



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

**INVESTIGAÇÃO DO CONTROLE SENSÓRIO-MOTOR E DA
RELAÇÃO FUNCIONAL DE TORQUE DE ROTAÇÃO DO OMBRO EM
ARREMESSADORES COM E SEM SINTOMAS DE IMPACTO**

GISELE GARCIA ZANCA

SÃO CARLOS

2010



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

**INVESTIGAÇÃO DO CONTROLE SENSÓRIO-MOTOR E DA
RELAÇÃO FUNCIONAL DE TORQUE DE ROTAÇÃO DO OMBRO EM
ARREMESSADORES COM E SEM SINTOMAS DE IMPACTO**

GISELE GARCIA ZANCA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Fisioterapia na área de concentração Processos de Avaliação e Intervenção em Fisioterapia.

Orientação: Profa. Dra. Stela Márcia Mattiello Gonçalves Rosa

SÃO CARLOS

2010

**Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da
Biblioteca Comunitária da UFSCar**

Z27ic

Zanca, Gisele Garcia.

Investigação do controle sensório-motor e da relação funcional de torque de rotação do ombro em arremessadores com e sem sintomas de impacto / Gisele Garcia Zanca. -- São Carlos : UFSCar, 2010.
49 f.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2010.

1. Fisioterapia. 2. Arremesso. 3. Dinamometria isocinética.
4. Ombro. I. Título.

CDD: 615.82 (20ª)

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA PARA DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DE GISELE GARCIA ZANCA APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS, EM 19 DE AGOSTO DE 2010.

BANCA EXAMINADORA:



**Stela Márcia Mattiello Gonçalves Rosa
(UFSCar)**



**Paula Rezende Camargo
(UFSCar)**



**Julia Maria D' Andrea Greve
(USP/SP)**

DEDICATÓRIA

Dedico esta dissertação aos meus pais, Giselda e Umberto, que sempre apoiaram minhas decisões, incentivaram meu crescimento e me ofereceram a oportunidade de estudar.

Essa conquista é nossa.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Giselda e Umberto, pelo amor, apoio e ensinamentos, responsáveis pelo que sou. Não tenho palavras para agradecer tudo que vocês fizeram e fazem por mim! E à minha irmã Camila, pela presença, apoio e torcida em todas as fases da vida. Agradeço a Deus por serem minha família!

Ao meu namorado, Paulo Tiba, pelo apoio, incentivo, paciência e compreensão. Obrigada por estar ao meu lado em todos os momentos.

À Profa. Stela pela orientação durante todos esses anos, desde a iniciação científica. Obrigada por todas as oportunidades que contribuíram para meu aprendizado e amadurecimento. Obrigada pela paciência, apesar de minha teimosia, pela confiança em meu trabalho, pelo incentivo, pelos momentos de riso e aqueles em que compreendeu meu choro.

À Profa. Dra. Ana Beatriz de Oliveira por toda a atenção e tempo dedicados ao processamento dos dados do dinamômetro isocinético, pela disponibilidade em me atender sempre que precisei e pelas valiosas contribuições.

À Michele Forgiarini Saccol pela parceria nessa linha de pesquisa no LAFAR, pelas ricas discussões, boas conversas e todos os momentos compartilhados.

Aos companheiros do Laboratório de Análise da Função Articular, Giovanna, Paulinha, Karina, Adriana, Fernando “Zé”, Luiz Fernando, Carol, Andressa, e à agregada Mare, por tornarem agradáveis os momentos de trabalho, pelas ricas discussões e experiências compartilhadas, pelos momentos de riso e desabafo, e pelas amizades que construímos e prezo muito.

Aos membros da banca examinadora, Profa. Dra. Julia Maria D'Andrea Greve e Profa. Dra. Paula Rezende Camargo, por aceitarem o convite para avaliar este trabalho e contribuir para seu aprimoramento.

À Marina Bressan Sans e à Mariana Vido Corassini, por terem facilitado várias vezes o contato com os times e pela parceria nos trabalhos de iniciação científica.

Ao corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da UFSCar, pelos ensinamentos que contribuíram para meu crescimento profissional, e às secretárias, Kelly e Chris, por toda a atenção e eficiência no atendimento.

Aos voluntários que participaram deste estudo e dedicaram seu tempo para que esse projeto fosse executado.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo pela bolsa de estudos concedida.

A todos que torceram por mim, de perto ou de longe, e a todos que contribuíram de alguma maneira para a realização deste trabalho.

RESUMO

O movimento repetitivo de arremesso gera adaptações no ombro de atletas, e os predispõe ao desenvolvimento de sintomas de impacto. O objetivo deste estudo foi investigar se há alterações no controle sensório-motor e na relação funcional de torque isocinético de rotação do ombro em atletas arremessadores com sintomas de impacto e diferenciar daquelas relacionadas a adaptações da prática esportiva. Sendo assim, foram avaliados três grupos de indivíduos: atletas com sintomas de impacto, atletas assintomáticos e um grupo controle de sujeitos não treinados. Os participantes foram avaliados no dinamômetro isocinético Biodex System 3, sentados, com o ombro posicionado a 90° de abdução e 90° de flexão do cotovelo. O controle sensório-motor foi avaliado por meio da flutuação do torque isométrico submáximo. O pico de torque isométrico e a flutuação do torque a 35% do pico de torque isométrico foram avaliados durante as rotações medial e lateral do ombro. Para cada repetição submáxima foram calculados o desvio-padrão, o coeficiente de variação e o tempo para atingir a estabilidade. Apenas o desvio-padrão de rotação medial foi maior no grupo de atletas assintomáticos comparado ao grupo controle. A avaliação isocinética foi realizada nas velocidades de 90°/s, 180°/s e 240°/s, nos modos concêntrico e excêntrico. O pico de torque/peso corporal e as relações funcionais de torque de rotação lateral excêntrico/rotação medial concêntrico (RLExc/RMCon) e rotação medial excêntrico/rotação lateral concêntrico (RMExc/RLCon) foram comparados entre os grupos. O grupo de atletas assintomáticos apresentou maior pico de torque/peso corporal de rotação medial concêntrica, a 180°/s, e menor relação RLExc/RMCon, a 90°/s e 180°/s, quando comparado ao controle. A velocidade de 240°/s foi excluída das análises, pois muitos participantes não conseguiram atingir a velocidade pré-determinada nos testes excêntricos, principalmente de rotação lateral. Essa dificuldade foi atribuída ao baixo pico de torque de rotação lateral capaz de ser gerado nessa posição. Em conjunto, os resultados demonstram que o treino de arremesso gera adaptações no torque máximo e na flutuação do torque submáximo de rotação medial em arremessadores saudáveis, possivelmente relacionados ao desempenho do arremesso. Entretanto, não é possível concluir se estas alterações predispõem esses atletas ao desenvolvimento de lesões, uma vez que o grupo de atletas com sintomas de impacto não se apresentou diferente dos outros grupos em nenhuma das situações avaliadas.

Palavras-Chave: Arremesso. Controle sensório-motor. Dinamometria isocinética. Ombro.

ABSTRACT

Repetitive throwing movement causes adaptations to athletes' shoulders and predisposes them to the development of impingement symptoms. The objective of this study was to investigate if there are alterations in sensorimotor control and in the functional torque ratio of shoulder rotation in overhead athletes with impingement symptoms and to distinguish these from alterations due to sporting practice. To this end, three groups of subjects were evaluated: athletes with impingement symptoms, asymptomatic athletes and a control group of non-athletes. The participants were evaluated with a Biodex System 3 isokinetic dynamometer in a seated position with the shoulder at 90° of adduction and 90° of elbow flexion. Sensorimotor control was evaluated using an isometric torque steadiness evaluation. The isometric peak torque and submaximal torque steadiness at 35% peak torque were tested during medial rotation and lateral rotation of the shoulder. For each submaximal repetition, the standard deviation, coefficient of variation and time to stability were calculated. Only the standard deviation during medial rotation was greater in asymptomatic athletes than in control group. The isokinetic evaluation was carried out at the velocities 90°/s e 180°/s and 240°/ in concentric and eccentric modes. Peak torque-to-body weight and the functional torque ratios $LREcc/MRCon$ and $MREcc/LRCon$ were compared between groups. Asymptomatic athletes presented greater peak torque-to-body weight for concentric medial rotation at 180°/s and a lower $LREcc/MRCon$ ratio at 90°/s and 180°/s than CG. The velocity 240°/s was excluded from the analyses because many participants were unable to reach the predetermined velocity in the eccentric tests, principally during lateral rotations. This difficulty was attributed to the low peak torque of lateral rotation that could be generated in this position. Overall, the results demonstrated that overhead sports training leads to adaptations in maximal torque and in the torque steadiness of medial rotation in healthy athletes, which may be related to throwing performance. Nevertheless, it is not possible to conclude that such alterations predispose these athletes to injury, since athletes with impingement symptoms group was not significantly different from the other groups in any of the evaluations.

Keywords: Overhead throwing. Sensory-motor control. Isokinetic dynamometry. Shoulder.

LISTA DE FIGURAS

ESTUDO 2

Figura 1. Velocidade máxima atingida pelos sujeitos dos grupos atletas com dor (GAD), atletas assintomáticos (GAA) e sujeitos não treinados (GNT) em sua melhor tentativa para cada uma das velocidades testadas (90, 180 e 240°/s) da rotação lateral concêntrica (A) e excêntrica (C) e rotação medial concêntrica (B) e excêntrica (D)..... 39

Figura 2. Número de tentativas válidas realizadas pelos sujeitos dos grupos de atletas com dor (GAD), atletas assintomáticos (GAA) e sujeitos não treinados (GNT) nos testes excêntricos de rotação lateral (A) e medial (B) realizados a 180 e 240°/s..... 40

LISTA DE TABELAS

ESTUDO 1

Tabela 1. Características dos participantes do estudo.....	18
Tabela 2. Pico de torque/peso corporal (Nm/kg) de rotação medial e lateral do ombro nas velocidades angulares de 90°/s e 180°/s.....	21
Tabela 3. Relação funcional de torque do ombro dominante nas velocidades angulares de 90°/s e 180°/s.	22

ESTUDO 2

Tabela 1. Velocidade máxima atingida durante as repetições em que não foi atingida a fase isocinética, nos testes excêntricos a 180°/s e 240°/s, realizados pelos grupos de atletas com dor (GAD), atletas assintomáticos (GAA) e sujeitos não treinados (GNT).....	41
Tabela 2. Coeficiente de correlação de Spearman entre o pico de torque e a velocidade máxima atingida em cada condição excêntrica avaliada.....	41

SUMÁRIO

CONTEXTUALIZAÇÃO.....	1
JUSTIFICATIVA DO ESTUDO.....	5
REFERÊNCIAS.....	7
ESTUDO 1.....	13
Resumo.....	14
Introdução.....	15
Métodos.....	17
Resultados.....	21
Discussão.....	23
Conclusões.....	27
Referências.....	28
ESTUDO 2.....	32
Resumo.....	33
Introdução.....	34
Métodos.....	36
Resultados.....	39
Discussão.....	42
Conclusões.....	46
Referências.....	47
APÊNDICES.....	50

CONTEXTUALIZAÇÃO

O movimento de arremesso acima da cabeça gera grandes demandas sobre o complexo articular do ombro. Durante o arremesso, grandes forças são aplicadas repetidamente sobre o ombro, em altas velocidades e grandes amplitudes de movimento, predispondo atletas de beisebol, handebol e voleibol, dentre outros esportes, ao desenvolvimento de disfunções nessa articulação (WILK et al, 2009). A maior parte das queixas relacionadas ao ombro de atletas arremessadores envolve dor e decorre de mecanismos atraumáticos (66%), por movimentos repetitivos (EJNISMAN et al, 2001) e, dentre elas, o impacto é uma das disfunções mais descritas e estudadas.

O impacto é subdividido em dois tipos: subacromial e interno. O impacto subacromial foi descrito por Neer (1972) como a compressão dos tendões dos músculos do manguito rotador e da bolsa subacromial contra a porção ântero-inferior do acrômio e o ligamento coracoacromial, durante os movimentos de elevação do ombro. O impacto interno é caracterizado pelo excessivo ou repetitivo contato da tuberosidade maior da cabeça do úmero com o aspecto pósterio-superior da glenóide, quando o braço está em abdução e rotação lateral (HEYWORTH & WILLIAMS 2009). Há controvérsias se esse contato é patológico, uma vez que foi observado também em sujeitos assintomáticos (HALBRECHT et al, 1999), no entanto, ele vem sendo descrito como uma das causas das lesões por movimentos repetitivos no ombro de arremessadores (HAMNER et al, 2000). O principal sintoma do impacto interno é a dor durante as fases de armação tardia e aceleração inicial do arremesso (MEISTER 2000), pois é nessa posição que o ombro está em máxima rotação lateral e abdução horizontal, e pode ocorrer a compressão dos tendões do manguito rotador entre a cabeça do úmero e a glenóide pósterio-superior (COOLS et al, 2008).

Segundo COOLS et al. (2008), que publicaram uma série de trabalhos abordando a população de atletas arremessadores com sintomas de impacto no ombro, considerando apenas critérios clínicos (COOLS et al, 2003, 2005, 2007), o impacto no ombro de arremessadores consiste mais em um conjunto de sintomas que em um diagnóstico específico, visto que já foi relacionado a diversos mecanismos patológicos, como discinesia escapular (BURKHART et al, 2003a; LUDEWIG & COOK 2000), disfunção do manguito rotador (REDDY et al, 2000; MIHATA et al, 2009), instabilidade (WARNER et al, 1990; HAMNER et al, 2000) e déficit de rotação medial (BURKHART et al, 2003b; BORSA et al, 2008).

As alterações existentes no ombro de atletas arremessadores com ou sem lesões são temas de diversos estudos. Dentre as alterações encontradas no ombro de arremessadores saudáveis estão os déficits proprioceptivos. A propriocepção foi avaliada principalmente nos movimentos de rotação medial e lateral do ombro, por meio de testes de cinestesia e senso de posição articular (ALLEGRUCCI et al, 1995; SAFRAN et al, 2001; DOVER et al, 2003). Foram demonstrados déficits proprioceptivos no ombro dominante de atletas arremessadores (ALLEGRUCCI et al, 1995; DOVER et al, 2003) e no ombro de atletas com história recente de dor (SAFRAN et al, 2001). Esses estudos sugerem que a frequente sobrecarga no ombro dessa população pode causar déficits proprioceptivos e, assim, predispor esses atletas às disfunções do ombro.

A manutenção da integridade das estruturas capsuloligamentares e da musculatura é garantida pelo sistema de controle sensorio-motor (SAFRAN et al, 2001; BARDEN et al, 2004), definido como a integração sensorial, motora, central e os componentes de processamento envolvidos na manutenção da estabilidade articular funcional (RIEMANN & LEPHART 2000). As informações sensoriais (propriocepção) se originam nos mecanorreceptores e, através de vias aferentes, se integram no sistema nervoso central com outros impulsos somato-sensoriais, vestibulares e visuais, gerando uma resposta eferente

(controle neuromuscular), com o propósito de manter a estabilidade articular (SORENSEN & JORGENSEN, 2000; MYERS et al, 2006). Dentre os mecanismos de controle neuromuscular estão a ativação coordenada dos músculos durante atividades funcionais, a coativação da musculatura do ombro (pares de força), os reflexos musculares, e a regulação do tônus (MYERS & LEPHART, 2000; MATTIELLO-ROSA et al, 2005).

Bandholm et al (2008) sugeriram que a avaliação da flutuação do torque isométrico submáximo (*force steadiness*) é uma maneira de avaliar o controle sensório-motor de forma integrada. A flutuação do torque submáximo foi avaliada em sujeitos com síndrome do impacto no movimento de abdução (BANDHOLM et al, 2006; CAMARGO et al, 2009) e rotação medial e lateral do ombro (ZANCA et al, 2010). Nenhum desses estudos encontraram alteração na flutuação do torque dos indivíduos com síndrome do impacto, o que foi atribuído à manutenção de atividade física (BANDHOLM et al, 2006; CAMARGO et al, 2009) e laboral (ZANCA et al, 2010). Entretanto, apesar de terem sido demonstrados déficits proprioceptivos no ombro de arremessadores e sugerido que a prática de atividade física pode alterar o padrão de flutuação do torque submáximo do ombro de indivíduos com dor no ombro, não foram encontrados estudos avaliando a flutuação do torque no ombro de atletas arremessadores, com ou sem disfunções no ombro.

As alterações no desempenho muscular também vêm sendo investigadas em atletas arremessadores e indivíduos com síndrome do impacto, principalmente pelo uso da dinamometria isocinética. Considerando a importância do manguito rotador para a estabilidade dinâmica do ombro (TERRY & CHOPP 2000), o foco desses estudos geralmente são as rotações medial e lateral do ombro. O parâmetro mais utilizado tem sido o pico de torque e, frequentemente, o equilíbrio muscular por meio da relação de torque antagonista/agonista convencional, ou seja, torque concêntrico de rotação lateral/torque concêntrico de rotação medial, que pode ser utilizada como guia para o treino de força ou

reabilitação (WARNER et al, 1990; LEROUX et al, 1994; MULLIGAN et al, 2004; MATTIELLO-ROSA et al, 2008).

Entretanto, durante o movimento de arremesso, a musculatura agonista age concentricamente para acelerar o membro, enquanto a musculatura antagonista age excentricamente para controlar o movimento e prevenir sobrecarga articular (NOFFAL et al, 2003). Sendo assim, sugere-se que a utilização da relação funcional de torque, ou seja, torque excêntrico do antagonista/torque concêntrico do agonista, para expressar de maneira mais adequada o equilíbrio muscular do ombro de arremessadores (NOFFAL, 2003; YILDIZ et al, 2006). Considerando as fases do arremesso, a relação funcional pode ser descrita de duas formas. A relação de torque de rotação medial excêntrico/rotação lateral concêntrico (RMExc/RLCon), correspondente à fase de armação de arremesso, e a relação de torque de rotação lateral excêntrico/rotação medial concêntrico (RLExc/RMCon), correspondente à fase de desaceleração do arremesso (NG & LAM 2002).

Foi demonstrada uma menor relação de torque RL_{exc}/RM_{conc} no ombro dominante de jogadores assintomáticos de beisebol, handebol, voleibol e tênis (SCOVILLE et al, 1997; NOFFAL, 2003; YILDIZ et al, 2006; SACCOL et al, 2010), o que foi atribuído a um maior torque de RM concêntrico sem ganho concomitante de torque excêntrico de RL. Apesar de ter sido sugerido que essa alteração é um desequilíbrio muscular que predispõe os arremessadores a disfunções no ombro, não se sabe se é uma adaptação necessária para o desempenho do arremesso (NOFFAL 2003), visto que não há consenso quanto aos estudos realizados com atletas com dor no ombro (BAK & MAGNUSSON 1997; WANG et al, 2001; STICKLEY et al, 2008). Já a relação RM_{Exc}/RL_{Con} foi menos estudada (SCOVILLE et al, 1997; YILDIZ et al, 2006; STICKLEY et al, 2008), e apenas um estudo demonstrou que jogadoras de voleibol com dor no ombro apresentaram menor relação quando comparadas a jogadoras sem história de lesão (STICKLEY et al, 2008).

JUSTIFICATIVA DO ESTUDO

Alterações na propriocepção e na relação funcional antagonista/agonista de rotação do ombro têm sido identificadas em atletas arremessadores saudáveis e com dor no ombro. Entretanto, ainda não há consenso sobre quais alterações são adaptações à prática esportiva e quais alterações estão relacionadas à lesão, visto que a maioria dos estudos anteriores compararam o ombro dominante ao não dominante de atletas assintomáticos (ALLEGRUCCI et al, 1995; DOVER et al, 2003; SCOVILLE et al, 1997; YILDIZ et al, 2006; SACCOL et al, 2010; ANDRADE et al, 2010), ou atletas com dor no ombro a atletas assintomáticos (BAK & MAGNUSSON 1997; SAFRAN et al, 2001; STICKLEY et al, 2008).

Com o objetivo de diferenciar as adaptações existentes no ombro de atletas arremessadores assintomáticos, relacionadas ao treino de arremesso, daquelas ligadas aos sintomas de impacto, a proposta dos seguintes estudos foi avaliar três grupos de sujeitos: atletas assintomáticos, atletas com sintomas de impacto e um grupo de sujeitos não treinados.

Sendo assim, foram desenvolvidos três estudos. O estudo intitulado “Flutuação do torque isométrico submáximo de rotação medial e lateral do ombro em atletas arremessadores com e sem sintomas de impacto” foi apresentado no exame de qualificação (Apêndice I), e submetido ao periódico *European Journal of Applied Physiology* (Apêndice II).

Para composição da dissertação são apresentados dois estudos. O estudo 1, intitulado “Relação funcional de torque isocinético de rotação do ombro em atletas arremessadores com e sem sintomas de impacto”, foi submetido ao periódico *Journal of Sports Science* (Apêndice III). Considerando algumas limitações encontradas no estudo 1 quanto à dificuldade dos participantes em atingir as maiores velocidades durante as avaliações excêntricas, foi desenvolvido o estudo 2, intitulado “Dinamometria isocinética aplicada aos rotadores do ombro - limitações quanto à velocidade nas avaliações excêntricas”, e submetido ao periódico

European Journal of Applied Physiology (Apêndice IV). Cada estudo é apresentado seguindo as normas de publicação dos referidos periódicos.

REFERÊNCIAS

ALLEGRUCCI M, WHITNEY SL, LEPHART SM, IRRGANG J, FU FH. Shoulder Kinesthesia in Healthy Unilateral Athletes Participating in Upper Extremity Sports. *Journal of Orthopaedic Sports and Physical Therapy*. 1995; 2(4):220-225.

ANDRADE MS, FLEURY AM, LIRA CAB, DUBAS JP, SILVA AC. Profile of isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of shoulder rotator muscles in elite female team handball players. *Journal of Sports Sciences*. 2010; 28:743–749.

BAK K, MAGNUSSON P. Shoulder Strength and Range of Motion in Symptomatic and Pain-Free Elite Swimmers. *American Journal of Sports Medicine*. 1997; 25(4): 454-59.

BANDHOLM T, RASMUSSEN L, AAGAARD P, JENSEN BR, DIEDERICHSEN L. Force steadiness, muscle activity, and maximal muscle strength in subjects with subacromial impingement syndrome. *Muscle & Nerve*. 2006; 34(5):631-639.

BANDHOLM T, ROSE, MH, SONNE-HOLM S, JENSEN, BR Assessment of torque-steadiness reliability at the ankle level in healthy young subjects: implications for cerebral palsy. *European Journal of Applied Physiology*. 2008; 104:609-615.

BARDEN JM, BALYK R, RASO VJ, MOREAU M, BAGNALL K. Dynamic Upper Limb Proprioception in Multidirectional Shoulder Instability. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2004; 420:181-9.

BORSA PA, LAUDNER KG, SAURERS EL. Mobility and stability adaptations in the shoulder of the overhead athlete: a theoretical and evidence-based perspective. *Sports Medicine*. 2008;38:17–36.

BURKHART SS, MORGAN CD, KIBLER WB. The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology: Part I: pathoanatomy and biomechanics. *Arthroscopy* 2003A; 19:404–420.

BURKHART S, MORGAN C, KIBLER W. The disabled shoulder: spectrum of pathology part III: the SICK scapula, scapular dyskinesis, the kinetic chain, and rehabilitation. *Arthroscopy* 2003B; 19:641–661.

CAMARGO PR, ÁVILA MA, OLIVEIRA AB, ASSO NA, BENZE BG, SALVINI TF. Shoulder abduction torque steadiness is preserved in subacromial impingement syndrome. *European Journal of Applied Physiology*.2009; 106:381-387.

