

CRITÉRIOS MECÂNICOS PARA PROGRESSÃO DE EXERCÍCIOS DE ROTAÇÃO INTERNA E EXTERNA DO OMBRO NO PLANO SAGITAL

TOLEDO JM, RIBEIRO DC e LOSS JF

Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS - Brasil

Correspondência para: Joelly Mahnic de Toledo, Av. Baltazar de Oliveira Garcia, 3221, apto 407 bloco 4, Bairro Jardim Leopoldina, CEP 91180-001, Porto Alegre, RS – Brasil, e-mail: mahnic@terra.com.br

Recebido: 06/03/2006 - Revisado: 30/06/2006 - Aceito: 07/11/2006

RESUMO

Introdução: O conhecimento da capacidade de produção de torque e de força, do comportamento da distância perpendicular ao longo do movimento e a influência destas sobre o comportamento do torque produzido é essencial para o entendimento do movimento humano e pode ser de grande utilidade para controlar a sobrecarga imposta à estrutura musculotendínea. **Objetivo:** Apresentar critérios mecânicos para a progressão de exercícios de rotação interna (RI) e externa (RE) do ombro no plano sagital. **Método:** Seis indivíduos foram avaliados através de um dinamômetro isocinético e de um eletrogoniômetro. A partir dos dados obtidos na coleta, foram calculadas as médias de torque, força resultante e a distância perpendicular média ponderada (DPMP) nos softwares SAD32 e Matlab®. **Resultados:** Os ângulos em que ocorreram os picos de torque de RE e RI foram de -34° e 6°, com valores de 43 Nm e 69 Nm respectivamente, e os picos de força muscular de RE e RI ocorreram nos 35° e -14°, sendo que os valores nessas angulações foram de 10227 N e 8464 N, respectivamente. A DPMP dos RE apresentou um comportamento crescente ao longo de toda amplitude de movimento (ADM), tendo seu pico no final da amplitude, ou seja, em -50° (0,91cm); e a DPMP dos RI apresentou-se praticamente constante, com seu maior valor aos 50° (0,96cm). **Conclusões:** Os critérios mecânicos para a progressão de exercícios de rotação interna e externa são: torque, força e distância perpendicular média ponderada, porque, baseado em seus comportamentos, é possível promover diferentes sobrecargas sobre a estrutura musculotendínea.

Palavras-chave: ombro, exercício, rotação, reabilitação.

ABSTRACT

Mechanical criteria for progression in internal and external rotation exercises of the shoulder in the sagittal plane

Introduction: Knowledge of torque and force production capacity and moment arm patterns throughout the movement, and their influence on the torque produced, are essential for understanding human movement and may be of great use for controlling the overload imposed on the muscle-tendon structure. **Objective:** To present mechanical criteria for progression in internal rotation (IR) and external rotation (ER) exercises of the shoulder in the sagittal plane. **Method:** Six individuals were assessed using an isokinetic dynamometer and an electrogoniometer. From the data collected, the mean torque, mean resultant force and weighted mean moment arm were calculated using the SAD32 and Matlab® software. **Results:** The angles at which the peak ER and IR torque occurred were -34° and 6° with values of 43 Nm and 69 Nm, respectively. The peaks for ER and IR muscle force were at 35° and -14°, and the values at these angles were 10227 N and 8464 N, respectively. The weighted mean moment arm for ER presented an increasing pattern over the whole range of motion (ROM) and the peak was at the end of the ROM, i.e. at -50° (0.91 cm). The weighted mean moment arm for IR was almost constant with its peak at 50° (0.96 cm). **Conclusion:** The mechanical criteria for progression in internal and external rotation exercises of the shoulder are torque, force and weighted mean moment arm because different overloads on the muscle-tendon structure can be caused according to their patterns over the ROM.

Key words: shoulder, exercise, rotation, rehabilitation.

INTRODUÇÃO

A reabilitação da articulação do ombro pode ser difícil não só pela sua função complexa que envolve a integridade anatômica e funcional, mas também devido a contribuições fisiológicas e biomecânicas das estruturas como, por exemplo, a escápula^{1,2}. De forma geral, programas de reabilitação do ombro empregam, na maior parte dos casos, exercícios com cargas e intensidades progressivas de acordo com o tipo de lesão e procedimento cirúrgico realizado^{1,2,3}. Ainda que essas características sejam determinantes na progressão dos exercícios, o conhecimento da mecânica articular do ombro é fundamental para a escolha adequada dos exercícios³.

Os movimentos articulares são conseqüências da rotação de um segmento em relação a outro. Esse efeito rotacional de uma força aplicada é denominado torque ou momento. O torque que um músculo gera sobre a articulação é influenciado pela variação da distância perpendicular ou da sua capacidade de produção de força^{4,5,6}.

