}.

Em uma articulação instável, como a articulação do ombro, principalmente em movimentos com maior braço de alavanca (flexoextensão, abdução e adução horizontal), a falta de reprodutibilidade de movimentos funcionais, possíveis erros gerados pelo alinhamento inadequado do eixo biológico ao eixo do equipamento^{6,20} e “folgas” presentes nos braços de alavanca dos instrumentos de mensuração são elementos geradores de interpretações equivocadas. Nos movimentos com menor braço de alavanca, como nas rotações do ombro, os períodos de aceleração e desaceleração do movimento são mais estáveis, gerando dados mais confiáveis. Ainda assim, em 16,7% dos movimentos de RI concêntricos, o PTM se concentrou fora da curva isocinética.

Pode-se observar com este estudo uma grande quantidade de PTM encontrados fora da velocidade pré-selecionada, principalmente para movimentos com maior braço de alavanca, o que iria gerar erros interpretativos dos sujeitos avaliados, caso um processamento posterior da curva não fosse realizado.

Deslandes *et al.*⁶ criaram um modelo virtual com análise analítica seguida por uma simulação numérica capaz de prever os erros de medição dos torques articulares devido ao deslocamento dos centros de rotação entre o segmento do corpo e do braço do ergômetro. Como o deslocamento está presente, os erros aumentam devido à influência de efeitos da inércia, da gravidade, da rigidez do membro pela fixação com as cintas, atrito etc. Esses efeitos podem aumentar os erros de torque, especialmente quando ocorre o deslocamento (exercício isocinético). O modelo mostra um erro relativo máximo de 11%, para um deslocamento relativo de 10% dos centros rotacionais. Tais aspectos ratificam que cuidados no posicionamento do paciente e manuseio do equipamento devem ser tomados assim como no processamento dos dados. Horstmann e Kranenberg¹⁷, que estudaram a reprodutibilidade dos picos de torque na articulação do ombro, encontraram menor reprodutibilidade, sendo que grande variabilidade pode ser alcançada na comparação entre articulação do ombro em relação à articulação do joelho, dependendo do grau de liberdade e forma de exercício realizada.

Em testes com o dinamômetro isocinético servo-motor controlado LIDO-Ativo 2.1, Handel *et al.*²² averiguaram contínuos registros de torque durante todo o movimento, independentemente das diferenças entre a velocidade real e a desejada. E o usuário não é informado sobre quais torques foram registrados fora da velocidade isocinética, corroborando os dados deste estudo. Deste modo, erros interpretativos ocorrem devido à atribuição de torques máximos para as medições de velocidade fora do protocolo estabelecido por causa das acelerações envolvidas. Metodologia criteriosa deve ser usada na interpretação de torques e velocidades angulares fornecidos pelo dinamômetro principalmente em velocidades mais rápidas e em movimentos de maior amplitude^{19,23}.

Os resultados deste estudo demonstraram que para todos os movimentos analisados, ainda que a amostra tenha sido composta por atletas saudáveis pela maior coordenação e controle dos movimentos, foram encontrados PTM fora da velocidade isocinética predeterminada. Instabilidade mais evidente nas curvas de torque foi evidenciada em movimentos com maior braço de alavanca, como na flexão e adução e especialmente nas contrações excêntricas, pois durante a produção de força, as fibras musculares são alongadas, o que exige maior controle do movimento¹⁹. Isto significa que a utilização de relatórios automáticos fornecidos pelos equipamentos pode levar ao inerente risco de inadequada interpretação dos resultados fornecidos.

Este estudo trouxe como limitação a análise de uma articulação em posições específicas, em um único equipamento isocinético. Existe

variabilidade entre diferentes marcas, apesar de características similares e sugestões realizadas nesta pesquisa aplicáveis a qualquer instrumento.

Quando avaliados sujeitos com grandes déficits funcionais e menor coordenação de movimento, os dados deverão ser analisados em distintas perspectivas¹: comparação do lado contralateral com o afetado, estudo das mudanças existentes na curva ao longo do tempo e análise individual do traçado gráfico para evitar prejuízo na identificação de padrões anormais nas curvas. Especialmente na reabilitação, indivíduos com menor equilíbrio muscular vão apresentar mais dificuldade na movimentação do braço de alavanca do equipamento e na manutenção do alinhamento dos centros articulares biológico e mecânico, exigindo interpretação cuidadosa dos estudos apresentados. É fundamental a definição de parâmetros para o processamento dos dados, para obtenção de resultados confiáveis e evitar dificuldades na comparação dos mesmos na literatura^{1,6,19,22}. Em avaliações de sujeitos com alto grau de comprometimento e dificuldade no controle de movimento, torna-se interessante a análise individual de cada curva.

CONCLUSÃO

Na avaliação da curva de torque isocinética de movimentos do ombro de atletas de natação, as rotações interna e externa, dentre as posições avaliadas neste estudo, são as mais estáveis, com menor braço de alavanca, e, portanto, as que oferecem os valores mais confiáveis com a presença dos PTM dentro da velocidade pré-selecionada. Entretanto, sugere-se o corte dos 5% iniciais e finais da curva de torques isocinéticos, pois a estabilização da velocidade foi encontrada de 5 a 98% do gráfico de torque, e em 16,7% dos movimentos em RI concêntrico o PTM estava fora da velocidade escolhida.