COOLS AM, WITVROUW EE, DECLERCQ GA, DANNEELS LA, CAMBIER DC. Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. *American Journal of Sports Medicine*. 2003; 31:542-549.

COOLS AM, WITVROUW EE, MAHIEU NN, DANNEELS LA. Isokinetic Scapular Muscle Performance in Overhead Athletes With and Without Impingement Symptoms. *Journal of Athletic Training*. 2005; 40(2):104–110.

COOLS AM, DECLERCQ GA, CAMBIER DC, MAHIEU NM, WITVROUW EE. Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. 2007; 17:25-33.

COOLS AM, DECLERCQ GA, CAGNIE B, CAMBIER DC, WITVROUW EE. Internal impingement in the tennis player: rehabilitation guidelines. *British Journal of Sports Medicine*. 2008; 42:165–171.

DOVER GC, KAMINSKI TW, MEISTER K, POWERS ME, HORODYSKI M. Assessment of shoulder proprioception in the female softball athlete. *American Journal of Sports Medicine*. 2003; 31:431-437.

EJNISMAN B, ANDREOLI CV, CARRERA EF, ABDALLA RJ, COHEN M. Lesões músculo-esqueléticas no ombro do atleta: mecanismo de lesão, diagnóstico e retorno à prática esportiva. *Revista Brasileira de Ortopedia*. 2001; 36(10):389-393.

HAMNER DL, PINK MM, JOBE FW. A modification of the relocation test: Arthroscopic findings associated with a positive test. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2000; 9:263-267.

HALBRECHT JL, TIRMAN P, ATKIN D. Internal Impingement of the Shoulder: Comparison of Findings Between the Throwing and Nonthrowing Shoulders of College Baseball Players. *Arthroscopy*. 1999; 15 (3):253–258.

HEYWORTH BE, WILLIAMS RJ. Internal impingement of the shoulder. *American Journal of Sports Medicine*. 2009; 37:1024-1037.

LEROUX JL, CODINEM P, THOMAS E, POCHOLLE M, MAILHE D, BLOTMAN F. Isokinetic evaluation of rotational strength in normal shoulders and shoulders with impingement syndrome. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1994; 304:108-115.

LUDEWIG PM, COOK TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical Therapy*. 2000; 80:276-291.

MATTIELLO-ROSA SM, CAMARGO PR, SANTOS AA, PÁDUA M, REIFF RB, SALVINI TF. Abnormal isokinetic time-to-peak torque of the medial rotators of the shoulder in subjects with impingement syndrome. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2008;17:54S-60S.

MEISTER K. Injuries to the Shoulder in the Throwing Athlete - Part One: Biomechanics/Pathophysiology/Classification of Injury. *American Journal of Sports Medicine*. 2000; 28(2):265-275.

MIHATA T, GATES J, MCGARRY MH, LEE J, KINOSHITA M, LEE TQ. Effect of Rotator Cuff Muscle Imbalance on Forceful Internal Impingement and Peel-Back of the Superior Labrum - A Cadaveric Study. *American Journal of Sports Medicine*. 2009; 37:2222-2227.

MULLIGAN IJ, BIDDINGTON WB, BARNHART BD, ELLENBECKER TS. Isokinetic profile of shoulder internal and external rotators of high school aged baseball pitchers. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2004; 18(4):861-866.

MYERS JB, LEPHART SM. The role of the sensorimotor system in the athletic shoulder. *Journal of Athletic Training*. 2000; 35(3):351-363.

MYERS JB, WASSINGER CA, LEPHART SM. Sensorimotor contribution to shoulder stability: Effect of injury and rehabilitation. *Manual Therapy*. 2006; 11:197-201.

NEER CS. Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1972; 54A:41-50.

NG GY, LAM PC. A study of antagonist/ agonist isokinetic work ratios of shoulder rotators in men who play badminton. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2002; 32(8): 399–404.

NOFFAL GJ. Isokinetic Eccentric-to-Concentric Strength Ratios of the Shoulder Rotator Muscles in Throwers and Nonthrowers. *American Journal of Sports Medicine*. 2003; 31: 537-541.

REDDY AS, MOHR KJ, PINK MM, JOBE, FW. Electromyographic analysis of the deltoid and rotator cuff muscles in persons with subacromial impingement *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2000; 9:519-523.

RIEMANN BL, LEPHART SM. The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*. 2002; 37(1):71–79.

SACCOL MF, GRACITELLI GC, SILVA RT, LAURINO CFS, FLEURY AM, ANDRADE MS, SILVA AC. Shoulder functional ratio in elite junior tennis players. *Physical Therapy in Sport*. 2010; 11:8-11.

SAFRAN MR, BORSA PA, LEPHART SM, FU FH, WARNER JJP. Shoulder Proprioception in Baseball Pitchers. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2001; 10:438-44.

SCOVILLE CR, ARCIERO RA, TAYLOR DC, STONEMAN PD. End range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios: A new perspective in shoulder strength assessment. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1997;25:203–207.

SORENSEN AK, JORGENSEN U. Secondary impingement in the shoulder. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. 2000; 10: 266-278.

STICKLEY CD, HETZLER RK, FREEMYER BG, KIMURA IF. Isokinetic peak torque ratios and shoulder injury history in adolescent female volleyball athletes. *Journal of Athletic Training*. 2008; 43:571–577.

TERRY C, CHOPP M. Functional Anatomy of the Shoulder. *Journal of Athletic Training*. 2000; 35:225-248.

WANG HK, COCHRANE T. Mobility impairment, muscle imbalance, muscle weakness, scapular asymmetry and shoulder injury in elite volleyball athletes. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 2001; 41:403-410.

WARNER JJ, MICHELI LJ, ARSLANIAN LE, KENNEDY J, KENNEDY R. Patterns of flexibility, laxity, and strength in normal shoulders and shoulders with instability and impingement. *American Journal of Sports Medicine*. 1990; 18:366-375.

WILK KE, OBMA P, SIMPSON II CD, CAIN EL, DUGAS J, ANDREWS JR. Shoulder Injuries in the Overhead Athlete. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2009; 39:38-54.

YILDIZ Y, AYDIN T, SEKIR U, KIRALP MZ, HAZNECI B, KALYON TA. Shoulder terminal range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios in overhead athletes. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. 2006; 16:174–180.

ZANCA GG, CAMARGO PR, OLIVEIRA AB, SERRÃO PRMS, MATTIELLO-ROSA SM. Isometric medial and lateral rotations torque steadiness in female workers with shoulder impingement. *Isokinetics and Exercise Science*. 2010; 18:115-118.

ESTUDO 1

**RELAÇÃO FUNCIONAL DE TORQUE ISOCINÉTICO DE ROTAÇÃO DO OMBRO
EM ATLETAS ARREMESSADORES COM E SEM SINTOMAS DE IMPACTO**

RESUMO

O objetivo deste estudo foi investigar possíveis alterações na relação funcional de torque isocinético de rotação do ombro em atletas arremessadores com sintomas de impacto e diferenciar daquelas relacionadas a adaptações da prática esportiva. Foram avaliados 21 atletas arremessadores com sintomas de impacto, 25 atletas assintomáticos e 21 indivíduos não treinados. Os picos de torque de rotação medial e lateral do ombro foram coletados durante 5 contrações isocinéticas concêntricas e excêntricas máximas, nas velocidades de 90°/s e 180°/s, e utilizados para o cálculo das relações funcionais de rotação lateral excêntrica/rotação medial concêntrica (RLExc/RMCon) e rotação medial excêntrica/rotação lateral concêntrica (RMExc/RLCon). A relação RLExc/RMCon dos atletas assintomáticos foi menor em relação aos não atletas ($p < 0,01$), nas duas velocidades avaliadas. O pico de torque de rotação medial concêntrica dos atletas assintomáticos foi maior comparado aos não atletas na velocidade de 180°/s ($p = 0,01$). Não houve diferença entre os grupos quanto à relação RMExc/RLCon. Atletas arremessadores assintomáticos apresentaram menor relação RLExc/RMCon comparados a não atletas. Essa alteração se deve ao maior torque de rotação medial, uma adaptação à prática do arremesso. A relação RMExc/RLCon parece não ser alterada pela prática de esportes de arremesso de nível universitário, nem pelos sintomas de impacto em atletas que mantêm atividade esportiva regular.

Palavras-chave: impacto, força muscular, relação funcional, atleta arremessador

INTRODUÇÃO

Atletas arremessadores apresentam maior risco de desenvolver sintomas de impacto no ombro devido às altas sobrecargas impostas sobre a articulação durante o movimento repetitivo de arremesso (Heyworth & Williams, 2009). Para controlar a sobrecarga articular, a ação excêntrica dos músculos rotadores do úmero é de grande importância, bem como para a manutenção da estabilidade dinâmica do ombro (Bak & Magnusson, 1997).

A razão entre a força excêntrica dos antagonistas e a força concêntrica dos agonistas (relação funcional) tem sido avaliada por meio da dinamometria isocinética nos movimentos de rotação do ombro em atletas (Andrade, Fleury, Lira, Dubas, & Silva, 2010; Bak & Magnusson, 1997; Noffal, 2003; Saccol et al., 2010; Scoville, Arciero, Taylor, & Stoneman, 1997; Stickley, Hetzler, Freemyer, & Kimura, 2008; Yildiz et al., 2006). Entretanto, ainda não está claro na literatura de que maneira a alteração dessa relação poderia predispor os atletas a lesões ou seria necessária para um bom desempenho esportivo (Noffal, 2003).

A relação funcional de torque pode ser descrita de duas formas: rotação medial excêntrica/rotação lateral concêntrica (RMExc/RLCon), que representa a fase de armação do arremesso, e rotação lateral excêntrica/rotação medial concêntrica (RLExc/RMCon) que representa a fase de desaceleração do arremesso (Yildiz et al., 2006).

Embora um dos principais mecanismos de lesão no ombro ocorra durante a fase de armação tardia do arremesso (Heyworth & Williams, 2009), ainda há poucos estudos avaliando a relação RMExc/RLCon (Scoville et al., 1997; Yildiz et al., 2006). Apenas um estudo demonstrou que jogadoras de voleibol com dor no ombro apresentam menor relação RMExc/RLCon comparadas a jogadoras sem história de lesão (Stickley et al., 2008).

A relação RLExc/RMCon tem sido mais estudada. Estudos mostraram uma menor relação RLExc/RMCon no ombro dominante de atletas arremessadores saudáveis e sugeriram

que essa redução predispõe esses atletas a desenvolver lesões (Noffal, 2003; Scoville et al., 1997; Yildiz et al., 2006). No entanto, em atletas com dor no ombro, não há consenso na literatura quanto ao aumento ou diminuição desta relação funcional (Bak & Magnusson, 1997; Stickley et al., 2008; Wang & Cochrane, 2001).

Considerando os estudos anteriores, a hipótese deste estudo foi que as relações de torque $RLExc/RMCon$ e $RMExc/RLCon$ são alteradas em resposta ao treino de esportes de arremesso e em atletas com dor no ombro. Portanto, a proposta deste estudo foi avaliar as relações funcionais de torque no ombro de arremessadores com sintomas de impacto, arremessadores assintomáticos e indivíduos não treinados, com o objetivo de diferenciar as alterações relacionadas à prática esportiva daquelas ligadas à disfunção.

MÉTODOS

Participantes

Foram avaliados 3 grupos de voluntários do sexo masculino: grupo de atletas com sintomas de impacto (n=21), composto por 11 jogadores de beisebol, 6 de handebol e 4 de voleibol; grupo de atletas assintomáticos (n=25), com 10 jogadores de beisebol, 11 de handebol e 4 de voleibol; e grupo controle, composto por 21 homens saudáveis, não envolvidos em atividades esportivas ou laborais com os membros superiores, sem história prévia de lesão no complexo do ombro e pescoço.

Os critérios de inclusão do grupo de atletas com sintomas de impacto foram: queixa de dor na região pósterio-superior do ombro durante as fases de armação tardia e/ou aceleração do arremesso (Meister, 2000), dor durante o teste de apreensão e alívio da dor durante o teste de recolocação (Cools, Cambier, & Witvrouw, 2008), ou um dos testes descritos acima positivo, associado a outro dos seguintes testes: Neer (Neer 1972), Hawkins (Hawkins & Kennedy 1980) ou Jobe (Jobe & Moynes 1982). Todos os atletas (com sintomas de impacto e assintomáticos) deveriam estar envolvidos em treinos esportivos regulares (média de três vezes por semana) e participavam de competições de nível universitário.

Não foram incluídos no estudo indivíduos com frouxidão ligamentar generalizada segundo o critério de Beighton & Horan (Boyle, Witt, & Riegger-Krugh, 2003), doença neurológica ou sistêmica, luxação do ombro, cirurgia prévia em pescoço ou ombro, e que tivessem realizado fisioterapia no último ano antes da avaliação. As características dos grupos avaliados são apresentadas na tabela 1.

Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (parecer nº 339/2009). Todos os participantes foram

esclarecidos sobre os objetivos do estudo, os procedimentos e protocolo de avaliação e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido.

Tabela 1: Características dos participantes do estudo.

	Atletas com sintomas de impacto (n=21)	Atletas assintomáticos (n=25)	Grupo controle (n=21)
<i>Idade (anos)</i>	22,1 ± 2,3	21 ± 2,1	22,2 ± 2,4
<i>Altura (cm)</i>	176,6 ± 8,3	175,6 ± 8,8	175,5 ± 6,5
<i>Massa corporal (kg)</i>	73,2 ± 12,2	72,7 ± 11,3	78,6 ± 11,8
<i>Tempo de prática do esporte (anos)</i>	7,5 ± 4,1	7,3 ± 3,9	-
<i>Tempo de sintomas (meses)</i>	38,9 ± 34,4	-	-

Dados são médias ± desvio-padrão.

Avaliação isocinética

As avaliações isocinéticas foram precedidas por uma série de movimentos ativos livres de flexão-extensão, adução-abdução e circundução do ombro, para aquecimento. As avaliações foram realizadas utilizando o dinamômetro isocinético Biodex Multi Joint System 3 (Biodex Medical System Inc., New York). Os participantes foram avaliados na posição sentada, e foram utilizados os cintos pélvico e diagonal para estabilização do tronco. O braço dominante (definido como o braço utilizado para arremessar uma bola) foi posicionado a 90° de abdução, 90° de rotação lateral do ombro e 90° de flexão de cotovelo. O olécrano foi alinhado ao eixo mecânico de rotação do dinamômetro. Essa posição de avaliação tem sido recomendada por se aproximar da posição de arremesso (Scoville et al., 1997). A correção da gravidade foi realizada com o braço relaxado a 90° de abdução e o ombro em rotação neutra.

Os testes de força máxima foram realizados nos movimentos de rotação medial e lateral do ombro, em uma amplitude de movimento de 90°, entre rotação neutra e 90° de

rotação lateral. Foram avaliados os modos concêntrico e excêntrico, nas velocidades angulares de 90°/s e 180°/s. Os testes no modo concêntrico foram realizados antes do modo excêntrico (Noffal, 2003), em ordem crescente de velocidade (Dvir, 1995). Após a explicação dos procedimentos, os participantes realizavam três repetições submáximas em cada velocidade e modo testados, para familiarização com o equipamento em cada condição. Após 1 minuto de repouso, eram realizadas cinco repetições máximas de rotação medial e lateral do ombro recíprocas, durante as quais os participantes recebiam encorajamento verbal padronizado, para realizar o máximo de força em todas as contrações. Foram dados 2 minutos de repouso entre as velocidades.

Os dados do dinamômetro isocinético foram coletados com frequência de aquisição de 100 Hz e processados a partir de uma rotina programada em ambiente MatLab[®] (versão 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, USA). Foram consideradas válidas as tentativas nas quais os participantes atingiram a velocidade pré-determinada do teste, considerando o erro de medida de 2%, de acordo com o manual do equipamento. Para estas tentativas foram determinados os picos de torque, que foram normalizados pelo peso corporal individual (pico de torque/peso corporal), e utilizados para o cálculo das relações RLExc/RMCon e RMExc/RLCon.

Análise estatística

A análise estatística foi realizada utilizando o programa estatístico SigmaPlot for Windows (versão 11.0, Systat Software Inc.). A normalidade dos dados foi avaliada a partir do teste de Shapiro-Wilk. As relações RLExc/RMCon e RMExc/RLCon foram comparadas entre os grupos por meio da análise de variância de um fator (ANOVA 1-way), com *post-hoc* de Holm-Sidack, para cada velocidade angular. Uma vez que as variáveis pico de torque/peso corporal de rotação medial e lateral não apresentaram distribuição normal, foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis para comparação dos grupos, associado ao teste de Mann-Whitney para

comparações múltiplas. Utilizou-se nível de significância de 5% ($\alpha \leq 0,05$) e correção de Bonferroni para comparações múltiplas, estabelecendo $\alpha \leq 0,017$.

RESULTADOS

A Tabela 2 apresenta os resultados de pico de torque dos grupos estudados, em ambas as velocidades. O pico de torque/peso corporal de rotação medial concêntrica foi maior no grupo de atletas assintomáticos comparado ao grupo controle, na velocidade de 180°/s ($p=0,01$). Não houve diferença entre os grupos quanto ao pico de torque/peso corporal para as outras condições de teste.

Tabela 2: Pico de torque/peso corporal (Nm/kg) de rotação medial e lateral do ombro nas velocidades angulares de 90°/s e 180°/s.

	Atletas com Sintomas de Impacto	Atletas Assintomáticos	Grupo Controle	p valor
90°/s				
RMCon	48,72 (33,92 – 73,8)	53,33 (37,5 – 86,62)	46,68 (35,5 – 74)	0,14
RLCon	44,94 (28,81 – 59,47)	47,56 (33,63 – 66,57)	46,48 (35,94 – 64,44)	0,44
RMExc	77,06 (52,71 – 97,27)	72,17 (55 – 106,78)	70,39 (57,9 – 106,11)	0,55
RLExc	51,2 (37,39 – 63,5)	51,91 (35,68 – 76,57)	52,26 (40,35 – 75,22)	0,85
180°/s				
RMCon	46,94 (32,22 – 74)	50,5 (35,15 – 98,18)*	45,06 (34,09 – 76,33)	0,03
RLCon	46,21 (34,06 – 56,14)	45,78 (28,77 – 65,86)	42,16 (31,81 – 73,33)	0,27
RMExc	71,55 (53,02 – 95,68)	69,5 (46,36 – 126,56)	72,07 (49,07 – 98,56)	0,85
RLExc	54,51 (42,75 – 63,47)	55,67 (42,33 – 72,22)	51,98 (34,09 – 75,89)	0,28

Dados são mediana (mínimo – máximo).

RM indica rotação medial; RL, rotação lateral; Con, concêntrico; Exc, excêntrico;

*, $p<0,01$ quando comparado ao grupo controle.

A Tabela 3 apresenta os resultados das relações funcionais RLExc/RMCon e RMExc/RLCon, a 90°/s e 180°/s. A relação RLExc/RMCon foi significativamente menor para o grupo de atletas assintomáticos quando comparado ao grupo controle nas duas velocidades avaliadas, enquanto o grupo de atletas com sintomas de impacto não apresentou diferença estatística em relação aos outros grupos. Quanto à relação RMExc/RLCon, não foram encontradas diferenças entre os grupos, em nenhuma das velocidades.

Tabela 3: Relação funcional de torque do ombro dominante nas velocidades angulares de 90°/s e 180°/s.

	Atletas com Sintomas de Impacto	Atletas Assintomáticos	Grupo Controle	p valor
90°/s				
RLExc/RMCon	1,01 ± 0,19	0,92 ± 0,17*	1,05 ± 0,14	0,03
RMExc/RLCon	1,63 ± 0,30	1,63 ± 0,20	1,62 ± 0,24	0,99
180°/s				
RLExc/RMCon	1,06 ± 0,2	0,97 ± 0,16*	1,14 ± 0,19	0,02
RMExc/RLCon	1,63 ± 0,23	1,63 ± 0,26	1,66 ± 0,31	0,93

Dados são média ± desvio-padrão.

RM indica rotação medial; RL, rotação lateral; Con, concêntrico; Exc, excêntrico;

*, p<0,01 quando comparado ao grupo controle.

DISCUSSÃO

O principal achado deste estudo foi a menor relação RLExc/RMCon do grupo de atletas assintomáticos quando comparado ao grupo controle, em ambas as velocidades avaliadas, enquanto não houve diferença entre o grupo de atletas com sintomas de impacto e os outros grupos. Estudos encontraram menor relação RLExc/RMCon no ombro dominante de atletas sem lesão comparado ao ombro contralateral (Andrade et al., 2010; Saccol et al., 2010; Scoville et al., 1997; Yildiz et al., 2006) e a indivíduos não atletas (Noffal, 2003), o que foi atribuído a um maior pico de torque de rotação medial. Em nosso estudo, o grupo de atletas assintomáticos apresentou maior pico de torque/peso corporal de rotação medial concêntrica comparado ao grupo controle, na velocidade de 180°/s. Esse resultado era esperado, considerando a alta ativação dos músculos rotadores mediais durante o arremesso (Escamilla & Andrews 2009).

Apesar de não haver diferença estatística entre os atletas com sintomas de impacto em relação aos outros grupos, observa-se que a média de pico de torque/peso corporal de rotação medial concêntrica desses atletas se aproximou da média do grupo controle. Bak & Magnusson (1997), avaliando nadadores, também encontraram uma diminuição do torque de rotação medial nos atletas com dor no ombro. A diminuição da força de rotação medial em atletas com dor no ombro pode estar relacionada a uma inibição do músculo subescapular. Hess et al. (2005) encontraram uma pré-ativação do subescapular no movimento rápido de rotação lateral em arremessadores sem lesão no ombro, que não ocorreu em atletas com dor no ombro. Uma alteração na ativação do subescapular poderia causar diminuição da força de rotação medial, mesmo com a manutenção do treino de arremesso. Assim, essa diminuição na força de rotação medial, poderia aumentar a relação RLExc/RMCon dos atletas com sintomas de impacto, aproximando-a da relação do grupo controle.

A relação RLExc/RMCon, no entanto, não foi diferente no grupo de atletas com sintomas de impacto comparado aos outros grupos. Os estudos anteriores são controversos quanto às alterações nessa relação funcional em atletas com dor no ombro. Wang & Cochrane (2001) avaliaram essa relação em jogadores de voleibol, acompanharam o desenvolvimento de queixas de dor no ombro durante um ano e encontraram associação entre a relação RLExc/RMCon menor que 1 e o aparecimento de sintomas de dor. Stickley et al. (2008) apontaram uma tendência de jogadoras de voleibol com história de dor no ombro em apresentar menor relação funcional, mas não encontraram diferença estatística. Bak & Magnusson (1997) encontraram maior relação RLExc/RMCon em nadadores com dor no ombro comparados a nadadores assintomáticos. Apesar de não haver diferença estatística, em nosso estudo os atletas com sintomas de impacto apresentaram essa relação RLExc/RMCon maior que 1, enquanto nos atletas assintomáticos essa relação foi menor que 1.

Tem sido sugerido que a menor força de rotação lateral excêntrica em relação à força de rotação medial concêntrica predispõe o ombro do arremessador ao desenvolvimento de lesões (Saccol et al., 2010; Wang & Cochrane, 2001), mas, no presente estudo, a média da relação RLExc/RMCon menor que 1 apresentada pelo grupo de atletas assintomáticos parece estar relacionada principalmente ao treino de esportes de arremesso. Como os atletas, com e sem sintomas, treinavam seus esportes há uma média de sete anos, com frequência semelhante, podemos sugerir que outras características dos atletas sintomáticos, que não foram avaliadas neste estudo, poderiam ter levado ao desenvolvimento de sintomas.

