



ConScientiae Saúde

ISSN: 1677-1028

conscientiaesaude@uninove.br

Universidade Nove de Julho

Brasil

Cavalcante Oliveira Santos, Ricardo; Galvanin, Thalissa; Nunes Cabral, Cristina Maria
Atividade eletromiográfica, desempenho muscular e proprioceptivo em jogadoras de voleibol - estudo
caso - controle

ConScientiae Saúde, vol. 11, núm. 2, abril-junio, 2012, pp. 225-232

Universidade Nove de Julho

São Paulo, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=92923674004>

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

redalyc.org

Sistema de Informação Científica

Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal

Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

Atividade eletromiográfica, desempenho muscular e proprioceptivo em jogadoras de voleibol – estudo caso-controle

Electromyographic activity and muscular and proprioceptive performance in female volleyball players – case-control study

Ricardo Cavalcante Oliveira Santos¹; Thalissa Galvanin²; Cristina Maria Nunes Cabral³

¹ Mestre em Fisioterapia, Programa de Mestrado em Fisioterapia – Unicid. São Paulo SP – Brasil.

² Fisioterapeuta, Bolsista PIBIC – Unicid. São Paulo, SP – Brasil.

³ Professora Doutora, Programa de Mestrado em Fisioterapia – Unicid. São Paulo, SP – Brasil.

Endereço para correspondência

Cristina Maria Nunes Cabral

R. Cesário Galeno, 448

03071-000 – São Paulo – SP [Brasil]

ccabral@edu.unicid.br

Resumo

Introdução: Considerando a prática difundida do voleibol, poucos estudos avaliavam a atividade eletromiográfica e proprioceptiva de jogadores desse esporte. **Objetivo:** Comparar a atividade eletromiográfica dos músculos deltoide, porção clavicular e espinal, e o desempenho muscular e proprioceptivo em jogadoras de voleibol e mulheres não atletas. **Métodos:** Foram incluídas 40 mulheres, sendo 20 atletas de voleibol, no Grupo Experimental; e 20 não atletas, no grupo Controle. As seguintes variáveis foram coletadas: sensação de posição articular, detecção de movimento, torque concêntrico dos músculos rotadores mediais e laterais na velocidade de 60°/s e 180°/s e atividade eletromiográfica dos músculos durante o movimento de ataque. **Resultados:** O Grupo Controle apresentou maior pico de torque dos rotadores laterais ($p=0,026$) a 180°/s e maior ativação muscular do deltoide porção clavicular ($p=0,028$) e espinal ($p=0,025$). **Conclusão:** Assim, neste estudo, o Grupo Controle apresentou maiores diferenças musculares, considerando torque e ativação, do que o Experimental.

Descritores: Eletromiografia; Ombro; Propriocepção; Torque; Voleibol.

Abstract

Introduction: Considering the widespread practice of volleyball, few published studies evaluate the electromyographic and proprioceptive activity of volleyball players. **Objective:** To compare the electromyographic activity of the anterior and posterior portions of the deltoid muscle and the muscular and proprioceptive performance in female volleyball players and non-athletic women. **Methods:** Forty women were included, 20 volleyball players in the Experimental Group and 20 non-athletes in the Control Group. The following variables were collected: joint position sense, motion detection, concentric torque of the medial and lateral rotator muscles at 60°/s and 180°/s and electromyographic activity of the muscles during attack. **Results:** Control Group showed a higher peak torque of the lateral rotators ($p=0.026$) at 180°/s and greater muscular activation of the anterior ($p=0.028$) and posterior ($p=0.025$) portions of the deltoid muscle. **Conclusion:** In the present study, the Control Group showed higher muscular differences, considering torque and muscular activation, than the Experimental Group.

Key words: Electromyography; Proprioception; Shoulder; Torque; Volleyball.

Introdução

O voleibol é o segundo esporte mais praticado no mundo depois do futebol¹. É um jogo coletivo que abrange várias faixas etárias. Com a popularidade do esporte e a alta complexidade de técnica e tática², são realizados treinamentos em que é necessário o uso de força muscular do membro superior em movimentos executados acima da cabeça, repetitivos e de grandes amplitudes, causando, assim, alta incidência de lesão no ombro por *overuse*³.

