

Movimento escapular: padrão de normalidade e suas alterações na disfunção

Scapular motion: standard of normality and your alterations in the disfunction

CASTRO MP, ALDABEC D. Movimento escapular: padrão de normalidade e suas alterações na disfunção. **R. bras. Ci. e Mov** 2009; 17(4):91-98.

Marcelo P. de Castro¹
Daniela Aldabec¹

¹Rede Metodista de Educação do Sul

RESUMO: O conhecimento do exato papel da escápula em relação à função do membro superior é de extrema importância para compreensão do movimento humano, assim como, para entendermos as consequências e os motivos das alterações em seu padrão de normalidade. Neste sentido, muitos trabalhos vêm sendo realizados visando esclarecer o padrão de movimento normal, as estruturas que estão relacionadas a este padrão e as possíveis causas das disfunções, além de investigar as implicações causadas por tais disfunções em outras estruturas; entretanto, tais idéias são apresentadas de maneira fragmentada. Assim, a proposta do presente estudo é realizar uma revisão da literatura sobre a função da escápula e suas alterações na disfunção. Para isso, foi realizada uma busca na base de dados da PubMed por “scapulohumeral rhythm”, “scapular motion” e “scapular disfunction”, onde foram selecionados artigos entre 2000 e 2006. Os artigos selecionados foram analisados a fim de relacionar as evidências encontradas em uma idéia global. Nota-se que uma série de estruturas necessita estar em pleno equilíbrio para manter o padrão cinético e cinemático normal. Uma alteração cinética geralmente acaba promovendo uma alteração cinemática, da mesma forma que a alteração cinemática impõe grande influência para promover uma alteração cinética. Desta forma, deve-se realizar uma avaliação minuciosa levando em consideração tanto os aspectos cinéticos quanto cinemáticos, porque só assim se consegue o equilíbrio necessário para a função normal do membro superior.

Palavras-chave: Ritmo escapuloumbral; Movimento escapular; Disfunção escapular.

ABSTRACT: The knowledge of the accurate paper of the scapula in relation to the function of the upper member is of extreme importance for understanding of the human movement, as well as, to understand the consequences and the reasons of the alterations in its standard of normality. In this direction, many works come being carried through aiming at to clarify the standard of normal movement, the structures that are related to this standard and the possible causes of the dysfunctions, besides investigating the implications caused for such dysfunctions in other structures; however, such ideas are presented in fragmented way. Thus, the proposal of the present study is to carry through a revision of literature on the function of the scapula and its alterations in the dysfunction. For this, was made a search in the database of the PubMed for “scapulohumeral rhythm”, “scapular motion” e “scapular dysfunction”, where articles between 2000 and 2006 had been selected. The selected articles had been analyzed in order to relate the evidences found in a global idea. It is observed that a series of structures needs to be in full balance to keep normal the kinetic and kinematics standard. A kinetic alteration generally finishes promoting an alteration kinematics, in the same way that the alteration kinematics imposes great influence to promote an alteration kinetic. Of this form, they must be carried through a minute evaluation in such a way taking in consideration how much kinematics and kinetic aspects, because only thus the necessary balance for the normal function of the upper member is obtained.

Key Words: Scapulohumeral rhythm; Scapular motion; Scapular disfunction.

Recebido em:
Aceito em:

Recebido em: 13/02/2010
Aceito em: 19/02/2010

Contato: Marcelo Castro - marcelocastro_fisio@hotmail.com

Introdução

A escápula tem um papel crucial não somente para a função do ombro, mas sim, para a função de toda a extremidade superior¹. Por não apresentar características de articulação sinovial, tais como inserção fibrosa, líquido sinovial ou tecido cartilaginoso, a escápula mantém sua função exclusivamente por meio de seu controle muscular dinâmico¹.

