



Universidade Federal de São Carlos

**CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

TESE DE DOUTORADO

**Avaliação da manutenção do torque durante abdução
isométrica e do desempenho muscular durante
abdução concêntrica e excêntrica em sujeitos com
síndrome do impacto do ombro**

Paula Rezende Camargo

**São Carlos
2010**

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

**Avaliação da manutenção do torque durante abdução
isométrica e do desempenho muscular durante
abdução concêntrica e excêntrica em sujeitos com
síndrome do impacto do ombro**

Paula Rezende Camargo

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Fisioterapia.

Orientadora: Profa. Dra. Tania de Fátima Salvini

Apoio financeiro:

CAPES: Doutorado no País

CNPq: Doutorado Sanduíche

**São Carlos
2010**

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

C172am

Camargo, Paula Rezende.

Avaliação da manutenção do torque durante abdução isométrica e do desempenho muscular durante abdução concêntrica e excêntrica em sujeitos com síndrome do impacto do ombro / Paula Rezende Camargo. -- São Carlos : UFSCar, 2010.

70 f.

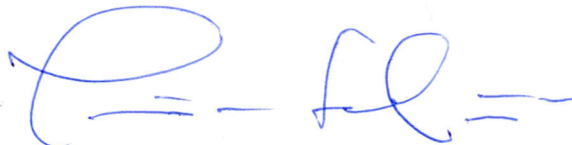
Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2010.

1. Fisioterapia. 2. Ombro. 3. Subacromial. 4. Dinamômetro isocinético. I. Título.

CDD: 615.82 (20^a)

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA PARA DEFESA DE TESE DE DOUTORADO DE **PAULA REZENDE CAMARGO**, APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA DESTA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS, AOS 05 DE FEVEREIRO DE 2010.

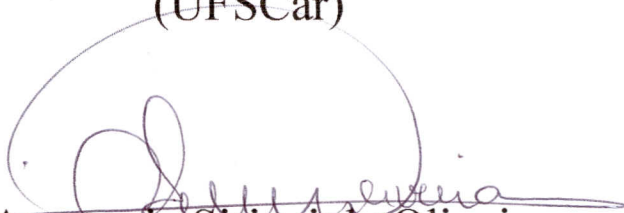
BANCA EXAMINADORA:



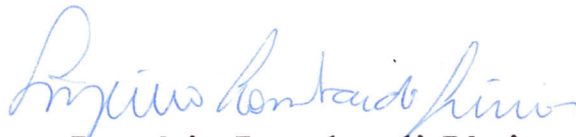
Tania de Fátima Salvini
(UFSCar)



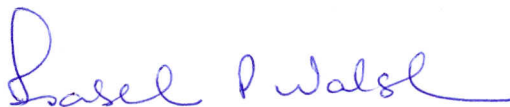
Stela Márcia Mattiello G. Rosa
(UFSCar)



Anamaria Siriani de Oliveira
(USP)



Império Lombardi Júnior
(UNIFESP)



Isabel Aparecida Porcatti de Walsh
(UFTM)

Agradecimentos

Em primeiro lugar agradeço aos meus pais, **Paulo e Margarida**, e meus irmãos, **Gustavo e Cláudia**, pela dedicação, pelo incentivo e pelo apoio de sempre para a realização dos meus sonhos. Essa conquista não é apenas minha, mas também de vocês. Muito obrigada por tudo!

Mais uma vez agradeço à **Tania** por toda confiança, toda orientação e todos os conselhos fornecidos desde que eu a conheço. Com certeza toda a sua orientação faz diferença em nossas vidas. Feliz daquele que te ouve! Sem dúvida nenhuma você é um exemplo profissional e pessoal a ser seguido.

Agradeço à **Paula Ludewig** que me orientou durante o doutorado sanduíche. Obrigada por ter me recebido de braços abertos para trabalhar no seu laboratório. A Paula é uma pessoa cuja competência equivale ao seu caráter, e sempre está pronta a ajudar no que for preciso e passar seus conhecimentos com toda a paciência do mundo. Nunca me esquecerei dos momentos que passei aí nesta terra gelada! Saudade!

Só eu sei o quanto a **Vandana** foi importante durante a minha estadia nos Estados Unidos. Ela é de uma simplicidade incrível e que não mede esforços para te ajudar a qualquer momento e em todos os aspectos. Hoje posso dizer que é uma grande amiga com quem posso contar sempre, e que mesmo estando tão longe, sinto que está tão perto. Vandana, tenho uma enorme gratidão por você e um imenso carinho! Arey baba! Muito obrigada!

Mari, você foi uma peça chave para a realização deste projeto. Fui tranqüila para os Estados Unidos, pois sabia que tinha deixado o projeto em suas mãos. Sem você, tudo teria sido mais difícil. Obrigada por toda a sua disponibilidade e amizade durante todo este período!

Também agradeço às alunas de iniciação científica, **Naoe e Larissa**, que acompanharam eu e a Mari na realização deste projeto.

Agradeço à amiga **Bia** por toda sua dedicação, paciência e amizade durante todo o tempo. Obrigada pela leitura cuidadosa desta tese. Tenho grande admiração por você!

Agradeço à **Fer Romaguera** que sempre me escutou quando eu precisava de um ouvido brasileiro durante o período no exterior.

Não posso deixar de agradecer ao pessoal do laboratório (**Thiago, Sabrina, Gabriel, João, Carolina, Esperanza, Chris, Marcela e Tereza**) pela convivência e momentos de descontração.

Sou muito grata a cada um dos **voluntários** que participaram deste estudo, e assim permitiram que eu pudesse concluir mais esta etapa. Muito obrigada!

Agradeço às secretárias do PPG-FT, **Kelly e Christiane**, pela paciência e atendimento prestado durante todo o período.

Agradeço também à **CAPES** e ao **CNPq** pelo apoio financeiro em minha formação acadêmica.

Por último, agradeço a todos que de alguma forma contribuíram para a realização e conclusão deste trabalho.

Resumo

Além da escassez de estudos com abordagem na avaliação da manutenção do torque em portadores da síndrome do impacto do ombro, estudos sobre a fase excêntrica da elevação do braço também são bastante escassos. Desta forma, o objetivo deste estudo foi avaliar a manutenção do torque submáximo durante a abdução isométrica e o desempenho muscular durante abdução concêntrica e excêntrica em sujeitos com síndrome do impacto subacromial (SIS) e sujeitos saudáveis. O grupo SIS consistiu de 27 sujeitos ($33,48 \pm 9,94$ anos) com SIS unilateral e foi dividido em dois grupos: 1) SIS com lado dominante acometido; 2) SIS com lado não-dominante acometido. O grupo controle consistiu de 23 sujeitos saudáveis ($32,26 \pm 9,04$ anos). O pico de torque e a manutenção do torque foram registrados durante a abdução isométrica (80° no plano escapular) do ombro. Desvio-padrão, coeficiente de variação, tempo de estabilidade, frequência mediana e potência relativa foram calculados para cada repetição da avaliação de manutenção do torque. O torque alvo foi 35% do pico de torque. Não foram identificadas interações significativas entre grupo e lado ($P > 0,05$), assim como não houve diferenças significativas entre grupos e lados ($P > 0,05$) para todas as variáveis analisadas. Pico de torque, trabalho total e tempo de aceleração foram avaliados durante abdução isocinética concêntrica e excêntrica do ombro, bilateralmente, a $60^\circ/s$ e $180^\circ/s$. Também não foram encontradas interações significativas entre grupos e lado ($P > 0,05$), assim como não foram encontrados efeitos de grupo e lado ($P > 0,05$) para todas as variáveis analisadas durante a abdução concêntrica do ombro para ambas as velocidades testadas. Durante as contrações excêntricas, menor trabalho total ($P < 0,05$) foi demonstrado no lado não-dominante não-acometido do grupo SIS a $60^\circ/s$, e no lado não-acometido dos grupos SIS a $180^\circ/s$ quando comparado com o lado dominante do grupo controle. A $180^\circ/s$, o lado não-dominante não-acometido do grupo SIS demonstrou maior tempo de aceleração ($P < 0,05$) quando comparado com o lado dominante do grupo controle, assim como o lado não-dominante acometido do grupo SIS quando comparado com o lado não-dominante do grupo controle. Os resultados do presente estudo mostraram que a manutenção do torque está preservada na SIS durante a abdução isométrica do ombro. Também não foram demonstradas alterações nos parâmetros avaliados durante as fases concêntrica e excêntrica da abdução isocinética em sujeitos com SIS quando comparados com um grupo controle. No entanto, alterações podem ser observadas no lado contralateral durante a fase excêntrica em sujeitos com SIS unilateral.

Palavras-chave: manguito rotador; dor no ombro; elevação do braço; reabilitação.