Como a prática do voleibol é muito difundida no mundo, há grande inserção de jovens jogadores nos treinos e jogos. Assim, é importante analisar a articulação do ombro, já que a estabilidade da articulação glenoumeral não está completa em atletas jovens⁴, ou seja, pela definição, a cabeça do úmero deve voltar para dentro da fossa glenoide pelo equilíbrio das forças⁵. Portanto, os principais movimentos esportivos, como, por exemplo, os de ataque e saque, fazem com que a falta de estabilidade dos músculos rotadores mediais e laterais e a carência de força dos músculos deltoide porção clavicular e espinal levem a uma lesão que no futuro poderá acarretar em perda do desempenho⁶. Rokito et al.⁷ observaram que a atividade eletromiográfica dos músculos supraespinal e deltoide porção espinal é maior durante a fase do ataque, pois a modificação de amplitude de movimento ocorre em menor tempo, quando comparada à fase de saque, podendo ocorrer lesão no ombro. Reinold et al.⁸ também observaram maior ativação dos músculos supraespinal e deltoide porção espinal na abdução de 100° com total rotação lateral de ombro.

Além da ativação muscular, é importante a avaliação proprioceptiva, que é uma variação especializada na modalidade sensorial de tocar. Abrange a sensação de movimento articular (cinestesia ou detecção de movimento), que é a capacidade de detectar a movimentação do membro e está relacionada com a mensuração do movimento passivo, e o senso de posição articular, que é a capacidade de um indivíduo identificar a posição do membro no espaço e está

relacionada com a mensuração do movimento ativo⁹⁻¹¹. Apesar de poucos estudos terem realizado a avaliação proprioceptiva em jogadores de voleibol, foi observado que nos movimentos de flexão, abdução e rotação medial do ombro a propriocepção é maior no lado dominante, quando comparada com a rotação lateral no lado não dominante^{3,4}. Além disso, a propriocepção é deficiente em pacientes com comprometimento musculoesquelético do ombro¹².

O pico de torque também é uma variável pouco analisada. Estudos mostram que o pico de torque e propriocepção em membros dominantes é maior do lado não dominante em atletas que utilizam o membro superior na rotação medial a 90°/s^{3, 13}. Contudo, nenhum estudo encontrado avalia o desempenho muscular de atletas de esportes e analisa os membros superiores juntamente com a avaliação proprioceptiva. Esse tipo de avaliação mostra-se importante, já que o equilíbrio muscular é considerado um componente na prevenção de lesão em atletas. Portanto, o objetivo deste estudo foi comparar a atividade eletromiográfica dos músculos deltoide porção clavicular e espinal e o desempenho muscular e proprioceptivo em jogadoras de voleibol e mulheres não atletas.

Material e métodos

Tipo de estudo: caso e controle

Participantes

Para participar do estudo foram selecionadas 40 mulheres, divididas da seguinte forma:

- Grupo Experimental: 20 praticantes de voleibol das categorias infantil, juvenil e adulto, com idade entre 15 e 22 anos, submetidas a um treinamento físico similar. Os critérios de inclusão foram tempo mínimo de prática esportiva de dois anos e treino semanal de seis horas.

- Grupo Controle: 20 mulheres sem prática esportiva regular envolvendo os membros superiores, e com idade e dados antropométricos pareados com as participantes do Grupo Controle.

Os critérios de exclusão para os grupos foram frouxidão capsulo-ligamentar no ombro, lesões ou cirurgias em membros superiores que impediram a praticante de participar das atividades esportivas por mais do que duas semanas, nos últimos 12 meses e também lesão cervical que limitou a função por igual período de tempo. Caso a participante relatasse dor no ombro, esta era mensurada por uma escala visual analógica¹⁴⁻¹⁶.

Antes de participar do estudo, as voluntárias foram esclarecidas em relação ao protocolo experimental da pesquisa e as que tinham idade superior a 18 anos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, já as participantes com idade inferior a essa apresentaram o termo assinado pelo treinador da equipe ou por seus pais. Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Cidade de São Paulo – protocolo número 13348722. Todos os testes foram realizados na Clínica de Fisioterapia, onde o dinamômetro isocinético (Cybex 6000) está alocado, e no Laboratório de Análise do Movimento Humano, onde o eletromiógrafo está alocado (EMG System do Brasil Ltda.).