A escápula desempenha um papel fundamental em relação à cadeia cinética do membro superior²⁻³. Cadeia cinética é uma série de segmentos ativados sequencialmente de forma coordenada para gerar e transmitir forças de acordo com a função específica⁴. Na maioria das atividades esportivas, esta seqüência de ativação inicia a partir dos movimentos das pernas, os quais criam uma força de reação ao solo. O solo transmite esta força aos joelhos, quadril e tronco. O tronco transmite ao ombro, o qual transmite ao braço e mão².

A escápula e a articulação glenoumeral funcionam como um “funil”, transmitindo e aumentando a força gerada pelos membros inferiores até a extremidade do membro superior⁴. Esta ativação em seqüência permite estabilidade proximal e mobilidade distal na cadeia cinética³, permitindo grande geração de força e aceleração para os movimentos do braço².

A relação entre o movimento escapulotorácico e o movimento glenoumeral é comumente chamado de ritmo escapuloumeral⁵⁻¹⁰. Na prática clínica, o ritmo escapuloumeral também é assumido como um índice para avaliar a qualidade do movimento do complexo do ombro⁸, Sendo definido como a integração, união e interdependência dos movimentos do úmero, escápula e clavícula; o movimento da escápula no tórax ocorre em três dimensões (3D), combinando translações e rotações a fim de permitir eficiente deslocamento do úmero¹¹.

A escápula deve servir como uma base estável para a função da articulação glenoumeral e também deve mover-se através de um arco substancial do movimento^{1,11}. Este movimento posiciona precisamente a cavidade glenóide para superfície articular da cabeça do úmero e mantém uma relação comprimento-tensão ótima

dos músculos envolvidos na realização dos gestos do membro superior^{1,9,11}.

Várias disfunções do ombro causam mudanças substanciais no movimento escapulotorácico¹². Tais disfunções ocorrem como resultado de alterações na anatomia, fisiologia, biomecânica e/ou adaptações músculo-esquelético produzidas por estas alterações².

O estudo clínico das desordens do ombro poderia beneficiar o conhecimento de movimentos das articulações glenoumeral e escapulotorácica, entretanto, tais mensurações são raramente possíveis devido à falta de capacidade de métodos não invasivos¹².

Apesar desta dificuldade, o complexo articular do ombro tem sido estudado por vários pesquisadores. Geralmente o objetivo destes estudos é analisar os movimentos que ocorrem nas articulações que o constituem, tanto em indivíduos normais^{5,7-17} quanto em indivíduos com alguma disfunção¹³⁻¹⁴.

Price *et al.*⁴ apontaram à necessidade de examinar os méritos dos diferentes estudos detalhados e abordagens terapêuticas do complexo do ombro normal, para definir assim parâmetros normais. Sendo assim, o objetivo do presente estudo é investigar, por meio de uma revisão da literatura, o padrão de movimento normal da escápula e quais estruturas são responsáveis por mantê-lo nesta normalidade; além de relacionar o impacto que possíveis alterações biomecânicas e fisiológicas possam causar neste padrão.

Materiais e métodos

Foi realizada uma pesquisa na *PubMed* por “*scapulohumeral rhythm*”, “*scapular motion*” e “*scapular dysfunction*” onde foram selecionados artigos publicados de 2000 à 2006. Após identificar os estudos relevantes, ou seja, os que abordaram a normalidade e/ou a anormalidade do movimento escapular, suas referências bibliográficas foram investigadas, promovendo o acréscimo de outros estudos que compartilhavam o mesmo objetivo. Assim, 28 trabalhos foram selecionados.

Padrão cinemático normal

Nesta revisão, para descrever o movimento escapular, a nomenclatura utilizada será báscula lateral e medial (BL e BM), descrevendo o movimento que ocorre no plano coronal, rotação interna e externa (RI e RE), descrevendo o movimento que ocorre no plano transversal

e inclinação anterior e posterior (IA e IP), descrevendo o movimento que ocorre no plano sagital. Tais movimentos são ilustrados na Figura 1.

Os movimentos umerais serão chamados de abdução (elevação no plano coronal), elevação (plano escapular) e flexão (elevação no plano sagital).