O atual conceito de prevenção e reabilitação de lesões do ombro de arremessadores enfatiza o fortalecimento dos rotadores laterais (Wilk et al., 2009). Por outro lado, sugere-se também que a menor força excêntrica de rotação lateral possibilita maior velocidade de arremesso da bola (Noffal, 2003). Considerando os resultados deste estudo, o fortalecimento dos rotadores laterais aproximaria ainda mais a relação RLExc/RMCon dos atletas com

sintomas de impacto à dos indivíduos que não praticam esportes, possivelmente modificando seu desempenho no esporte. No entanto, a manutenção desse desequilíbrio poderia comprometer o quadro desses atletas. Um estudo longitudinal, acompanhando a evolução da relação RLExc/RMCon em atletas arremessadores e o desenvolvimento de sintomas seria necessário para o maior esclarecimento destas questões.

A relação funcional RMExc/RLCon, que representa a fase de armação do arremesso, não foi diferente entre os grupos, nas duas velocidades avaliadas. Apesar de representar a fase mais envolvida no desenvolvimento de sintomas de impacto (Heyworth & Williams, 2009), essa relação foi pouco explorada pelos estudos anteriores (Stickley et al., 2008; Yildiz et al. 2006). Yildiz et al. (2006) encontraram maior relação RMExc/RLCon no ombro dominante de atletas arremessadores comparado ao não-dominante. Outro estudo encontrou menor relação RMExc/RLCon em adolescentes jogadoras de voleibol com história de dor no ombro quando comparadas a jogadoras sem lesão (Stickley et al., 2008). Esses estudos demonstram a importância da força excêntrica dos rotadores mediais para controlar a rotação lateral do braço durante a fase de armação do arremesso (Escamilla & Andrews 2009; Yildiz et al., 2006), que parece estar alterada em atletas com história de lesão (Stickley et al., 2008), entretanto sem determinar se como causa ou consequência. Em nosso estudo não houve diferença entre os grupos, demonstrando que a relação RMexc/RLconc não foi alterada pelo treino de esportes de arremesso de nível competitivo universitário. Além disso, os atletas com sintomas de impacto que mantêm treinos regulares também não tiveram esse equilíbrio alterado apesar dos sintomas.

Este estudo apresenta algumas limitações inerentes à avaliação isocinética. A amplitude de movimento testada foi pequena se considerarmos a grande amplitude que envolve o gesto de arremesso. Entretanto, ela foi determinada para não gerar dor durante a excessiva rotação medial nos atletas sintomáticos, e limitada quanto à rotação lateral

considerando a amplitude de movimento normal de indivíduos não atletas (Kendall & McCreary 1983).

As velocidades utilizadas em avaliações isocinéticas são muito menores que a velocidade de arremesso. A proposta inicial deste estudo envolvia três velocidades de avaliação, 90°/s, 180°/s e 240°/s. Semelhante ao estudo de Alfredson, Pietila & Lorentzon (1998), que avaliou jogadoras a voleibol na mesma posição de ombro e cotovelo, a maioria dos participantes não foi capaz de atingir a maior velocidade. Essa dificuldade foi notada principalmente durante as avaliações excêntricas e, portanto, essa velocidade foi descartada da análise. No entanto, acreditamos que as velocidades analisadas foram suficientes para avaliar o que foi proposto, considerando que foi possível identificar a alteração na relação funcional dos atletas assintomáticos em ambas as velocidades.

Este estudo avaliou o equilíbrio muscular em atletas de vários esportes de arremesso e de nível universitário, população ainda pouco explorada. Além disso, o desenho experimental proposto teve como objetivo isolar os fatores que poderiam influenciar a alteração da relação funcional, ou seja, o treino de esportes de arremesso e os sintomas de impacto. Entretanto, para concluir se as alterações no ombro de arremessadores assintomáticos levarão ao desenvolvimento de sintomas ou se o fortalecimento dos rotadores laterais poderia prevenir o aparecimento de sintomas são necessários mais estudos.

CONCLUSÕES

Atletas arremessadores universitários apresentaram menor relação funcional $RLExc/RMCon$ comparados a indivíduos não atletas, devido à maior força de rotação medial concêntrica, que deve ser uma adaptação à prática esportiva, possivelmente relacionada ao desempenho do arremesso. Já a relação $RMExc/RLCon$ parece não ser influenciada pela prática de esportes de arremesso de nível competitivo universitário, nem pelos sintomas de impacto em atletas que mantêm atividade esportiva regular.

REFERÊNCIAS

Alfredson, H., Pietila, T., & Lorentzon, R. (1998) Concentric and eccentric shoulder and elbow muscle strength in female volleyball players and non-active females. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 8, 265-270.

Andrade, M. S., Fleury, A. M., Lira, C. A. B., Dubas, J. P., & Silva, A. C. (2010) Profile of isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of shoulder rotator muscles in elite female team handball players. *Journal of Sports Sciences*, 28, 743–749.

Bak, K., & Magnusson, P. (1997) Shoulder strength and range of motion in symptomatic and pain-free elite swimmers. *American Journal of Sports Medicine*, 25, 454-459.

Boyle, K. L., Witt, P., & Riegger-Krugh, C. (2003) Intrarater and interrater reliability of the beighton and horan joint mobility index. *Journal of Athletic Training*, 38, 281-285.

Cools, A. M., Cambier, D. C., & Witvrouw, E. E. (2008) Screening the athlete's shoulder for impingement symptoms: a clinical reasoning algorithm for early detection of shoulder pathology *British Journal of Sports Medicine*, 42, 628-635.

Dvir, Z. (1995) *Isokinetics: Testing, Interpretation, and Clinical Applications*. New York: Churchill Livingstone.

Escamilla, R. F., & Andrews, J. R. (2009) Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. *Sports Medicine*, 39, 569-590.

Hawkins, R. J., & Kennedy, J. C. (1980) Impingement syndrome in athletes. *American Journal of Sports Medicine*, 8, 151-158.

Hess, S.A., Richardson, C., Darnell, R., Friis, P., Lisle, D., & Myers, P. (2005) Timing of rotator cuff activation during shoulder external rotation in throwers with and without symptoms of pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 35, 812-820.

Heyworth, B. E., & Williams, R. J. (2009) Internal impingement of the shoulder. *American Journal of Sports Medicine*, 37, 1024-1037.

Jobe, F. W., & Moynes, D. R. (1982) Delineation of diagnostic criteria and a rehabilitation program for rotator cuff injuries. *American Journal of Sports Medicine*, 10, 336-339.

Kendall, F. P., & McCreary, E.K. (1983) *Muscle testing and function*. Baltimore: Williams & Wilkins.

Meister, K. (2000) Injuries to the shoulder in the throwing athlete - part one: Biomechanics/pathophysiology/classification of injury. *American Journal of Sports Medicine*, 28, 265-275.

Neer, C. S. (1972) Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 54A, 41-50.

Noffal, G. J. (2003) Isokinetic Eccentric-to-Concentric Strength Ratios of the Shoulder Rotator Muscles in Throwers and Nonthrowers. *American Journal of Sports Medicine*, 31, 537-541.

Saccol, M. F., Gracitelli, G. C., Silva, R. T., Laurino, C. F. S., Fleury, A. M., Andrade, M. S., & Silva, A. C. (2010) Shoulder functional ratio in elite junior tennis players. *Physical Therapy in Sport*, 11, 8-11.

Scoville, C. R., Arciero, R. A., Taylor, D. C., & Stoneman, P. D. (1997). End range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios: A new perspective in shoulder strength assessment. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25, 203–207.

Stickley, C. D., Hetzler, R. K., Freemyer, B. G., & Kimura, I. F. (2008) Isokinetic peak torque ratios and shoulder injury history in adolescent female volleyball athletes. *Journal of Athletic Training*, 43, 571–577.

Wang, H. K., & Cochrane, T. (2001) Mobility impairment, muscle imbalance, muscle weakness, scapular asymmetry and shoulder injury in elite volleyball athletes. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 41, 403-410.

Wilk, K. E., Obma, P., Simpson II, C. D., Cain, E. L., Dugas, J., & Andrews J. R. (2009) Shoulder Injuries in the Overhead Athlete. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39, 38-54.

Yildiz, Y., Aydin, T., Sekir, U., Kiralp, M. Z., Hazneci, B., & Kalyon, T. A. (2006) Shoulder terminal range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios in overhead athletes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 16, 174–180.

ESTUDO 2

DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA APLICADA AOS ROTADORES DO OMBRO - LIMITAÇÕES QUANTO À VELOCIDADE NAS AVALIAÇÕES EXCÊNTRICAS

RESUMO

A proposta deste estudo foi avaliar se arremessadores de nível competitivo universitário, com e sem dor no ombro, e sujeitos não treinados atingem a velocidade pré-determinada em avaliações isocinéticas de rotação medial e lateral do ombro; e avaliar a correlação entre torque e velocidade máximos quando a velocidade pré-determinada não é atingida. Para isso foram avaliados 69 sujeitos divididos em 3 grupos: atletas com dor no ombro, atletas assintomáticos e indivíduos não treinados. Os sujeitos foram avaliados na posição sentada, com o braço a 90° de abdução e 90° de flexão de cotovelo, numa amplitude de movimento entre rotação neutra e 90° de rotação lateral. Foram realizadas cinco contrações máximas de rotação lateral e medial concêntrica e excêntrica, nas velocidades de 90, 180 e 240°/s. Os dados foram analisados a partir de rotina programada em Matlab. Grande parte dos indivíduos não atingiu a fase isocinética nas avaliações excêntricas a 180°/s e 240°/s, principalmente na avaliação dos rotadores laterais. Foram encontradas altas correlações entre o pico de torque e a velocidade máxima dos testes excêntricos. Não houve diferença entre os grupos quanto à velocidade máxima nas tentativas em que a velocidade pré-determinada não foi atingida. Esses resultados questionam a utilização de testes excêntricos em velocidades maiores que 180°/s para avaliação isocinética dos rotadores laterais do ombro, em arremessadores de nível competitivo universitário, sintomáticos e assintomáticos, e sujeitos não treinados, nessa posição específica. Nesses casos, uma avaliação cuidadosa da velocidade a fim de determinar se a fase isocinética foi atingida é recomendada.

Palavras-chave: isocinético, ombro, atletas arremessadores, excêntrico

INTRODUÇÃO

A avaliação isocinética é uma ferramenta amplamente utilizada para avaliar o desempenho muscular do ombro de atletas arremessadores de diversos esportes, com e sem disfunções (Bak & Magnusson 1997; Noffal 2003; Saccol et al. 2010; Scoville et al. 1997; Stickley et al. 2008). Considerando que altas velocidades são atingidas durante o arremesso, as maiores velocidades disponíveis nos dinamômetros isocinéticos têm sido utilizadas para avaliar as rotações medial e lateral do ombro (Andrade et al. 2010; Carter et al. 2007; Noffal 2003).

A validade e confiabilidade mecânica das medidas de velocidade do dinamômetro isocinético Biodex System 3, no modo concêntrico, foram avaliadas por Drouin et al. (2004), que observaram, durante os testes na velocidade angular de 300°/s ou mais, que a velocidade pré-determinada não foi atingida. Os autores questionaram se foi aplicado um torque muito baixo ao longo de uma amplitude de movimento relativamente pequena para que a velocidade não tenha sido atingida (Drouin et al. 2004).

De fato, o uso de altas velocidades na avaliação do desempenho muscular, mesmo de atletas, parece ser questionável. Alfredson et al. (1998) não utilizaram velocidades maiores que 180°/s, no modo concêntrico, para avaliar jogadoras de voleibol e mulheres sedentárias, pois participantes de ambos os grupos não foram capazes de executar os testes. Na avaliação proposta, os autores utilizaram a posição de 90° de abdução do ombro e 90° de flexão do cotovelo no plano frontal (posição 90/90), que tem sido recomendada por se aproximar da posição de arremesso (Alfredson et al. 1998; Scoville et al. 1997).

Parece coerente que o torque utilizado para avaliação isocinética do desempenho muscular seja referente à fase isocinética do movimento avaliado. De acordo com Handel et

al. (1996), o torque gerado fora desta fase está sujeito a artefatos de aceleração e pode, portanto, não representar de forma confiável o desempenho muscular.

Nosso grupo tem avaliado atletas, com e sem sintomas dolorosos no ombro, por meio da dinamometria isocinética tendo como ênfase os movimentos de rotação medial e lateral desta articulação. Seguindo a recomendação de que altas velocidades devem ser utilizadas a fim de reproduzir o gesto esportivo, temos observado que a população avaliada tem dificuldade em atingir essas velocidades. Nesses casos, a análise dos dados de torque sem análise simultânea da velocidade pode levar à avaliação do torque produzido fora da fase isocinética, o que descaracterizaria o princípio da avaliação realizada.

Tendo em vista a importância de se considerar a fase isocinética na avaliação do desempenho muscular e a dificuldade que os indivíduos apresentam para atingir altas velocidades, a proposta deste estudo é analisar os dados referentes à avaliação isocinética sob o aspecto da velocidade. Sendo assim, tivemos como objetivos (1) avaliar se arremessadores de nível competitivo universitário, com e sem dor no ombro, e sujeitos não treinados atingem a velocidade pré-determinada em avaliações isocinéticas de rotação medial e lateral do ombro na posição 90/90; (2) avaliar a correlação entre torque e velocidade máximos nas tentativas em que a velocidade pré-determinada não foi atingida.

MÉTODOS

Participantes

Foram avaliados 51 atletas arremessadores (jogadores de handebol, beisebol, voleibol e pólo aquático), do sexo masculino, de nível competitivo universitário, divididos em dois grupos: grupo de atletas com dor no ombro (GAD; $n=21$; $21,6 \pm 2,1$ anos; 176 ± 8 cm; $77,5 \pm 11,7$ kg; $7,33 \pm 4,23$ anos de prática esportiva), e grupo de atletas assintomáticos (GAA; $n=30$; $21,7 \pm 2,7$ anos; 178 ± 9 cm; $76,2 \pm 11,9$ kg; $7,27 \pm 4,21$ anos de prática esportiva). Os atletas com dor no ombro apresentavam dor durante o arremesso, e dor em pelo menos dois dos seguintes testes: apreensão e recolocação (Cools et al.2008), Neer (Neer 1972), Hawkins (Hawkins & Kennedy 1980) e Jobe (Jobe & Moynes 1982). Foram avaliados também 18 indivíduos não treinados (GNT; $22,4 \pm 2,5$ anos; $1,75 \pm 6$ cm; $77,9 \pm 12,2$ kg), sem história prévia de lesão no pescoço ou ombro. Não foram incluídos no estudo sujeitos com frouxidão ligamentar generalizada, cirurgia prévia em pescoço ou ombro e doenças sistêmicas. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos e todos os sujeitos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido.

Avaliação isocinética

A avaliação isocinética foi realizada utilizando o dinamômetro isocinético Biodex Multi Joint System 3 (Biodex Medical System Inc., New York). Os dados foram coletados com frequência de aquisição de 100 Hz. A calibração do dinamômetro foi verificada antes de cada sessão de avaliação. Antes do início dos testes, os participantes realizavam movimentos ativo-livres do ombro para aquecimento.

Os participantes foram avaliados na posição sentada e estabilizados por meio dos cintos pélvico e diagonal de tronco. O braço dominante (definido como o braço utilizado para arremessar uma bola) foi posicionado a 90° de abdução do ombro e 90° de flexão do cotovelo. O olécrano foi alinhado ao eixo mecânico de rotação do equipamento. Essa posição de avaliação tem sido recomendada por se aproximar da posição de arremesso (Scoville et al. 1997). A correção da gravidade foi realizada com o braço relaxado a 90° de abdução e o ombro em rotação neutra.

O torque de rotação medial e lateral do ombro foi avaliado em uma amplitude de movimento de 90° , entre rotação neutra e 90° de rotação lateral, em três velocidades angulares: $90^\circ/s$, $180^\circ/s$ e $240^\circ/s$. Para familiarização com o equipamento, foram realizadas três repetições submáximas em cada velocidade e modo testados. Após 1 minuto de repouso, foram realizadas cinco repetições máximas recíprocas, durante as quais os participantes recebiam encorajamento verbal padronizado, para realizar o máximo de força em todas as contrações. Os testes no modo concêntrico foram realizados antes dos testes no modo excêntrico (Noffal, 2003), em ordem crescente de velocidade (Dvir, 1995). Foram dados 2 minutos de repouso entre as velocidades e modos de teste.

Processamento dos dados

Os dados registrados pelo dinamômetro isocinético foram exportados e processados a partir de uma rotina programada em ambiente MatLab[®] (versão 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, USA). Para isso foram utilizados os dados referentes à velocidade, torque e eixo temporal. Inicialmente verificou-se, para cada tentativa, se foi atingida a velocidade pré-determinada. Para tal, foi considerada a velocidade pré-determinada do teste e um erro de medida de 2%, de acordo com o manual do equipamento.

Quando a velocidade foi atingida, a tentativa foi considerada válida e a fase isocinética, que consiste no período de manutenção da velocidade do teste, foi identificada. Para as seguintes análises foram utilizados os valores de velocidade máxima e pico de torque da melhor tentativa de cada participante. Para os participantes que atingiram a velocidade pré-determinada, foi considerada a melhor tentativa aquela na qual a fase isocinética teve a maior duração. Para os participantes que não atingiram a velocidade pré-determinada em nenhuma das cinco repetições, foi considerada a melhor tentativa aquela em que foi atingida a maior velocidade angular.

Análise estatística

A análise estatística foi realizada no programa *SigmaPlot for Windows* (versão 11.0, Systat Software Inc.). A normalidade dos dados foi avaliada a partir do teste de Shapiro-Wilk e, uma vez que não houve distribuição normal, foram utilizados testes não-paramétricos. O teste de Kruskal-Wallis foi utilizado para comparar os grupos quanto à velocidade máxima atingida nas repetições em que não foi alcançada a velocidade pré-determinada. Para verificar a existência de associação entre a velocidade máxima atingida e o pico de torque nas avaliações excêntricas, foi utilizado o teste de correlação de Spearman. O teste Qui-quadrado foi utilizado para comparar os grupos quanto ao número de sujeitos que atingiu ou não a velocidade do teste, quando o pressuposto para aplicação do teste foi atingido. Foi estabelecido um nível de significância de 5% para todas as análises ($\alpha \leq 0,05$).

RESULTADOS

Todos os participantes atingiram a velocidade pré-determinada nas cinco tentativas dos testes concêntricos, em todas as velocidades avaliadas, e do teste excêntrico a 90°/s (Figura 1). Nas avaliações excêntricas a 180°/s e 240°/s, entretanto, grande parte dos indivíduos, dos três grupos, foi ineficiente em atingir a fase isocinética, principalmente durante a avaliação dos rotadores laterais (Figura 1C).

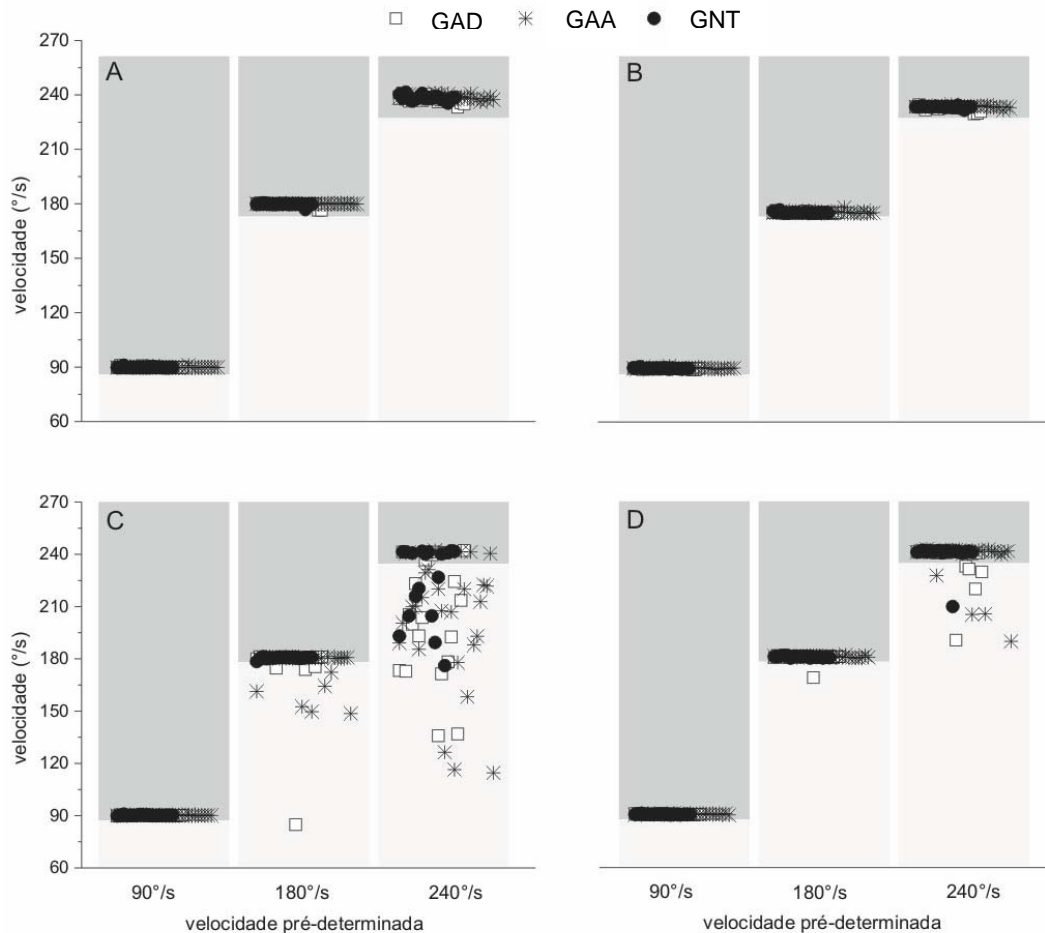


Figura 1. Velocidade máxima atingida pelos sujeitos dos grupos de atletas com dor (GAD), atletas assintomáticos (GAA) e sujeitos não treinados (GNT) em sua melhor tentativa para cada uma das velocidades testadas (90, 180 e 240°/s) da rotação lateral concêntrica (A) e excêntrica (C) e rotação medial concêntrica (B) e excêntrica (D).

Na avaliação excêntrica dos rotadores mediais, a 180°/s, 4,8% dos participantes do GAD não atingiram a velocidade pré-determinada em nenhuma das tentativas, e a 240°/s, 23,8% do GAD, 13,3% do GAA e 5,6% do GNT. Na avaliação excêntrica dos rotadores laterais, a 180°/s, 19% do GAD e 20% do GAA não atingiram a velocidade pré-determinada em nenhuma das tentativas, enquanto a 240°/s, foram 66,7% do GAD, 73,3% do GAA, e 44,4% do GNT. Para esta última condição o número de sujeitos que atingiu ou não a velocidade pré-determinada do teste foi comparado entre os grupos. O resultado do teste Qui-quadrado não apontou diferença entre eles ($P>0,05$).

Estes dados referem-se aos indivíduos que não atingiram a velocidade pré-determinada do teste em nenhuma das cinco tentativas realizadas. Se avaliarmos o desempenho daqueles sujeitos que atingiram a velocidade pré-determinada, podemos observar que grande parte não atingiu a fase isocinética em todas as tentativas (Figura 2). Mais uma vez, a maior dificuldade foi observada no teste excêntrico dos rotadores laterais, na velocidade de 240°/s.