Procedimentos

Os testes foram realizados com um intervalo mínimo de 24 horas após o treino das jogadoras a fim de evitar a influência da fadiga muscular na avaliação. A ordem das avaliações foi a mesma da descrição dos procedimentos a seguir. Inicialmente, as participantes dos dois grupos foram avaliadas em relação aos critérios de elegibilidade, por meio de um questionário de caracterização e aplicação de testes especiais¹⁵.

Para avaliação da sensação de posição articular, a participante foi posicionada no dinamômetro na posição supina com membro

superior em 90° de abdução de ombro e 90° de flexão de cotovelo e em posição neutra para rotação de ombro. A avaliação da sensação de posição articular foi realizada em dois diferentes ângulos-alvo, escolhidos por sorteio: 45° de rotação medial e 75° de rotação lateral. O membro superior da participante foi posicionado a 0° de rotação para avaliação do ângulo-alvo de 45° de rotação; e a 30° de rotação lateral, para avaliar o ângulo-alvo de 75° de rotação lateral. A uma velocidade de 2°/s, o dinamômetro posicionou passivamente o ombro no ângulo-alvo sorteado e assim permaneceu por dez segundos para a percepção. Após esse tempo, o membro superior retornou passivamente ao posicionamento inicial. Foi solicitado que a participante reposicionasse ativamente o ombro na posição que considerava como ângulo-alvo, por três vezes, sendo esse valor anotado como ângulo estimado. As jogadoras utilizaram venda nos olhos a fim de que não recebessem nenhum estímulo visual^{17,18}.

Para a avaliação da detecção de movimento, a participante permaneceu deitada no dinamômetro. Foram utilizadas duas posições iniciais de rotação do ombro, escolhidas de forma aleatória, por sorteio. A primeira posição foi neutra para rotação de ombro; e a segunda, de 75° de rotação lateral. Em ambas, o membro foi movimentado passivamente a uma velocidade de 0,5°/s, por três vezes, em cada direção – rotação medial e rotação lateral, devendo a voluntária relatar quando sentia o membro se movendo e a direção em que o movimento estava ocorrendo. O limiar de detecção de movimento passivo foi mensurado pelo deslocamento angular entre a posição inicial e a posição em que o movimento foi detectado. As atletas utilizaram venda nos olhos para que não recebessem nenhum estímulo visual^{14,17}.

A avaliação do pico de torque foi realizada no dinamômetro isocinético, tomando como base o mesmo posicionamento dos testes anteriores, em duas diferentes velocidades – 60°/s e 180°/s. Todas as participantes fizeram um aquecimento prévio de três repetições submáximas (50-75% do pico de torque). O teste foi iniciado a uma veloci-

dade de 60°/s, sendo realizadas cinco repetições máximas de contração concêntrica dos rotadores mediais e laterais, continuando com a velocidade de 180°/s, com intervalo de dez segundos de descanso entre as repetições; e de 30 segundos, entre as velocidades^{3, 19}. Em ambas as velocidades, a amplitude de movimento foi 50° de rotação lateral para 50° de rotação medial^{20, 4}.

A coleta eletromiográfica seguiu as recomendações do *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*²¹. Foi utilizado um eletromiógrafo composto por um módulo condicionador de sinais de oito canais e placa de conversão analógico/digital de 12 bits de resolução (EMG System do Brasil), frequência de amostragem de 1000 Hz por canal e filtro analógico do tipo *Butterworth* de passa-banda de 20 a 500 Hz. A impedância do sistema foi 10⁹ Ohms, a taxa de ruído do sinal é menor que 3 µV e o ganho de cada canal foi de 100 vezes. O sistema foi interfaciado com um programa de aquisição de dados (*WinDag*). Os eletrodos eram bipolares ativos de superfície diferenciais com cabo blindado e clipe de pressão na extremidade (EMG System do Brasil), ganho de 20 vezes e módulo de rejeição comum maior que 100 dB, conectados à pele por meio de eletrodos adesivos (*Meditrace*). Os eletrodos foram colocados no músculo deltoide, porção clavicular, a uma polegada distal e anterior ao acrômio, e no músculo deltoide, porção espinal, o centro dos eletrodos ficou a duas polegadas atrás do ângulo do acrômio. O eletrodo de referência foi posicionado no processo espinhoso da sétima vértebra cervical. A atividade eletromiográfica dos músculos deltoide, porção clavicular e espinal, foi captada durante três repetições dos exercícios de contração isométrica de rotação medial do ombro e contração isométrica de rotação lateral do ombro, com a atleta realizando uma força contra um cinto inelástico, e durante três repetições do movimento de ataque em que a atleta batia em uma bola posicionada a uma altura de aproximadamente 2,4 m. A célula de carga foi fixada ao lado da bola, de forma que no momento em que a participante tocava na bola, a célula de carga detectava esse