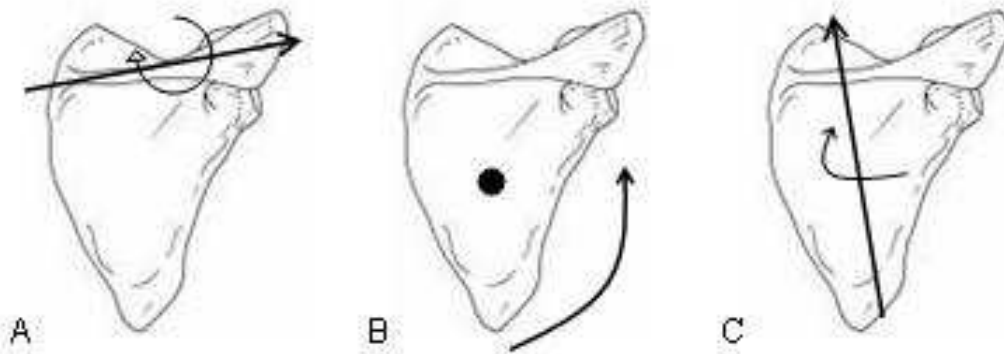


Figura 1. Eixos e rotações individuais utilizados para descrever o movimento escapular. (A) Inclinação posterior da escápula. (B) Báscula lateral da escápula. (C) Rotação externa da escápula

Na tabela 1 são apresentados os resultados de vários estudos que investigaram o movimento escapular. Visto que há variação nas amplitudes de elevação, abdução e flexão entre estes trabalhos, o presente estudo, com objetivo de melhor comparar tais trabalhos, calculou o ritmo escapuloumeral (REU) para os três movimentos escapulares. O REU foi calculado a partir da razão entre amplitude de movimento (ADM) umeral e ADM escapular (báscula, rotação e inclinação).

Também nota-se na tabela 1, uma grande variação das amplitudes do movimento escapular entre os estudos. O REU em relação à BL durante a elevação variou de 1,76¹⁴ à 4,2⁸; a BL é o movimento que apresenta maior amplitude ao longo da elevação na maioria dos trabalhos^{7-8,11-17}.

A RE da escápula começa a ocorrer a partir da ADM intermediária da glenoumeral ($\pm 60^\circ$), e até esta amplitude, a escápula praticamente não se movimenta neste plano, e quando se movimenta, geralmente realiza uma RI; sua ADM ao longo da elevação varia entre os estudos, o REU para RE da escápula alcança 1,98⁹ enquanto que no trabalho de Groot⁵ alcança 28,3; associado a estas rotações pode ocorrer uma translação

(médio-lateral) da escápula de até 18 cm². O REU para a IP variou de 4,3⁹ à 30¹³ durante a elevação.

Em geral, nota-se que o movimento da escápula nos três planos progride com maior vigor a partir da amplitude intermediária. A BL é o movimento escapular que apresentou maiores amplitudes^{7-9, 11-17}, seguido pela RE e IP, os quais alternam como movimento que apresenta a segunda maior amplitude entre os estudos^{7-9, 11,13-15,17}. Já a abdução e a flexão, não apresentam grandes diferenças em relação ao padrão de movimento encontrado na elevação^{7-8,11,14-15,17}.

Padrão cinético normal

Segundo Kapandji¹⁸ pode-se dividir a elevação do braço em três fases: na primeira, os músculos deltóide e supra-espinhoso formam o par abdutor da articulação glenoumeral, tal articulação é responsável pelo início do movimento, esta fase é finalizada em torno dos 90°, quando a articulação glenoumeral se bloqueia devido ao impacto da tuberosidade maior do úmero com a margem superior da glenóide. Os músculos responsáveis pela segunda fase, a qual se estende até os 150°, são o trapézio e o serrátil anterior, estes músculos constituem o par abdutor da articulação escapulotorácica, promovendo o

movimento de BL da escápula. Já a terceira e última fase é realizada pelos músculos da coluna vertebral, os quais promovem inclinação e/ou hiperlordose (se contraídos bilateralmente) da coluna.