Abstract

There is lack of studies with approach on the evaluation of torque steadiness in subjects with shoulder impingement, as well as studies evaluating the eccentric phase of elevation of the arm in these subjects. As such, the purpose of this study was to evaluate torque steadiness during isometric abduction and muscle performance during concentric and eccentric abduction of the shoulder in subjects with subacromial impingement syndrome (SIS) and healthy subjects. The SIS group consisted of 27 subjects (33.48 ± 9.94 years) with unilateral SIS and it was divided into two groups: 1) SIS with the dominant involved side; 2) SIS with the nondominant involved side. The control group consisted of 23 healthy subjects (32.26 ± 9.04 years). Peak torque and torque steadiness were measured during isometric abduction (80° in the scapular plane) of the shoulder. Standard deviation, coefficient of variation, stability time, median frequency, and relative power were measured from the steadiness trials. The target torque was 35% of peak torque. There were neither significant interactions between group and side ($P > 0.05$), nor were there significant main effects of group and side ($P > 0.05$) for all variables analyzed. Peak torque, total work and acceleration time were measured, bilaterally, during isokinetic concentric and eccentric abduction at $60^\circ/\text{s}$ and $180^\circ/\text{s}$. No significant interactions were found between group and side ($P > 0.05$), as well as no significant main effects of group and side ($P > 0.05$) for all variables during concentric abduction of the shoulder at both tested speeds. During the eccentric contractions, lower total work ($P < 0.05$) was demonstrated by the nondominant uninvolved side of SIS group at $60^\circ/\text{s}$, and by the uninvolved sides of the SIS groups at $180^\circ/\text{s}$ compared to the dominant side of the controls. At $180^\circ/\text{s}$, the nondominant uninvolved side of the SIS group demonstrated slower acceleration time ($P < 0.05$) compared to the dominant side of the control group, as well as the nondominant involved side of the SIS group compared to the nondominant side of the controls. The results of this study showed that steadiness is preserved by SIS during isometric abduction of the shoulder. No alterations were also shown in the measured parameters during concentric and eccentric phases of isokinetic abduction in subjects with SIS when compared to a control group. However, alterations may be observed in the contralateral side during the eccentric phase of abduction in subjects with unilateral conditions of SIS.

Key-words: rotator cuff; shoulder pain; arm elevation; rehabilitation.

Lista de figuras

Estudo 1

Figura 1. Repetição de um sujeito da avaliação da manutenção do torque submáximo durante abdução a 80°, no plano escapular.....	28
Figura 2. Ilustração do método de janelamento aplicado para identificar o tempo de estabilidade.....	30

Lista de tabelas

Estudo 1

Tabela 1. Características físicas dos sujeitos..... 26

Tabela 2. Pontuação do DASH para o grupo controle e grupos SIS..... 32

Tabela 3. Variáveis da abdução isométrica para os grupos controle e SIS..... 34

Estudo 2

Tabela 1. Pico de torque, trabalho total e tempo de aceleração durante abdução concêntrica e excêntrica do ombro a 60°/s e 180°/s em sujeitos com SIS e controles. Resultados da ANOVA *two-way* para medidas repetidas também estão apresentados..... 52

Lista de anexos

Anexo I. Artigo publicado European Journal of Applied Physiology.....	62
Anexo II. Manuscrito aceito European Journal of Applied Physiology.....	70

Sumário

1. Prefácio.....	11
2. Contextualização.....	15
3. Objetivos.....	20
Estudo 1.....	21
Estudo 2.....	43

1. Prefácio

Esta tese de doutorado dá continuidade ao projeto de pesquisa desenvolvido durante minha dissertação de mestrado “Avaliação e tratamento fisioterapêutico em trabalhadores portadores da síndrome do impacto do ombro”, onde avaliamos a dor e a capacidade física de trabalhadores portadores da síndrome do impacto (Camargo et al. 2007), e identificamos que há déficits bilaterais em sujeitos com síndrome do impacto unilateral (Camargo et al. 2008). Também concluímos que um programa de intervenção que consiste de crioterapia, fortalecimento e alongamento aplicado durante a jornada de trabalho, reduz a dor e melhora a capacidade física destes sujeitos (Camargo et al. 2009).

Neste projeto de doutorado foram concluídos dois estudos. No primeiro estudo foi avaliada a manutenção do torque durante a abdução isométrica em portadores da síndrome do impacto do ombro (Estudo 1 e Anexo I). No segundo estudo foram comparados diversos aspectos durante a abdução isocinética concêntrica e a abdução isocinética excêntrica do ombro entre portadores da síndrome do impacto e sujeitos saudáveis (Estudo 2 e Anexo II).

Também foi realizado um terceiro estudo que avaliou o efeito do fortalecimento excêntrico para os abdutores do ombro em portadores de síndrome do impacto. Como o manuscrito referente a este estudo está em fase de preparação, seus resultados não serão apresentados.

Doutorado Sanduíche

Fui contemplada com uma bolsa de doutorado sanduíche por um ano (Abril/2008 – Abril/2009). Durante este período trabalhei no Laboratório de Biomecânica do Ombro do Departamento de Medicina Física e Reabilitação,

Universidade de Minnesota (Minneapolis, EUA), sob orientação da Profa. Dra. Paula Ludewig. Este período foi bastante produtivo para minha formação acadêmica e científica, pois tive contato com diferentes metodologias para análise da biomecânica do ombro, participei de seminários, coletas e processamento de dados dos projetos em andamento no laboratório da Profa. Ludewig. Além do treinamento técnico-científico, minha contribuição aos projetos do laboratório resultaram na co-autoria de dois artigos científicos.

Os mesmos equipamento (Flock of Birds) e software (MotionMonitor) para análise 3-D do movimento utilizados no laboratório da Profa. Ludewig foram recentemente adquiridos pela Profa. Dra. Tania Salvini (Projeto Universal/CNPq 2007), possibilitando a implantação de um laboratório similar no Departamento de Fisioterapia da UFSCar que já está em pleno funcionamento. Assim, o aprendizado que obtive neste estágio no exterior permitiu que eu contribuísse para a implantação dessa linha de pesquisa de análise da biomecânica do ombro na UFSCar, contribuindo com a produção de conhecimento científico nessa área e com a formação de recursos humanos, uma vez que novos alunos de iniciação científica, mestrado e doutorado estão sendo inseridos nessa linha de pesquisa.

Durante o período em que estive em Minneapolis, elaborei um projeto de pesquisa em conjunto com a Profa. Ludewig, para ser desenvolvido no Brasil, mantendo assim a cooperação científica entre nossos grupos. Esse estudo já está sendo desenvolvido em nosso laboratório na UFSCar: “Validity and reliability of inclinometer and goniometer measures for estimating scapular and clavicular rotations as compared to a 3-D electromagnetic tracking system”. O projeto foi submetido à FAPESP para o qual solicitamos auxílio financeiro, bolsa de pós-doutorado e uma visita da Profa. Ludewig ao Brasil para discussão dos resultados do projeto.

Projetos de pesquisa

Em Agosto/2009 recebemos a visita da Profa. Dra. Vandana Phadke (Universidade de Minnesota) durante dez dias em nosso laboratório na UFSCar. Durante sua visita, financiada pelo CNPq, realizamos a coleta de dados para um estudo de caso “Análise 3-D da cinemática escapular após ressecção clavicular”. Este estudo está em fase de processamento dos dados para apresentação no próximo Congresso Internacional de Ombro que será realizado em Minneapolis em 2010, e posteriormente, será submetido para publicação em periódico internacional.

Em 2009, também elaboramos, e já estamos desenvolvendo, um projeto de cooperação científica com o Prof. Dr. Francisco Albuquerque Sendín (Universidade de Salamanca, Espanha), atualmente docente visitante do Departamento de Fisioterapia da UFSCar. O projeto “Efeitos de exercícios terapêuticos associados ou não à terapia manual na cinemática escapular, atividade eletromiográfica e dor miofascial em portadores da síndrome do impacto do ombro”, poderá trazer importante contribuição científica para a área de Fisioterapia.

Atividades didáticas

Durante o doutorado, co-orientei dois projetos de iniciação científica apresentados como trabalhos de conclusão do curso de graduação em Fisioterapia. Durante 2009, também atuei como docente voluntária nas atividades do PET-Saúde no Programa Saúde da Família, desenvolvidas pelos alunos de graduação em Fisioterapia da UFSCar, uma parceria entre a UFSCar e o município de São Carlos.

Referências

Camargo PR, Haik MN, Filho RB, Mattiello-Rosa SM, Salvini TF (2007) Pain in workers with shoulder impingement syndrome: an assessment using the DASH and McGill pain questionnaires. *Rev Bras Fisioter* 11:161-67.

Camargo PR, Haik MN, Filho RB, Mattiello-Rosa SM, Salvini TF (2008) Bilateral deficits in muscle contraction parameters during shoulder scaption in patients with unilateral subacromial impingement syndrome. *Isokinet Exerc Sci* 16:93-99.

Camargo PR, Haik MN, Ludewig PM, Filho RB, Mattiello-Rosa SM, Salvini TF (2009) Effects of strengthening and stretching exercises applied during working hours on pain and physical impairment in workers with subacromial impingement syndrome. *Physiother Theory Pract* 25:463-475.