movimento e gerava um sinal de deformação, o qual permitiu a sincronização com o sinal eletromiográfico. As contrações isométricas foram utilizadas para a normalização do sinal eletromiográfico, e a intensidade do sinal foi obtida pelos valores de *root mean square*.

Análise de dados

Para a avaliação da sensação de posição articular, foram analisadas as angulações reproduzidas pelos participantes em relação aos ângulos-alvo. Para cada valor observado, foi possível estabelecer em graus o valor do erro e determinar se o alvo foi ultrapassado, atingido ou não alcançado. Dessa forma, a variável erro relativo foi definida pela diferença aritmética entre o ângulo-alvo e o ângulo estimado. O erro relativo é representado pela acurácia direcional, ou seja, se a resposta for subestimada o valor fica negativo, mas se for superestimada terá um valor positivo. Por exemplo, partindo da posição neutra para um ângulo-alvo de 45°, se o participante alcançar 40°, o erro relativo irá apontar -5°; porém, se o participante chegar a 47°, o erro relativo será de 2°. Já o erro absoluto foi determinado apenas pela diferença média entre o ângulo-alvo e o ângulo estimado após as três tentativas²².

Para a avaliação da detecção de movimento, o limiar do movimento passivo foi mensurado pelo deslocamento angular entre a posição inicial e a posição em que se detectou o movimento. Considerou-se também o direcionamento do movimento referido pelo voluntário¹⁴. Na avaliação do pico de torque, foi analisada a relação pico de torque/massa corporal, em porcentagem, nas duas velocidades testadas²⁰.

Para analisar os sinais eletromiográficos, inicialmente foram obtidos os valores de *root mean square* da cada uma das coletas. Para as contrações isotônicas, os sinais foram recortados no programa *WinDag*, utilizando-se como referência a deformação da célula de carga, no exato momento em que a atleta tocou a bola, no ataque. Assim, os sinais eletromiográficos foram recortados 0,2 segundos antes e depois da

deformação, utilizando-se para a análise apenas a atividade dos músculos deltoide porção clavicular e espinal, gerada pelo movimento de ataque exclusivamente. Para as contrações isométricas, o sinal foi retificado, filtrado com filtro passa-baixa de 5 Hz, sendo obtido o envoltório linear no *software Origin* (6.0). Pela inspeção visual do envoltório, foi selecionado o período de um segundo em que ocorreu o pico de ativação muscular com a menor variabilidade possível e, posteriormente, calculado o valor de *root mean square* do sinal retificado no período selecionado. Esse procedimento foi realizado nas três tentativas de rotação medial e lateral do ombro, para a atividade dos músculos deltoide porção clavicular e espinal, respectivamente. Por fim, os valores de *root mean square* obtidos para cada músculo, durante o movimento de ataque, foram divididos pelos valores de *root mean square* da contração isométrica voluntária máxima e multiplicados por 100, para finalizar o processo de normalização.

Análise estatística

Toda a análise estatística foi realizada com nível de significância de 5%. Inicialmente, investigaram-se a normalidade dos dados e a homogeneidade de variância. Os testes estatísticos respeitaram essa distribuição, de forma que variáveis com distribuição normal e homogeneidade de variância foram analisadas pelo teste “t” para amostras independentes. Quando não ocorreu esse pressuposto, utilizou-se o teste de Wilcoxon. As variáveis demográficas – idade, massa, estatura, índice de massa corporal – foram apresentadas com medidas de tendência central e variabilidade.