Para movimentos compostos de grandes braços de alavanca e amplitude (flexoextensão e abdução-adução horizontal) e que exigem maior controle motor, sugere-se o corte dos 10% iniciais e finais da curva isocinética, pois a estabilização da velocidade foi encontrada de 10 a 98% do gráfico de torque. Ainda que atletas tenham sido avaliados em virtude da maior coordenação de movimentos e controle muscular, no movimento de flexão excêntrica, 80% dos valores de PTM estavam fora da velocidade angular desejada, o que significa que esse movimento requer atenção especial no processamento de dados.

Todos os autores declararam não haver qualquer potencial conflito de interesses referente a este artigo.

REFERÊNCIAS

1. Jiménez FH, Díaz JG, Montes JV. Técnicas instrumentales de diagnóstico y evaluación en rehabilitación. Dinamometría isocinética. *Rehabilitación* 2005;39:288-96
2. Fonseca ST, Ocarino JM, Silva PLP, Bricio RS, Costa CA, Wanner LL. Caracterização da performance muscular em atletas profissionais de futebol. *Rev Bras Med Esporte* 2007;13:143-7.
3. Vilaseca JC, Figueroa RG. Aplicaciones clínicas de las pruebas biomecánicas: mitos y realidades. *Rehabilitación* 2010;44:195-8.
4. Edouard P, Beguin L, Fayolle-Minon I, Degache F, Farizon F, Calmels P. Relationship between strength and functional indexes (Rowe and Walch-Duplay scores) after shoulder surgical stabilization by the Latarjet technique. *Ann Phys Rehabil Med* 2010;53:99-105.
5. Kannus P. Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. *Int J Sports Med* 1994;15:11-8.
6. Deslandes S, Mariot JP, Serveto S. Offset of rotation centers creates a bias in isokinetics: A virtual model including stiffness or friction. *J Biomech* 2008;41:2112-20.
7. Zakas A, Mandroukas K, Vamvakoudis E, Christoulas K, Aggelopoulou N. Peak torque of quadriceps and hamstring muscles in basketball and soccer players of different divisions. *J Sports Med Phys Fitness* 1995;35:199-205.
8. Sonza A, Frassetto D, Andrade MC, Machado DB. Avaliação isocinética do equilíbrio muscular agonista e antagonista do ombro em atletas de natação. *Fisioter Bras* 2002;3:356-62.
9. McMaster WC, Long SC, Caiozzo VJ. Shoulder torque changes in the swimming athlete. *Am J Sport Med* 1992;20:323-7.
10. Ellenbecker T, Roetert EP. Age specific isokinetic glenohumeral internal and external rotation strength in elite junior tennis players. *J Sci Med Sport* 2003;6:63-70.
11. Hadzic V, Sattler T, Markovic G, Veselko M, Dervisevic E. The isokinetic strength profile of quadriceps and hamstrings in elite volleyball players. *Isokinet Exerc Sci* 2010;18:31-7.
12. Weber FS, Silva BGC, Radaelli R, Paiva C, Pinto RS. Avaliação isocinética em jogadores de futebol profissional e comparação do desempenho entre as diferentes posições ocupadas no campo. *Rev Bras Med Esporte* 2010;16:264-8.
13. Middleton P, Trouvé P, Puig P, Savalli L. Intérêt de l'évaluation musculaire isocinétique excentrique dans la pathologie de l'épaule du sportif. *Progr Med Phys Readapt* 1997;2:43-7.
14. Aubry JF, Petrel K, Rose E. Évaluation et renforcement musculaire isocinétique en neurologie centrale. *Kinesither Rev* 2009;(89):45-50.
15. Missaoui B, Rakotovo E, Bendaya S, Mane M, Pichon B, Faucher M, et al. Posture and gait abilities in patients with myotonic dystrophy (Steiner disease). Evaluation on the short-term of a rehabilitation program. *Ann Phys Rehabil Med* 2010;53:387-98.
16. Nestor BJ, Toulson CE, Backus SI, Lyman SL, Foote KL, Windsor RE. Mini-midvastus vs standard medial parapatellar approach: a prospective, randomized, double-blinded study in patients undergoing bilateral total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2010;25:5-11.
17. Horstmann F, Kranenberg K. Reproducibility of isokinetic peak torque and angle at peak in the shoulder joint. *Int J Sports Med* 1994;15:167-72.
18. Davies GJ. A compendium of isokinetics in clinical and rehabilitation techniques. 3rd ed. Wisconsin: 5 e 5 Publishers, 1987.
19. Williamson SC, Hartigan C, Morgan RF, Stamp WG, Chung JK, Edlich RF. Computerized analysis of isokinetic torque curves for muscle strengthening. *J Burn Care Rehabil* 1989;10:160-6.
20. Reimann U, Verdonck AJ, Wiek M. The influence of a joint displacement on torque, angle and angular velocity during isokinetic knee extension/flexion. Theoretical considerations. *Isokinet Exerc Sci* 1997;6:215-21.
21. Davies GJ, Heiderscheid B, Brinks K. Test interpretation. In: Brown L, editor. *Isokinetics in human performance*. Champaign: Human Kinetics, 2000.
22. Handel M, Dickhuth HH, Mayer F, Gülch RW. Prerequisites and limitations to isokinetic measurements in humans. Investigations on a servomotor-controlled dynamometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1996;73:225-30.
23. Taylor NA, Sanders RH, Howick EI, Stanley SN. Static and dynamic assessment of the Biodes dynamometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1991;62:180-8.