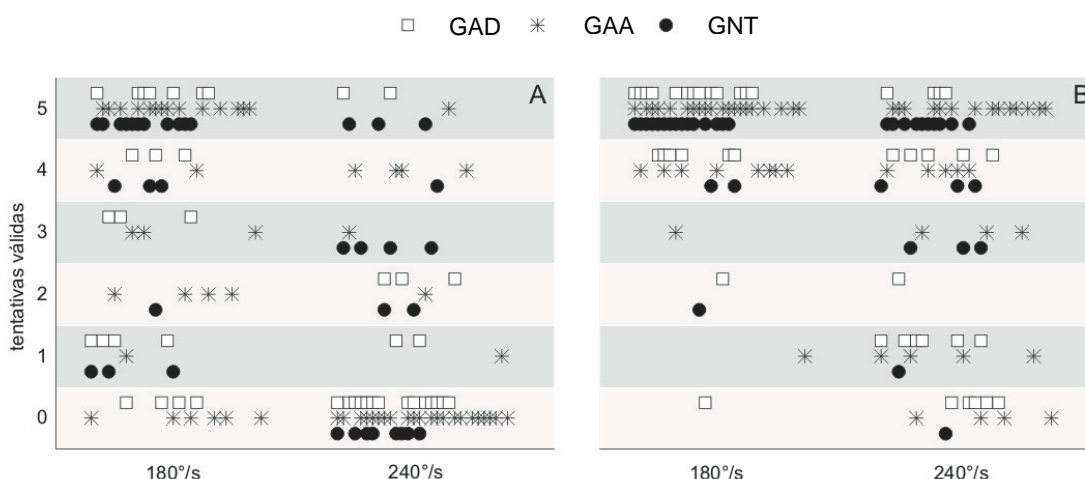


Figura 2. Número de tentativas válidas realizadas pelos sujeitos dos grupos de atletas com dor (GAD), atletas assintomáticos (GAA) e sujeitos não treinados (GNT) nos testes excêntricos de rotação lateral (A) e medial (B) realizados a 180 e 240°/s.

Não houve diferença entre os grupos quanto à máxima velocidade atingida durante as tentativas em que não foi atingida a fase isocinética (Tabela 1).

Tabela 1. Velocidade máxima atingida durante as repetições em que não foi atingida a fase isocinética, nos testes excêntricos a 180°/s e 240°/s, realizados pelos grupos de atletas com dor (GAD), atletas assintomáticos (GAA) e sujeitos não treinados (GNT).

	GAD	GAA	GNT	P valor
RM 180°/s	136,8 (16,7-173,5)	149,0 (85,1-175,5)	166,7 (166,3-171,0)	0,23
RL 180°/s	155,7 (42,6-169,7)	142,7 (98,4-172,5)	168,7 (100,6-174,2)	0,17
RM 240°/s	197,3 (114,7-232,9)	196,7 (109,5-233,6)	214,1 (163,4-231,0)	0,67
RL 240°/s	181,2 (101,4-218,6)	184,7 (95,5-234,8)	199 (141,6-232,9)	0,13

Dados são apresentados como mediana (mínimo – máximo)

RM = Rotação Medial

RL = Rotação Lateral

Foram encontradas correlações moderadas e altas (Domholdt, 2000) entre o pico de torque e a máxima velocidade atingida nos testes excêntricos. As correlações são apresentadas na Tabela 2.

Tabela 2. Coeficiente de correlação de Spearman entre o pico de torque e a velocidade máxima atingida em cada condição excêntrica avaliada.

Velocidade	Rotação Medial	Rotação Lateral
90°/s	0,628*	0,682*
180°/s	0,709*	0,773*
240°/s	0,816*	0,855*

* Correlação significativa; $P < 0,001$

DISCUSSÃO

Os resultados deste estudo demonstraram a dificuldade de participantes de todos os grupos avaliados em atingir altas velocidades durante os testes excêntricos. Este comportamento não foi observado no teste concêntrico, em todas as velocidades avaliadas, e no teste excêntrico realizado na velocidade de 90°/s. A maioria dos sujeitos não atingiu a velocidade de 240°/s no teste excêntrico dos rotadores laterais. Se considerarmos o número de tentativas válidas, o desempenho foi ainda pior. Apenas 6 sujeitos, de um total de 69, atingiram 240°/s nas cinco repetições do teste excêntrico dos rotadores laterais. As altas correlações encontradas entre o pico de torque e a máxima velocidade atingida demonstraram que a ineficiência em atingir a velocidade pré-determinada pode estar relacionada à dificuldade dos participantes em gerar torque.

Nossos resultados diferem de estudos que utilizaram a velocidade de 300°/s (Andrade et al. 2010; Carter et al. 2007; Noffal 2003). Estas diferenças podem estar relacionadas à posição dos sujeitos durante o teste (sentado *versus* supino), bem como à amplitude de movimento avaliada (90° *versus* 120/150°).

Na posição sentada, a estabilização escapular depende mais da ação muscular se comparada à posição supina. Nesta última, o peso corporal contribui para estabilização da escápula, resultando em uma base estável para ação dos músculos rotadores do úmero. Esta base estável poderia favorecer a relação comprimento-tensão destes músculos, particularmente dos rotadores laterais, já que todos possuem fixação escapular. Isto poderia explicar, parcialmente, a maior dificuldade dos sujeitos avaliados atingirem altas velocidades no teste excêntrico dos rotadores laterais na posição sentada. A menor dificuldade observada no teste excêntrico dos rotadores mediais pode estar relacionada à ação de músculos que não apresentam fixação escapular, como o grande dorsal e peitoral maior. Enquanto os rotadores

laterais dependeriam da estabilização da escápula para melhor desempenho, os rotadores mediais não dependem totalmente deste fator. Assim, na posição sentada o bom desempenho dos rotadores laterais estaria associado à atuação eficiente do serrátil anterior (Phadke et al. 2009) para estabilização escapular, o que pode ter ocorrido nos sujeitos que atingiram a velocidade pré-determinada.

Contrastando os resultados deste estudo com relatos da literatura pode parecer vantajoso o uso da posição supina na avaliação isocinética dos rotadores mediais e laterais do úmero. No entanto, a posição supina pode ser tida como menos funcional, particularmente se considerarmos o gesto de arremesso. Os aspectos relacionados ao posicionamento dos sujeitos para avaliação isocinética dos músculos rotadores do úmero devem ser melhor investigados.

Outro fator que pode ter contribuído para o pior desempenho excêntrico dos rotadores laterais é posicionamento do braço. Uma vez que o úmero parte da amplitude final de rotação lateral, pode haver déficit na ação dos músculos rotadores laterais que se encontram encurtados, desfavorecendo a relação comprimento/tensão. Desta forma, haveria menor capacidade destes músculos gerarem torque e, conseqüentemente, maiores velocidades.

A amplitude de movimento utilizada no teste dos rotadores do úmero também pode interferir na velocidade máxima atingida. Os estudos desenvolvidos por Noffal (2003), Carter et al. (2007) e Andrade et al. (2010) utilizaram amplitudes de 120 e 150°, enquanto o arco de movimento deste estudo foi de 90°, para evitar o desencadeamento de sintomas nos atletas com dor em maiores amplitudes de rotação medial. Poderíamos sugerir que se houvesse maior amplitude de movimento para desenvolver torque, os sujeitos avaliados poderiam atingir com maior facilidade a velocidade de 240°/s. No entanto, considerando que todos os participantes atingiram a velocidade pré-determinada nos testes concêntricos, e na maioria das repetições nas avaliações excêntricas dos rotadores mediais, parece que a amplitude de movimento não

foi um fator determinante para os resultados encontrados. Desta forma, a hipótese de que a posição do sujeito interfere no desempenho dos sujeitos pode ser reforçada.

Ao contrário do que poderia ser esperado, os três grupos avaliados apresentaram a mesma dificuldade para atingir as maiores velocidades no teste excêntrico. Todos os atletas, com dor no ombro e assintomáticos, treinavam esportes de arremesso há uma média de sete anos. Sabe-se que os músculos rotadores laterais do ombro agem excêntrica para desacelerar o braço no final do arremesso, que ocorre em altas velocidades (Escamilla e Andrews 2009). Por isso, seria esperado que os atletas apresentassem melhor desempenho para atingir maiores velocidades que os indivíduos não treinados. Entretanto, a literatura aponta que atletas arremessadores apresentam, como adaptação ao treinamento, aumento na força concêntrica dos rotadores mediais sem ganho concomitante de força na ação excêntrica dos rotadores laterais (Noffal 2003). Sugere-se que esta adaptação possa contribuir para o melhor desempenho no arremesso (Noffal 2003). Além disso, as altas velocidades atingidas durante o arremesso são uma soma de numerosos movimentos articulares e forças musculares (Ellenbecker e Davies 2000), dificilmente reproduzidas quando se avalia um movimento isolado.

A dificuldade que sujeitos treinados e não treinados apresentam em atingir velocidades superiores a $180^\circ/s$ nos testes excêntricos, particularmente na rotação lateral, apontam para a necessidade do uso cuidadoso deste tipo de avaliação. Considerando que o torque analisado deve ser sempre referente à fase isocinética do movimento, é altamente recomendado que os dados de velocidade resultantes deste tipo de avaliação sejam sempre analisados simultaneamente à análise do torque. Este procedimento irá garantir que o pico de torque considerado tenha sido gerado na fase isocinética, ou seja, na velocidade pré-determinada do teste.

Os resultados apontam para a necessidade de novos estudos que investiguem os aspectos metodológicos dos testes isocinéticos realizados em altas velocidades. Novos estudos devem ser realizados para que haja melhor entendimento do efeito da posição, amplitude de movimento do teste e número de repetições válidas realizadas. Este entendimento irá contribuir para o delineamento de procedimentos que de fato conduzam à avaliação do pico de torque isocinético.

CONCLUSÕES

A avaliação do torque excêntrico de rotação do ombro em altas velocidades, na posição 90/90, em atletas arremessadores de nível universitário, com ou sem dor no ombro, e sujeitos sedentários é questionável, principalmente para os rotadores laterais. As altas correlações encontradas entre o pico de torque e a máxima velocidade atingida demonstram que esse problema parece estar relacionado à dificuldade em gerar torque com os rotadores laterais, nessa posição específica.

REFERÊNCIAS

Alfredson H, Pietilä T, Lorentzon R (1998) Concentric and eccentric shoulder and elbow muscle strength in female volleyball players and non-active females. *Scand J Med Sci Sports* 8: 265-270

Andrade MS, Fleury AM, Lira CAB, Dubas JP, Silva AC (2010) Profile of isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of shoulder rotator muscles in elite female team handball players. *J Sports Sci* 28:743–749

Bak K, Magnusson P (1997) Shoulder strength and range of motion in symptomatic and pain-free elite swimmers. *Am J Sports Med* 25: 454-459

Carter AB, Kaminski TW, Douex Jr AT, Knight CA, Richards JG (2007) Effects of high volume upper extremity plyometric training on throwing velocity and functional strength ratios of the shoulder rotators in collegiate baseball players. *J Strength Cond Res* 21:208-215

Cools AM, Cambier DC, Witvrouw EE (2008) Screening the athlete's shoulder for impingement symptoms: a clinical reasoning algorithm for early detection of shoulder pathology. *Br J Sports Med* 42:628-635

Domholdt E (2000) *Physical therapy research – principles and applications*. W.B. Saunders Company, Philadelphia

Drouin JM, Valovich-mcLeod TC, Shultz SJ, Gansneder BM, Perrin DH (2004) Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Eur J Appl Physiol* 91: 22–29

Dvir Z (1995) *Isokinetics: testing, interpretation, and clinical applications*. Churchill Livingstone, New York

Ellenbecker TS, Davies GJ (2000) The application of isokinetics in testing and rehabilitation of the shoulder complex. *J Athl Train* 35:338-350

Escamilla RF, Andrews JR (2009) Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. *Sports Med* 39:569-590

Handel M, Dickhuth HH, Mayer F, Gulch RW (1996) Prerequisites and limitations to isokinetic measurements in humans: Investigations on a servomotor-controlled dynamometer. *Eur J Appl Physiol* 73:225–230

Hawkins RJ, Kennedy JC (1980) Impingement syndrome in athletes. *Am J Sports Med* 8:151-158

Jobe FW, Moynes DR (1982) Delineation of diagnostic criteria and a rehabilitation program for rotator cuff injuries. *Am J Sports Med* 10:336-339

Neer CS (1972) Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report. *J Bone Joint Surg* 54:41-50

Noffal GJ (2003) Isokinetic Eccentric-to-Concentric Strength Ratios of the Shoulder Rotator Muscles in Throwers and Nonthrowers. *Am J Sports Med* 31:537-41

Phadke V, Camargo PR, Ludewig PM (2009) Scapular and rotator cuff muscle function during arm elevation: A review of normal function and alterations with shoulder impingement. *Rev Bras Fisioter* 13:1-9

Saccol MF, Gracitelli GC, Silva RT, Laurino CFS, Fleury AM, Andrade M, Silva AC (2010) Shoulder functional ratio in elite junior tennis players. *Phys Ther Sport* 11:8-11

Scoville CR, Arciero RA, Taylor DC, Stoneman PD (1997) End range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios: A new perspective in shoulder strength assessment. *J Orthop Sports Phys Ther* 25:203–207

Stickley CD, Hetzler RK, Freemyer BG, Kimura IF (2008) Isokinetic peak torque ratios and shoulder injury history in adolescent female volleyball athletes. *J Athl Train* 43:571–577

APÊNDICE I

FLUTUAÇÃO DO TORQUE ISOMÉTRICO SUBMÁXIMO DE ROTAÇÃO MEDIAL E LATERAL DO OMBRO EM ATLETAS ARREMESSADORES COM E SEM SINTOMAS DE IMPACTO

Estudo apresentado no exame de qualificação do mestrado e submetido ao periódico
European Journal of Applied Physiology

RESUMO

O objetivo deste estudo foi investigar se há alterações na flutuação do torque submáximo de rotação medial (RM) e lateral (RL) do ombro em atletas arremessadores com e sem sintomas de impacto. Foram avaliados 3 grupos de sujeitos: Grupo de Atletas com Sintomas de Impacto (GAI; n=21), Grupo de Atletas Assintomáticos (GAA; n=25) e Grupo Controle (GC; n=21). Os sujeitos realizaram 3 contrações isométricas máximas, de 5 segundos de duração, com o braço a 90° de abdução e 90° de RL, para determinar o pico de torque em cada rotação. Para avaliar da flutuação do torque foram realizadas 3 contrações submáximas (35% do pico de torque), de 10 segundos cada, das quais foram calculados o desvio-padrão do torque, o coeficiente de variação e o tempo para atingir a estabilidade. O desvio-padrão do torque de RM foi maior no GAA quando comparado ao GC ($p < 0,01$), mas não houve diferença entre o GAI e os outros grupos. Não houve diferença entre os grupos quanto às outras variáveis estudadas, em ambas as rotações. Podemos concluir que a flutuação do torque de RL não foi alterada pelo treino de arremesso ou sintomas de impacto. Durante a RM, a flutuação do torque submáximo foi maior nos atletas assintomáticos comparados aos sujeitos não treinados, mas não houve diferença quanto aos atletas com sintomas de impacto, possivelmente devido a mecanismos compensatórios.

Palavras-chave: manguito rotador, impacto, atleta arremessador, controle sensório-motor

INTRODUÇÃO

O arremesso é um movimento realizado em altas velocidades, que requer do atleta flexibilidade, força muscular, coordenação e adequado controle neuromuscular, gerando adaptações no complexo articular do ombro (Wilk et al. 2009). Tais adaptações podem ser importantes para o adequado desempenho esportivo, entretanto, predisõem essa população a disfunções no complexo do ombro, dentre elas, os sintomas de impacto (Borsa et al. 2008, Heyworth & Williams 2009).

Estudos prévios encontraram déficits proprioceptivos (cinestesia e senso de posição articular) no ombro dominante de atletas arremessadores assintomáticos (Allegrucci et al. 1995; Dover et al. 2003), assim como em atletas de arremesso com história recente de dor (Safran et al. 2001). Considerando que existem alterações na informação aferente é esperado que ocorram alterações na resposta motora. O controle sensório-motor pode ser avaliado de forma integrada utilizando o teste de manutenção de torque submáximo (*torque steadiness*), no qual se avalia a flutuação do torque (Enoka et al. 2003; Bandholm et al. 2008A). Estudos têm mostrado que a capacidade de manutenção de força submáxima está alterada em diversas condições como na senescência, osteoartrite de joelho e na fadiga muscular (Tracy & Enoka 2002; Hortobágyi et al. 2004; Contessa et al. 2009).

Visto que o ombro de atletas arremessadores, apresenta déficits proprioceptivos (Allegrucci et al. 1995; Safran et al. 2001; Dover et al. 2003), a hipótese deste estudo foi que o controle sensório-motor do ombro está alterado em atletas com sintomas de impacto e assintomáticos. Considerando que os principais responsáveis pela estabilidade dinâmica do ombro são os músculos do manguito rotador (Terry & Chopp 2000), o objetivo deste estudo foi avaliar o controle sensório-motor, por meio da flutuação do torque isométrico submáximo de rotação medial (RM) e lateral (RL) do ombro, em atletas arremessadores com e sem

sintomas de impacto e comparar a sujeitos que não praticam esportes com os membros superiores.

MÉTODOS

Sujeitos

Foram avaliados três grupos de sujeitos do sexo masculino: Grupo de Atletas com Sintomas de Impacto (GAI; n=21), composto por 11 jogadores de beisebol, 6 de handebol e 4 de voleibol; Grupo de Atletas Assintomáticos (GAA; n=25), com 10 jogadores de beisebol, 11 de handebol e 4 de voleibol; e Grupo Controle (GC) composto por 21 sujeitos saudáveis, sem história de lesão no complexo do ombro e pescoço, e não envolvidos em atividades esportivas ou laborais com os membros superiores,.

Os atletas eram incluídos no GAI quando apresentavam queixa de dor na região póstero-superior do ombro durante as fases de armação tardia e/ou aceleração do arremesso (Meister 2000). Além disso, deveriam apresentar dor durante o teste de apreensão e alívio da dor durante o teste de recolocação (Cools et al. 2008), ou um dos testes descritos acima positivo, associado a um dos seguintes testes: Neer (Neer 1972), Hawkins (Hawkins and Kennedy 1980) ou Jobe (Jobe & Moynes 1982). Todos os atletas (GAI e GAA) deveriam estar envolvidos em treinos esportivos regulares (média de 3 vezes por semana).

Não foram incluídos no estudo indivíduos com frouxidão ligamentar generalizada segundo o critério de Beighton & Horan (Boyle et al. 2003), doença neurológica ou sistêmica, luxação do ombro, cirurgia prévia em pescoço ou ombro, e que tivessem realizado fisioterapia no último ano antes da avaliação. As características dos grupos avaliados estão apresentadas na tabela 1.

Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (parecer nº 339/2009). Todos os participantes foram esclarecidos sobre os objetivos do estudo, os procedimentos e protocolo de avaliação e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido.

Tabela 1: Dados antropométricos e demográficos dos grupos avaliados.

	Atletas com Sintomas de Impacto (n=21)	Atletas Assintomáticos (n=25)	Grupo Controle (n=21)
Idade (anos)	22,14 ± 2,26	21,04 ± 2,05	22,24 ± 2,41
Altura (cm)	177 ± 8	176 ± 9	176 ± 6
Massa corporal (kg)	73,16 ± 12,17	72,72 ± 11,34	78,63 ± 11,80
Tempo de prática do esporte (anos)	7,40 ± 4,14	7,26 ± 3,97	-
Tempo de sintomas (meses)	38,97 ± 34,41	-	-

Dados são médias ± desvio-padrão

Avaliação do pico de torque isométrico e da flutuação do torque submáximo

O pico de torque isométrico e a flutuação do torque submáximo foram avaliados durante a RM e a RL do ombro utilizando o dinamômetro isocinético Biodex Multi Joint System 3 (Biodex Medical System Inc., New York). Os sujeitos foram avaliados na posição sentada e foram utilizados os cintos pélvico e diagonal para estabilização do tronco. O braço dominante (definido como o braço utilizado para arremessar uma bola) foi posicionado a 90° de abdução, 90° de RL do ombro e o 90° de flexão de cotovelo. O olécrano foi alinhado ao eixo mecânico de rotação do dinamômetro. As avaliações de torque máximo e submáximo em ambas as rotações do ombro foram realizadas na mesma posição. A ordem de avaliação das rotações foi aleatória (sorteio).

Foram realizadas três contrações isométricas voluntárias máximas durante 5 segundos cada, com 1 minuto de repouso entre as repetições, para determinar o pico de torque em cada

movimento. Durante as contrações máximas, os sujeitos receberam encorajamento verbal padronizado, para realizar o máximo de força em todas as contrações.

Para o teste de manutenção de torque submáximo, o torque-alvo foi determinado como 35% do pico de torque (Bandholm et al. 2006; Camargo et al. 2009) e os sujeitos receberam estímulo visual. O torque-alvo foi exibido no monitor do computador como uma linha horizontal. Os sujeitos foram orientados a manter a linha do torque produzido por eles sobre a linha do torque-alvo com a menor oscilação possível, durante 10 segundos. Foram realizadas 3 contrações submáximas com 1 minuto de repouso entre elas.

Análise dos dados

Os dados do dinamômetro isocinético foram coletados com frequência de aquisição de 100 Hz e analisados a partir de uma rotina programada no software MatLab[®] (versão 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, USA). As variáveis que expressam a amplitude de flutuação do torque submáximo utilizadas foram desvio-padrão (DP) e coeficiente de variação ($CV = DP/média \text{ de torque}$), calculados em uma janela de oito segundos. O DP do torque é uma medida absoluta da amplitude de flutuação do torque, já o CV é utilizado como uma medida da flutuação relativa, e é expresso como uma porcentagem da média de torque produzido. Os dois primeiros segundos de contração foram excluídos para evitar a fase de ajuste inicial (Camargo et al. 2009).

Foi analisado também o tempo para atingir a estabilidade durante as contrações submáximas, definido como o tempo do início da contração muscular até ser atingido um padrão de estabilidade. Para o cálculo desta variável, foi aplicado um método de janelamento que apresenta alta confiabilidade, com coeficientes de correlação intraclasse de 0,98 e 0,95 intra e inter-examinadores, respectivamente (Camargo et al, 2009)

Análise estatística

A análise estatística foi realizada utilizando o programa estatístico SigmaPlot for Windows (versão 11.0, Systat Software Inc.). O teste de Shapiro-Wilk foi aplicado para verificar a distribuição dos dados. Apenas o DP no teste de RM apresentou distribuição normal, portanto foi utilizado teste de Kruskal-Wallis para comparação de todas as variáveis entre os grupos, associado ao teste de Mann-Whitney para comparações múltiplas. Utilizou-se nível de significância de 5% ($\alpha \leq 0,05$) e correção de Bonferroni para comparações múltiplas, estabelecendo $\alpha \leq 0,017$.

RESULTADOS

A tabela 2 apresenta os resultados de pico de torque, DP, CV e tempo para atingir a estabilidade dos grupos avaliados.

Não houve diferença significativa entre os grupos em relação ao pico de torque isométrico de RM ($p=0,12$) e RL ($p=0,60$). Quanto às variáveis que expressam a flutuação do torque, em RL não foram encontradas diferenças entre os grupos para o CV ($p=0,42$) e o DP ($p=0,37$).

Para a RM, não houve diferença entre os grupos quanto ao CV ($p=0,28$). Entretanto, o DP foi maior para o GAA em relação ao GC ($p<0,01$), mas não houve diferença do GAI em relação ao GAA ($p=0,40$) e ao GC ($p=0,14$). Não foram encontradas diferenças entre os grupos estudados quanto ao tempo para atingir a estabilidade durante os testes em RM ($p=0,37$) e RL ($p=0,668$).