O autor¹⁸ esclarece que as participações musculares estão inter-relacionadas, ocorrendo assim, a ação simultânea dos músculos responsáveis pelas diferentes fases ao longo do gesto. Já para Kibler² e Meister¹⁹ os apropriados pares de força para elevação do acrômio são o trapézio inferior e o serrátil anterior trabalhando juntos, concomitantemente, os rombóides e o trapézio superior também apresentam suas funções associadas. Tais pares de força são ativados de acordo com a tarefa requerida. O equilíbrio da função dos grupos musculares é essencial para a eficiente função durante a cadeia cinética¹⁹.

Padrão cinemático anormal

McQuade *et al.*⁹ investigaram o movimento da escápula antes e após a fadiga muscular, encontrando uma diminuição de 10° de amplitude de BL e IP durante a realização do gesto de elevação após fadiga quando comparados aos indivíduos normais. No trabalho de Ludewig *et al.*¹³ há uma diminuição na BL nos primeiros 60° de elevação umeral em indivíduos com sintomas de síndrome do impacto, havendo a partir desta amplitude um aumento da BL aparentemente compensatório; neste mesmo grupo de pacientes ocorreu uma IA da escápula, ao invés, de IP encontrada no grupo de indivíduos normais. Já no trabalho de McClure *et al.*¹⁴, ao contrário dos estudos citados anteriormente, foi encontrado um aumento discreto da báscula lateral em 90° de elevação (3,8°) e em 120° a IP da escápula foi 3,3° maior em indivíduos com síndrome do impacto quando comparados a indivíduos normais, o autor acredita que tal comportamento seja um mecanismo compensatório favorável para evitar impacto. Porém, em geral ocorre uma diminuição da IP, BL e RE da escápula nos indivíduos que apresentam alguma disfunção no ombro.

Fatores que influenciam o movimento anormal da escápula

Diversas anormalidades biomecânicas ou fisiológicas podem ocorrer devido a alterações na função dos músculos que controlam a escápula^{2,19}. Comumente, os músculos são lesados por trauma direto da musculatura escapular ou por microtraumas repetitivos²; microtraumas tipicamente promovem instabilidade anterior, a qual é intimamente relacionada à síndrome do impacto subacromial. Tais traumas promovem fraqueza muscular e alterações nos pares de força, ou ainda podem causar inibição da atividade muscular devido à condição dolorosa no ombro. Esta inibição ou fraqueza muscular são comuns nas anormalidades da glenoumeral, tais como instabilidade, lesões labrais ou artrose; parece que os músculos trapézio inferior e serrátil anterior são os mais suscetíveis ao efeito desta inibição, sendo eles envolvidos em fases iniciais das anormalidades do ombro². Inibição muscular resultando em instabilidade da escápula parece ser uma condição dolorosa não específica para condições de dor no ombro, da mesma forma, parece ser uma resposta específica a situações patológicas da glenoumeral².

É verificada instabilidade escapular em mais de 68% dos casos de problemas no manguito rotador e em 100% dos casos de instabilidade na glenoumeral². Na instabilidade do ombro, possivelmente por um inadequado controle muscular, há um atraso na retração escapular e na IP ao longo da elevação. Inibição parece diminuir a habilidade dos músculos exercerem torque e estabilização da escápula, além de desorganizar o padrão de ativação normal dos músculos do ombro².