Distância perpendicular é a menor distância entre a linha de ação muscular e o centro de rotação da articulação^{4,7,8,9}. A magnitude da distância perpendicular representa a vantagem mecânica de um músculo em uma articulação, e a sua mensuração pode auxiliar na compreensão da função muscular⁵.

A capacidade de produção de força do músculo durante uma contração é uma das propriedades mecânicas mais descritas em estudos, pois é ela que promove a força necessária para manter a postura e iniciar movimentos¹⁰. A capacidade de produção de força depende de vários fatores como a relação comprimento x tensão, a relação força x velocidade e o recrutamento de fibras (somação espacial e temporal). Porém, para contrações máximas e em velocidade constante, a capacidade de produção de força muscular depende do comprimento muscular e essa “dependência” refere-se diretamente à relação comprimento-tensão do sarcômero¹¹. Essa relação pode ser explicada pela teoria dos filamentos deslizantes^{12,13} e pela teoria das pontes cruzadas^{14,15}. A teoria dos filamentos deslizantes assume que as mudanças no comprimento dos sarcômeros, fibras e músculos são produzidas por meio do deslizamento dos miofilamentos de actina e miosina dentro do sarcômero a partir das pontes cruzadas. Portanto, a máxima força gerada pelo músculo ocorrerá em um comprimento do sarcômero em que a sobreposição entre a actina e a miosina permitirá o maior número de formação das pontes cruzadas^{12,13,14,15}.

O conhecimento da capacidade de produção de torque, de força e da distância perpendicular ao longo do movimento e a influência dessas sobre o comportamento do torque produzido é essencial para o entendimento do movimento humano e pode ser de grande utilidade para controlar a sobrecarga imposta à estrutura musculotendínea, bem como para um melhor planejamento da evolução dos exercícios em um programa de reabilitação^{16,17,18}.

O objetivo deste trabalho é apresentar critérios mecânicos para a progressão de exercícios de rotação interna e externa do ombro, quando realizados no plano sagital.

MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética do Centro Universitário Metodista IPA (registro nº 1211) e todos os participantes assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

A amostra foi composta por seis indivíduos do sexo masculino, com idade entre 22 e 32 anos (média 25,1 ± 4,0), altura entre 167 e 192 cm (média 182,6 ± 9,8) e praticantes de atividade física regular (mínimo de duas vezes por semana). Todos os indivíduos da amostra participaram de todas as etapas do estudo. O ombro avaliado foi o direito (membro dominante) e nenhum indivíduo apresentava histórico de lesões ou disfunções no ombro avaliado.

A coleta consistiu na mensuração do torque máximo de RE e RI produzido a 60°/seg no plano sagital. Para isso, foi utilizado um dinamômetro isocinético, marca Cybex, modelo Norm (Dataq Instruments, Inc. Ohio – EUA). Com o objetivo de registrar com maior precisão a posição articular, foi utilizado um eletrogoniômetro da marca Biometrics Ltd (Cwmfelinfach, Reino Unido), modelo XM 180, adaptado junto ao dinamômetro isocinético. O dinamômetro isocinético e o eletrogoniômetro estavam conectados a um microcomputador Pentium III 650 MHz por meio de um conversor analógico-digital de 16 canais. Para tratamento dos dados, foram utilizados os *softwares* SAD32 (Sistema de Aquisição de Dados, desenvolvido pelo Laboratório de Medições Mecânicas da Universidade Federal do Rio Grande do Sul) e MATLAB 7.0® (MathWorks Inc, Massachusetts – EUA).

Os procedimentos de coleta respeitaram cinco fases: preparação, posicionamento, calibração, familiarização com o teste e teste.

Preparação: aquecimento e alongamentos do membro superior direito.

Posicionamento dos indivíduos: decúbito dorsal com o membro superior direito em posição de 90° de abdução e com o cotovelo fletido a 90°.

Calibração: foram determinados os valores de amplitude de movimento (ADM) de RE e RI, de acordo com a ADM máxima em que o indivíduo era capaz de produzir o torque máximo. O ângulo zero de rotação no eletrogoniômetro foi estabelecido como sendo aquele correspondente à posição neutra de rotação.

Familiarização: foram feitas três repetições de contrações concêntricas submáximas para RE e RI.

Teste: foram executadas cinco repetições de contrações concêntricas máximas de RE e RI, na velocidade angular de 60°/seg¹⁹.

Os dados de torque gerado e ângulo foram filtrados com um filtro digital, Butterworth, passa baixa, ordem três, com

freqüência de corte de 3 Hz para os dados de ângulo e 10 Hz para os dados de torque. Após a filtragem dos sinais, foi calculada a média das cinco repetições. A convenção utilizada para posição angular foram valores negativos para RE e valores positivos para RI⁸.