2. Contextualização

A síndrome do impacto é uma das condições mais comuns de dor no ombro e, geralmente, refere-se à compressão e abrasão mecânica dos tendões dos músculos do manguito rotador, bursa subacromial e tendão da cabeça longa do bíceps contra a superfície anterior do acrômio, ligamento coracoacromial ou articulação acromioclavicular durante a elevação do braço (Neer, 1972). A síndrome do impacto também pode ser atribuída a mecanismos intrínsecos onde a degeneração do tendão ocorre devido à sobrecarga por tensão (Soslowky et al. 2002). Recentemente, foi identificado o impacto interno causado pela fricção e abrasão mecânica dos tendões do manguito rotador contra a superfície anterior ou posterior da glenóide ou contra o lábio glenoidal (Pappas et al. 2006).

Vários estudos analisaram a cinemática 3-D do ombro durante a elevação do braço em sujeitos com síndrome do impacto (Warner et al. 1992; Lukaseiwicz et al. 1999; Ludewig e Cook 2000; Endo et al. 2001; Lin et al. 2005; McClure et al. 2006). Foi identificado que portadores desta disfunção apresentam diminuição da rotação superior e da inclinação posterior da escápula, e aumento da rotação interna da escápula durante a elevação do braço (Warner et al. 1992; Lukaseiwicz et al. 1999; Ludewig e Cook 2000; Endo et al. 2001; Lin et al. 2005). Esses sujeitos também demonstraram maior elevação (Lukaseiwicz et al. 1999; Lin et al. 2005; Laudner et al. 2006; McClure et al. 2006) e retração (McClure et al. 2006) da clavícula, enquanto o úmero apresentou aumento na translação anterior e superior (Deutsch et al. 1996; Ludewig e Cook 2002). Acredita-se que essas alterações podem reduzir o espaço subacromial criando um espaço inadequado para as estruturas subacromiais enquanto o braço é elevado (Solem-Bertoft et al. 1993).

Além das alterações na cinemática do ombro, alterações na ativação muscular também foram descritas em sujeitos com síndrome do impacto (Phadke et al. 2009). Aumento da atividade muscular do trapézio superior (Ludewig e Cook 2000; Lin et al. 2005; Peat e Grahame 1977), e diminuição da ativação do serrátil anterior (Ludewig e Cook 2000; Lin et al. 2005; Peat e Grahame 1977) e do manguito rotador (Reddy et al. 2000) foram identificados durante a elevação do braço em sujeitos portadores da síndrome do impacto quando comparados com sujeitos saudáveis. O músculo trapézio inferior demonstrou ter uma ativação atrasada em resposta à queda repentina do braço em sujeitos com a síndrome do impacto (Cools et al. 2003).

Déficits no desempenho muscular também foram identificados em sujeitos com síndrome do impacto do ombro durante abdução concêntrica, no plano escapular, por meio de dinamômetro isocinético quando comparados com sujeitos saudáveis (Camargo et al. 2008).

A propriocepção também já foi avaliada por meio da cinestesia em portadores da síndrome do impacto do ombro durante abdução passiva do ombro (Machner et al. 2003), e alterações foram encontradas quando o lado acometido foi comparado com o contralateral sugerindo uma alteração no mecanismo de *feedback* aferente.

Bandholm et al. (2006) sugeriram que a avaliação da capacidade de manutenção do torque pode ser uma forma de avaliar os mecanismos sensório-motores de maneira integrada. Assim, os efeitos da síndrome do impacto do ombro foram investigados na capacidade de manutenção do torque durante abdução isométrica, concêntrica e excêntrica a 20%, 27.5% e 35% do torque máximo que se apresentou diminuída apenas a 35% do torque máximo durante a abdução concêntrica (Bandholm et al. 2006).

Além da escassez de estudos com abordagem na avaliação da manutenção do torque em portadores da síndrome do impacto, estudos sobre a fase excêntrica da elevação do braço também são bastante escassos. Deve-se considerar que nesta fase o controle da escápula é de extrema importância, pois é nela que geralmente observa-se a discinesia escapular. Deste modo, a cinemática escapular foi avaliada durante as fases concêntrica e excêntrica de elevação, no plano escapular, em sujeitos saudáveis e portadores da síndrome do impacto (Borstad e Ludewig 2002). Embora não significativas, as diferenças entre os grupos tenderam a serem maiores durante a fase excêntrica. Além disso, sujeitos com síndrome do impacto do ombro também demonstraram menor coativação trapézio médio/serrátil anterior nesta fase de elevação do braço (de Moraes Faria et al. 2008).

Referências

- 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;34:631-639
- Borstad JD, Ludewig PM. Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. *Clin Biomech.* 2002;17:650-659.
- Camargo PR, Haik MN, Filho RB Mattiello-Rosa SM, Salvini TF. Bilateral deficits in muscle contraction parameters during shoulder scaption in patients with unilateral subacromial impingement syndrome. *Isokinet Exerc Sci* 2008;16:93-99.
- Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, Danneels LA, Cambier DC. Scapular muscle recruitment patterns: Trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. *Am J Sports Med.* 2003;31:542-9.

De Morais Faria CDC, Teixeira-Salmela LF, de Paula Goulart FR, de Souza Moraes GF. Scapular muscular activity with shoulder impingement syndrome during lowering of the arms. *Clin J Sport Med*. 2008;18:130-136

Deutsch A, Altchek D, Schwartz E, Otis JC, Warren RF. Radiologic measurement of superior displacement of humeral head in impingement syndrome. *J Shoulder Elbow Surg*. 1996;5:186-193.

Endo K, Ikata T, Katoh S, Takeda Y. Radiographic assessment of scapular rotational tilt in chronic shoulder impingement syndrome. *J Orthop Sci*. 2001;6:3-10.

Laudner KG, Myers JB, Pasquale MR, Bradley JP, Lephart SM. Scapular dysfunction in throwers with pathologic internal impingement. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2006;36:485-494.

Lin JJ, Hanten WP, Olson SL, Roddey TS, Soto-quijano DA, Lim HK, et al. Functional activity characteristics of individuals with shoulder dysfunctions. *J Electromyogr Kinesiol*. 2005;15:576-586.

Ludewig PM, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys Ther*. 2000;80:276-291.

Ludewig PM, Cook TM. Translations of the humerus in persons with shoulder impingement symptoms. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2002;32:248-259.

Lukaseiwicz AC, McClure P, Michener L, Pratt N, Sennett B. Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1999;29:574-583.

Machner A, Merk H, Becker R, Rohkohl K, Wissel H, Pap G. Kinesthetic sense of the shoulder in patients with impingement syndrome. *Acta Orthop Scand*. 2003;74:85-88.

McClure PW, Michener LA, Karduna AR. Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. *Phys Ther.* 2006;86:1075-1090.

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

Pappas GP, Blemker SS, Beaulieu CF, McAdams TR, Whalen ST, Gold GE. In vivo anatomy of the neer and hawkins sign positions for shoulder impingement. *J Shoulder Elbow Surg.* 2006;15:40-9.

Peat M, Grahame RE. Electromyographic analysis of soft tissue lesions affecting shoulder function. *Am J Phys Med.* 1977;56:223-40.

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

Reddy AS, Mohr KJ, Pink MM, Jobe FW. Electromyographic deltoid and rotator cuff muscles in persons with J Shoulder Elbow Surg. 2000;9:519-23.

Solem-Bertoft E, Thuomas KA, Westerberg CE. The influence of scapular retraction and protraction on the width of the subacromial space – An MRI study. *Clin Orthop Rel Res.* 1993;296:99-103.

Soslowsky LJ, Thomopoulos S, Esmail A, Flanagan CL, Iannotti JP, Williamson JD 3rd, et al. Rotator cuff tendinosis in an animal model: Role of extrinsic and overuse factors. *Ann Biomed Eng.* 2002;30:1057-63.

Warner JJ, Micheli LJ, Arslanian LE, Kennedy J, Kennedy R. Scapulothoracic motion in normal shoulders and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome: A study using moire topographic analysis. *Clin Orthop Rel Res.* 1992;285:191-199.

3. Objetivos

Avaliar a manutenção do torque submáximo durante a abdução isométrica e o desempenho muscular durante abdução concêntrica e excêntrica em sujeitos com síndrome do impacto do ombro.

**Estudo 1 – artigo publicado no European Journal of Applied Physiology
(106:381-387, 2009; Anexo I)**

**Manutenção do torque durante a abdução do ombro está preservada na
síndrome do impacto subacromial**

Paula Rezende Camargo,¹ Mariana Arias Ávila,¹ Ana Beatriz de Oliveira,¹ Naoe
Aline Asso,¹ Benedito Galvão Benze,² Tania de Fátima Salvini¹

¹Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos, Rodovia
Washington Luís, km 235, CEP 13565-905, São Carlos, SP, Brasil

²Departamento de Estatística, Universidade Federal de São Carlos, Rodovia
Washington Luís, km 235, CEP 13565-905, São Carlos, SP, Brasil

Resumo

Este estudo comparou o pico de torque e a manutenção do torque durante a abdução isométrica em sujeitos com síndrome do impacto subacromial (SIS) e em sujeitos sem disfunção nos membros superiores. O grupo SIS consistiu de 27 sujeitos ($33,48 \pm 9,94$ anos) portadores de SIS unilateral. O grupo controle consistiu de 23 sujeitos saudáveis e ativos ($32,26 \pm 9,04$ anos). O pico de torque e a manutenção do torque foram registrados durante a abdução isométrica (80° no plano escapular) do ombro. No processamento dos dados foram calculados o desvio-padrão, coeficiente de variação, tempo de estabilidade, frequência mediana e potência relativa para cada repetição da avaliação de manutenção do torque. Não foram identificadas interações significativas entre grupo e lado ($P > 0,05$), assim como não houve diferenças significativas entre grupos e lados ($P > 0,05$) para todas as variáveis analisadas. Os resultados do presente estudo mostraram que a manutenção do torque está preservada na SIS durante a abdução isométrica do ombro.