Tabela 2: Resultados das avaliações de torque máximo e flutuação do torque isométrico submáximo de rotação medial e lateral do ombro.

	Atletas com Sintomas de Impacto (n=21)	Atletas Assintomáticos (n=25)	Grupo Controle (n=21)
Pico de torque (Nm)			
<i>Rotação lateral</i>	27,52 ± 7,74	28 ± 5,66	27,38 ± 6,67
<i>Rotação medial</i>	37,43 ± 16,03	42 ± 14,91	36,24 ± 11,80
Desvio-padrão (Nm)			
<i>Rotação lateral</i>	0,41 ± 0,16	0,37 ± 0,14	0,36 ± 0,11
<i>Rotação medial</i>	0,53 ± 0,18	0,58 ± 0,18*	0,45 ± 0,10
Coefficiente de variação (%)			
<i>Rotação lateral</i>	4,60 ± 2,31	3,92 ± 1,33	3,88 ± 1,08
<i>Rotação medial</i>	4,48 ± 1,64	4,10 ± 0,72	3,78 ± 0,85
Tempo de estabilidade (s)			
<i>Rotação lateral</i>	2,31 ± 0,89	2,51 ± 0,72	2,40 ± 0,77
<i>Rotação medial</i>	2,49 ± 0,79	2,92 ± 1,04	2,70 ± 0,85

Dados são médias ± desvio-padrão

* Diferença significativa em relação ao GC, $p < 0,01$

DISCUSSÃO

Este estudo identificou um maior DP do torque submáximo no movimento de RM para os arremessadores assintomáticos em relação ao GC, enquanto o grupo de atletas com sintomas de impacto não apresentou diferença estatística comparado aos outros grupos. A

maior flutuação do torque de RM nos atletas arremessadores pode representar uma adaptação devido à alta ativação desses músculos durante o arremesso (Escamilla & Andrews 2009).

Os músculos rotadores mediais do ombro são muito ativos durante a fase de armação tardia do arremesso, para controlar a RL máxima, e, principalmente, durante a fase de aceleração, a fim de lançar a bola em grandes velocidades (Rokito et al. 1998; Escamilla & Andrews 2009). Esses músculos devem apresentar adaptações neuromusculares ao treino do arremesso, dentre elas o aumento da sincronização de unidades motoras, que parece aumentar a flutuação da força, sem aumentar a média de força produzida (Yao et al. 2000). A sincronização de unidades motoras pode interferir na flutuação da força, entretanto ainda não está claro o quanto pode influenciar na precisão da produção de força (Semmler 2002), nem o quanto ela prediz a flutuação do torque (Semmler & Nordstrom 1998).

Os atletas com sintomas de impacto apresentaram flutuação do torque intermediária aos outros grupos, sem diferença estatística. Esses resultados poderiam estar relacionados a alterações no músculo subescapular. Hess et al. (2005) observaram que a pré-ativação do subescapular ocorre durante o movimento de RL em atletas arremessadores assintomáticos, provavelmente devido a um mecanismo de proteção articular, que se apresenta alterado em arremessadores com dor no ombro, entretanto não se sabe se como causa ou consequência da lesão (Hess et al. 2005). Além disso, a diminuição da força do subescapular aumenta a amplitude de RL máxima e a pressão de contato na região glenoumeral póstero-superior, mecanismos que aumentam o impacto interno (Mihata et al. 2009). Sendo assim, podemos sugerir que o fato de o GAI não apresentar diferença em relação aos outros grupos pode ser um mecanismo compensatório, para aumentar a estabilidade articular, visto que todos os atletas desse grupo treinavam com a mesma frequência do GAA, apesar dos sintomas de impacto. Entretanto, não sabemos se a menor flutuação do torque pode alterar o desempenho

esportivo e também se podemos atribuir essa alteração exclusivamente ao subescapular, uma vez que todos os rotadores mediais foram testados em conjunto.

Seria esperado haver essa diferença também na RL, pela importância dos músculos rotadores laterais na estabilização da articulação glenoumeral (Terry & Chopp 2000) e na desaceleração do braço no final do arremesso (Escamilla & Wilk 2009), além dos tendões do supraespinal e do infraespinal serem os mais acometidos pelo impacto pósterio-superior (Heyworth & Williams 2009). No entanto, não foi identificada diferença entre os grupos com relação ao pico de torque e a flutuação do torque submáximo de RL. Mattiello-Rosa et al. (2008) também encontraram alterações neuromusculares, como o menor tempo para atingir o pico de torque em contrações concêntricas, apenas na RM de sujeitos com síndrome do impacto. Talvez os testes concêntrico e isométrico não sejam os mais adequados para detectar a disfunção dos músculos rotadores laterais, uma vez que sua principal função é excêntrica. Uma avaliação excêntrica dos músculos rotadores laterais poderia ser mais sensível e funcional.

É importante se avaliar o torque submáximo do ombro, uma vez que a estabilidade articular não depende do torque gerado, mas sim do adequado equilíbrio dos músculos utilizados (Yildiz et al. 2006). A análise do pico de torque não revelou diferença entre os grupos avaliados e a literatura ainda é controversa quanto às alterações na força máxima dos músculos rotadores do ombro em sujeitos com sintomas de impacto. Alguns estudos encontraram déficit do torque máximo de rotação (Leroux et al. 1994; MacDermid et al. 2004), enquanto outros não encontraram alterações importantes (Tyler et al. 2005; Erol et al. 2008; Moraes et al. 2008), reforçando a necessidade de se avaliar não apenas a força máxima, mas também comportamento da força submáxima.

O objetivo de nosso estudo foi identificar as possíveis alterações existentes em atletas com sintomas de impacto e assintomáticos comparados a sujeitos não atletas. Entretanto, não

foi encontrada diferença significativa do GAI em relação aos outros grupos em nenhuma das variáveis estudadas. Sabe-se que dor é um fator que pode acarretar alterações no desempenho motor, gerando o aumento da flutuação da força, como demonstrado em um modelo de dor experimental (Bandholm et al. 2008B). Os sujeitos do GAI não relataram dor durante os testes de torque submáximo e devemos destacar a importância de avaliações livres de dor, pois o aumento dos sinais aferentes enviados pelos receptores de dor pode diminuir a aferência proprioceptiva e, conseqüentemente, o controle sensório-motor (Myers et al. 2006).

Outros estudos avaliaram a flutuação do torque do ombro em sujeitos com síndrome do impacto durante a abdução (Bandholm et al. 2006; Camargo et al. 2009) e RM e RL do ombro (Zanca et al. 2010), mas não encontraram alterações quando comparados a sujeitos sem história de lesão no ombro. As populações avaliadas nos estudos citados não eram de atletas, mas mantinham atividades físicas regulares com os membros superiores (Bandholm et al. 2006; Camargo et al. 2009) ou trabalhavam realizando movimentos repetitivos com os membros superiores (Zanca et al. 2010). Os autores sugerem que os efeitos excitatórios gerados pela atividade física podem ter compensado os efeitos inibitórios causados pela dor crônica. Os atletas do GAI apresentavam um tempo médio de dor de 39 meses, mas continuavam treinando seus esportes regularmente, portanto essa hipótese também pode explicar o fato de não encontrarmos alterações significativas nesse grupo.

CONCLUSÃO

A flutuação do torque isométrico submáximo de RL do ombro não se apresentou alterada pelo treino de arremesso nem pelos sintomas de impacto. Durante a RM, a flutuação do torque submáximo foi maior em atletas arremessadores assintomáticos comparados a

sujeitos não treinados, mas não houve diferença quanto aos atletas com sintomas de impacto, possivelmente devido a mecanismos compensatórios.

REFERÊNCIAS

Allegrucci M, Whitney SL, Lephart SM, Irrgang J, Fu FH (1995) Shoulder Kinesthesia in Healthy Unilateral Athletes Participating in Upper Extremity Sports. *J Orthop Sports Phys Ther* 2:220-225.

Bandholm T, Rasmussen L, Aagaard P, Jensen BR, Diederichsen L (2006) Force steadiness, muscle activity, and maximal muscle strength in subjects with subacromial impingement syndrome. *Muscle & Nerve* 34:631–639.

Bandholm T, Rose, MH, Sonne-Holm S, Jensen, BR (2008A) Assessment of torque-steadiness reliability at the ankle level in healthy young subjects: implications for cerebral palsy. *Eur J Appl Physiol* 104:609-615.

Bandholm T, Rasmussen L, Aagaard P, Diederichsen L, Jensen BR (2008B) Effects of experimental muscle pain on shoulder-abduction force steadiness and muscle activity in healthy subjects. *Eur J Appl Physiol* 102:643-50.

Borsa PA, Laudner KG, Sauers EL (2008) Mobility and Stability Adaptations in the Shoulder of the Overhead Athlete: A Theoretical and Evidence-Based Perspective. *Sports Medicine* 38:17-36.

Boyle KL, Witt P, Riegger-Krugh C (2003) Intrarater and Interrater Reliability of the Beighton and Horan Joint Mobility Index. *J Athl Train* 38:281-285.

Camargo PR, Ávila MA, Oliveira AB, Asso NA, Benze BG, Salvini TF (2009) Shoulder abduction torque steadiness is preserved in subacromial impingement syndrome. *Eur J Appl Physiol* 106:381-387.

Cools AM, Cambier DC, Witvrouw EE (2008) Screening the athlete's shoulder for impingement symptoms: a clinical reasoning algorithm for early detection of shoulder pathology. *Br J Sports Med* 42:628-635.

Contessa P, Adam A, De Luca CJ (2009) Motor unit control and force fluctuation during fatigue. *J Appl Physiol* 107:235-243.

Dover GC, Kaminski TW, Meister K, Powers ME, Horodyski M (2003) Assessment of shoulder proprioception in the female softball athlete. *Am J Sports Med* 31:431-7.

Enoka RM, Christou EA, Hunter SK, Kornatz KW, Semmler JG, Taylor AM, Tracy BL (2003) Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults. *J Electromyogr Kinesiol* 13:1-12.

Erol O, Ozçakar L, Celiker R. (2008) Shoulder rotator strength in patients with stage I-II subacromial impingement: relationship to pain, disability, and quality of life. *J Shoulder Elbow Surg* 17:893-897.

Escamilla RF, Andrews JR (2009) Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. *Sports Med* 39:569-590.

Hawkins RJ, Kennedy JC (1980) Impingement syndrome in athletes. *Am J Sports Med* 8:151-158.

Hess SA, Richardson C, Darnell R, Friis P, Lisle D, Myers P (2005) Timing of Rotator Cuff Activation During Shoulder External Rotation in Throwers With and Without Symptoms of Pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 35:812-820.

Heyworth BE, Williams RJ (2009) Internal Impingement of the Shoulder. *Am J Sports Med* 37:1024-37.

Hortobágyi T, Garry J, Holbert D, Devita P (2004) Aberrations in the Control of Quadriceps Muscle Force in Patients With Knee Osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 51:562-569.

Jobe FW, Moynes DR (1982) Delineation of diagnostic criteria and a rehabilitation program for rotator cuff injuries. *Am J Sports Med* 10:336-339.

Leroux JL, Codine P, Thomas E, Pocholle M, Mailhe D, Blotman F (1994) Isokinetic evaluation of rotational strength in normal shoulders and shoulders with impingement syndrome. *Clin Orthop Relat Res* 304:108-115.

MacDermid JC, Ramos J, Drosdoweck D, Faber K, Patterson S (2004) The impact of rotator cuff pathology on isometric and isokinetic strength, function, and quality of life. *J Shoulder Elbow Surg* 13:593-598.

Mattiello-Rosa SM, Camargo PR, Santos AA, Pádua M, Reiff RB, Salvini TF (2008) Abnormal isokinetic time-to-peak torque of the medial rotators of the shoulder in subjects with impingement syndrome. *J Shoulder Elbow Surg* 17:54S-60S.

Meister K (2000) Injuries to the Shoulder in the Throwing Athlete - Part One: Biomechanics/Pathophysiology/Classification of Injury. *Am J Sports Med* 28:265-75.

Mihata T, Gates J, McGarry MH, Lee J, Kinoshita M, Lee TQ (2009) Effect of Rotator Cuff Muscle Imbalance on Forceful Internal Impingement and Peel-Back of the Superior Labrum - A Cadaveric Study. *Am J Sports Med* 37:2222-2227.

Moraes GF, Faria CD, Teixeira-Salmela LF (2008) Scapular muscle recruitment patterns and isokinetic strength ratios of the shoulder rotator muscles in individuals with and without impingement syndrome. *J Shoulder Elbow Surg* 17:48S-53S.

Myers JB, Wassinger CA, Lephart SM (2006) Sensorimotor contribution to shoulder stability: Effect of injury and rehabilitation *Man Ther* 11:197-201.

Neer CS (1972) Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report. *J Bone Joint Surg* 54A:41-50.

Rokito AS, Jobe FW, Pink MM, Perry J, Brault J (1998) Electromyographic analysis of shoulder function during the volleyball serve and spike. *J Shoulder Elbow Surg* 7:256-63.

Safran MR, Borsa PA, Lephart SM, Fu FH, Warner JJP (2001) Shoulder Proprioception in Baseball Pitchers. *J Shoulder Elbow Surg* 10:438-44.

Semmler JG, Nordstrom MA (1998) Motor unit discharge and force tremor in skill- and strength-trained individuals. *Exp Brain Res* 119: 27–38.

Semmler JG (2002) Motor unit synchronization and neuromuscular performance. *Exerc Sport Sci Rev* 30: 8–14.

Terry C, Chopp M (2000) Functional Anatomy of the Shoulder. *J Athl Train* 35: 225-248.

Tracy BL, Enoka RM (2002) Older adults are less steady during submaximal isometric contractions with the knee extensor muscles. *J Appl Physiol* 92:1004–1012.

Tyler TF, Nahow RC, Nicholas SJ, McHugh MP (2005) Quantifying shoulder rotation weakness in patients with shoulder impingement. *J Shoulder Elbow Surg* 14:570–574.

Wilk KE, Obma O, Simpson CD, Cain EL, Dugas J, Andrews JR (2009) Shoulder Injuries in the Overhead Athlete. *J Orthop Sports Phys Ther* 39:38-54.

Yao W, Fuglevand RJ, Enoka RM (2000) Motor-Unit Synchronization Increases EMG Amplitude and Decreases Force Steadiness of Simulated Contractions. *J Neurophysiol* 83:441-452.

Zanca GG, Camargo PR, Oliveira AB, Serrão PRMS, Mattiello-Rosa SM (2010) Isometric medial and lateral rotations torque steadiness in female workers with shoulder impingement. *Isokinet Exerc Sci* 18:115-118.

APÊNDICE II

TORQUE STEADINESS DURING ISOMETRIC SHOULDER MEDIAL AND LATERAL ROTATIONS IN OVERHEAD ATHLETES WITH AND WITHOUT IMPINGEMENT SYMPTOMS

Artigo submetido ao periódico *European Journal of Applied Physiology*

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

Torque steadiness during isometric shoulder medial and lateral rotations in overhead athletes with and without impingement symptoms

Authors: Gisele Garcia Zanca, Michele Forgiarini Saccol, Ana Beatriz Oliveira, Stela Márcia Mattiello-Rosa*

From the Department of Physical Therapy, Federal University of São Carlos, São Carlos, SP, Brazil

***Corresponding author:**

Stela M. Mattiello-Rosa

Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos

Rodovia Washington Luis, km 235

CEP: 13565-905, São Carlos, SP, Brasil

Telephone number: +55 16 3351 8039

Fax number: +55 16 3361 2081

E-mail address: stela@ufscar.br

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate possible alterations in torque steadiness of medial (MR) and lateral (LR) shoulder rotations in overhead athletes with and without impingement symptoms. Three groups were evaluated: Athletes with Impingement Symptoms (AIG; n=21); Asymptomatic Athletes (AAG; n=25) and a Control Group (CG; n=21). The volunteers performed 3 maximal isometric contractions for 5 seconds each with the arm at 90° shoulder abduction and 90° of LR in order to determine the peak torque in each rotation. For assessment of torque steadiness, the subjects performed 3 submaximal contractions (35% of peak torque), for 10 seconds each. Standard deviation, coefficient of variation and time to stability were measured from steadiness trials. Standard deviation of MR was higher in AAG than CG ($p < 0.01$), however there was no difference between AIG and the other groups. The other variables did not present any difference among the groups for either shoulder rotation. It was concluded that torque steadiness during LR was altered neither by throwing training nor impingement symptoms. During MR, torque fluctuation was higher in asymptomatic athletes than in nonathletic subjects; however, there was no difference for athletes with impingement symptoms, which may be related to compensatory mechanisms.

Keywords: rotator cuff, impingement, overhead athlete, sensory-motor control

INTRODUCTION

1
2 The overhead throwing motion is a high speed movement that requires
3 flexibility, muscle strength, coordination and neuromuscular control, causing
4 adaptations in the shoulder complex (Wilk et al. 2009). These adaptations may be
5 important for sports performance, but they predispose overhead athletes to shoulder
6 injuries such as impingement symptoms (Borsa et al. 2008, Heyworth and Williams
7 2009).

8
9 Previous studies have found proprioceptive deficits (kinesthesia and joint
10 position sense) in the dominant shoulder of asymptomatic athletes (Allegrucci et al.
11 1995; Dover et al. 2003), and in overhead athletes with a recent history of pain (Safran
12 et al. 2001). Considering the alterations in afferent information, an altered motor
13 response would be expected. Integrated sensory-motor control can be evaluated with a
14 force/torque steadiness test, in which torque fluctuations are measured during
15 submaximal contractions (Enoka et al. 2003; Bandholm et al. 2008A). Other studies
16 have shown force steadiness alterations in conditions such as aging, knee osteoarthritis
17 and muscle fatigue (Tracy and Enoka 2002; Hortobágyi et al. 2004; Contessa et al.
18 2009).

19
20 Since the overhead athlete's shoulder presents proprioceptive deficits
21 (Allegrucci et al. 1995; Safran et al. 2001; Dover et al. 2003), it was hypothesized that
22 athletes with and without impingement symptoms present sensory-motor control
23 alterations. Since the rotator cuff muscles provide dynamic shoulder stability (Terry and
24 Chopp 2000), the purpose of our study was to assess sensory-motor control, evaluating
25 torque steadiness during medial and lateral shoulder rotations in overhead athletes with
26 impingement symptoms, asymptomatic athletes and subjects not involved in upper limb
27 sports.

1
2 **METHODS**
3

4 *Subjects*
5

6
7 Three groups of men were evaluated: Athletes with Impingement Symptoms
8
9 Group (AIG; n=21), composed of 11 baseball players, 6 handball players and 4
10
11 volleyball players; Asymptomatic Athletes Group (AAG; n=25), with 10 baseball
12
13 players, 11 handball players and 4 volleyball players; and Control Group (CG),
14
15 composed of 21 healthy subjects, not involved in upper limb work or sports, and with
16
17 no previous shoulder or neck disorders.
18
19
20

21
22 Criteria of inclusion in AIG included complaints of posterosuperior shoulder
23
24 pain during a throw (Meister 2000), pain during the apprehension test and pain relief
25
26 during the relocation test (Cools et al. 2008), or a positive response on one of the above-
27
28 mentioned tests associated with another of the following diagnostic indicators: Neer
29
30 (Neer 1972), Hawkins (Hawkins and Kennedy 1980) or Jobe (Jobe and Moynes 1982).
31
32 All the athletes (AIG and AAG) had to be involved in regular sports training (average of
33
34 3 times per week).
35
36
37

38
39 Criteria of exclusion included generalized joint laxity according Beighton and
40
41 Horan criteria (Boyle et al. 2003), systemic or neurologic illnesses, previous shoulder
42
43 dislocation, previous shoulder or neck surgery or physical therapy in the 12 months
44
45 prior to the study. The characteristics of the groups of evaluated subjects are presented
46
47 in Table 1.
48
49
50

51
52 The study was approved by the Ethics Committee of the University. All subjects
53
54 gave their written and informed consent agreement to participate in this study, which
55
56 was conducted according to the Declaration of Helsinki.
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1
2 *Isometric peak torque and torque steadiness evaluation*
3

4
5 Isometric peak torque (PT) and submaximal isometric torque steadiness were
6
7 evaluated during the medial (MR) and lateral (LR) shoulder rotations, using a Biodex
8
9 Multi Joint System 3 isokinetic dynamometer (Biodex Medical System Inc., New
10
11 York). The subjects were assessed in the seated position, and trunk stabilization was
12
13 provided by diagonal and pelvic straps. The dominant arm (the arm used for throwing a
14
15 ball) was positioned with the shoulder abducted to 90°, 90° of lateral shoulder rotation
16
17 and with the elbow flexed to 90°. The olecranon was aligned over the rotational
18
19 machine axis. Maximal and submaximal tests of both shoulder rotations were assessed
20
21 in the same position. The first movement to be evaluated was randomly chosen.
22
23
24

25
26 For each movement, 3 maximal voluntary isometric contractions of 5 s with an
27
28 interval of 1 min between the trials were performed to determine the peak torque.
29
30 During this evaluation, the subjects were given standardized verbal encouragement by
31
32 the therapist to elicit maximal strength in all contractions.
33
34
35

36 For the assessment of torque steadiness, the target torque corresponded to 35%
37
38 of peak torque (Bandholm et al. 2006; Camargo et al. 2009); visual feedback was
39
40 provided to the subjects. The target torque was displayed as a horizontal line on the
41
42 computer screen. The subjects were instructed to maintain the exerted torque line at the
43
44 target torque line and keep it there as steadily as possible for 10 seconds. Three trials
45
46 were performed for each movement with a 1-minute rest between each trial.
47
48
49
50
51
52

53 *Data analysis*
54

55
56 Data from the isokinetic dynamometer were collected with a sampling frequency
57
58 of 100Hz and reduced using MatLab[®] software (version 7.0.1, MathWorks Inc., Natick,
59
60
61
62
63
64
65

1 USA). The isometric torque steadiness variables were expressed as standard deviation
2 (SD) and coefficient of variation (CV= SD/mean torque x 100) of the torque
3
4 fluctuations within an 8 s window. The SD of torque is an absolute measure of the
5
6 amplitude of the torque fluctuations that scales with the target torque exerted. Thus, CV
7
8 of torque is used as a measure of the relative fluctuations expressed as a percentage of
9
10 the mean torque exerted. The first two seconds of contraction were discarded to avoid
11
12 the initial phase and adjustment phase, as suggested by Camargo et al. (2009).
13
14
15

16
17 The time to stability during submaximal contractions was also analyzed,
18
19 determined as the length of time from the start of the muscular contraction to the point
20
21 of a pattern of stability. A windowing method that presents high reliability was used to
22
23 calculate this variable, with intraclass correlation coefficients of 0.98 and 0.95 for
24
25 intratester and intertester, respectively (Camargo et al. 2009).
26
27
28
29
30

31 *Statistical analysis*

32
33
34 The statistical analysis was performed with SigmaPlot for Windows (version
35
36 11.0, Systat Software Inc.). According to the Shapiro-Wilk test, only the data from
37
38 medial rotation SD were normally distributed. Therefore, all the variables were
39
40 compared among the groups using the Kruskal-Wallis 1-way analysis of variance on
41
42 ranks, with the Mann-Whitney test for multiple comparisons. The significance level was
43
44 set at $\alpha \leq 0.05$ and the Bonferroni correction for multiple comparisons was used.
45
46
47
48
49
50

51 **RESULTS**

52
53 Table 2 presents values of peak torque, SD, CV and stability time for the
54
55 evaluated groups.
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

There was no difference among the groups for the MR ($p=0.12$) and LR ($p=0.60$) isometric peak torque. Considering steadiness variables, no intergroup differences were found in the CV ($p=0.42$) and SD ($p=0.37$) of LR.