Com o valor do torque de RE e RI, é possível estimar a magnitude da força resultante exercida pelos rotadores externos e internos pela razão entre torque e distância perpendicular de aplicação de força. Como existem muitos músculos capazes de realizar RE ou RI, foi feita uma simplificação, para tornar possível a resolução da equação (1):

$$T = dp \times Fm \quad (1)$$

Em que: T = torque; Fm = força muscular; dp = distância perpendicular (entre a linha de ação da força muscular e o centro de rotação do ombro)⁸.

Para isso, foi calculada a média da distância perpendicular de todos os músculos rotadores internos e rotadores externos. Essa média foi ponderada pela área de secção transversa fisiológica de cada músculo, resultando na distância perpendicular média ponderada (DPMP). Os músculos utilizados para o cálculo foram: supra-espinhal, infra-espinhal, redondo menor, deltóide posterior, deltóide médio e deltóide anterior para RE e peitoral maior, grande dorsal, redondo maior e deltóide anterior, médio e posterior para RI. Os valores de área de secção transversa fisiológica e a distância

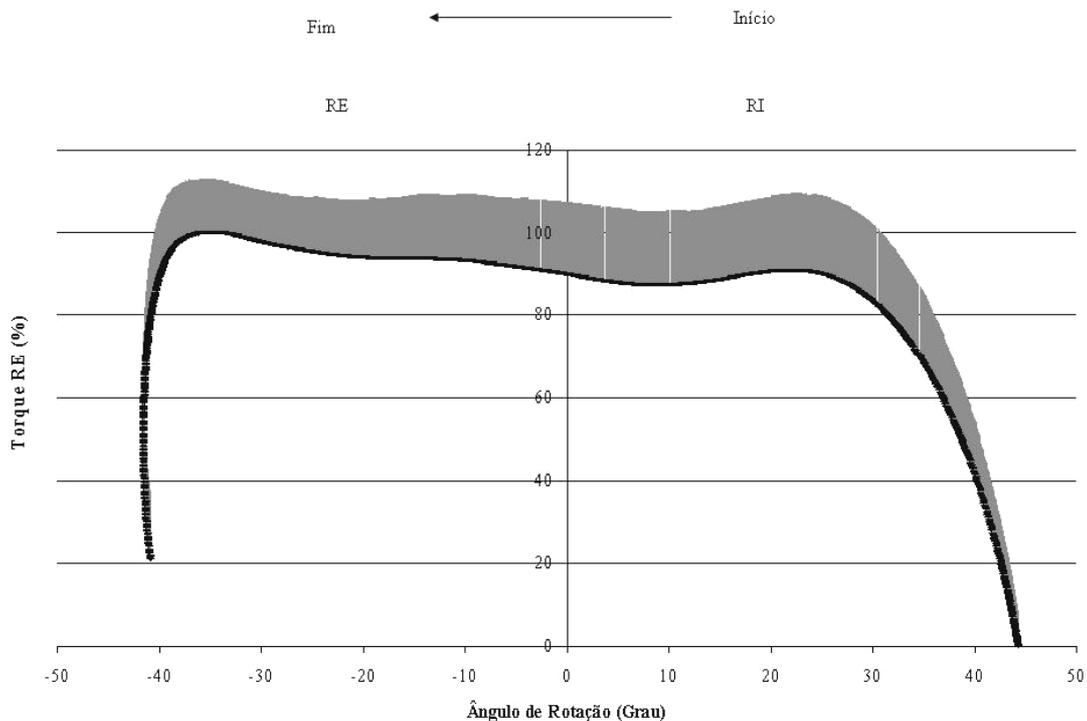
perpendicular dos músculos foram obtidos a partir da literatura⁸.

RESULTADOS

O comportamento do torque de RE está apresentado na Figura 1. No início do movimento, há um aumento e, depois, a curva tende a manter-se constante no trecho intermediário da ADM. Após a manutenção desse platô, ocorre um leve aumento, o qual representa o pico de torque. Ao final do movimento, a curva de torque apresenta uma fase descendente. O pico de torque de RE ocorreu no ângulo de -34° , onde o ombro encontra-se rodado externamente, com um valor médio de 43Nm (100%).