Palavras-chave: oscilação; manguito rotador; dor no ombro; reabilitação.

Introdução

A manutenção do torque submáximo refere-se à habilidade de realizar contrações musculares com variações mínimas em torno de um nível de torque/força alvo (Bandholm et al. 2006). Durante a contração voluntária máxima, a ativação de unidades motoras resulta em torque/força muscular que oscila (Enoka et al. 2003; Tracy et al. 2007). As oscilações são atribuídas a dois mecanismos: um relacionado à somação das forças das unidades motoras e outro que envolve o padrão de ativação do conjunto de motoneurônios (Enoka et al. 2003; Taylor et al. 2003). Essas oscilações acometem a habilidade do indivíduo de exercer o torque/força desejado (Bandholm et al. 2008).

Recentemente foi demonstrado que a manutenção do torque submáximo está reduzida durante a abdução concêntrica, mas não durante a abdução isométrica em sujeitos com síndrome do impacto subacromial (SIS, Bandholm et al. 2006). Os autores relacionaram este achado ao fato de que todos os sujeitos praticavam, regularmente, treino de força para os membros superiores. No entanto, os mesmos autores observaram que a dor experimental foi capaz de reduzir a capacidade de manutenção do torque durante a abdução isométrica do ombro em sujeitos saudáveis (Bandholm et al. 2008). Uma possível explicação para a discrepância entre os dois estudos é que, apesar do paradigma de dor experimental adotado refletir a SIS em termos de estruturas dolorosas, este método pode não refletir as adaptações do sistema nervoso central observadas em condições de dor crônica (Bandholm et al. 2008).

Considerando a literatura sobre esse assunto, é evidente a falta de estudos sobre a capacidade de manutenção do torque em sujeitos com SIS. Embora o estudo de Bandholm et al. (2006) tenha contribuído consideravelmente, os sujeitos por eles avaliados participavam de treino para membros superiores e, assim, o comportamento

da manutenção do torque pode ser diferente em sujeitos com SIS que não realizam este tipo de treinamento. Deste modo, novos estudos são necessários para avaliar a capacidade de manutenção do torque em sujeitos com SIS, assim como para identificar quais mecanismos podem ser responsáveis por possíveis déficits. O tempo para atingir estabilidade na manutenção da força durante uma atividade submáxima e a condição física dos sujeitos também seriam importantes ferramentas para a construção de um melhor conhecimento sobre a capacidade de manutenção do torque.

A hipótese do presente estudo foi de que tanto o pico quanto a manutenção do torque estariam acometidos nestes sujeitos. Desta forma, o objetivo foi avaliar pico de torque e a manutenção de torque submáximo durante a abdução isométrica em sujeitos com SIS e comparar os resultados do grupo SIS com um grupo controle de sujeitos sem disfunção nos membros superiores. Também foi avaliada a condição física dos sujeitos.

Métodos

Sujeitos

Vinte e sete sujeitos (9 mulheres e 18 homens, $33,48 \pm 9,94$ anos; $77,52 \pm 14,78$ kg; 174 ± 10 cm), portadores de SIS unilateral, participaram deste estudo. Estes sujeitos apresentavam dor no ombro por um período médio de $31,31 \pm 33,09$ meses. Primeiramente, os sujeitos foram avaliados e caracterizados com SIS por uma fisioterapeuta. O diagnóstico clínico de SIS foi realizado seguindo o critério de reprodução de dor no ombro em pelo menos 3 dos seguintes testes: Neer, Hawkins, Jobe, Speed e Gerber. O exame de ultra-sonografia foi utilizado para identificação de rupturas no manguito rotador, tendo sido realizado por um médico ultra-sonografista com experiência em ultra-som musculoesquelético. A ultrasonografia apresenta alta

acurácia (98,1%) para identificação de rupturas no manguito rotador (Ardic et al. 2006).

O lado dominante apresentou-se como o acometido em 17 dos sujeitos. Gravidez, história de outro tipo de lesão no ombro, ruptura de tendão, frouxidão ligamentar baseada na positividade dos testes do sulco e de apreensão, cirurgia prévia de ombro ou pescoço, doença sistêmica, injeção de córticoesteróide 3 meses e realização de fisioterapia 6 meses antes da avaliação foram considerados critérios de exclusão. Um total de 31 sujeitos com SIS foram avaliados, mas 4 foram excluídos por não cumprirem os critérios de inclusão (baseado no exame de ultra-sonografia, um sujeito apresentou ruptura total do supraespinal, um apresentou ruptura total do subescapular, e um apresentou subluxação do tendão da cabeça longa do bíceps; um sujeito relatou ter diabetes).

O grupo controle foi pareado com o grupo SIS em relação à idade, massa, altura e nível de atividade física (Tabela 1). Este grupo consistiu de 23 sujeitos saudáveis e ativos (8 mulheres e 15 homens, $32,26 \pm 9,04$ anos; $75,48 \pm 12,98$ kg, 173 ± 8 cm) sem disfunção nos membros superiores. Foram considerados sujeitos ativos aqueles que realizavam pelo menos 30 minutos de atividade física diária (Booth e Lees 2006). Este projeto foi aprovado pelo comitê de ética da Universidade Federal de São Carlos. Todos os sujeitos assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, elaborado a partir da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Tabela 1. Características físicas dos sujeitos.

	Grupo controle (n=23)	Grupos SIS	
		Lado dominante acometido (n=17)	Lado não-dominante acometido (n=10)
Idade (anos)	32,26 ± 9,04	34,35 ± 9,86	32,00 ± 10,41
Massa (kg)	75,48 ± 12,98	75,18 ± 10,33	81,50 ± 20,34
Altura (cm)	173,0 ± 8,0	173,0 ± 8,0	175,0 ± 13,0

Resultados são média ± desvio-padrão.

Questionário “Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand” (DASH)

O questionário DASH foi aplicado antes da avaliação do pico de torque e da manutenção do torque. Este questionário foi previamente utilizado para avaliar sujeitos com SIS (Camargo et al. 2007; Camargo et al. 2009) e apresenta 30 questões para avaliar a função física e os sintomas dos membros superiores. Cada questão apresenta 5 possibilidades de resposta, que varia de “não houve dificuldade” até “não conseguiu fazer”, com uma escala de pontuação de 1 a 5. A pontuação do questionário é calculada por meio de uma fórmula estabelecida, e a pontuação máxima é 100, que indica a pior condição possível (Hudak et al. 1996).

Avaliação do pico de torque e da manutenção do torque submáximo

O pico de torque e a manutenção do torque submáximo foram registrados durante a abdução isométrica do ombro por meio de um dinamômetro isocinético. A frequência de amostragem foi de 100 Hz. Para realização do teste os sujeitos foram posicionados na posição sentada e o tronco foi estabilizado por meio de cintos pélvico e diagonal. O braço foi posicionado no plano da escápula, rotação neutra e 80° de abdução com o cotovelo em extensão completa. O eixo de rotação do movimento de abdução foi alinhado ao eixo mecânico do dinamômetro. Para este movimento, o eixo

de rotação se aproxima da articulação acromioclavicular, que conecta a porção distal da clavícula à porção medial anterior do processo acromial. Este posicionamento foi demonstrado em estudo prévio (Camargo et al. 2008). O torque do efeito da gravidade foi medido com o braço relaxado a 80° de abdução. Esse efeito da gravidade é produzido pelo peso do membro e do acessório. Esse cálculo é feito pelo dinamômetro, registrado pelo software, sendo adicionado aos movimentos realizados contra a ação da gravidade, e subtraído dos movimentos assistidos pela ação da gravidade. Este procedimento elimina o torque adicional aplicado ao grupo muscular testado e, assim, fornece a verdadeira medida do torque muscular produzido.

Três contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) foram realizadas durante o movimento de abdução para determinar o pico de torque. Cada contração teve duração de 5 segundos com intervalo de 2 minutos entre as repetições. Os resultados do pico de torque apresentados nos resultados tem o efeito da gravidade adicionado porque o movimento foi realizado contra a gravidade. No entanto, para calcular o torque alvo (35% CIVM, como proposto por Bandholm et al. 2006), o efeito da gravidade foi subtraído do pico de torque e depois adicionado novamente ao torque alvo. Este procedimento foi realizado tendo em vista que o torque exibido na tela do computador (que funciona como *feedback* para os sujeitos) tem início no ponto que representa o torque do efeito da gravidade (Figura 1). Para avaliação da manutenção do torque, 3 contrações isométricas foram realizadas no torque alvo, cada uma com 10 segundos e período de repouso de 1 minuto entre as repetições. Os sujeitos podiam ver o monitor para *feedback* visual com o objetivo de alcançar e manter o torque alvo.