Resultados

A Tabela 1 apresenta a caracterização das participantes com os dados antropométricos de cada grupo e relacionados aos critérios de elegibilidade para o grupo experimental. A Tabela 2,

por sua vez, apresenta os erros absolutos e relativos da sensação de posição articular, o limiar de detecção de movimento, pico de torque e atividade eletromiográfica, comparando o Grupo Experimental com o Grupo Controle. Foi observada diferença estatisticamente significativa entre os grupos para o pico de torque dos músculos rotadores laterais a 180°/s ($p=0,026$) e para a atividade eletromiográfica dos dois músculos avaliados (deltoide porção clavicular: $p=0,028$ e espinal: $p=0,025$). Para as demais variáveis, não foi observada diferença entre os músculos ($p>0,05$).

Tabela 1: Caracterização das participantes

Característica	GE (n=20)	GC (n=20)
Idade (anos)	17,5 (1,8)	20,3 (1,2)
Peso (kg)	66,5 (10,8)	59,4 (8,7)
Altura (m)	1,7 (0,1)	1,68 (0,1)
IMC (kg/m²)	23,1 (5,9)	21,1 (3,2)
Membro testado (%)	95 - Direito 5 - Esquerdo	90 - Direito 10 - Esquerdo
Tempo de categoria (anos)	2,1 (0,8)	—
Horas de treino diário (h)	3,4 (1,1)	—
Lesão no ombro (%)	15	0
Dor (%; cm)	35; 4,1 (2,4)	0

* As variáveis contínuas estão expressas em média (DP) e as variáveis categóricas em porcentagem.

Discussão

Na avaliação do pico de torque, houve diferença estatisticamente significativa no pico de torque dos músculos rotadores laterais a 180°/s, sendo o maior valor encontrado no Grupo Controle. Como os valores de torque foram divididos pelo peso corporal, considera-se que essa diferença seja justificada pelo fato de o Grupo Experimental apresentar maior peso do que o Grupo Controle. Já o pico de torque a 60°/s não foi estatisticamente significativo em nenhuma das condições. Esse resultado pode ter sido observado pelo fato de a grande maioria das jogadoras avaliadas não



Tabela 2: Variáveis analisadas nos dois grupos

Variável	GE (n=20)	GC (n=20)	p
Erro relativo 45° rotação medial (°)	4,0 (9,1)	0,6 (8,8)	0,417
Erro absoluto 45° rotação medial (°)	8,1 (5,8)	7,3 (4,9)	0,787
Erro relativo 75° rotação lateral (°)	-2,3 (9,2)	-5,6 (9,9)	0,343
Erro absoluto 75° rotação lateral (°)	8,3 (4,5)	8,9 (7,1)	0,607
Deteção de movimento: da posição neutra para a rotação lateral (°)	2,4 (0,3)	1,4 (0,3)	0,090
Deteção de movimento: da posição neutra para a rotação medial (°)	2,0 (0,5)	2,1 (1,3)	0,067
Deteção de movimento: de 75° para a rotação lateral (°)	1,8 (0,7)	1,4 (0,6)	0,159
Deteção de movimento: de 75° para a rotação medial (°)	2,0 (0,7)	1,5 (0,4)	0,188
Torque dos rotadores mediais a 60°/s (%)	32,4 (59,4; 26,4)	36,6 (60,6; 18)	0,394
Torque dos rotadores laterais a 60°/s (%)	31,5 (53,4; 16,2)	37,2 (49,8; 19,8)	0,473
Torque dos rotadores mediais a 180°/s (%)	18,5 (12,9)	26,7 (12,0)	0,072
Torque dos rotadores laterais a 180°/s (%)	17,2 (11,9)	25,6 (9,0)	0,026*
Atividade eletromiográfica do músculo deltoide porção clavicular (%)	13,3 (155,3; 13,2)	42,2 (176,2; 6,7)	0,028*
Atividade eletromiográfica do músculo deltoide porção espinal (%)	26,1 (434,3; 7,0)	80,1 (299,5; 7,5)	0,025*