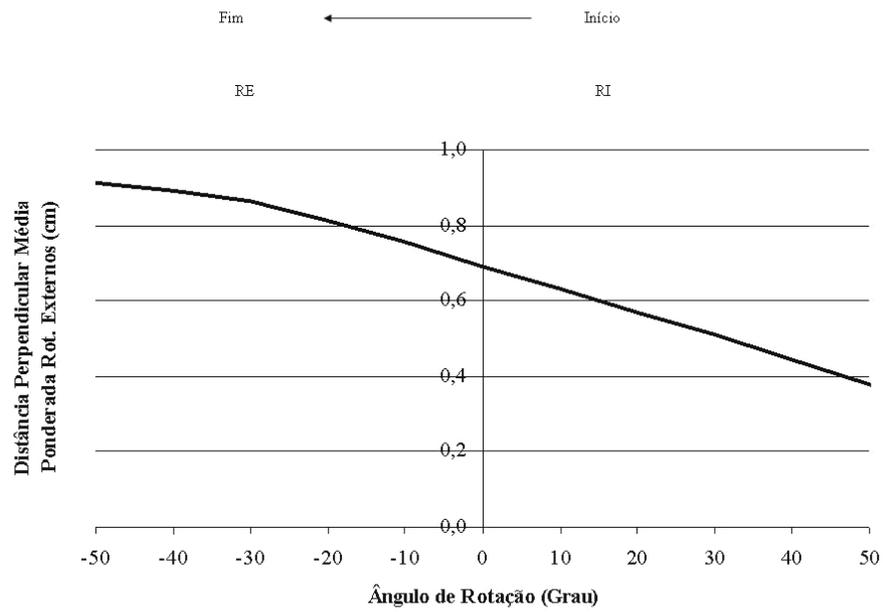
O comportamento da DPMP dos RE apresenta-se crescente em toda a ADM (Figura 2). O maior valor da DPMP dos RE ocorreu aos -50° de rotação, sendo essa distância perpendicular de 0,91cm.

O comportamento da força muscular resultante de RE pode ser dividido em duas fases (Figura 3). Uma fase ascendente até atingir o pico de força e outra fase descendente até o final do movimento. Ao contrário do comportamento do torque, o pico de força ocorreu quando o ombro estava rodado internamente, quando se encontrava alongado, antes de atingir a posição neutra e sem apresentar nenhum platô ao longo de toda ADM. O pico de força de RE ocorreu no ângulo de 35° , com um valor médio de 10227N (100%).



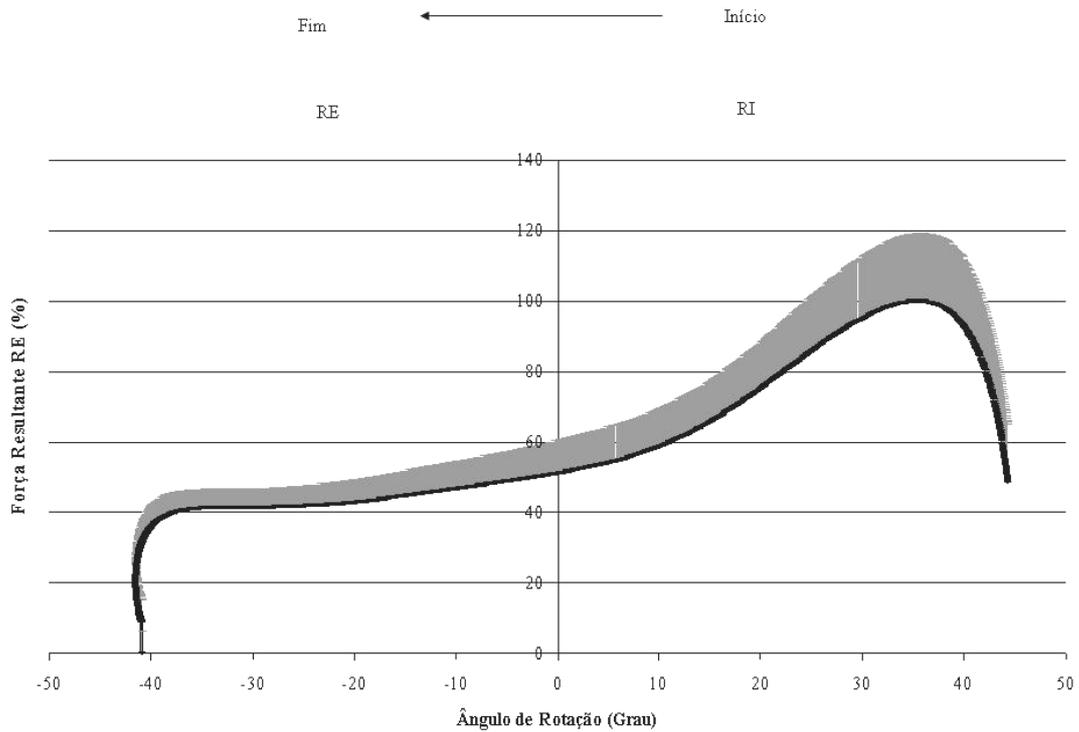
RE: rotação externa; RI: rotação interna.

Figura 1. Torque médio percentual de RE e erro-padrão.