For MR, there was no difference among the groups with respect to CV ($p=0.28$). However, the SD in AAG was higher than in CG ($p=0.006$), whereas there was no difference when AIG was compared with the other groups ($p>0.017$). Stability time presented no intergroup differences during the MR ($p=0.37$) and LR ($p=0.67$) tests.

DISCUSSION

This study identified a higher DP of submaximal torque in the MR movement of asymptomatic overhead athletes than in the CG, while the AIG did not present a statistically significant difference compared to other groups. The higher torque fluctuation in overhead athletes may represent an adaptation due to high activation of these muscles during the throw (Escamilla and Andrews 2009).

The medial rotator muscles of the shoulder are active during the late cocking phase to control maximal LR, but their principal activity is during the acceleration phase of the throw, in which the ball attains high speeds (Rokito et al. 1998; Escamilla and Andrews 2009). These muscles should present neuromuscular adaptations to throwing training, including an increase in motor unit synchronization. An increase in motor unit synchronization seems to increase force fluctuation without increasing the average force produced (Yao et al. 2000), although it is not clear how much it can influence the precision of force production (Semmler 2002), nor to what extent it is a predictor of torque fluctuation (Semmler and Nordstrom 1998).

The athletes with impingement symptoms presented torque fluctuation similar to the other groups, with no statistically significant difference found. These results could

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
be related to alterations in the subscapularis muscle. Hess et al. (2005) observed that the pre-activation of the subscapularis muscle occurs during LR movements in asymptomatic overhead athletes and is probably due to an articular protection mechanism that is altered in those who suffer from shoulder pain. Nevertheless, it is not known if this alteration is a cause or a consequence of the injury (Hess et al. 2005). Furthermore, the reduction in subscapularis strength increases maximum LR and contact pressure in the posterosuperior glenohumeral region, mechanisms that increase internal impingement (Mihata et al. 2009). Because all athletes in both groups trained with the same frequency despite any impingement symptoms, it is possible that AIG presented no significant differences due to a compensatory mechanism that increases articular stability. However, it is not known if lower torque fluctuation could alter sports performance, or if this alteration can be attributed exclusively to the subscapularis, considering that all medial rotators were tested together.

31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65
An alteration could also be expected in LR due to the importance of the lateral rotator muscles in stabilizing glenohumeral joint (Terry and Chopp 2000) and in reducing arm acceleration at the end of the throw (Escamilla and Wilk 2009), as well as the fact that the tendons of the supraspinatus and infraspinatus muscles are those most affected by posterosuperior impingement (Heyworth and Williams 2009). Nevertheless, no intergroup difference was found in LR peak torque or submaximal torque fluctuation. Mattiello-Rosa et al. (2008) also found neuromuscular alterations such as a shorter time to peak torque in concentric contractions only in the MR of subjects with impingement syndrome. The concentric and isometric tests may not be the most appropriate ones for detecting dysfunctions in lateral rotator muscles, since their main function is eccentric; an eccentric evaluation of the lateral rotation muscles could be more sensitive and functional.

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

It is important to evaluate the submaximal torque of the shoulder since joint stability does not depend on the torque generated but on the proper balance of the muscles used (Yildiz et al. 2006). Although the analysis of peak torque showed no intergroup differences in this study, there is still controversy in the literature about alterations in the maximal force of the shoulder rotator muscles of subjects with impingement symptoms. Some studies have found deficits in rotation peak torque (Leroux et al. 1994; MacDermid et al. 2004), while others have found no significant alterations (Tyler et al. 2005; Erol et al. 2008; Moraes et al. 2008), reinforcing the need to evaluate not only maximal strength, but also the behavior of submaximal force.

The objective of our study was to identify alterations in athletes with and without impingement symptoms compared to non-athlete subjects. The intergroup comparison revealed no significant difference in AIG for any of the variables studied. It is known that pain is a factor that can alter motor performance, causing an increase in force fluctuation. This phenomenon has been demonstrated by a model of experimental pain (Bandholm et al. 2008B). The AIG subjects did not mention pain during the submaximal torque tests, and the importance of pain-free evaluations must be pointed out, because the increase of afferent signals sent by pain receptors can diminish proprioceptive afference and, as a consequence, sensory-motor control (Myers et al. 2006).

Other studies have evaluated shoulder torque steadiness in subjects with impingement syndrome during abduction (Bandholm et al. 2006; Camargo et al. 2009) and MR and LR of the shoulder (Zanca et al. *in press*), but no alterations were found when compared to subjects with no history of shoulder injury. The populations evaluated in the above-mentioned studies were not athletes, but they either performed regular physical activity using their upper limbs (Bandholm et al. 2006; Camargo et al.

2009) or worked using repetitive movements of the upper limbs (Zanca et al. *in press*).

The authors suggested that the excitatory effects generated by physical activity could have compensated the inhibitory effects caused by chronic pain. The athletes from AIG had been suffering pain for an average of 39 months, but were still regularly training in their respective sports, so the above-mentioned hypothesis could also explain the fact that no significant alterations were found in this group.

CONCLUSION

There was no significant torque steadiness alteration in LR of the shoulder despite throwing training and/or impingement symptoms. During MR, the submaximal torque fluctuation was higher in asymptomatic overhead athletes than in subjects who were not in training, but no significant difference was found between these two groups and the group of athletes with impingement symptoms, possibly due to compensatory mechanisms.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors are deeply grateful to the volunteers who participated in this study. Gisele Garcia Zanca and Michele Forgiarini Saccol were the recipient of research from Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo.

ETHICAL STANDARDS

This study was approved by the Ethics Committee of Federal University of São Carlos (number 339/2009) and was conducted according to the Helsinki Statement.

CONFLICT OF INTEREST

The authors declare that they have no conflict of interest.

1
2 **REFERENCES**
3

4 Allegrucci M, Whitney SL, Lephart SM, Irrgang J, Fu FH (1995) Shoulder Kinesthesia
5 in Healthy Unilateral Athletes Participating in Upper Extremity Sports. *J Orthop Sports*
6
7 *Phys Ther* 2:220-225.
8

9
10
11 Bandholm T, Rasmussen L, Aagaard P, Jensen BR, Diederichsen L (2006) Force
12 steadiness, muscle activity, and maximal muscle strength in subjects with subacromial
13
14 impingement syndrome. *Muscle & Nerve* 34:631–639.
15
16

17
18
19 Bandholm T, Rose, MH, Sonne-Holm S, Jensen, BR (2008A) Assessment of torque-
20 steadiness reliability at the ankle level in healthy young subjects: implications for
21
22 cerebral palsy. *Eur J Appl Physiol* 104:609-615.
23
24

25
26
27 Bandholm T, Rasmussen L, Aagaard P, Diederichsen L, Jensen BR (2008B) Effects of
28
29 experimental muscle pain on shoulder-abduction force steadiness and muscle activity in
30
31 healthy subjects. *Eur J Appl Physiol* 102:643-50.
32

33
34 Borsa PA, Laudner KG, Sauers EL (2008) Mobility and Stability Adaptations in the
35
36 Shoulder of the Overhead Athlete: A Theoretical and Evidence-Based Perspective.
37
38 *Sports Med* 38:17-36.
39

40
41 Boyle KL, Witt P, Riegger-Krugh C (2003) Intrarater and Interrater Reliability of the
42
43 Beighton and Horan Joint Mobility Index. *J Athl Train* 38:281-285.
44

45
46 Camargo PR, Ávila MA, Oliveira AB, Asso NA, Benze BG, Salvini TF (2009)
47
48 Shoulder abduction torque steadiness is preserved in subacromial impingement
49
50 syndrome. *Eur J Appl Physiol* 106:381-387.
51

52
53 Cools AM, Cambier DC, Witvrouw EE (2008) Screening the athlete's shoulder for
54
55 impingement symptoms: a clinical reasoning algorithm for early detection of shoulder
56
57 pathology. *Br J Sports Med* 42:628-635.
58
59

1 Contessa P, Adam A, De Luca CJ (2009) Motor unit control and force fluctuation
2 during fatigue. *J Appl Physiol* 107:235-243.
3

4 Dover GC, Kaminski TW, Meister K, Powers ME, Horodyski M (2003) Assessment of
5 shoulder proprioception in the female softball athlete. *Am J Sports Med* 31:431-7.
6
7

8 Enoka RM, Christou EA, Hunter SK, Kornatz KW, Semmler JG, Taylor AM, Tracy BL
9 (2003) Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young
10 and old adults. *J Electromyogr Kinesiol* 13:1–12.
11
12
13

14 Erol O, Ozçakar L, Celiker R (2008) Shoulder rotator strength in patients with stage I-II
15 subacromial impingement: relationship to pain, disability, and quality of life. *J Shoulder
16 Elbow Surg* 17:893-897.
17
18
19

20 Escamilla RF, Andrews JR (2009) Shoulder muscle recruitment patterns and related
21 biomechanics during upper extremity sports. *Sports Med* 39:569-590.
22
23
24

25 Hawkins RJ, Kennedy JC (1980) Impingement syndrome in athletes. *Am J Sports Med*
26 8:151-158.
27
28
29

30 Hess SA, Richardson C, Darnell R, Friis P, Lisle D, Myers P (2005) Timing of Rotator
31 Cuff Activation During Shoulder External Rotation in Throwers With and Without
32 Symptoms of Pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 35:812-820.
33
34
35

36 Heyworth BE, Williams RJ (2009) Internal Impingement of the Shoulder. *Am J Sports
37 Med* 37:1024-37.
38
39
40

41 Hortobágyi T, Garry J, Holbert D, Devita P (2004) Aberrations in the Control of
42 Quadriceps Muscle Force in Patients With Knee Osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 51:562-
43 569.
44
45
46

47 Jobe FW, Moynes DR (1982) Delineation of diagnostic criteria and a rehabilitation
48 program for rotator cuff injuries. *Am J Sports Med* 10:336-339.
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

Leroux JL, Codine P, Thomas E, Pocholle M, Mailhe D, Blotman F (1994) Isokinetic evaluation of rotational strength in normal shoulders and shoulders with impingement syndrome. *Clin Orthop Relat Res* 304:108-115.

MacDermid JC, Ramos J, Drosdowech D, Faber K, Patterson S (2004) The impact of rotator cuff pathology on isometric and isokinetic strength, function, and quality of life. *J Shoulder Elbow Surg* 13:593-598.

Mattiello-Rosa SM, Camargo PR, Santos AA, Pádua M, Reiff RB, Salvini TF (2008) Abnormal isokinetic time-to-peak torque of the medial rotators of the shoulder in subjects with impingement syndrome. *J Shoulder Elbow Surg* 17:54S-60S.

Meister K (2000) Injuries to the Shoulder in the Throwing Athlete - Part One: Biomechanics/Pathophysiology/Classification of Injury. *Am J Sports Med* 28:265-75.

Mihata T, Gates J, McGarry MH, Lee J, Kinoshita M, Lee TQ (2009) Effect of Rotator Cuff Muscle Imbalance on Forceful Internal Impingement and Peel-Back of the Superior Labrum - A Cadaveric Study. *Am J Sports Med* 37:2222-2227.

Moraes GF, Faria CD, Teixeira-Salmela LF (2008) Scapular muscle recruitment patterns and isokinetic strength ratios of the shoulder rotator muscles in individuals with and without impingement syndrome. *J Shoulder Elbow Surg* 17:48S-53S.

Myers JB, Wassinger CA, Lephart SM (2006) Sensorimotor contribution to shoulder stability: Effect of injury and rehabilitation *Man Ther* 11:197-201.

Neer CS (1972) Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report. *J Bone Joint Surg* 54A:41-50.

Rokito AS, Jobe FW, Pink MM, Perry J, Brault J (1998) Electromyographic analysis of shoulder function during the volleyball serve and spike. *J Shoulder Elbow Surg* 7:256-63.

1 Safran MR, Borsa PA, Lephart SM, Fu FH, Warner JJP (2001) Shoulder Proprioception
2 in Baseball Pitchers. *J Shoulder Elbow Surg* 10:438-44.
3
4 Semmler JG, Nordstrom MA (1998) Motor unit discharge and force tremor in skill- and
5 strength-trained individuals. *Exp Brain Res* 119: 27–38.
6
7 Semmler JG (2002) Motor unit synchronization and neuromuscular performance. *Exerc*
8 *Sport Sci Rev* 30: 8–14.
9
10 Terry C, Chopp M (2000) Functional Anatomy of the Shoulder. *J Athl Train* 35: 225-
11 248.
12
13 Tracy BL, Enoka RM (2002) Older adults are less steady during submaximal isometric
14 contractions with the knee extensor muscles. *J Appl Physiol* 92:1004–1012.
15
16 Tyler TF, Nahow RC, Nicholas SJ, McHugh MP (2005) Quantifying shoulder rotation
17 weakness in patients with shoulder impingement. *J Shoulder Elbow Surg* 14:570–574.
18
19 Wilk KE, Obma O, Simpson CD, Cain EL, Dugas J, Andrews JR (2009) Shoulder
20 Injuries in the Overhead Athlete. *J Orthop Sports Phys Ther* 39:38-54.
21
22 Yao W, Fuglevand RJ, Enoka RM (2000) Motor-Unit Synchronization Increases EMG
23 Amplitude and Decreases Force Steadiness of Simulated Contractions. *J Neurophysiol*
24 83:441-452.
25
26 Zanca GG, Camargo PR, Oliveira AB, Serrão PRMS, Mattiello-Rosa SM. Isometric
27 medial and lateral rotations torque steadiness in female workers with shoulder
28 impingement. *Isokinet Exerc Sci. in press*
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

Table 1: Anthropometric and demographic characteristics of the evaluated groups.

	Athletes with Impingement Symptoms (n=21)	Asymptomatic Athletes (n=25)	Control Group (n=21)
Age (years)	22.14 ± 2.26	21.04 ± 2.05	22.24 ± 2.41
Height (cm)	177 ± 8	176 ± 9	176 ± 6
Mass (kg)	73.16 ± 12.17	72.72 ± 11.34	78.63 ± 11.80
Time of sport experience (years)	7.40 ± 4.14	7.78 ± 4.08	-
Time of shoulder pain (months)	38.97 ± 34.41	-	-

Data are mean ± standard deviation

Table 2: Variables of isometric lateral and medial rotations of the shoulder in the athletes with impingement symptoms, asymptomatic athletes and control group.

	Athletes with Impingement Symptoms (n=21)	Asymptomatic Athletes (n=25)	Control Group (n=21)
Peak torque (Nm)			
<i>Lateral rotation</i>	27.52 ± 7.74	28 ± 5.66	27.38 ± 6.67
<i>Medial rotation</i>	37.43 ± 16.03	42 ± 14.91	36.24 ± 11.80
Standard deviation (Nm)			
<i>Lateral rotation</i>	0.41 ± 0.16	0.37 ± 0.14	0.36 ± 0.11
<i>Medial rotation</i>	0.53 ± 0.18	0.58 ± 0.18*	0.45 ± 0.10
Coefficient of variation (%)			
<i>Lateral rotation</i>	4.60 ± 2.31	3.92 ± 1.33	3.88 ± 1.08
<i>Medial rotation</i>	4.48 ± 1.64	4.10 ± 0.72	3.78 ± 0.85
Stability time (s)			
<i>Lateral rotation</i>	2.31 ± 0.89	2.51 ± 0.72	2.40 ± 0.77
<i>Medial rotation</i>	2.49 ± 0.79	2.92 ± 1.04	2.70 ± 0.85

Data are mean ± standard deviation

*Significantly difference from Control Group, p<0.01

APÊNDICE III

FUNCTIONAL TORQUE RATIOS OF SHOULDER ROTATORS IN UNIVERSITY- LEVEL OVERHEAD ATHLETES WITH AND WITHOUT IMPINGEMENT SYMPTOMS

Artigo submetido ao periódico *Journal of Sports Sciences*

Title: Functional torque ratios of shoulder rotators in university-level overhead athletes with and without impingement symptoms

Running title: Shoulder functional ratios in athletes

For Peer Review Only

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate possible alterations in the functional torque ratios of shoulder rotators in overhead athletes with impingement symptoms and to distinguish such alterations from training-related adaptations. Twenty-one overhead throwing athletes with impingement symptoms, 25 asymptomatic athletes and 21 non-athletes were evaluated. Peak torques for medial and lateral rotations of the shoulder were recorded during five maximal isokinetic concentric and eccentric contractions at $1.57 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$ and $3.14 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$. Peak torque values were used to calculate the functional torque ratios of eccentric lateral rotation to concentric medial rotation (LREcc/MRCon) and eccentric medial rotation to concentric lateral rotation (MREcc/LRCon). The LREcc/MRCon ratio of asymptomatic athletes was greater than that of non-athletes ($p < 0.01$) at the two tested velocities. The concentric medial rotation peak torque of the asymptomatic athletes was greater than non-athletes at $3.14 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$ ($p = 0.01$). There was no intergroup difference for MREcc/LRCon ratio. Asymptomatic overhead athletes presented a lower LREcc/MRCon ratio than non-athletes. This alteration is due to greater medial rotation torque, which is an adaptation to throwing practice. The MREcc/LRCon ratio appears not to be altered by neither the practice of university-level overhead sports nor by impingement symptoms in athletes who continue regular sporting activity.

Keywords: impingement, muscle strength, overhead athlete, functional ratio

INTRODUCTION

Overhead athletes are vulnerable to present shoulder impingement symptoms due to overload from repetitive throwing (Heyworth & Williams, 2009). The eccentric action of shoulder rotator muscles is of great importance for both controlling joint overload and maintaining the dynamic stability of the shoulder (Bak & Magnusson, 1997).

Isokinetic dynamometry has been used to evaluate the eccentric antagonist-to-concentric agonist functional strength ratios for the medial and lateral shoulder rotations in athletes (Andrade, Fleury, Lira, Dubas, & Silva, 2010; Bak & Magnusson, 1997; Noffal, 2003; Saccol et al., 2010; Scoville, Arciero, Taylor, & Stoneman, 1997; Stickley, Hetzler, Freemyer, & Kimura, 2008; Yildiz et al., 2006). Nevertheless, it is still not clear in the literature how an alteration in this ratio could predispose athletes to injury, or if such an alteration would actually be necessary for effective sports performance (Noffal, 2003).

The functional torque ratio can be described in two ways: eccentric medial rotation- to-concentric lateral rotation (MREcc/LRCon), which represents the cocking phase of the throw, and eccentric lateral rotation-to-concentric medial rotation (LREcc/MRCon), which represents the deceleration phase of the throw (Yildiz et al., 2006).

Although one of the principal injury mechanisms in the shoulder occurs during the late cocking phase of the throw (Heyworth & Williams, 2009) there are still few studies that have evaluated the MREcc/LRCon ratio (Scoville et al., 1997; Yildiz et al., 2006). Only one previous study has demonstrated that volleyball players with shoulder pain present a lower MREcc/LRCon ratio than players with no history of injury (Stickley et al., 2008).

1
2
3
4
5 The LREcc/MRCon ratio has been studied in more depth. It has been
6
7 demonstrated that there is a lower LREcc/MRCon ratio in the dominant shoulder of
8
9 healthy overhead athletes and suggested that this reduction predisposes them to
10
11 injury (Noffal, 2003; Scoville et al., 1997; Yildiz et al., 2006). Nevertheless, there is
12
13 no consensus in the literature regarding an increase or reduction in this functional
14
15 ratio (Bak & Magnusson, 1997; Stickley et al., 2008; Wang & Cochrane, 2001).
16
17

18
19 With the above-mentioned results in mind, our hypothesis was that the
20
21 functional torque ratios LREcc/MRCon and MREcc/LRCon are altered in response
22
23 to overhead sports training and in athletes with shoulder pain. The purpose of this
24
25 study, therefore, was to evaluate the functional torque ratios of the shoulder in
26
27 overhead athletes with impingement symptoms, asymptomatic overhead athletes, and
28
29 non-athlete subjects with the objective of distinguishing alterations due to sports
30
31 adaptations and those due to injury.
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

METHODS

Participants

Three groups of male volunteers were evaluated: a group of athletes with impingement symptoms (n=21) composed of eleven baseball players, six handball players and four volleyball players; a group of asymptomatic athletes (n=25) consisting of ten baseball players, eleven handball players and four volleyball players; a control group (n=21) of healthy men not involved in sporting activities or upper-limb work and with no previous history of injury to the shoulder complex or neck.

The criteria of inclusion for the group of athletes with impingement symptoms were: complaints posterosuperior shoulder pain during the late cocking and/or acceleration phases of the throw (Meister, 2000), pain during the apprehension test and pain relief during the relocation test (Cools, Cambier, & Witvrouw, 2008), or a positive response on one of the above-mentioned tests associated with a positive response on one of the following tests: Neer (Neer 1972), Hawkins (Hawkins & Kennedy 1980) or Jobe (Jobe & Moynes 1982). All athletes (with or without impingement symptoms) had to be involved in regular sports training (an average of three times a week) and participate in university-level competition.

Criteria of exclusion included individuals with generalised joint laxity following the criterion of Beighton and Horan (Boyle, Witt, & Riegger-Krugh, 2003), systemic or neurological disease, shoulder luxation, previous surgery of the neck or shoulder or having undergone physiotherapy in the year prior to the evaluation. Group characteristics are presented in Table 1.

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

This study was approved by the *Ethics in Human Research Committee* of the University. All subjects gave their written and informed consent agreement to participate in this study.

Isokinetic Evaluation

The isokinetic evaluations were preceded by a series of shoulder warm-up exercises including flexion-extension, adduction-abduction and circumduction. The evaluations were carried out with a Biodex Multi-Joint System 3 isokinetic dynamometer (Biodex Medical System Inc., New York). The participants were evaluated in a seated position while secured with pelvic and diagonal belts for trunk stabilisation. The dominant arm (defined as the throwing arm) was positioned at 90° of abduction, 90° of lateral rotation of the shoulder and 90° of elbow flexion. The olecranon was aligned with the dynamometer's mechanical axis of rotation. This position has been recommended for evaluations because it approximates the throwing position (Scoville et al., 1997). Gravity correction was performed with the arm relaxed in 90° of shoulder abduction. Maximum strength tests were performed for medial and lateral rotations of the shoulder in a 90° range of motion, between neutral rotation and 90° of lateral rotation. Both eccentric and concentric modes were evaluated at the angular velocities of 1.57 rad·s⁻¹ and 3.14 rad·s⁻¹. The concentric tests were carried out before the eccentric tests (Noffal, 2003) in ascending order of velocity (Dvir, 1995). After having the procedures explained to them, the participants performed three submaximal repetitions at each tested velocity and in each mode in order to become familiarised with the equipment and conditions. After one minute of rest, five maximal reciprocal repetitions of medial and lateral shoulder rotations were

1
2
3
4 performed, during which the participants received standardized verbal
5 encouragement to achieve maximum strength in each contraction. Two minutes of
6 rest were allowed between each velocity.
7
8
9

10
11 Data from the isokinetic dynamometer were collected with an acquisition
12 frequency of 100 Hz and processed using MatLab[®] (version 7.0.1, MathWorks Inc.,
13 Natick, USA). All attempts in which the subjects reached the preset velocity (within
14 a 2% margin of error reported in the equipment manual) were considered valid. Peak
15 torque was determined for each of these attempts, normalised by individual body
16 weight (peak torque/body weight), and utilised to calculate the ratios LREcc/MRCon
17 and MREcc/LRCon.
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30

31 **Statistical analysis**

32
33 The statistical analysis was carried out with SigmaPlot for Windows (version
34 11.0, Systat Software Inc.). The Shapiro-Wilk test was used to verify data normality.
35 The functional torque ratios LREcc/MRCon and MREcc/LRCon were compared
36 among the groups by one-factor analysis of variance (ANOVA), with *post-hoc*
37 Holm-Sidack for each angular velocity. Since the peak torque-to-body weight did not
38 present normal distribution, the Kruskal-Wallis test was used for group comparisons
39 and the Mann-Whitney test for multiple comparisons. The significance level was set
40 at 5% ($\alpha \leq 0.05$) and the Bonferroni correction for multiple comparisons was used
41 ($\alpha \leq 0.017$).
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

RESULTS

Table 2 presents the peak torque results for each group at both velocities. The peak torque-to-body weight for concentric medial rotation was greater in the asymptomatic athletes than in the control group at the velocity $3.14 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$ ($p=0.01$). There was no intergroup difference regarding peak torque-to-body weight for the other test conditions.