No trabalho de Lin *et al.*²⁰ pode-se concluir por meio de seus resultados que em indivíduos mais velhos há maior fraqueza do músculo serrátil anterior e, conseqüentemente, encontraram menor IP da escápula. No estudo de Ludewig e Cook¹³ seus resultados mostram que há uma diminuição da ativação do serrátil anterior em indivíduos com sintomas de síndrome do impacto, também promovendo uma diminuição da IP da escápula. Já no estudo de Cools *et al.*³ foi evidenciado um atraso da

Tabela 1. Rotações escapulares por vários autores

Autor	Método	Amostra (n)	Gesto/Plano/ADM umeral	Movimento	Média do movimento escapular
McQuade, KJ <i>et al.</i> , 1995 *	Eletrogoniômetro e digitalização - pontos estáticos	4 Antes e após fadiga	Elev PE (0 -135°)	Ativo	Normal - BL: 32°; IP: 31°; RE: 68° Fadiga - BL: 22°; IP: 21°; RE: 69°
Van der Hekm, FC e Pronk, GM, 1995/	Eletromagnético 3D (estático)	10	Elev PC e PS (10 - 150°)	Ativo	PC - BL: 55°; IP: 7°; RE: 13° PS - BL: 59°; IP: 7°; RE: 5°
Michiels,I e Grevenstein,J 1995	Sequência de Raio X 2D (dinâmico)	5	Elev PE (0 - 140°)	Ativo	BL: 40°
Meskers, CGM <i>et al.</i> , 1998	Eletromagnético 3D (estático)	15	Elev PC e PS (10 - 150°)	Ativo	PC - BL: 61°; IP: 13°; RE: -2° PS - BL: 58°; IP: 24°; RE: 0°
Groot, JH, 1999	Digitalização de pontos	1	Elev PE (0 - 170)	Ativo	PE - BL: 70°; IP: 37°; RE:6°
Ludewig, PM e Cook, TM, 2000 *	Eletromagnético 3D, eletromiografia - dinâmico	52 (26 com SI e 26 normais)	Elev PE (60°-120°)	Ativo	Normais - BL: 19°; IP: 2° SI - BL: 23°; IP: -2°
Price, CIM. <i>et al.</i> 2000	Eletromagnético 3D (estático – 5 posições)	10 (bilateral)	Elev PC (0 - 50°)	Ativo e passivo	Passivo: BL: 16°; IP: 1°; RE:1° Ativo: BL:16°; IP: 0°; RE: 2°
Pascoal, AG, <i>et al.</i> , 2000	Eletromagnético 3D (estático – 8 posições)	30 (bilateral), 10 em cada plano.	Elev PE, PC e PS (0 - 140°)	Ativo	PE - BL: 33°; IP: 5°; RE: 5° PC - BL: 33°; IP: 5°; RE: 3° PS - BL: 28°; IP: 4°; RE: 8°
McClure, PW <i>et al.</i> , 2001	Eletromagnético 3D e medidas diretas (dinâmico)	8	Elev PE (11 - 147°) e elev PC (16 - 153°)	Ativo	PE - BL: 50°; IP: 30°; RE: 24° PC - BL: 46°; IP: 31°; RE: 26°
Fung, M, <i>et al.</i> ; 2001	Eletromagnético (estático), cadáveres	3 (bilateral)	Elev PE, PC e PS (20 – 150°)	Passivo	PE - BL: 43°; IP: 10°; RE:14° PC - BL: 45°; IP: 11°; RE: 20° PS – BL: 43°; IP: 11°; RE: 7°
Illyés, A e Kiss, RM, 2005	Ultrassom (dinâmico)	15 (bilateral)	Elev PE (4 - 120 °)	Ativo	PE - BL: 23°
McClure, PW, 2006 *	Eletromagnético 3D (dinâmico)	25 com SI e 45 normais	Elev OS e PS(30 - 150°)	Ativo	Normal:PS- BL: 70°; IP:12°; RE:13° PE - BL: 68°; IP: 12°; RE: 13° SI: PS - BL: 70°; IP: 11°; RE: 12° PE - BL: 66°; IP: 13°; RE: 10°

ADM, amplitude de movimento; 3D, tridimensional; 2D, bidimensional; elev, elevação; PE, plano escapular; PC, plano coronal; PS, plano sagital; BL, báscula lateral; IP, inclinação posterior; RE, rotação externa; * medição de movimento anormal

atividade eletromiográfica das porções inferior e média do trapézio em indivíduos com síndrome do impacto.