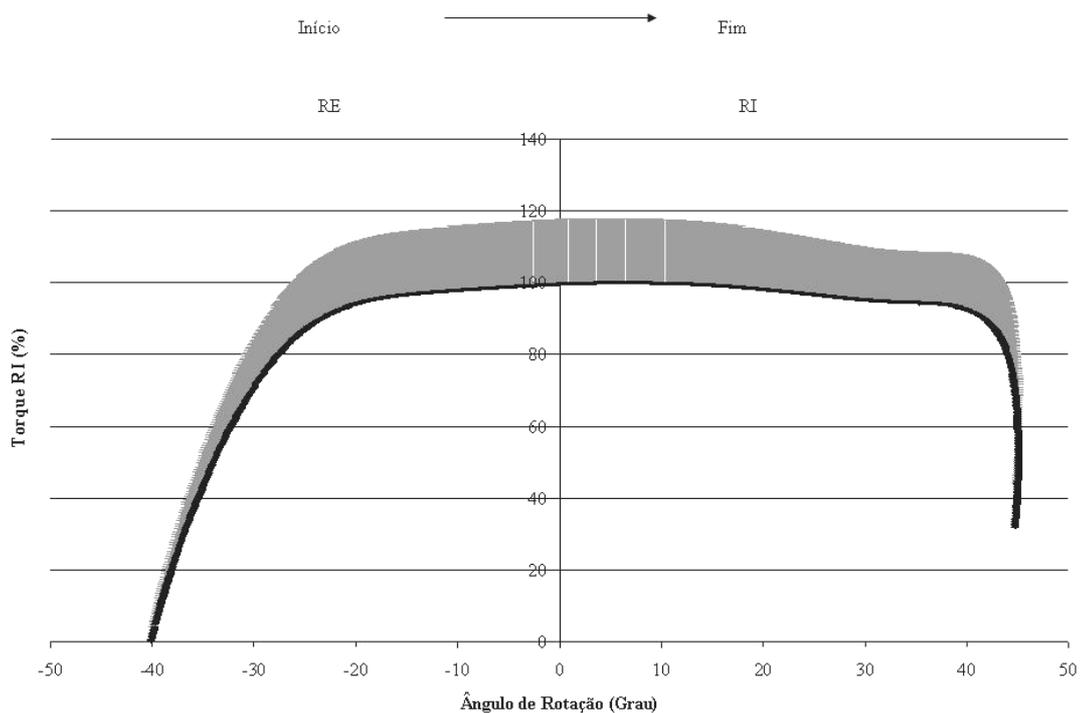
RE: rotação externa; RI: rotação interna.

Figura 2. Distância perpendicular média ponderada dos rotadores externos.



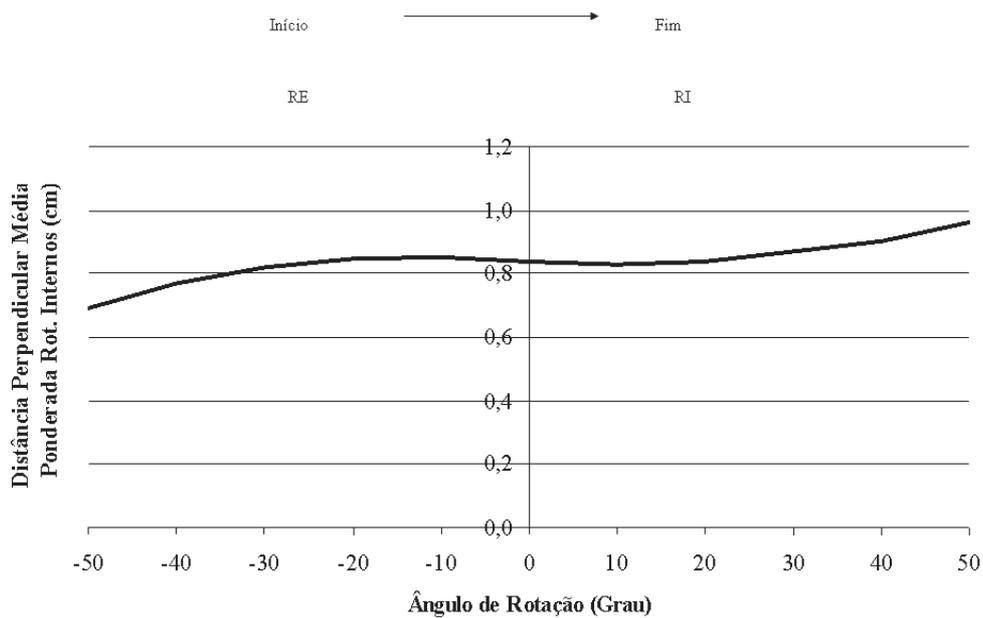
RE: rotação externa; RI: rotação interna.

Figura 3. Força resultante média percentual de RE e erro-padrão.



RE: rotação externa; RI: rotação interna.

Figura 4. Torque médio percentual de RI e erro-padrão.



RE: rotação externa; RI: rotação interna.

Figura 5. Distância perpendicular média ponderada dos rotadores internos.