* Diferença estatisticamente significativa entre os grupos (p<0,05); as variáveis com distribuição paramétrica estão expressas como média (DP) e as com distribuição não paramétrica como mediana (valor máximo; valor mínimo).

ter histórico de lesão no ombro. Uma discussão aprofundada desses resultados é prejudicada pela falta de estudos similares publicados, já que a maior parte compara membro dominante com

não dominante ou torque concêntrico com excêntrico. Assim, Wang et al.⁴ mostraram que a média do pico de torque a 60°/s foi menor para os músculos rotadores laterais, quando comparada aos rotadores mediais do lado dominante, mas o pico de torque na rotação lateral foi maior no lado não dominante de atletas de voleibol. Ainda, Stickley et al.⁶ avaliaram o pico de torque a 60°/s em jovens jogadoras de voleibol com e sem história de lesão e concluíram que houve diferença entre os grupos para o pico de torque excêntrico de músculos rotadores mediais com relação ao concêntrico de rotadores laterais. Também concluíram que participantes com lesão produzem pico de torque menor em ambas as rotações em comparação com participantes sem lesão.

Este estudo não avaliou o pico de torque a 90°/s por considerar que o movimento de ataque do voleibol acontece em velocidades maiores que 90°/s. Esse tipo de avaliação foi realizada por Yildiz et al.¹³, que avaliaram o torque durante a rotação medial a 90°/s no lado dominante de atletas que utilizam o membro superior acima da cabeça e observaram um pico de torque maior no lado não dominante, quando comparado ao dominante.

Na avaliação proprioceptiva, não houve diferença estatisticamente significativa entre grupos. Janwantanakul et al.²³ avaliaram a propriocepção de 34 homens destros que não possuíam dor no ombro. O critério de posição foi 50%, 75% e 90% da rotação medial completa, partindo de 90% de abdução com flexão de cotovelo; e o teste foi realizado da metade até o extremo da amplitude de movimento. Os resultados mostraram que os participantes puderam reproduzir mais precisa e conscientemente os ângulos-alvo na metade da amplitude de movimento, pois na rotação máxima é necessário ter uma acuidade maior na amplitude de movimento. Esse dado justifica a escolha dos ângulos avaliados neste estudo. Em relação a esse tipo de avaliação, não foram encontrados estudos que tenham realizado avaliação similar.

Foi observada maior atividade eletromiográfica dos músculos estudados no Grupo

Controle. Esse fato pode ter ocorrido porque as jogadoras avaliadas já estavam habituadas e treinadas para realizar o movimento de saque solicitado, enquanto para as participantes do Grupo Controle esse movimento era novo. Rokito et al.⁷, ao avaliar diversos músculos durante movimentos realizados na prática esportiva do voleibol, divididos em fases, verificaram que a maior ativação eletromiográfica foi na fase do ataque propriamente dita; e que os músculos mais utilizados nessa etapa foram o supraespinhal e o infraespinhal. Já o músculo subescapular apresentou a sua maior ativação na fase de saque durante a aceleração. O mesmo resultado foi observado por Reinold et al.⁸, em que uma maior atividade eletromiográfica dos músculos deltoide porção espinal e clavicular foi associada ao movimento de abdução horizontal com 100° de rotação lateral do ombro.

Sugere-se que outros estudos considerem realizar a avaliação bilateral de membros superiores, além da divisão do movimento de ataque em fases, para que se possam estabelecer conclusões mais definitivas. Essas avaliações permitiriam discutir melhor os resultados obtidos com os da literatura pertinente.

Conclusão

Foi possível verificar, neste estudo, que o grupo de mulheres não atletas apresentou maior torque dos músculos rotadores laterais a 180°/s, e maior atividade eletromiográfica dos músculos deltoide porção clavicular e espinal, do que o grupo de jogadoras de voleibol.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao Programa Institucional de Bolsas de Iniciação Científica do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (PIBIC/CNPq) e a equipe de voleibol de Guarulhos.