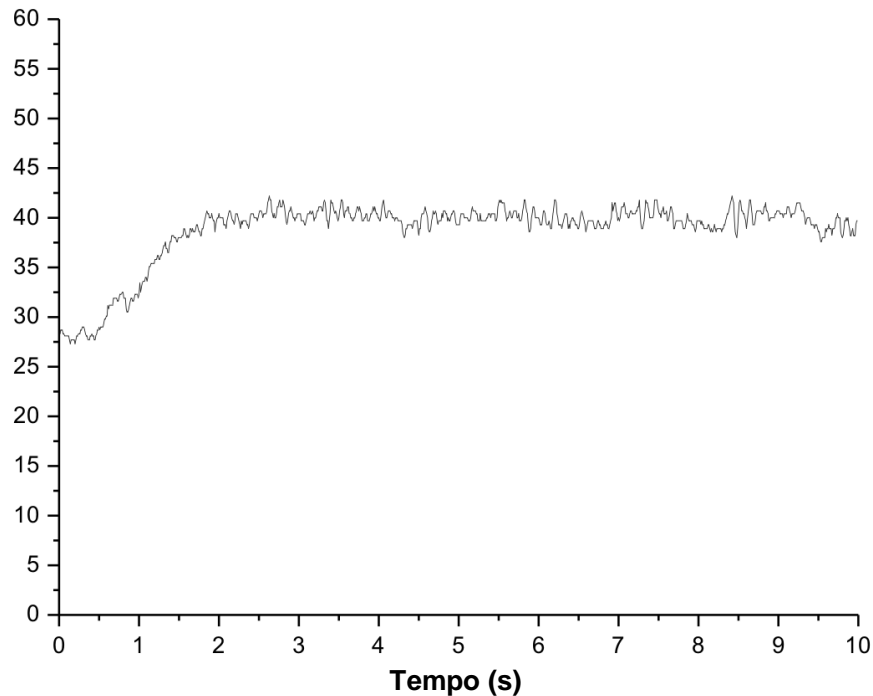


Figura 1. Repetição de um sujeito da avaliação da manutenção do torque submáximo durante abdução a 80° , no plano escapular. Os sujeitos deveriam manter 35% do torque da contração isométrica voluntária máxima por 10s. O torque não tem início em zero, pois inicia do valor que representa o efeito da gravidade. O efeito da gravidade foi registrado com o braço relaxado a 80° de abdução. Este é o efeito do torque produzido pelo peso do membro e do acessório.

Análise dos dados

O pico de torque a 80° de abdução no plano escapular foi a variável para CIVM, expresso como o maior torque das 3 repetições.

Os dados referentes à manutenção do torque submáximo foram processados utilizando o software MatLab[®] (versão 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, USA). As variáveis desta avaliação foram expressas como o desvio-padrão (DP) e o coeficiente de variação (DP/média do torque x 100, CV) das oscilações do torque em uma janela de 8s (os dois primeiros segundos foram descartados para evitar a fase inicial de ajuste como sugerido por Lavender e Nosaka (2007)). O DP do torque é uma medida

absoluta da amplitude das oscilações do torque que varia ao redor do torque alvo. O CV do torque é utilizado como uma medida das oscilações expressa como a porcentagem do torque médio exercido (normalizado pelo torque médio).

O componente de alta frequência da avaliação de manutenção do torque foi analisado pela Transformada Rápida de Fourier (FFT, *Fast Fourier Transform*). Para a análise deste componente, os sinais foram primeiramente filtrados a partir de filtro *Butterworth* de segunda ordem, passa-alta de 5 Hz e atraso de fase zero. A definição da frequência de corte foi baseada em uma análise espectral prévia do sinal. Nesta análise foi observada uma clara divisão entre as baixas e altas frequências que compõem o sinal da manutenção do torque. De um modo geral, o componente de baixa frequência estava concentrado entre 0 e 4 Hz, enquanto o componente de alta frequência estava entre 8 e 15 Hz. A FFT foi realizada e a frequência mediana, assim como a potência relativa das altas frequências foram calculadas. Para obtenção da potência relativa, a potência total foi normalizada pelo pico de potência da frequência predominante.

O tempo de estabilidade foi outra variável da avaliação da manutenção do torque analisada (Figura 2). Para avaliação desta variável foram considerados os 10 segundos de contração. O tempo de estabilidade é descrito como a medida do tempo do início da contração muscular até o ponto em que um padrão de estabilidade é atingido. Foi aplicado um método de janelamento para identificar o ponto onde a estabilidade é atingida. Cada janela teve um comprimento de 0,4 segundo e foi utilizada sobreposição de 50% entre as janelas. O tempo de estabilidade foi definido como o momento em que o torque médio para uma janela x estava contido entre o torque médio $\pm 1DP$ computado para a janela de referência. Para confirmar que o padrão de estabilidade havia sido alcançado, as janelas $x+1$ e $x+2$ também foram

comparadas com a janela de referência aplicando-se o mesmo critério. A janela de referência consistiu em um intervalo de 2 segundos, estabelecido pelo examinador durante o processamento dos dados, considerada como o padrão de estabilidade, isto é, quando as oscilações do torque eram mínimas dentro dos 10 segundos de contração.

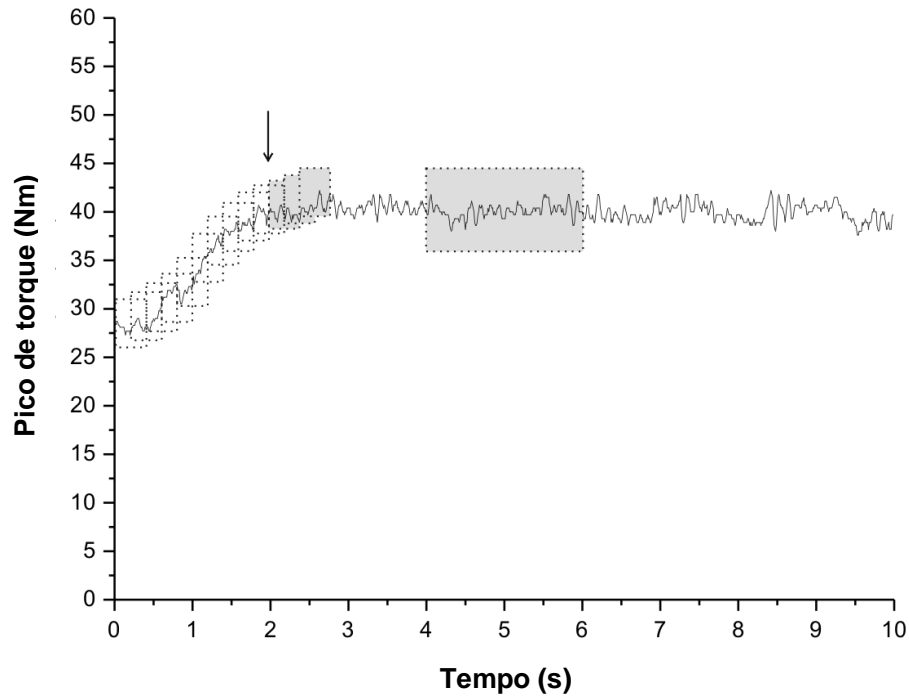


Figura 2. Ilustração do método de janelamento aplicado para identificar o tempo de estabilidade. A maior caixa cinza representa a janela de referência de 2 segundos, estabelecida pelo examinador para representar um período de torque estável. O método de janelamento é demonstrado pelas caixas menores. Cada janela representa 0,4 segundo e entre elas há sobreposição de 50%. Três janelas foram comparadas para identificar o tempo de estabilidade de modo que todas deveriam apresentar o valor de torque médio contido entre o valor médio ± 1 DP da janela de referência. O método começa comparando as janelas x , $x+1$ e $x+2$, depois $x+1$, $x+2$ e $x+3$, até que o critério seja atingido. A seta indica o tempo de estabilidade para esta repetição e as pequenas caixas cinza representam aquelas que, para esta repetição, atingiram o critério estabelecido.

Confiabilidade do tempo de estabilidade

A confiabilidade inter e intra-examinador foi avaliada para o processamento do tempo de estabilidade. Dois examinadores realizaram o processamento dos dados duas vezes, com um intervalo de uma semana entre cada processamento. O Coeficiente de Correlação Intraclassa (ICC, *Intraclass Correlation Coefficient*) foi calculado utilizando os resultados do tempo de estabilidade para as comparações inter e intra-examinador. Os resultados mostraram alta confiabilidade com valores de ICC de 0,98 e 0,95 para intra-examinador (processamento 1 e 2) e inter-examinadores (examinador 1 e 2), respectivamente. Embora um algoritmo matemático tenha sido aplicado para análise dos sinais, a confiabilidade inter e intra-examinador foi avaliada uma vez que a janela de referência de 2 segundos foi escolhida visualmente pelos examinadores.