Outro fator que pode alterar o movimento escapular é a rigidez da cápsula posterior, a qual resulta em diminuição do movimento glenoumeral, ocasionando um aumento da protração escapular (rotação interna da escápula), promovendo maior movimento anterior e inferior da escápula, inferiorizando o arco subacromial e diminuindo o espaço para o tendão do manguito rotador, facilitando assim o impacto entre tais estruturas^{2,19}. O espaço subacromial pode chegar até 11,1 mm ao longo da elevação do braço em indivíduos saudáveis²¹, o menor espaço subacromial (4,1 mm) em indivíduos sem disfunção no ombro ocorre na posição de 90°, nesta amplitude pacientes com síndrome do impacto apresentam uma diminuição do espaço para 1,4mm.

Lesões no tendão do manguito rotador podem ocorrer devido a alterações do movimento escapular (causa extrínseca), porém lesões na estrutura do tendão do manguito rotador por causa intrínseca pode promover alterações do movimento escapular²². Déficits de propriocepção e coordenação motora dos músculos do manguito rotador e do deltóide mostram-se bastante importantes no desenvolvimento da síndrome do impacto subacromial²³. Nestas situações, ocorre um ciclo que tende a aumentar a extensão da lesão se não for tratado.

Anormalidades na postura e no movimento escapular geralmente estão associadas e são considerados fatores de risco importantes para o desenvolvimento de patologias no ombro²⁴. Lewis *et al.*²⁵ concluíram que indivíduos que apresentam aumento da cifose torácica apresentam aumento da protração, elevação, inclinação anterior e báscula medial da escápula; tais combinações de posturas têm sido associadas com redução do movimento glenoumeral e inúmeras condições clínicas incluindo síndrome do impacto²⁵. Também há evidências que em indivíduos com cifose torácica encontra-se um maior movimento de translação superior da escápula entre a posição neutra e 90° de elevação, menor BL e IP da escápula a partir dos 90° de elevação e também um maior posicionamento de rotação interna da escápula. A anteriorização da cabeça e dos ombros por muito tempo

promove o alongamento dos músculos que efetuam a estabilização posterior da escápula e encurtamento do peitoral, tal desequilíbrio resulta em mudança na posição de repouso da escápula, refletindo em aumento da inclinação anterior da escápula, diminuição da BL e possivelmente promovendo dor no ombro durante a elevação²⁶.

O músculo peitoral menor pode ser responsável por alterações do movimento escapular, origina-se na 3ª, 4ª e 5ª costelas e insere-se na borda medial do processo coracóide e é o único músculo escapulotorácico anterior. Tal músculo se encontra em tensão passiva durante a BL, RE e IP, sendo assim, alterações em seu comprimento podem comprometer o movimento escapular fisiológico^{11,13,21}. Durante a elevação do braço, o indivíduo com o músculo peitoral menor encurtado apresentaria uma maior tensão passiva quando alongado resultando em um recrutamento precoce dos elementos passivos não permitindo o movimento escapulotorácico normal, reduzindo o espaço subacromial e criando um ambiente potencialmente patológico²¹. Indivíduos com peitoral menor encurtado apresentam diminuição da IP e aumento da rotação interna durante a elevação do braço, padrão similar ao encontrado em indivíduos com síndrome do impacto, assim, acredita-se que esta alteração no padrão do movimento escapular pode contribuir para a diminuição do espaço subacromial predispondo ao impacto²¹.

Lesões nervosas tanto do nervo torácico longo quanto do nervo espinhal acessório podem alterar a função do serrátil anterior ou do trapézio, respectivamente, promovendo um controle e uma estabilização anormal da escápula^{2,19}.