Table 3 presents the results of the functional torque ratios LREcc/MRCon and MREcc/LRCon at $1.57 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$ and $3.14 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$. The LREcc/MRCon ratio was significantly lower in asymptomatic athletes than in the control group at the two evaluated velocities, while athletes with impingement symptoms presented no significant differences in relation to the other groups. Regarding the MREcc/LRCon ratio, no intergroup differences were found at either velocity.

DISCUSSION

The main finding of this study was the lower LREcc/MRCon ratio found in asymptomatic athletes than in non-athletes at both tested velocities, while no difference was found between athletes with impingement symptoms and the other groups. Previous studies have found a lower LREcc/MRCon ratio in the dominant shoulder of healthy athletes than in the non-dominant shoulder (Andrade et al., 2010; Saccol et al., 2010; Scoville et al., 1997; Yildiz et al., 2006) or in non-athletes (Noffal, 2003), which was attributed to a greater peak torque of medial rotation. In our study, the group of asymptomatic athletes presented a greater concentric peak torque-to-body weight for medial rotation than the control group, at the velocity $3.14 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$. This result was expected, considering the high activation of the medial rotator muscles during the throw (Escamilla & Andrews 2009).

In spite of there being no statistically significant difference between athletes with impingement symptoms and the other groups, the mean of concentric medial rotation peak torque-to-body weight of these athletes was closer to that of the control group. Bak and Magnusson (1997), in a study evaluating swimmers, also found a greater medial rotation strength in athletes with shoulder pain. The reduction in medial rotation strength in athletes with shoulder pain could be related to the inhibition of subscapularis muscle. Hess et al. (2005) found subscapularis pre-activation in rapid shoulder lateral rotation movement in throwers with no shoulder injury but not in those with shoulder pain. An alteration in subscapularis activation could cause a reduction in medial rotation strength even with continued overhead sports training. Such a reduction could increase the LREcc/MRCon ratio of athletes with impingement symptoms, bringing it closer to that of non-athletes.

1
2
3
4
5 The LREcc/MRCon ratio of athletes with impingement symptoms, however,
6
7 was not different than that of the other groups. Previous studies on athletes with
8
9 shoulder pain have found conflicting results regarding alterations in this functional
10
11 ratio. Wang and Cochrane (2001), in a study on volleyball players, followed up the
12
13 development of shoulder pain complaints for one year and found an association
14
15 between a LREcc/MRCon ratio of less than one and the appearance of pain
16
17 symptoms. Stickley et al. (2008) indicated a tendency in volleyball players with a
18
19 history of shoulder pain to present a lower functional ratio, but found no statistically
20
21 significant differences. Bak and Magnusson (1997) found a greater LREcc/MRCon
22
23 ratio in swimmers with shoulder pain than in asymptomatic swimmers. Despite a
24
25 lack of significant difference, the athletes with impingement symptoms in our study
26
27 presented a LREcc/MRCon ratio greater than one, while in asymptomatic athletes
28
29 this ratio was less than one.
30
31
32
33
34

35 It has been suggested that reduced eccentric lateral rotation strength to
36
37 concentric medial rotation strength predisposes the thrower's shoulder to injury
38
39 (Saccol et al., 2010; Wang & Cochrane, 2001). However, in our study the mean
40
41 LREcc/MRCon ratio of less than one presented by the group of asymptomatic
42
43 athletes seems to be related principally to overhead sports training. Since the athletes,
44
45 both with and without symptoms, had trained with similar frequencies in their
46
47 respective sports for an average of seven years, we suggest that other characteristics
48
49 not evaluated in this study could have led to the development of impingement
50
51 symptoms.
52
53
54
55

56 The current concept of shoulder injury prevention and rehabilitation in
57
58 overhead athletes emphasizes strengthening the lateral rotator muscles (Wilk et al.,
59
60 2009). On the other hand, it has also been suggested that lower eccentric lateral

1
2
3
4
5 rotation strength allows an optimal performance (Noffal, 2003). Considering the
6
7 results of this study, the strengthening of the lateral rotators would draw the
8
9 LREcc/MRCon ratio of athletes with impingement symptoms even closer to that of
10
11 non-athletes, possibly modifying their sports performance. Nevertheless, the
12
13 maintenance of this imbalance could compromise the health of these athletes. A
14
15 longitudinal study accompanying the evolution of the LREcc/MRCon ratio in
16
17 overhead throwing athletes and the development of symptoms would be necessary
18
19 for more certainty about this question.
20
21
22

23
24 The MREcc/LRCon functional ratio, which represents the cocking phase of
25
26 the throw, was not different among the groups at the two tested velocities. Despite
27
28 representing the phase most involved in the development of impingement symptoms
29
30 (Heyworth & Williams, 2009), this ratio has been little explored in previous studies
31
32 Stickley et al., 2008; Yildiz et al. 2006). Yildiz et al. (2006) found a greater
33
34 MREcc/LRCon ratio in the dominant shoulder of overhead athletes than in non-
35
36 athletes. Another study found a lower MREcc/LRCon ratio in junior volleyball
37
38 players with histories of shoulder pain than in uninjured players (Stickley et al.,
39
40 2008). These studies demonstrate the importance of the eccentric strength of medial
41
42 rotators in controlling the lateral rotation of the arm during the cocking phase of the
43
44 throw (Escamilla & Andrews 2009; Yildiz et al., 2006), which appears to be altered
45
46 in athletes with a history of injury (Stickley et al., 2008). Nevertheless, these authors
47
48 were not able to determine if it was a cause or a consequence. In our study there was
49
50 no intergroup difference, demonstrating that the MREcc/LRCon ratio was not altered
51
52 by university-level overhead sports training. Moreover, the athletes with
53
54 impingement symptoms, who maintained a regular training regimen, showed no
55
56 alteration in their equilibrium despite the symptoms.
57
58
59
60

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

This study presents some limitations inherent in isokinetic evaluation. The evaluated range of motion was small if we consider the great range of motion involved in a throw. Nevertheless, we decided on this range to avoid causing pain in the symptomatic athletes due to excessive medial rotation. The range of lateral rotation was also limited compared to the normal range of motion for non-athletes (Kendall & McCreary 1983).

Moreover, the velocities used in isokinetic evaluations are much slower than throwing velocity. The initial proposal of this study involved three testing velocities: 1.57 rad.s⁻¹, 3.14 rad.s⁻¹, and 4.18 rad.s⁻¹. However, it was noted that the majority of participants could not reach the greatest test velocity, similar to Alfredson, Pietila & Lorentzon's (1998) study on volleyball players. This difficulty was noted principally during the eccentric tests and resulted in the greatest velocity being discarded from our analysis. We believe, therefore, that the tested velocities were sufficient to evaluate what was proposed, considering that it was possible to identify an alteration in the functional ratio of asymptomatic athletes at both velocities.

This study evaluated the muscle balance of athletes involved in several university-level overhead sports, a still little-explored population. Furthermore, the objective of the proposed experimental design was to isolate factors that could have influenced alterations to the functional ratio, i.e., overhead sports training and impingement symptoms. Nevertheless, to conclude that any such alterations to the shoulders of asymptomatic overhead athletes could lead to the development of symptoms or that the strengthening of the lateral rotator muscles could prevent the appearance of symptoms would require further study.

CONCLUSIONS

Athletes involved in university-level overhead sports presented a lower LREcc/MRCon ratio than non-athletes due to greater concentric medial rotation strength, which apparently is an adaptation to sports training related to throwing performance. The MREcc/LRCon ratio appears to be influenced by neither the practice of university-level overhead sports nor by impingement symptoms in athletes who continue regular sporting activity.

REFERENCES

Alfredson, H., Pietila, T., & Lorentzon, R. (1998) Concentric and eccentric shoulder and elbow muscle strength in female volleyball players and non-active females. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 8, 265-270.

Andrade, M. S., Fleury, A. M., Lira, C. A. B., Dubas, J. P., & Silva, A. C. (2010) Profile of isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of shoulder rotator muscles in elite female team handball players. *Journal of Sports Sciences*, 28, 743–749.

Bak, K., & Magnusson, P. (1997) Shoulder strength and range of motion in symptomatic and pain-free elite swimmers. *American Journal of Sports Medicine*, 25, 454-459.

Boyle, K. L., Witt, P., & Riegger-Krugh, C. (2003) Intrarater and interrater reliability of the beighton and horan joint mobility index. *Journal of Athletic Training*, 38, 281-285.

Cools, A. M., Cambier, D. C., & Witvrouw, E. E. (2008) Screening the athlete's shoulder for impingement symptoms: a clinical reasoning algorithm for early detection of shoulder pathology *British Journal of Sports Medicine*, 42, 628-635.

Dvir, Z. (1995) *Isokinetics: Testing, Interpretation, and Clinical Applications*. New York: Churchill Livingstone.

1
2
3
4
5
6
7 Escamilla, R. F., & Andrews, J. R. (2009) Shoulder muscle recruitment patterns and
8 related biomechanics during upper extremity sports. *Sports Medicine*, 39, 569-590.
9

10
11
12
13
14 Hawkins, R. J., & Kennedy, J. C. (1980) Impingement syndrome in athletes.
15
16 *American Journal of Sports Medicine*, 8, 151-158.
17

18
19
20
21 Hess, S.A., Richardson, C., Darnell, R., Friis, P., Lisle, D., & Myers, P. (2005)
22
23 Timing of rotator cuff activation during shoulder external rotation in throwers with
24 and without symptoms of pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*,
25
26 35, 812-820.
27
28
29

30
31
32
33 Heyworth, B. E., & Williams, R. J. (2009) Internal impingement of the shoulder.
34
35 *American Journal of Sports Medicine*, 37, 1024-1037.
36
37

38
39
40 Jobe, F. W., & Moynes, D. R. (1982) Delineation of diagnostic criteria and a
41
42 rehabilitation program for rotator cuff injuries. *American Journal of Sports Medicine*,
43
44 10, 336-339.
45
46
47

48
49 Kendall, F. P., & McCreary, E.K. (1983) *Muscle testing and function*. Baltimore:
50
51 Williams & Wilkins.
52
53

54
55
56 Meister, K. (2000) Injuries to the shoulder in the throwing athlete - part one:
57
58 Biomechanics/pathophysiology/classification of injury. *American Journal of Sports*
59
60 *Medicine*, 28, 265-275.

1
2
3
4
5
6
7 Neer, C. S. (1972) Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in
8
9 the shoulder: a preliminary report. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 54A, 41-50.
10
11

12
13
14 Noffal, G. J. (2003) Isokinetic Eccentric-to-Concentric Strength Ratios of the
15
16 Shoulder Rotator Muscles in Throwers and Nonthrowers. *American Journal of*
17
18 *Sports Medicine*, 31, 537-541.
19
20
21

22
23 Saccol, M. F., Gracitelli, G. C., Silva, R. T., Laurino, C. F. S., Fleury, A. M.,
24
25 Andrade, M. S., & Silva, A. C. (2010) Shoulder functional ratio in elite junior tennis
26
27 players. *Physical Therapy in Sport*, 11, 8-11.
28
29
30

31
32
33 Scoville, C. R., Arciero, R. A., Taylor, D. C., & Stoneman, P. D. (1997). End range
34
35 eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios: A new perspective in shoulder
36
37 strength assessment. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25, 203–
38
39 207.
40
41
42

43
44
45 Stickley, C. D., Hetzler, R. K., Freemyer, B. G., & Kimura, I. F. (2008) Isokinetic
46
47 peak torque ratios and shoulder injury history in adolescent female volleyball
48
49 athletes. *Journal of Athletic Training*, 43, 571–577.
50
51
52

53
54 Wang, H. K., & Cochrane, T. (2001) Mobility impairment, muscle imbalance,
55
56 muscle weakness, scapular asymmetry and shoulder injury in elite volleyball
57
58 athletes. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 41, 403-410.
59
60

1
2
3
4
5 Wilk, K. E., Obma, P., Simpson li, C. D., Cain, E. L., Dugas, J., & Andrews J. R.
6
7 (2009) Shoulder Injuries in the Overhead Athlete. *Journal of Orthopaedic & Sports*
8
9 *Physical Therapy*, 39, 38-54.
10
11

12
13
14 Yildiz, Y., Aydin, T., Sekir, U., Kiralp, M. Z., Hazneci, B., & Kalyon, T. A. (2006)
15
16 Shoulder terminal range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios in
17
18 overhead athletes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 16, 174–
19
20 180.
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

Table 1. Characteristics of the participants.

	Athletes with shoulder impingement (n=21)	Asymptomatic athletes (n=25)	Control group (n=21)
Age (years)	22.1±2.3	21±2.1	22.2±2.4
Height (cm)	176.6±8.3	175.6±8.8	175.5±6.5
Mass (kg)	73.2±12.2	72.7±11.3	78.6±11.8
Time of sport experience (years)	7.5±4.1	7.3±3.9	-
Time of shoulder pain (months)	38.9±34.4	-	-

Data are mean ± standard deviation.

Table 2. Peak torque/body weight ($\text{N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$) of medial and lateral shoulder rotation during the tests at $1.57\text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$ and $3.24\text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$.

	Athletes with shoulder impingement (n=21)	Asymptomatic athletes (n=25)	Control group (n=21)	P value
$1.57\text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$				
MRCon	48.72 (33.92 – 73.8)	53.33 (37.5 – 86.62)	46.68 (35.5 – 74)	0.14
LRCon	44.94 (28.81 – 59.47)	47.56 (33.63 – 66.57)	46.48 (35.94 – 64.44)	0.44
MREcc	77.06 (52.71 – 97.27)	72.17 (55 – 106.78)	70.39 (57.9 – 106.11)	0.55
LR Ecc	51.2 (37.39 – 63.5)	51.91 (35.68 – 76.57)	52.26 (40.35 – 75.22)	0.85
$3.24\text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$				
MRCon	46.94 (32.22 – 74)	50.5 (35.15 – 98.18)*	45.06 (34.09 – 76.33)	0.03
LRCon	46.21 (34.06 – 56.14)	45.78 (28.77 – 65.86)	42.16 (31.81 – 73.33)	0.27
MREcc	71.55 (53.02 – 95.68)	69.5 (46.36 – 126.56)	72.07 (49.07 – 98.56)	0.85
LR Ecc	54.51 (42.75 – 63.47)	55.67 (42.33 – 72.22)	51.98 (34.09 – 75.89)	0.28

Data are median (minimum - maximum).

MR indicates medial rotation; LR, lateral rotation; Con, concentric; Ecc, eccentric.

* $P < 0.017$ when compared with control group.

Table 3. Functional strength ratios of shoulder rotators during the tests at 1.57 rad·s⁻¹ and 3.24 rad·s⁻¹.

	Athletes with shoulder impingement (n=21)	Asymptomatic athletes (n=25)	Control group (n=21)	P value
1.57 rad·s⁻¹				
LREcc/MRCon	1.01±0.19	0.92±0.17*	1.05±0.14	0.03
MREcc/LRCon	1.63±0.30	1.63±0.20	1.62±0.24	0.99
3.14 rad·s⁻¹				
LREcc/MRCon	1.06±0.2	0.97±0.16*	1.14±0.19	0.02
MREcc/LRCon	1.63±0.23	1.63±0.26	1.66±0.31	0.93

Data are mean ± standard deviation.

MR indicates medial rotation; LR, lateral rotation; Con, concentric; Ecc, eccentric.

* P<0.017 when compared with control group.

APÊNDICE IV

ISOKINETIC DYNAMOMETRY APPLIED TO SHOULDER ROTATORS – VELOCITY LIMITATIONS IN ECCENTRIC EVALUATIONS

Artigo submetido ao periódico *European Journal of Applied Physiology*

1 **ISOKINETIC DYNAMOMETRY APPLIED TO SHOULDER ROTATORS –**
2
3
4 **VELOCITY LIMITATIONS IN ECCENTRIC EVALUATIONS**

5
6
7
8 **Authors:** Gisele Garcia Zanca, Ana Beatriz de Oliveira, Michele Forgiarini Saccol,
9
10 Stela Márcia Mattiello-Rosa*

11
12
13 From the Department of Physical Therapy, Federal University of São Carlos, São
14
15 Carlos, SP, Brazil

16
17
18
19
20 ***Corresponding author:**

21 Stela M. Mattiello-Rosa

22
23 Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos

24
25 Rodovia Washington Luis, km 235

26
27 CEP: 13565-905, São Carlos, SP, Brasil

28
29 Telephone number: +55 16 3351 8039

30
31 Fax number: +55 16 3361 2081

32
33 E-mail address: stela@ufscar.br
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

ABSTRACT

The objectives of this study were to evaluate if collegiate overhead athletes with and without shoulder pain and non-athlete subjects could reach a preset velocity in internal and external isokinetic shoulder rotation evaluations, as well as to evaluate the correlation between peak torque and maximal velocity when the preset velocity is not reached. The participants were assessed in a seated position with the arm positioned at 90° of shoulder abduction and 90° of elbow flexion, within a range of motion between neutral rotation and 90° of external rotation. Five maximal contractions of concentric and eccentric internal and external rotation were performed at the velocities 90°/s, 180°/s and 240°/s. Data from the isokinetic dynamometer were exported and processed with a routine programmed in MatLab. The majority of subjects did not reach the isokinetic phase during eccentric tests at 180°/s and 240°/s, particularly in the external rotators evaluation. High correlations between peak torque and maximal velocity of eccentric tests were found. The groups presented no differences in maximal velocity attained in trials which preset velocity was not reached. These results call into question the use of eccentric tests at velocities higher than 180°/s for the isokinetic evaluation of shoulder external rotators in symptomatic and asymptomatic collegiate overhead athletes and non-athletes in this specific position. In such cases, careful evaluation of the velocity is recommended to determine if the isokinetic phase was reached.

Keywords: isokinetic, velocity, overhead athlete, eccentric, shoulder

INTRODUCTION

Isokinetic evaluation is a widely used tool for studying the shoulder muscle performance of overhead athletes, with and without shoulder injury, in a variety of sports (Bak and Magnusson 1997; Noffal 2003; Saccol et al. 2010; Scoville et al. 1997; Stickley et al. 2008). Considering that high velocities are reached during the throw, the greatest velocities available in isokinetic dynamometers are used to evaluate internal and external rotation of the shoulder (Andrade et al. 2010; Carter et al. 2007; Noffal 2003).

The mechanical reliability and validity of the isokinetic dynamometer Biodex System 3, in concentric mode, were evaluated by Drouin et al. (2004), who observed that, during tests with angular velocity of 300°/s or more, the preset velocity was not reached. The authors questioned whether the torque applied during a relatively short range of motion (ROM) was sufficient for attaining the higher selected velocities (Drouin et al. 2004).

In fact, the use of high velocities to evaluate muscle performance seems to be questionable, even for athletes. Alfredson et al. (1998) did not use velocities greater than 180°/s in the concentric mode to evaluate female volleyball players and sedentary women because participants from both groups were not able to perform the test. The authors used the position 90° of shoulder abduction and 90° of elbow flexion (90/90 position) during the evaluation (Alfredson et al. 1998). This position has been recommended because it approximates the throwing position (Scoville et al. 1997).

It seems coherent that the torque used for isokinetic evaluation of muscle performance be restrict to the isokinetic phase of the movement evaluated. According to

1 Handel et al. (1996), torque generated beyond this phase is subject to acceleration
2 artifacts and thus may not reliably represent muscle performance.
3
4

5
6 Our group has been evaluating athletes with and without shoulder pain using
7 isokinetic dynamometry, emphasizing shoulder internal and external rotation. By
8 following the recommendation of utilizing greater velocities in order to reproduce
9 throwing movement, we have observed that subjects have difficulties reaching these
10 velocities. In such cases, the analysis of torque data without simultaneous analysis of
11 the velocity could lead to evaluation of the torque produced beyond the isokinetic
12 phase, which would compromise the principles of the evaluation performed.
13
14
15
16
17
18
19
20
21

22
23 Due to the importance of considering the isokinetic phase in the evaluation of
24 muscle performance and to the difficulty of individuals in reaching high velocities, this
25 study proposes to analyze isokinetic evaluation data with respect to velocity. Therefore,
26 the objectives of this study were: 1) to determine if collegiate overhead athletes, with
27 and without shoulder pain, and non-athlete subjects could reach a preset velocity in
28 isokinetic evaluations of shoulder internal and external rotation in 90/90 position; 2) to
29 evaluate the correlation between peak torque and maximal velocity in trials where the
30 preset velocity was not reached.
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44

45 **METHODS**

46 **Participants**

47
48 Fifty-one male collegiate overhead athletes (handball, baseball, volleyball and
49 water polo players), were evaluated and divided into two groups: athletes with shoulder
50 pain (GAP; n=21; 21.6 ± 2.1 years; 176 ± 8 cm; 77.5 ± 11.7 kg; 7.33 ± 4.23 years
51 practicing sports), and asymptomatic athletes (GAA; n=30; 21.7 ± 2.7 years; 178 ± 9
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1 cm; 76.2 ± 11.9 kg; 7.27 ± 4.21 years practicing sports). Athletes with shoulder pain
2
3 presented pain during the throw and in at least two of the following tests: apprehension
4
5 and relocation (Cools et al.2008), Neer (Neer 1972), Hawkins (Hawkins and Kennedy
6
7 1980) and Jobe (Jobe and Moynes 1982). We also evaluated 18 non-athlete subjects
8
9 (GNA; 22.4 ± 2.5 years; 175 ± 6 cm; 77.9 ± 12.2 kg) who had no previous history of
10
11 injury to the neck or shoulder. The study excluded subjects with generalized joint laxity,
12
13 previous neck or shoulder surgery or systemic diseases. This study was approved by the
14
15 Ethics Committee of the University, and all participants gave their written and informed
16
17 consent agreement to participate in this study.
18
19
20
21
22
23
24

25 **Isokinetic evaluation**

26
27 The evaluations were carried out using the isokinetic dynamometer Biodex
28
29 Multi-Joint System 3 (Biodex Medical System Inc., NY, USA). The dynamometer
30
31 calibration was checked before every evaluation session. Data from the isokinetic
32
33 dynamometer were collected with an acquisition frequency of 100 Hz.
34
35
36

37
38 The evaluations were preceded by a warm-up procedure, which consisted of
39
40 active-free shoulder movements in all directions. The participants were evaluated in a
41
42 seated position while secured with pelvic and diagonal straps for trunk stabilization. The
43
44 dominant arm (defined as the throwing arm) was positioned at 90° of shoulder
45
46 abduction and 90° of elbow flexion. The olecranon was aligned with the dynamometer's
47
48 mechanical axis of rotation. This position has been recommended for evaluations
49
50 because it approximates the throwing position (Scoville et al., 1997). Gravity correction
51
52 was performed with the arm relaxed in 90° of shoulder abduction, in neutral rotation.
53
54
55
56

57
58 Shoulder internal and external rotation torque was evaluated through a ROM of
59
60 90° , between neutral rotation and 90° of external rotation, at three angular velocities:
61
62
63
64
65