Análise estatística

Os dados estão apresentados como média e desvio-padrão. As médias das 3 repetições foram consideradas para análise estatística. Os resultados foram analisados por meio do software para análise estatística NCSS (NCSS, Kaysville, UT). Testes de normalidade foram conduzidos para todas as variáveis dependentes. Apenas os dados do questionário DASH não apresentaram distribuição normal, assim para essa análise foi utilizado o teste não-paramétrico Mann-Whitney. Para as demais análises considerou-se que a dominância poderia afetar os resultados, assim o grupo SIS foi dividido em dois subgrupos: 1) SIS com o lado dominante acometido; 2) SIS com lado não-dominante acometido. Foi então aplicada uma ANOVA *two-way* para medidas repetidas para cada variável dependente (pico de torque, DP, CV, tempo de estabilidade, frequência mediana e potência relativa) para testar os efeitos principais

de grupo (SIS com lado dominante acometido, SIS com lado não-dominante acometido e grupo controle) e lado (não-acometido *versus* acometido para os sujeitos com SIS e dominante *versus* não-dominante para os controles), ou interações de grupo e lado. Um valor de P menor que 0,05 foi considerado significante.

Resultados

Questionário DASH

A pontuação do DASH foi significativamente maior ($P=0,0001$) para ambos grupos SIS quando comparados com o grupo controle (Tabela 2).

Tabela 2. Pontuação do DASH para o grupo controle e grupos SIS.

	Grupo controle (n=23)	Grupos SIS	
		Lado dominante acometido (n=17)	Lado não-dominante acometido (n=10)
Pontuação do DASH	0,98 ± 1,79	22,64 ± 17,53*	18,00 ± 12,47*
(mínimo - máximo)	(0,00 – 5,83)	(1,66 – 50,83)	(6,66 – 44,16)

Resultados são média ± desvio-padrão. * $P<0,05$, quando comparado com o grupo controle.

Pico de torque e manutenção do torque submáximo

Não houve interações significantes entre grupo e lado ($P>0,05$), e também não houve efeitos principais de grupo e lado ($P>0,05$) para todas as variáveis analisadas (pico de torque, DP, CV, tempo de estabilidade, frequência mediana e potência relativa). A Tabela 3 apresenta os resultados dessas variáveis.

Os grupos SIS e controle apresentaram uma média de 60,45 ± 22,43 Nm para o pico de torque, 1,44 ± 0,52 Nm para o DP, 4,20 ± 1,20% para o CV, 2,54 ± 0,91s

para o tempo de estabilidade, $11,59 \pm 1,38\text{Hz}$ para a frequência mediana e $30,83 \pm 11,32\%$ do pico para a potência relativa durante a abdução isométrica do ombro.

Tabela 3. Variáveis da abdução isométrica para os grupos controle e SIS.

	Grupo controle		Grupo SIS		Grupo SIS	
	(n=23)		Lado dominante acometido		Lado não-dominante acometido	
			(n=17)		(n=10)	
	Lado dominante	Lado não-dominante	Lado dominante acometido	Lado não-dominante não-acometido	Lado dominante não-acometido	Lado não-dominante acometido
Pico de torque (Nm)	61,67 ± 22,69	59,94 ± 23,59	63,13 ± 22,35	58,55 ± 22,76	58,87 ± 23,12	59,06 ± 23,26
Desvio-padrão (Nm)	1,40 ± 0,39	1,37 ± 0,40	1,48 ± 0,63	1,39 ± 0,51	1,57 ± 0,68	1,57 ± 0,73
Coefficiente de variação (%)	4,00 ± 1,05	4,20 ± 1,20	3,99 ± 1,28	4,18 ± 0,81	4,64 ± 1,82	4,48 ± 1,52
Tempo de estabilidade (s)	2,53 ± 0,86	2,23 ± 0,65	2,77 ± 0,59	2,60 ± 1,04	2,69 ± 1,11	2,60 ± 1,44
Frequência mediana (Hz)	11,71 ± 1,19	11,84 ± 1,19	11,35 ± 1,35	11,12 ± 1,49	11,52 ± 1,57	11,92 ± 1,82
Potência relativa (% pico)	31,53 ± 11,43	30,65 ± 11,87	32,31 ± 11,33	29,97 ± 11,39	30,32 ± 11,86	30,22 ± 11,70

Resultados são média ± desvio-padrão.

Discussão

Este estudo traz uma nova abordagem na avaliação da manutenção do torque submáximo, pois descreve aspectos nos domínios de tempo e frequência. O pico de torque e a manutenção do torque não foram afetados durante a abdução isométrica do ombro em sujeitos com SIS. Estes achados não sustentam a hipótese de que os grupos SIS apresentariam manutenção do torque alterada quando comparados com o grupo controle.

O DP e o CV são frequentemente utilizados na literatura para avaliação da manutenção do torque (Bandholm et al. 2006; Bandholm et al. 2008; Lavender e Nosaka 2007; Shinohara et al. 2003; Tracy et al. 2007). O DP é mais representativo da manutenção do torque do que o CV, pois o DP é uma medida absoluta de variabilidade, enquanto o CV é uma medida de variabilidade relativa à magnitude do torque médio, como proposto por James (2004). No entanto, a descrição do domínio de frequência pode ser uma poderosa ferramenta para fornecer informação sobre a resposta dos músculos, articulações e seus controles (Baratta et al. 1998). Esse tipo de informação pode ajudar a entender os efeitos das propriedades teciduais na resposta do sistema fisiológico (Baratta et al. 1998).

Há apenas um estudo que avaliou a manutenção do torque submáximo em sujeitos com SIS, o qual utilizou DP e CV para a avaliação (Bandholm et al. 2006). Bandholm et al. (2006) não observaram déficits na força muscular e na manutenção do torque durante a abdução isométrica em sujeitos com SIS. Eles explicaram esse achado pelo fato de que todos os sujeitos participavam de atividades físicas que envolviam o membro superior e requeriam contrações musculares quase máximas. Os autores acreditam que os efeitos excitatórios causados por essas atividades podem ter contrabalançado os efeitos inibitórios da dor no ombro no conjunto de

motoneurônios- α durante a abdução. Estes achados estão de acordo com o presente estudo onde também não foram encontrados déficits no pico de torque e na manutenção do torque durante a abdução isométrica do ombro. Neste estudo, os grupos SIS não participavam de treino para os membros superiores, e eram pareados com o grupo controle com relação ao nível de atividade física. No entanto, de acordo com a pontuação do DASH, é possível mencionar que os grupos SIS apresentavam uma condição física relativamente alta. Este fato pode ter prevenido um desequilíbrio no conjunto de motoneurônios- α , e assim, contribuído para a similaridade encontrada na força e na manutenção do torque submáximo entre os grupos.

SIS e oscilações na força/torque também estão relacionadas a alterações na atividade muscular (Graves et al. 2000; Shinohara et al. 2003; Phadke et al. 2009). Embora a atividade muscular não tenha sido avaliada no presente estudo, nós especulamos se nossos sujeitos apresentavam atividade muscular alterada uma vez que Bandholm et al. (2006) não identificaram diferenças na atividade muscular entre os grupos SIS e controle durante contrações isométricas.

Não foram encontradas diferenças entre os lados dominante e não-dominante. O efeito da dominância na extremidade superior ainda é controverso na literatura. Este efeito da dominância parece ser encontrado, particularmente, em atletas envolvidos em esportes que utilizam o membro superior dominante unilateralmente (Ellenbecker e Davies, 2000; Silva et al. 2006). Outros estudos estão de acordo com os resultados aqui apresentados, os quais não indicam diferenças entre os lados em sujeitos com um uso mais simétrico dos braços (Camargo et al. 2008, Golebiewska et al. 2008; Mattiello-Rosa et al. 2008). No entanto, sugere-se que diferenças bilaterais de 10% no pico de torque podem ser

consideradas normais enquanto diferenças de 10-20% podem indicar uma provável anormalidade (Ellenbecker e Davies, 2000; Sapega, 1990). Foi também uma surpresa encontrar similaridade entre os lados acometido e não-acometido. Geralmente é esperado uma forma de supercompensação no lado não-acometido, e/ou um destreino no lado acometido. No entanto, como previamente descrito, nós acreditamos que a relativa alta condição física dos membros superiores nos grupos SIS e o uso mais simétrico dos braços podem ter inibido a supercompensação e/ou destreino dos lados não-acometido e acometido, respectivamente.

Para testar se a dor pode reduzir a capacidade de manutenção do torque, os mesmos autores induziram dor muscular experimental em sujeitos saudáveis e verificaram que a manutenção do torque estava diminuída durante a abdução isométrica (Bandholm et al. 2008). Os autores sugeriram que os efeitos agudos da dor experimental pode não refletir as adaptações no sistema nervoso central que podem ser observadas com a dor crônica (Bandholm et al. 2008). Embora os modelos de dor experimental para dor crônica sejam questionáveis, sugerimos que a condição de cronicidade dos sujeitos do presente estudo pode ser uma possível explicação para não ter encontrado o acometimento esperado na manutenção do torque nos grupos SIS. O início dos sintomas em nossos sujeitos foi, em média, há 2,6 anos. Possivelmente, alterações na manutenção do torque possam ser encontradas em sujeitos com sintomas mais agudos.

O *feedback* visual fornecido neste estudo é um importante tópico a ser discutido pois já foi demonstrado que este *feedback* pode atenuar as oscilações da manutenção da força (Christou 2005; Slifkin et al. 2000). A informação visual pode ser utilizada pelo sistema motor para atingir os objetivos de alcançar o torque alvo, e minimizar as oscilações (Slifkin et al. 2000). Devido a este fato, nossos resultados

devem ser interpretados com precaução, e pode ter sido uma limitação na identificação de diferenças na manutenção do torque submáximo entre os grupos.