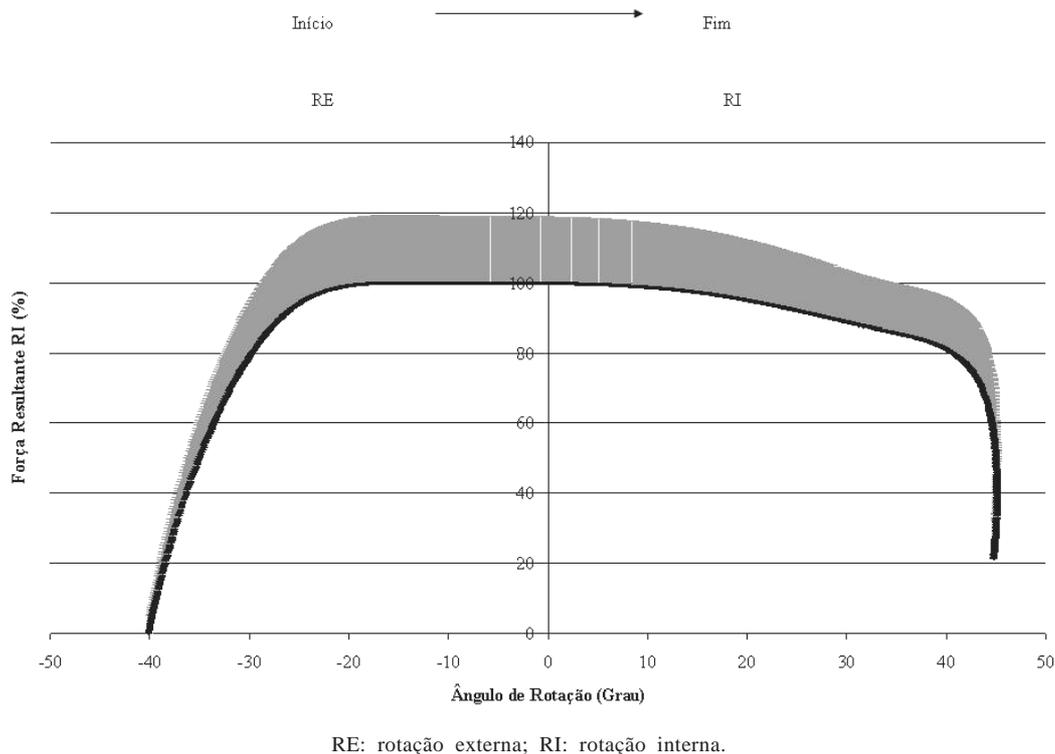


Figura 6. Força resultante média percentual de RI e erro-padrão.

O comportamento do torque de RI (Figura 4) é muito similar ao de RE (Figura 1). No início do movimento, essa curva também apresenta um aumento e depois tende a manter-se constante no trecho intermediário da ADM. Entretanto, diferentemente da RE, na manutenção desse platô, ocorre o pico de torque de RI, aproximadamente no ângulo de 6°, com um valor médio de 69Nm (100%), quando o ombro encontra-se rodado internamente. Ao final do movimento, essa curva de torque também apresenta uma fase descendente.

O comportamento da DPMP dos RI apresenta-se praticamente constante ao longo da ADM (Figura 5). No início do movimento, há uma fase ascendente, a qual termina aproximadamente no trecho intermediário da ADM, quando os valores de DPMP apresentam-se praticamente constantes e, então, há uma nova fase ascendente, culminando no pico da DPMP no final do movimento. O maior valor da DPMP dos RI ocorreu aos 50° de rotação, sendo essa distância perpendicular de 0,96cm.

O comportamento da curva de força resultante de RI (Figura 6), é semelhante à curva de torque de RI (Figura 4), porém com magnitudes diferentes. No início do movimento, essa curva também apresenta um aumento e depois tende a manter-se constante no trecho intermediário da ADM. No platô, ocorre o pico de força de RI, aproximadamente no ângulo de -14° com um valor médio de 8464N (100%), quando o ombro encontra-se rodado externamente. Ao final do movimento, essa curva também apresenta uma fase descendente.

DISCUSSÃO

Na RE, observa-se que a manutenção do platô de torque, que ocorre no meio da ADM, deve-se aos comportamentos antagônicos da DPMP e da força resultante de RE. Como o pico de torque de RE ocorre quando o ombro está rodado externamente, pode-se inferir que a DPMP é mais importante para a geração do torque nessa ADM e para a manutenção do platô do que a relação comprimento x tensão, representada pela curva da força resultante. Nota-se, também, que os picos de torque e de força não acontecem nos mesmos ângulos, já que dependem da relação comprimento x tensão do músculo e sua respectiva distância perpendicular¹¹.