1 90°/s, 180°/s and 240°/s. The participants performed three submaximal repetitions at
2
3 each velocity and in each mode, in order to become familiarized with the equipment.
4
5 After one minute of rest, five maximal reciprocal repetitions were performed, during
6
7 which the participants received standardized verbal encouragement to develop maximal
8
9 strength in all contractions. The concentric tests were carried out before the eccentric
10
11 tests (Noffal, 2003) in ascending order of velocity (Dvir, 1995). Two minutes of rest
12
13 were allowed between each velocity.
14
15
16
17
18
19
20

21 **Data analysis**

22
23 Data from the isokinetic dynamometer were exported and processed with a
24
25 routine programmed in MatLab[®] (version 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, MA, USA).
26
27 Velocity, torque, and temporal axis data were utilized. An initial analysis was carried
28
29 out to verify if the preset velocity had been reached in each trial, taking into account
30
31 both the preset velocity and a 2% margin of error, according the equipment manual.
32
33
34

35 The trials in which the subjects reached the preset velocity were considered
36
37 successful trials. For these trials, the isokinetic phase (the period in which the preset
38
39 velocity was maintained) was identified. For the following analysis, maximum velocity
40
41 and peak torque of the best trial of each participant was used. The best trial considered
42
43 for participants who reached preset velocity was the one with longest isokinetic phase.
44
45 In the cases that the preset velocity was not reached in any of the five repetitions, the
46
47 trial that attained the highest angular velocity was considered the best trial.
48
49
50
51
52
53

54 **Statistical analysis**

55
56 Statistical analysis was carried out with SigmaPlot for Windows (version 11.0,
57
58 Systat Software Inc., Chicago, IL, USA). The Shapiro-Wilk test was applied and, since
59
60
61
62
63
64
65

1 the data did not present normal distribution, non-parametric tests were used. The
2
3 Kruskal-Wallis test was used for group comparisons of maximum velocity in repetitions
4
5 where the preset velocity was not reached. Spearman's correlation test was used to
6
7 verify the association between the maximum velocity reached and peak torque in
8
9 eccentric evaluations. When its prerequisites were met, the Chi-square test was used to
10
11 compare the number of subjects who did or did not reach the test velocity among the
12
13 groups. The significance level was set at 5% ($\alpha \leq 0.05$) for all analyses.
14
15
16
17
18
19

20 RESULTS

21
22
23
24

25 All participants reached the preset velocities in the five repetitions during the
26
27 concentric test as well as in the eccentric test at 90°/s (Fig. 1). However, in the eccentric
28
29 tests at 180°/s and 240°/s, a large number of participants from the three groups did not
30
31 reach the isokinetic phase, particularly during the evaluation of shoulder external
32
33 rotators (Fig. 1c).
34
35
36

37 In the eccentric test of internal rotators at 180°/s, 4.8% of the participants from
38
39 the GAP did not reach the preset velocity in any trial, and at 240°/s, 23.8% of the GAP,
40
41 13.3% of the GAA, and 5.6% of the GNA did not reach it. In the eccentric test of
42
43 external rotators at 180°/s, 19% of the GAP and 20% of the GAA did not reach the
44
45 preset velocity in any of the trials, while at 240°/s, 66.7% of the GAP, 73.3% of the
46
47 GAA, and 44.4% of the GNA did not reach the isokinetic phase. For this last condition,
48
49 the numbers of subjects who reached or did not reach the preset velocity were compared
50
51 among groups. The Chi-square test revealed no intergroup differences ($P > 0.05$).
52
53
54
55
56

57 This data refers to the subjects who did not reach the preset velocity in any of
58
59 the five trials. When the performance of the subjects who reached the preset velocity
60
61
62
63
64
65

1 was evaluated, we observe that a large percentage did not reach the isokinetic phase in
2
3
4 all trials (Fig. 2). Once again, difficulty was observed mainly in the eccentric test of
5
6 external rotators at the velocity 240°/s.
7

8
9 There was no intergroup difference in the maximum velocity reached during the
10
11 trials where the isokinetic phase was not reached (Table 1).
12

13
14 Moderate and high correlations (Domholdt, 2000) were found between peak
15
16 torque and maximum velocity reached in eccentric tests. The correlations are presented
17
18 in Table 2.
19
20
21
22

23 **DISCUSSION**

24
25
26
27

28 The results of this study demonstrated the difficulty of participants from all
29
30 evaluated groups in reaching high velocities during eccentric tests. This behavior was
31
32 not observed in the concentric tests, at any evaluated velocity, or in the eccentric test at
33
34 90°/s. Most subjects did not reach 240°/s during the eccentric test of external rotators. If
35
36 we consider only the number of successful trials, the performance was even worse. Only
37
38 6 subjects out of a total of 69 reached 240°/s in the five repetitions of the eccentric test
39
40 of external rotators. The correlations found between peak torque and maximum velocity
41
42 reached suggest that the inefficiency in reaching the preset velocity may be related to
43
44 the subjects' difficulty in generating torque.
45
46
47
48

49
50 Our results are different from those of studies that used the velocity 300°/s
51
52 (Andrade et al. 2010; Carter et al. 2007; Noffal 2003). These differences could be
53
54 related to the position of the subjects during the test (seated *versus* supine), and/or to the
55
56 ROM (90° *versus* 120/150°).
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1 Scapular stabilization depends more on muscle activity in the seated position
2
3 than in the supine position. In the supine position, body weight contributes to the
4
5 stabilization of the scapula, resulting in a steady base for the activity of the shoulder
6
7 rotator muscles. This steady base could benefit the length-tension relation of these
8
9 muscles, particularly the external rotators, considering that all of them are attached to
10
11 the scapula. This could partially explain the evaluated subjects' difficulty in reaching
12
13 higher velocities during eccentric tests of the external rotators in a seated position. The
14
15 lesser difficulty observed in the eccentric tests of the internal rotators could be related to
16
17 the activity of the muscles that are not attached to the scapula, such as the latissimus
18
19 dorsi and the pectoralis major. While external rotators depend on scapular stabilization
20
21 for better performance, internal rotators do not totally depend on this factor. Therefore,
22
23 the good performance of external rotators in a seated position would be associated with
24
25 efficient performance of the serratus anterior for scapular stabilization (Phadke et al.
26
27 2009), which could have happened to the subjects who reached the preset velocity.
28
29
30
31
32
33
34

35 By contrasting the results of this study with other studies reported in the
36
37 literature, it may seem advantageous to use the supine position in the isokinetic
38
39 evaluation of shoulder internal and external rotators. However, the supine position can
40
41 be considered less functional, particularly when evaluating the throwing movement. The
42
43 effect of subject positioning on the isokinetic evaluation of the shoulder rotator muscles
44
45 needs further investigation.
46
47
48

49 Another factor that could have contributed to reduced eccentric performance of
50
51 the external rotators is arm position. Because the starting point for the humerus is the
52
53 end ROM of external rotation, there can be a deficit in the external rotator muscles
54
55 activity, because they are shorted, which could compromise the length/tension relation.
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1 Therefore, these muscles would be less capable of generating torque and, as a
2
3 consequence, greater velocities.
4

5
6 The ROM used to test the shoulder rotators also could interfere in the maximum
7
8 velocity reached. Studies developed by Noffal (2003), Carter et al. (2007) and Andrade
9
10 et al. (2010) used ROM of 120° and 150°, while the ROM in the present study was
11
12 limited to 90°, in order to avoid the symptoms in athletes with shoulder pain during an
13
14 excessive ROM of internal rotation. It could be suggested that if there had been a
15
16 greater ROM to allow for torque development, the subjects could have reached 240°/s
17
18 with less difficulty. However, considering that all participants reached the preset
19
20 velocity in the concentric tests and in most repetitions of the eccentric evaluations of
21
22 internal rotators, the ROM does not seem to have been a determining factor for these
23
24 results. Therefore, the hypothesis that the position of the subject interferes with their
25
26 performance is reinforced.
27
28
29
30
31

32
33 Contrary to what might have been expected, the three evaluated groups
34
35 encountered the same difficulty in reaching greater velocities in the eccentric test. Both
36
37 GAP and GAA had practiced overhead sports for an average of seven years. It is known
38
39 that external rotator muscles act eccentrically to decelerate the humerus at the end of the
40
41 throw, which happens at high velocities (Escamilla and Andrews 2009). Therefore, it
42
43 was expected that athletes would reach higher velocities than non-athlete subjects.
44
45 However, the literature shows that overhead athletes present, as an adaptation to
46
47 training, an increase in the concentric strength of internal rotators without a concomitant
48
49 gain of eccentric strength of external rotators (Noffal 2003). It has been suggested that
50
51 this adaptation could contribute to a better throwing performance (Noffal 2003).
52
53 Moreover, the high velocities reached during a throw are a summation of numerous
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1 joint movements and muscular forces (Ellenbecker and Davies 2000) that are very
2
3
4 difficult to reproduce in the evaluation of an isolated movement.
5

6 The difficulty of athletes as much as non-athletes in reaching velocities greater
7
8 than 180°/s in eccentric tests, particularly for external rotation, highlights the need for
9
10 careful use of this type of evaluation. Considering that analyzed torque should refer to
11
12 the isokinetic phase of the movement, the simultaneous analysis of velocity and torque
13
14 data is recommended. This procedure will guarantee that the peak torque considered
15
16 have been generated during the isokinetic phase, that is, at the preset velocity.
17
18
19

20 The results point to the need for new studies investigating the methodological
21
22 aspects of isokinetic tests performed at high velocities. New studies should be
23
24 developed to increase our understanding of the effects of position, ROM and number of
25
26 successful trials performed on a test. Such understanding would contribute to the
27
28 development of procedures that ensure a more accurate evaluation of isokinetic peak
29
30 torque.
31
32
33
34
35
36

37 **CONCLUSIONS**

38
39
40
41

42 The evaluation of eccentric torque of shoulder rotation at high velocities in the
43
44 position 90/90, in collegiate overhead athletes with and without pain and in non-athlete
45
46 subjects, should be used carefully, particularly for the external rotators. The high
47
48 correlations found between peak torque and maximum velocity reached demonstrated
49
50 that this problem seems to be related to the difficulty in generating torque with the
51
52 external rotators in this specific position.
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors are deeply grateful to the volunteers who participated in this study. Gisele Garcia Zanca and Michele Forgiarini Saccol were the recipient of research from Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo.

ETHICAL STANDARDS

This study was approved by the Ethics Committee of Federal University of São Carlos (number 339/2009) and was conducted according to the Helsinki Statement.

CONFLICT OF INTEREST

The authors declare that they have no conflict of interest.

REFERENCES

- Alfredson H, Pietilä T, Lorentzon R (1998) Concentric and eccentric shoulder and elbow muscle strength in female volleyball players and non-active females. *Scand J Med Sci Sports* 8: 265-270
- Andrade MS, Fleury AM, Lira CAB, Dubas JP, Silva AC (2010) Profile of isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of shoulder rotator muscles in elite female team handball players. *J Sports Sci* 28:743–749
- Bak K, Magnusson P (1997) Shoulder strength and range of motion in symptomatic and pain-free elite swimmers. *Am J Sports Med* 25: 454-459

1 Carter AB, Kaminski TW, Douex Jr AT, Knight CA, Richards JG (2007) Effects of
2 high volume upper extremity plyometric training on throwing velocity and functional
3 strength ratios of the shoulder rotators in collegiate baseball players. *J Strength Cond*
4 *Res* 21:208-215
5
6
7
8
9

10 Cools AM, Cambier DC, Witvrouw EE (2008) Screening the athlete's shoulder for
11 impingement symptoms: a clinical reasoning algorithm for early detection of shoulder
12 pathology. *Br J Sports Med* 42:628-635
13
14
15
16
17

18 Domholdt E (2000) Physical therapy research – principles and applications. W.B.
19 Saunders Company, Philadelphia
20
21
22

23 Drouin JM, Valovich-mcLeod TC, Shultz SJ, Gansneder BM, Perrin DH (2004)
24 Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity,
25 torque and position measurements. *Eur J Appl Physiol* 91: 22–29
26
27
28
29

30 Dvir Z (1995) Isokinetics: testing, interpretation, and clinical applications. Churchill
31 Livingstone, New York
32
33
34

35 Ellenbecker TS, Davies GJ (2000) The application of isokinetics in testing and
36 rehabilitation of the shoulder complex. *J Athl Train* 35:338-350
37
38
39

40 Escamilla RF, Andrews JR (2009) Shoulder muscle recruitment patterns and related
41 biomechanics during upper extremity sports. *Sports Med* 39:569-590
42
43
44

45 Handel M, Dickhuth HH, Mayer F, Gulch RW (1996) Prerequisites and limitations to
46 isokinetic measurements in humans: Investigations on a servomotor-controlled
47 dynamometer. *Eur J Appl Physiol* 73:225–230
48
49
50
51

52 Hawkins RJ, Kennedy JC (1980) Impingement syndrome in athletes. *Am J Sports Med*
53 8:151-158
54
55
56

57 Jobe FW, Moynes DR (1982) Delineation of diagnostic criteria and a rehabilitation
58 program for rotator cuff injuries. *Am J Sports Med* 10:336-339
59
60
61
62
63
64
65

1 Neer CS (1972) Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the
2 shoulder: a preliminary report. *J Bone Joint Surg* 54:41-50
3

4
5
6 Noffal GJ (2003) Isokinetic Eccentric-to-Concentric Strength Ratios of the Shoulder
7 Rotator Muscles in Throwers and Nonthrowers. *Am J Sports Med* 31:537-41
8

9
10
11 Phadke V, Camargo PR, Ludewig PM (2009) Scapular and rotator cuff muscle function
12 during arm elevation: A review of normal function and alterations with shoulder
13 impingement. *Rev Bras Fisioter* 13:1-9
14
15

16
17
18 Saccol MF, Gracitelli GC, Silva RT, Laurino CFS, Fleury AM, Andrade M, Silva AC
19 (2010) Shoulder functional ratio in elite junior tennis players. *Phys Ther Sport* 11:8-11
20
21

22
23 Scoville CR, Arciero RA, Taylor DC, Stoneman PD (1997) End range eccentric
24 antagonist/concentric agonist strength ratios: A new perspective in shoulder strength
25 assessment. *J Orthop Sports Phys Ther* 25:203–207
26
27

28
29
30 Stickley CD, Hetzler RK, Freemyer BG, Kimura IF (2008) Isokinetic peak torque ratios
31 and shoulder injury history in adolescent female volleyball athletes. *J Athl Train*
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

FIGURE CAPTIONS

Fig. 1 Maximum velocity reached by the subjects from the groups of athletes with shoulder pain (GAP), asymptomatic athletes (GAA) and non-athletes (GNA), in their best trial, for each of the test velocities (90°/s, 180°/s and 240°/s), for concentric (a) and eccentric (c) shoulder external rotation, and concentric (b) and eccentric (d) shoulder internal rotation.

Fig. 2 Number of successful trials performed by subjects from the groups of athletes with shoulder pain (GAP), asymptomatic athletes (GAA) and non-athletes (GNA) in the eccentric tests of shoulder external (a) and internal (b) rotation, at 180°/s and 240°/s.

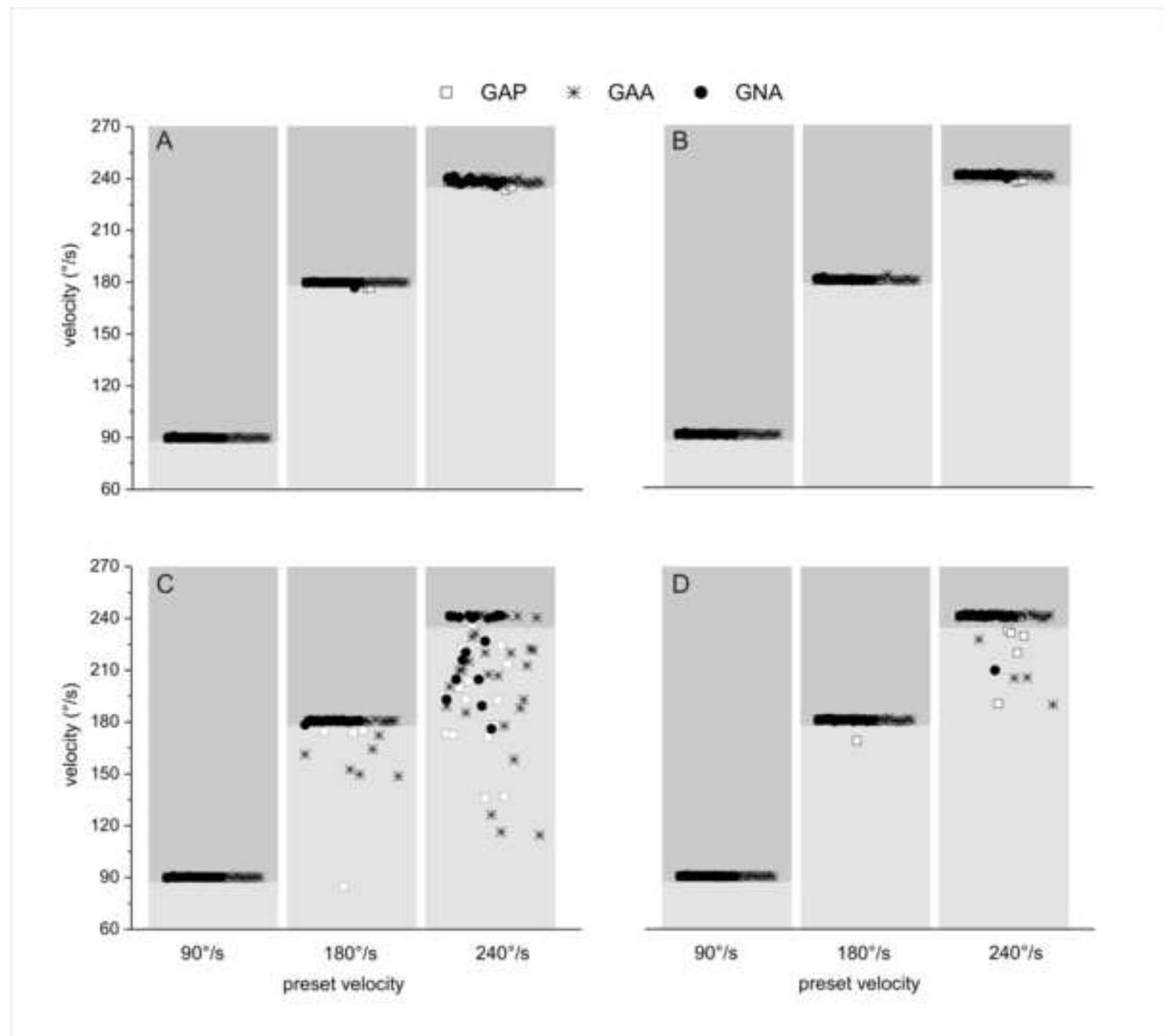
Fig 1[Click here to download high resolution image](#)

Fig 2

[Click here to download high resolution image](#)

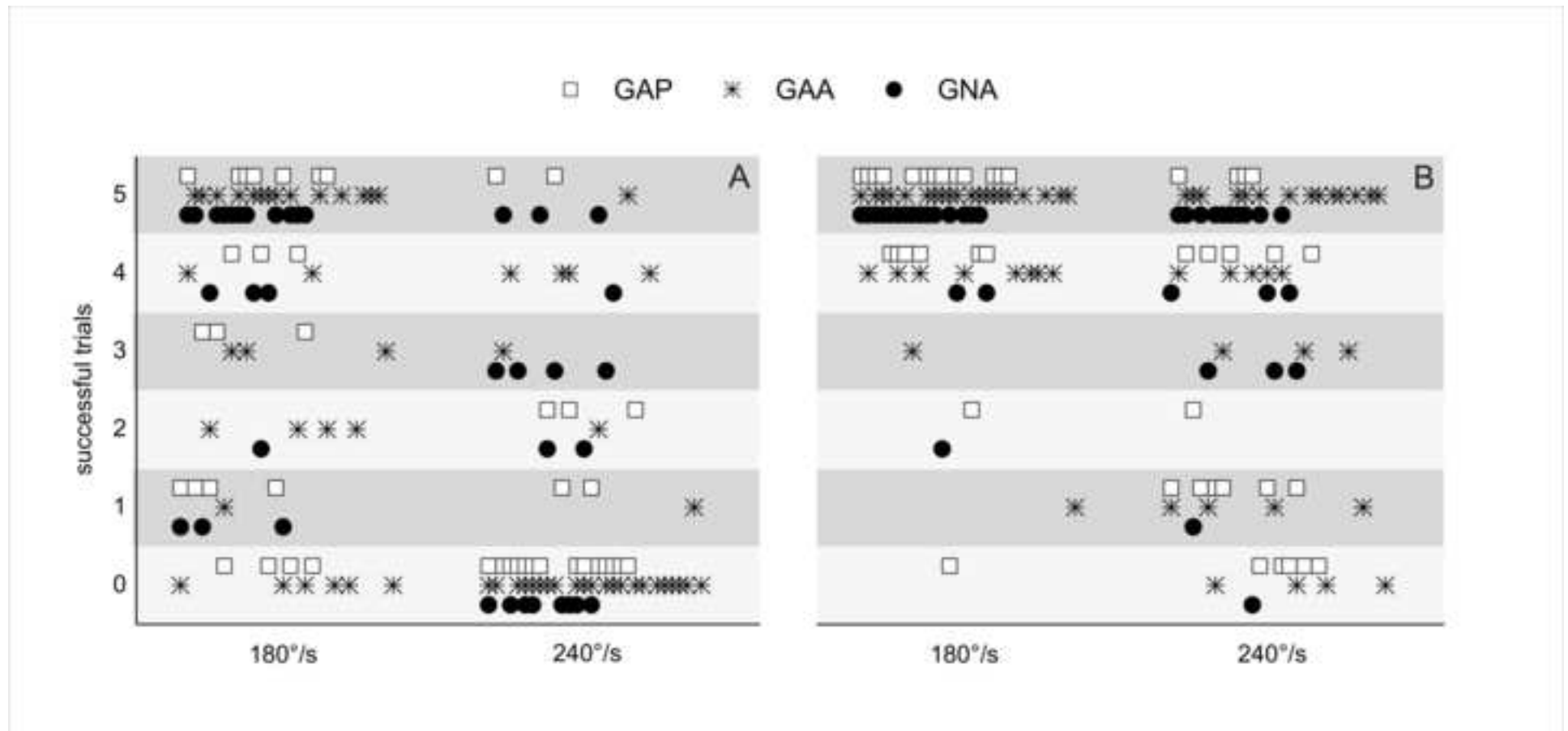


Table 1 Maximum velocity reached during repetitions which the isokinetic phase was not reached in eccentric tests at 180°/s and 240°/s by the groups of athletes with shoulder pain (GAP), asymptomatic athletes (GAA) and non-athletes (GNA).

	GAP	GAA	GNA	P value
IR 180°/s	136.8 (16.7-173.5)	149.0 (85.1-175.5)	166.7 (166.3-171.0)	0.23
ER 180°/s	155.7 (42.6-169.7)	142.7 (98.4-172.5)	168.7 (100.6-174.2)	0.17
IR 240°/s	197.3 (114.7-232.9)	196.7 (109.5-233.6)	214.1 (163.4-231.0)	0.67
ER 240°/s	181.2 (101.4-218.6)	184.7 (95.5-234.8)	199 (141.6-232.9)	0.13

Data are median (minimum – maximum)

IR = Internal Rotation

ER = External Rotation

Table 2 Spearman's correlation coefficient between peak torque and maximum velocity reached in each evaluated eccentric condition.

Velocity	Internal Rotation	External Rotation
90°/s	0.63*	0.68*
180°/s	0.71*	0.77*
240°/s	0.82*	0.86*

* Significant correlation; $P < 0.001$