Foi sugerido que a detecção aferente das flutuações na força pode ter um papel importante no controle da força (Bandholm et al. 2008). Assim, também é importante considerar que o estágio II da SIS pode estar associada a déficits proprioceptivos (Machner et al. 2003) e a apoptose no tendão do supraespinhal (Tuoheti et al. 2005) em sujeitos que foram tratados com descompressão subacromial. Esses aspectos podem alterar as atividades de impulso dos aferentes dos fusos musculares e, mais provavelmente, dos órgãos tendinosos de Golgi levando à modificação na habilidade do sistema nervoso central em utilizar esta informação aferente para controlar a geração de força durante as contrações isométricas e acometer o sistema sensório-motor nos sujeitos com SIS. No presente estudo, como nenhum dos sujeitos tinham indicação de descompressão subacromial, este fato pode ter contribuído para a não identificação de alteração na manutenção do torque. Especulamos se um possível acometimento na informação aferente pode estar associado aos estágios mais avançados de SIS. No entanto, para concluir possíveis distúrbios no *feedback* aferente, a aplicação de um protocolo experimental que envolva a utilização de perturbações de alta frequência é necessária (Schouten et al. 2008).

Conclusão

Os resultados do presente estudo mostraram que a manutenção do torque submáximo está preservada na SIS durante a abdução isométrica do ombro. No entanto, pesquisas futuras são necessárias, com sujeitos com dor mais aguda ou em estágio mais avançado da SIS, para otimizar os programas de reabilitação para os

portadores da síndrome. Uma análise sem *feedback* visual também seria interessante para avaliar o efeito da SIS na manutenção do torque.

Agradecimentos

Os autores são muito gratos aos voluntários que participaram do estudo. Paula Rezende Camargo foi bolsista da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior. Mariana Arias Ávila e Ana Beatriz de Oliveira foram bolsistas da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo. Os autores também agradecem Paula Ludewig, PhD, e Vandana Phadke pelos comentários no manuscrito.

Referências

- Ardic F, Kahraman Y, Kacar M et al (2006) Shoulder impingement syndrome – Relationships between clinical, functional, and radiologic findings. *Am J Phys Med Rehabil* 85:53-60.
- Bandholm T, Rasmussen L, Aagaard P et al (2006) Force steadiness, muscle activity and maximal muscle strength in subjects with subacromial impingement syndrome. *Muscle Nerve* 34:631-639.
- Bandholm T, Rasmussen L, Aagaard P et al (2008) Effects of experimental muscle pain on shoulder-abduction force steadiness and muscle activity in healthy subjects. *Eur J Appl Physiol* 102:643-650.
- Baratta RV, Solomonow M, Zhou B-H (1998) Frequency domain-based models of skeletal muscle. *J Electromyogr Kinesiol* 8:79-91.
- Booth FW, Lees SJ (2006) Physically active subjects should be the control group. *Med Sci Sports Exerc* 405-406.

Burnett RA, Laidlaw DH, Enoka RM (2000) Coactivation of the antagonist muscle does not covary with steadiness in old adults. *J Appl Physiol* 89:61-71.

Camargo PR, Haik MN, Filho RB et al (2007) Pain in workers with shoulder impingement syndrome: an assessment using the DASH and McGill pain questionnaires. *Rev Bras Fisioter* 11:161-67.

Camargo PR, Haik MN, Filho RB et al (2008) Bilateral deficits in muscle contraction parameters during shoulder scaption in patients with unilateral subacromial impingement syndrome. *Isokinet Exerc Sci* 16:93-99.

Camargo PR, Haik MN, Ludewig PM et al (2009) Effects of strengthening and stretching exercises applied during working hours on pain and physical impairment in workers with subacromial impingement syndrome. *Physiother Theory Pract* *in press*.

Christou EA (2005) Visual feedback attenuates force fluctuations induced by stressor. *Med Sci Sports Exerc* 37:2126-2133.

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

Enoka RM, Christou EA, Hunter SK et al (2003) Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults. *J Electromyogr Kinesiol* 13:1-12.

Gołbiewska JA, Mastalerz A, Zieliński JR (2008) Isokinetic muscle torque during glenohumeral rotation in dominant and nondominant limbs. *Acta Bioeng Biomech* 10:69-73.

Graves AE, Kornats KW, Enoka RM (2000) Older adults use a unique strategy to lift inertial loads with the elbow flexor muscles. *J Neurophysiol* 83:2030-2039.

Hudak PL, Amadio PC, Bombardier C (1996) Development of an upper extremity outcome measure: the DASH. *Am J Ind Med* 29:602-06.

James CR (2004) Considerations of movement variability in biomechanics. In: Stergiou N (ed) *Innovative Analyses of Human Movement*. pp 29-62.

Lavender AP, Nosaka K (2007) Fluctuations of isometric force after eccentric exercise of the elbow flexors of young, middle-aged, and old men. *Eur J Appl Physiol* 100:161-167.

Machner A, Merk H, Becker R et al (2003) Kinesthetic sense of the shoulder in patients with impingement syndrome. *Acta Orthop Scand* 74:85-88.

Mattiello-Rosa SM, Camargo PR, Santos AAS et al (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.

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

Sapega AA (1990) Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. Current concepts review. *J Bone Joint Surg* 72A:1562-1574.

Schouten AC, Mugge W, van der Helm FCT (2008) NMClab, a model to assess the contributions of muscle visco-elasticity and afferent feedback to joint dynamics. *J Biomech* 41:1659-1667.

Silva RT, Graciatelli GC, Saccol MF et al (2006) Shoulder strength profile in elite junior tennis players: horizontal adduction and abduction isokinetic evaluation. *Br J Sports Med* 40:513-517.

Shinohara M, Yoshitake Y, Kouzaki M et al (2003) Strength training counteracts motor performance losses during bed rest. *J Appl Physiol* 95:1485-1492.

Slifkin AB, Vaillancourt DE, Newell KM (2000). Intermittency in the Control of Continuous Force Production. *J Neurophysiol* 84:1708-1718.

Taylor AM, Christou EA, Enoka RM (2003) Multiple muscle features of motor-unit activity influence force fluctuations during isometric contractions. *J Neurophysiol* 90:1350-1361.

Tracy BL, Dinunno DV, Jorgensen B et al (2007) Aging, visuomotor correction, and force fluctuations in large muscles. *Med Sci Sports Exerc* 39:469-479.

Tuoheti Y, Itoi E, Pradhan RL et al (2005) Apoptosis in the supraspinatus tendon with stage II subacromial impingement. *J Shoulder Elbow Surg* 14:535-541.

Estudo 2 – manuscrito aceito no European Journal of Applied Physiology (Anexo II)

Desempenho muscular durante abdução isocinética concêntrica e excêntrica em sujeitos com síndrome do impacto subacromial

Paula Rezende Camargo,¹ Mariana Arias Ávila,¹ Naoe Aline Asso,¹ Tania Fátima Salvini¹

¹Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos, Rodovia Washington Luís, km 235, CEP 13565-905, São Carlos, SP, Brasil

Resumo

As variáveis pico de torque (PT), trabalho total (TT) e tempo de aceleração (TA) foram avaliados durante abdução isocinética concêntrica e excêntrica do ombro em sujeitos com síndrome do impacto subacromial (SIS) e sujeitos saudáveis. O grupo SIS consistiu de 27 sujeitos ($33,48 \pm 9,94$ anos) com SIS unilateral e foi dividido em dois subgrupos: 1) SIS com lado dominante acometido; 2) SIS com lado não-dominante acometido. O grupo controle consistiu de 23 sujeitos saudáveis ($32,26 \pm 9,04$ anos). PT, TT e TA foram avaliados bilateralmente a $60^\circ/s$ e $180^\circ/s$. Não foram encontradas interações significativas entre grupos e lado ($P > 0,05$), assim como não foram encontrados efeitos de grupo e lado ($P > 0,05$) para todas as variáveis analisadas durante a abdução concêntrica do ombro para ambas as velocidades testadas. Durante as contrações excêntricas, menor TT ($P < 0,05$) foi demonstrado no lado não-dominante não-acometido do grupo SIS a $60^\circ/s$, e no lado não-acometido dos grupos SIS a $180^\circ/s$ quando comparado com o lado dominante do grupo controle. A $180^\circ/s$, o lado não-dominante não-acometido do grupo SIS demonstrou maior TA ($P < 0,05$) quando comparado com o lado dominante do grupo controle, assim como o lado não-dominante acometido do grupo SIS quando comparado com o lado não-dominante do grupo controle. Os resultados não mostraram alterações nos parâmetros avaliados durante as fases concêntrica e excêntrica da abdução isocinética em sujeitos com SIS quando comparados com um grupo controle. No entanto, alterações podem ser observadas durante no lado contralateral durante a fase excêntrica em sujeitos com SIS unilateral.

Palavras-chave: elevação do braço; manguito rotador; dor no ombro; fisioterapia.