O comportamento da curva de força de RE é bastante parecido com o da curva da relação comprimento X tensão do sarcômero apresentado por Gordon et al.²⁰. O pico de força ocorre quando o ombro está rodado internamente, quando os músculos estão levemente alongados. Nesse ângulo, pode-se especular que os sarcômeros encontram-se em uma posição “ótima” para a formação de pontes cruzadas. Como os músculos encontram-se levemente alongados, há a contribuição dos elementos elásticos dos músculos na produção de força^{21,22,23}. Depois desse ponto, a força diminui pelo encurtamento do músculo e pela diminuição das possibilidades de formação de novas pontes cruzadas^{11,23,24}.

Com relação a RI, podem-se analisar as curvas de torque e força resultante de forma simultânea pelos seus comportamentos similares. Esse fato se deve ao comportamento da

DPMP, que permanece mais ou menos constante, com uma taxa de variação crescente muito pequena. Esses achados são similares aos de Rassier et al.¹¹, que relatam que a relação torque-ângulo de um músculo é determinada pela relação comprimento x tensão e distância perpendicular. Quando a distância perpendicular permanece constante ao longo do movimento, o comportamento da curva de torque reflete a curva da força resultante. Pode-se inferir, dessa forma, que a relação comprimento x tensão é a maior responsável pelo comportamento do torque de RI.

O objetivo da reabilitação é a recuperação da ADM e o fortalecimento muscular, em especial dos rotadores, que são importantes na estabilização e proteção das estruturas articulares às lesões. Os exercícios devem ter cargas progressivas, devem respeitar a mecânica de funcionamento da articulação, e um programa de reabilitação deve ser eficiente para alcançar os objetivos e respeitar as particularidades do ombro²⁵. No caso específico do ombro, em que o movimento de rotação é executado através da ação sinérgica de vários músculos, é importante a avaliação da distância perpendicular média ponderada e da capacidade de produção de força resultante como critérios de progressão da intensidade e carga dos exercícios.

A distância perpendicular representa a vantagem mecânica muscular e pode ser usada para determinar quais músculos são estabilizadores e quais são motores primários em uma determinada posição articular. Quando a distância perpendicular é igual ou próxima de zero, ao contrair, o músculo gera apenas compressão e, conseqüentemente, tem a função de estabilizar a articulação. Ao contrário, quando a linha de ação muscular se encontrar distante do centro de rotação, o mesmo pode ser considerado como motor primário do movimento⁴.

Kuechle et al.⁸ referem que, para os movimentos de rotação interna e externa (90° de abdução), os músculos recrutados com maior sobrecarga são: subescapular e peitoral maior na rotação interna e redondo menor e o infra-espinhal na rotação externa. Os demais músculos são menos importantes. Utilizar movimentos, nos quais um músculo enfraquecido seja acessório (menor distância perpendicular), pode reduzir a sobrecarga imposta. Nos músculos motores primários, a carga pode ser controlada a partir das relações entre torque de resistência, capacidade de produção de torque muscular, distância perpendicular e comportamento da força. A aplicação de uma resistência em amplitudes com maior vantagem mecânica e/ou vantagem da relação comprimento x tensão pode promover menor sobrecarga na estrutura musculotendínea. Por outro lado, se o pico de resistência for aplicado em amplitudes em que a distância perpendicular e a relação comprimento x tensão estiverem desfavorecidas, haverá maior sobrecarga.

Nas lesões do redondo menor e infra-espinhal, pode-se variar a carga imposta, modificando o trecho angular em

que ocorre o pico de torque de resistência. Na fase inicial de um programa de reabilitação, é recomendado o reforço muscular, com pequenas cargas para otimização do processo cicatricial^{16,17}. Esse trabalho pode ser realizado com o pico do torque de resistência presente entre a posição neutra e a final de RE à 90° de abdução do ombro, já que nesse trecho existe uma vantagem mecânica (distância perpendicular maior) na produção de torque e menores níveis de produção de força são necessários. Conseqüentemente, um menor número de unidades motoras será ativado, gerando menor sobrecarga sobre o músculo.

Na fase intermediária da reabilitação, o pico do torque de resistência poderia ocorrer entre a posição neutra e a máxima de RI, já que, nesse trecho, a distância perpendicular é menor e a capacidade de produção de força é a principal responsável pela produção de torque. Com o mesmo valor de torque de resistência citado no exemplo anterior, o redondo menor e o infra-espinhal sofrerão maior sobrecarga, uma vez que um maior número de unidades motoras deverá ser recrutado para compensar a diminuição da distância perpendicular, com a finalidade de gerar o mesmo torque.

CONCLUSÃO

Os critérios mecânicos para a progressão de exercícios de rotação interna e externa são: torque, força e distância perpendicular média ponderada porque, baseado em seus comportamentos, é possível promover diferentes sobrecargas sobre a estrutura musculotendínea. Apesar de serem elaborações teóricas, esses critérios estão baseados em princípios da cicatrização musculotendínea. Dessa forma, este trabalho representa um primeiro passo no sentido de estruturar critérios mecânicos para progressão das sobrecargas impostas à estrutura musculotendínea.