Tendões e bursas são localizados entre o tórax e a escápula, com a diminuição da interposição de tecidos moles entre a escápula e caixa torácica a partir da atrofia muscular por desuso, lesão nervosa e fibrose muscular após evento traumático, podem promover creptação e potencializar a disfunção escapular¹.

Graichen *et al.*²⁷ avaliaram o efeito de exercícios de adução e abdução do úmero na translação umeral, cinemática escapular e tamanho do espaço subacromial;

seus resultados mostram que não há alterações no movimento escapular com a atividade dos diferentes grupos musculares, entretanto a atividade dos músculos adutores promove uma maior translação inferior do úmero, aumentando assim o tamanho do espaço subacromial. Trigpen *et al.*²⁸ compararam a cinemática escapular durante exercícios para reabilitação do supraespinhoso (polegar apontado para cima x para baixo), constatando que durante a elevação do úmero com o polegar apontado para baixo ocorre maior posicionamento em inclinação anterior e rotação interna da escápula.

Pacientes que sofreram acidente vascular cerebral comumente apresentam dor e rigidez no ombro, nota-se também alterações no movimento escapular ocorrida por fraqueza ou aumento do tônus muscular, tais alterações causam desequilíbrios e alinhamento anormal das estruturas do ombro, colocando-o sob risco de lesão²⁹. Um estudo realizado por Meskers *et al.*³⁰ com objetivo de avaliar o ombro ipsilateral (não acometido) ao acidente vascular cerebral evidenciou que há claras alterações cinemáticas nesta estrutura, indicando paralelas alterações no padrão de contração muscular, o estudo concluiu que o ombro ipsilateral a lesão não pode ser considerado funcionalmente normal³⁰.

Nota-se que uma série de estruturas necessita estar em pleno equilíbrio para manter o padrão cinético e cinemático normal. Uma alteração cinética geralmente acaba promovendo uma alteração cinemática, da mesma forma que a alteração cinemática impõe grande influência para promover uma alteração cinética, reforçando progressivamente o padrão anormal se não tratados, por isso, muitas vezes é difícil concluir qual a etiologia primária da disfunção. Desta forma, devem-se realizar uma avaliação minuciosa levando em consideração tanto os aspectos cinéticos quanto cinemáticos, porque só assim se consegue o equilíbrio necessário para a função normal do membro superior.

Referências

1. Manske RC, Reiman MP and Stovak ML. Nonoperative and operative management of snapping scapula. **Am J Sports Med** 2004;32:1554-1565.
2. Kibler WB. The role of the scapula in athletic shoulder function. **Am J Sports Med** 1998;26:325-337.
3. Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, Danneels LA and Cambier DC. Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. **Am J Sports Med** 2003;31:542-549.
4. Price CI, Franklin P, Rodgers H, Curless RH and Johnson GR. Active and passive scapulohumeral movement in healthy persons: a comparison. **Arch Phys Med Rehabil** 2000;81:28-31.
5. Groot JH. **The scapulo-humeral rhythm**: effects of 2-D roentgen projection. Clin Biomech (Bristol, Avon). 1999; 14: 63-68.
6. Meskers CG, Vermeulen HM, de Groot JH, van Der Helm FC and Rozing PM. 3D shoulder position measurements using a six-degree-of-freedom electromagnetic tracking device. **Clin Biomech** 1998;13:280-292.
7. Fung M, Kato S, Barrance PJ, Elias JJ, McFarland EG, Nobuhara K, *et al.* Scapular and clavicular kinematics during humeral elevation: a study with cadavers. **J Shoulder Elbow Surg** 2001;10:278-285.
8. Pascoal AG, van der Helm FF, Pezarat Correia P and Carita I. Effects of different arm external loads on the scapulo-humeral rhythm. **Clin Biomech** 2000;15S:S21-S24.
9. McQuade KJ, Hwa Wei S and Smidt GL. Effects of local muscle fatigue on three-dimensional scapulohumeral rhythm. **Clin Biomech** 1995;10:144-148.
10. Ebaugh DD, McClure PW and Karduna AR. Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. **Clin Biomech** 2005;20:700-709.
11. McClure PW, Michener LA, Sennett BJ and Karduna AR. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. **J Shoulder Elbow Surg** 2001;10: 269-277.
12. Illyes A and Kiss RM. Method for determining the spatial position of the shoulder with ultrasound-based motion analyzer. **J Electromyogr Kinesiol** 2006;16:79-88.
13. Ludewig PM and Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. **Phys Ther** 2000; 80: 276-291.
14. McClure PW, Michener LA and Karduna AR. Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder

impingement syndrome. **Phys Ther** 2006;86:1075-1090.

15. Meskers CG, van der Helm FC, Rozendaal LA and Rozing PM. In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. **J Biomech** 1998;31:93-96.

16. Michiels I and Grevenstein J. Kinematics of shoulder abduction in the scapular plane. On the influence of abduction velocity and external load. **Clin Biomech** 1995; 10:137-143.

17. van der Helm FC and Pronk GM. Three-dimensional recording and description of motions of the shoulder mechanism. **J Biomech Eng** 1995;117:27-40.

18. Kapandji IA. **Fisiologia Articular**. 5ª ed. Vol. II. 2000, São Paulo: Panamericana.

19. Meister K. Injuries to the shoulder in the throwing athlete. Part one: Biomechanics/pathophysiology/classification of injury. **Am J Sports Med** 2000;28: 265-275.

20. Lin JJ, Hanten WP, Olson SL, Roddey TS, Soto-Quijano DA, Lim HK, *et al*. Functional activities characteristics of shoulder complex movements: Exploration with a 3-D electromagnetic measurement system. **J Rehabil Res Dev** 2005;42:199-210.

21. Borstad JD and Ludewig PM. The effect of long versus short pectoralis minor resting length on scapular kinematics in healthy individuals. **J Orthop Sports Phys Ther** 2005;35:227-238.

22. Fu FH, Harner CD and Klein AH. Shoulder impingement syndrome. A critical review. **Clin Orthop Relat Res** 1991;269:162-173.

23. Walther M, Werner A, Stahlschmidt T, Woelfel R and Gohlke F. The subacromial impingement syndrome of the shoulder treated by

conventional physiotherapy, self-training, and a shoulder brace: results of a prospective, randomized study. **J Shoulder Elbow Surg** 2004;13:4104-4123.

24. Hebert LJ, Moffet H, McFadyen BJ and Dionne CE. Scapular behavior in shoulder impingement syndrome. **Arch Phys Med Rehabil** 2002;83:60-69.

25. Lewis JS, Wright C and Green A. Subacromial impingement syndrome: the effect of changing posture on shoulder range of movement. **J Orthop Sports Phys Ther** 2005;35:72-87.

26. Wang CH, McClure P, Pratt NE and Nobilini R. Stretching and strengthening exercises: their effect on three-dimensional scapular kinematics. **Arch Phys Med Rehabil** 1999;80:923-929.

27. Graichen H, Hinterwimmer S, von Eisenhart-Rothe R, Vogl T, Englmeier KH and Eckstein F. Effect of abducting and adducting muscle activity on glenohumeral translation, scapular kinematics and subacromial space width in vivo. **J Biomech** 2005;38:755-760.

28. Thigpen CA, Padua DA, Morgan N, Kreps C and Karas SG. Scapular kinematics during supraspinatus rehabilitation exercise: a comparison of full-can versus empty-can techniques. **Am J Sports Med** 2006;34:644-652.

29. Dean CM, Mackey FH and Katrak P. Examination of shoulder positioning after stroke: A randomised controlled pilot trial. **Aust J Physiother** 2000;46:35-40.

30. Meskers CG, Koppe PA, Konijnenbelt MH, Veeger DH and Janssen TW. Kinematic alterations in the ipsilateral shoulder of patients with hemiplegia due to stroke. **Am J Phys Med Rehabil** 2005;84:97-105.