Referências

1. Reeser JC, Vehagen E, Briner WW, Askeland TI, Bahr R. Strategies for the prevention of volleyball related injuries. *Br J Sports Med.* 2006;40(7):594-600.
2. Forthomme B, Croisier JL, Ciccarone G, Crielaard JM, Cloes M. Factors correlated with volleyball spike velocity. *Am J Sports Med.* 2005;33(10):1513-9.
3. Baltaci G, Tunay VB. Isokinetic performance at diagonal pattern and shoulder mobility in elite overhead athletes. *Scand J Med Sci Sports.* 2004;14(4):231-8.
4. Wang H K, Macfarlane A, Cocharane T. Isokinetic performance and shoulder mobility in elite volleyball athletes from the United Kingdom. *Br J Sports Med.* 2000;34:39-43.
5. Myers J.B, Wassinger G.A, Lephart S.M. Sensorimotor contribution to shoulder stability: effect of injury and rehabilitation. *Man Ther.* 2006;11:197-201.
6. Stickley CD, Htzler RK, Freemyer BG, Kimura IF. Isokinetic peak torque ratios and shoulder injury history in adolescent female volleyball athletes. *J Athl Train.* 2008;43(6):571-7.
7. Rokito AS, Jobe FW, Pink MM, Perry JB. Electromyographic analysis of shoulder function during the volleyball serve and spike. *J Shoulder Elbow Surg.* 1998;43(6):571-7.
8. Reinold MM, Wilk KE, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine ST, Chmielewski T, et al. Electromyographic analysis of the rotator cuff and deltoid musculature during common shoulder external rotation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004;34(7):385-4.
9. Lephart S, Myers J, Bradley J, Fu F. Shoulder proprioception and function following thermal capsulorrhaphy. *J Arthr Rel Surg.* 2002;18(7):770-8.
10. Suprak D, Osterning L, Donkelaar P, Karduna A. Shoulder joint position sense improves with elevation angle in a novel, unconstrained task. *J Orthop Res.* 2006;24:559-68.
11. Whiteley RJ, Adams RD, Nicholson LL, Ginn KA. Shoulder proprioception is associated with humeral torsion in adolescent baseball players. *Phys Ther Sport.* 2008;(9):177-84.

12. Sandlund J, Djupsjöbacka M, Ryhed B, Hamberg J, Björklund M. Predictive and discriminative value of shoulder proprioception tests for patients with whiplash-associated disorders. *J Rehabil Med*. 2006;38:44-9.
13. Yildiz Y, Aydin, T, Sekir U, Kiralp MZ, Hazneci B, Kalyon TA. Shoulder terminal range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios in overhead athletes. *Scand J Med Sci Sports*. 2006;16:174-80.
14. Allegrucci M, Whitney SL, Leparth SM, Irragang JJ, Fu FH. Shoulder kinesthesia in healthy unilateral athletes participating in upper extremity sports. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1995;21(4):220-5.
15. Barros Filho TEP, Lech O. Exame físico em Ortopedia. São Paulo: Sarvier; 2001.
16. Barden JM, Balyk RB, Raso J, Moreau M, Bagnall K. Dynamic upper limb proprioception in multidirectional shoulder instability. *Clin Orthop*. 2004;420:181-9.
17. Lee HM, Liao JJ, Cheng CK, Tan CM, Shih JT. Evaluation of shoulder proprioception following muscle fatigue. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2003;18:843-7.
18. Ulkar B, Kunduracioglu B, Çetin C, Guner RS. Effect of positioning and bracing on passive position sense of shoulder joint. *Br J Sports Med*. 2004;38:549-52.
19. Gozlan G, Bensoussan L, Coudreuse JM, Fondarai J, Gremeaux V, Viton JM, et al. Isokinetic dynamometer measurement of shoulder rotational strength in healthy elite athletes (swimming, volleyball, tennis): comparison between dominant and nondominant shoulder. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*. 2006;49:8-15.
20. Cingel RV, Kleinrensink G, Stoeckart R, Aufdemkampe R, Bie R, Kuipers H. Strength values of shoulder internal and external rotators in elite volleyball players. *J Sport Rehabil*. 2006;15:237-45.
21. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10:361-74.
22. Baker V, Bennell K, Stillman B, Cowan S, Crossley. Abnormal knee joint position sense in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Res*. 2002;20:208-14.
23. Janwantanakul P, Magarey M, Jones M, Dansie B. Variation in shoulder position sense at mid and extreme range of motion. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82(6):840-4.