REFERÊNCIAS

1. Kibler WB, McMullen J, Uhl T. Shoulder rehabilitation strategies, guidelines and practice. *Orthopedic Clinics of North America*. 2001;32(3):527-38.
2. Rubin BD, Kibler WB. *Fundamental Principles of Shoulder Rehabilitation: Conservative to Postoperative Management*. *Arthroscopy*. 2002;15(9):29-39.
3. Hayes K, Ginn KA, Walton JR, Szomor ZL, Murrell GAC. A randomized clinical trial evaluating the efficacy of physiotherapy after rotator cuff repair. *Australian Journal of Physiotherapy*. 2004;50:77-83.
4. Otis JC, Jiang CC, Wickiewicz TL, Peterson MGE, Warren RF, Santner TJ. Changes in the moment arms of the rotator cuff and deltoid muscles with abduction and rotation. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1994;76(5):667-76.
5. Liu J, Hughes RE, Smutz WP, Niebur G, An KN. Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation. *Clinical Biomechanics*. 1997;12(1):32-8.

6. Wilde LD, Audenaert E, Barbaix E, Audenaert A, Soudan K. Consequences of deltoid muscle elongation on deltoid muscle performance: the computerized study. *Clinical Biomechanics*. 2002;17:499-505.
7. Kuechle DK, Newman SR, Itoi E, Morrey BF, An KN. Shoulder muscle moment arms during horizontal flexion and elevation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 1997;6:429-39.
8. Kuechle DK, Newman SR, Itoi E, Niebur GL, Morrey BF, An KN. The relevance of the moment arm of shoulder muscles with respect to axial rotation of the glenohumeral joint in four positions. *Clinical Biomechanics*. 2000;15:322-9.
9. Graichen H, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F. An in vivo technique for determining 3D muscular moment arms in different joint positions and during muscular activation – application to the supraspinatus. *Clinical Biomechanics*. 2001;16:389-94.
10. Proske U, Morgan L. Do cross-bridges contribute to the tension during stretch of passive muscle? *Journal of Muscle Research and Cell Motility*. 1999;20:433-42.
11. Rassier DE, MacIntosh BR, Herzog W. Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Journal Applied Physiology*. 1999;86(5):1445-57.
12. Huxley AF, Niedergerke R. Structural changes in muscle during contraction. Interference microscopy of living muscle fibres. *Nature*. 1954;173:971-3.
13. Huxley H, Hanson J. Changes in cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. *Nature*. 1954;173:973-6.
14. Huxley AF. Muscle structure and theories of contraction. *Prog Biophys Biophys Chem*. 1957;7:255-318.
15. Huxley AF, Simmons RM. Proposed mechanism of force generation in striated muscle. *Nature*. 1971;233:533-8.
16. Wilk KE, Harrelson GL, Arrigo C. Reabilitação do Ombro. In: Andrews JR, Harrelson GL, Wilk KE. *Reabilitação Física das Lesões Desportivas*. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2005. p. 545-622.
17. Magee DJ, Reid DC. Shoulder Injuries. In: Zachazewski JE, Magee DJ, And Quillen WS. *Athletic Injuries and Rehabilitation*. Philadelphia: Saunders; 1996. p. 509-39.
18. Walmsley RP, Szibbo C. A Comparative Study of the Torque Generated by the Shoulder Internal and External Rotator Muscles in Different Positions and at Varying Speeds. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1987;9(6):217-22.
19. Divir Z. Isokinetics of the shoulder muscles. In: Divir Z. *Isokinetic: Muscles testing, interpretation and clinical applications*. Edinburg: Churchill Livingstone; 1995. p. 171-91.
20. Gordon AM, Huxley AF, Julian FJ. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *Journal of Physiology*. 1966;184:170-92.
21. Herzog W, Schachar R, Leonard TR. Characterization of the passive component of force enhancement following active stretching of skeletal muscle. *The Journal of Experimental Biology*. 2003;206:3635-43.
22. Rassier DE, Herzog W, Wakeling J, Syme DA. Stretch-induced, steady-state force enhancement in single skeletal muscle fibers exceeds the isometric force at optimum fiber length. *Journal of Biomechanics*. 2003;36:1309-16.
23. Schachar R, Herzog W, Leonard TR. The effects of muscle stretching and shortening on isometric force on the descending limb of the force-length relationship. *Journal of Biomechanics*. 2004;37:917-26.
24. Enoka RM. Control of Muscle Force. In Enoka RM. *Neuro-mechanical Basis of Kinesiology*. Champaign: Human Kinetics Books; 1988. p.155-78.
25. Jobe FW, Moynes DR, Brewster CE. Rehabilitation of Shoulder Joint Instabilities. *Orthopedic Clinics of North America*. 1987;18(3):473-82.