Introdução

A síndrome do impacto subacromial (SIS) está entre as causas mais comuns de dor no ombro (van der Windt et al. 1995) e está relacionada com alterações na cinemática (Ludewig e Reynolds 2009), na atividade muscular (Phadke et al. 2009) e no desempenho muscular isocinético durante a elevação do braço (Camargo et al. 2008).

Diminuição da rotação superior e da inclinação posterior da escápula, aumento da rotação interna da escápula, aumento da elevação (Endo et al. 2001; Lin et al. 2005; Ludewig e Cook 2000; Lukaseiwicz et al. 1999) e retração clavicular (McClure et al. 2006), e aumento das translações anterior e superior da cabeça umeral (Deutsch et al. 1996; Laudner et al. 2006; Ludewig e Cook 2002) foram identificadas em sujeitos com SIS. Estas alterações cinemáticas, geralmente, estão relacionadas a alteração na ativação da musculatura escapular e do manguito rotador durante a elevação do braço, como o aumento da atividade do trapézio superior, e diminuição da atividade do serrátil anterior e músculos do manguito rotador (Phadke et al. 2009).

Além disso, a diminuição no desempenho muscular durante abdução isocinética concêntrica também foi demonstrada em sujeitos com SIS quando comparados com sujeitos saudáveis (Camargo et al. 2008). O estudo prévio relatou déficits no pico de torque, tempo para atingir o pico de torque, trabalho total, tempo de aceleração e potência nos sujeitos portadores de SIS.

A maioria dos estudos disponíveis avaliou a fase concêntrica de elevação do braço. No entanto, focar na fase excêntrica é importante, pois este movimento é frequentemente utilizado durante a depressão do braço a partir de posições elevadas, e também é durante esta fase que os sujeitos mais reclamam de dor. Além disso, a escápula alada é usualmente observada durante a depressão do braço quando é

necessário um movimento excêntrico e controlado da escápula. No entanto, poucos estudos investigaram a fase excêntrica da elevação. Borstad e Ludewig (2002) compararam a cinemática escapular 3-dimensional durante a elevação e depressão do braço em sujeitos com e sem SIS. Neste estudo, as diferenças entre os grupos tenderam a serem maiores na fase excêntrica. Menor coativação dos músculos trapézio médio e serrátil anterior foi demonstrada em sujeitos com SIS quando comparados com sujeitos saudáveis durante a depressão do braço (de Moraes Faria et al. 2008).

Deste modo, é possível notar que há carência de estudos que avaliem a fase excêntrica da elevação do braço em sujeitos portadores de SIS. Mais estudos sobre este assunto são necessários para melhor compreensão desta síndrome e para ajudar na escolha de exercícios mais eficientes para a reabilitação. A hipótese do presente estudo foi que sujeitos com SIS apresentariam déficits nos parâmetros isocinéticos durante a abdução concêntrica e excêntrica do ombro quando comparados com um grupo controle. Desta forma, o objetivo deste estudo foi avaliar o pico de torque, trabalho total e tempo de aceleração durante abdução isocinética concêntrica e excêntrica do ombro em sujeitos portadores de SIS e comparar com um grupo controle.

Métodos

Sujeitos

Vinte e sete sujeitos (9 mulheres e 18 homens, $33,48 \pm 9,94$ anos; $77,52 \pm 14,78$ kg; 174 ± 10 cm) com dor no ombro unilateral consistente com SIS foram recrutados para participar deste estudo. Os sujeitos recrutados estavam em uma lista de espera na clínica de fisioterapia da universidade. Também foram distribuídos panfletos pela

universidade e em clínicas ortopédicas. A duração média da dor no ombro dos sujeitos era de $31,31 \pm 33,09$ meses, conforme relatado, e nenhum deles realizavam qualquer tipo de treino para o membro superior. Inicialmente, o diagnóstico de SIS foi feito por um fisioterapeuta. O diagnóstico foi baseado na presença de um arco doloroso durante elevação do braço ativa, e ter resultado positivo em pelo menos 3 dos seguintes testes: Neer, Hawkins, Jobe, Speed e Gerber. Testes clínicos para impacto apresentam alta sensibilidade e especificidade (Calis et al. 2000), assim é recomendado uma combinação de testes clínicos para identificar sujeitos com SIS (Leroux et al. 1995). O exame de ultra-sonografia também foi realizado por um médico experiente em ultra-sonografia musculoesquelética, para identificação de rupturas de tendão.

O lado acometido foi o dominante em 17 dos sujeitos. Os critérios de exclusão foram: gravidez, outras histórias de lesão no ombro, ruptura de tendão, frouxidão ligamentar baseada na positividade dos testes do sulco e de apreensão, cirurgia prévia de ombro e/ou pescoço, doenças sistêmicas, injeção de córticoesteróide 3 meses e realização de fisioterapia 6 meses antes da avaliação. Um total de 31 sujeitos com SIS foram avaliados, mas 4 sujeitos foram excluídos por não cumprirem os critérios de inclusão (baseado no exame de ultra-sonografia, um sujeito apresentou ruptura total do supraespinal, um apresentou ruptura total do subescapular, e um apresentou subluxação do tendão da cabeça longa do bíceps; um outro sujeito relatou ter de diabetes).

O grupo controle consistiu de 23 sujeitos saudáveis e ativos (8 mulheres e 15 homens, $32,26 \pm 9,04$ anos; $75,48 \pm 12,98$ kg, 173 ± 8 cm) não portadores de distúrbios nos membros superiores, e foi pareado ao grupo SIS em relação à idade, peso, altura e nível de atividade física. Foram considerados sujeitos ativos aqueles que praticavam um mínimo de 30 minutos de atividade física diária (Booth e Lees 2006).

A dor e a função foram avaliadas por meio do questionário DASH e os resultados foram previamente publicados (Camargo et al. 2009). Os grupos SIS apresentaram uma pontuação significativamente maior ($22,64 \pm 17,53$ e $18,00 \pm 12,47$ para o grupo SIS com o lado dominante e não-dominante acometido, respectivamente) quando comparados com o grupo controle ($0,98 \pm 1,79$), sendo que pontuações maiores indicam pior condição. Este projeto foi aprovado pelo comitê de ética da Universidade Federal de São Carlos. Todos os sujeitos assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, elaborado a partir da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Avaliação isocinética

Os lados dominante e não-dominante foram escolhidos de forma randomizada para iniciar a avaliação. O pico de torque, o trabalho total e o tempo de aceleração foram avaliados durante abdução do braço concêntrica e excêntrica por meio de um dinamômetro isocinético (*Biodex Multi-Joint System 3, Biodex Medical System Inc., NY, USA*). O pico de torque foi definido como a média do torque máximo produzido durante 5 repetições. O trabalho total foi determinado pela soma do trabalho de cada repetição realizada em uma série. O tempo de aceleração foi descrito com o tempo total utilizado para alcançar a velocidade pré-estabelecida no dinamômetro.

Antes do início dos testes, os sujeitos realizaram um aquecimento que consistiu de movimentos do ombro para todas as direções seguidos de alongamento para o trapézio superior (3 repetições de 30s), como previamente proposto (Camargo et al. 2008). Em seguida, os sujeitos foram posicionados no dinamômetro na posição sentada e o tronco foi estabilizado por meio de cintos pélvico e diagonal. Os sujeitos foram posicionados com o braço no plano da escápula, rotação neutra e 20° de

abdução com o cotovelo em completa extensão. A articulação acromioclavicular foi alinhada ao eixo mecânico do dinamômetro. Este mesmo posicionamento foi utilizado em estudo prévio para avaliação da abdução isocinética (Camargo et al. 2008). A correção da gravidade foi realizada com o braço relaxado a 80° de abdução. A amplitude de movimento total avaliada foi de 60°. Essa amplitude de movimento foi escolhida para evitar a exarcebação do impacto a 90° de elevação (Michener et al. 2003).

O protocolo consistiu de abdução concêntrica e excêntrica a 60°/s e 180°/s. Após serem informados sobre os testes, os sujeitos realizaram 3 repetições submáximas em cada velocidade para familiarização. Foi dado um período de 2 minutos entre a familiarização e o teste. A avaliação isocinética consistiu de 5 repetições máximas em cada velocidade. As avaliações começaram a 60°/s. Um período de repouso de 2 minutos também foi dado entre cada velocidade. O investigador principal forneceu um encorajamento verbal padronizado (“Força! Força! Força!”) para o desenvolvimento de força máxima. Nenhum sujeito relatou dor durante os testes.

Análise estatística

Os dados estão apresentados como média e desvio-padrão. Os resultados foram analisados por meio do software para análise estatística NCSS (NCSS, Kaysville, UT). Para verificação da normalidade dos dados foi realizado o teste de Kolmogorov-Smirnov. O tempo de aceleração foi normalizado por logaritmo na base 10. Considerou-se que a dominância poderia afetar os resultados, assim o grupo SIS foi dividido em dois subgrupos: 1) SIS com o lado dominante acometido; 2) SIS com lado não-dominante acometido. Foi aplicada uma ANOVA *two-way* para medidas

repetidas para cada variável dependente (pico de torque, trabalho total e tempo de aceleração) para testar os efeitos principais de grupo (SIS com lado dominante acometido, SIS com lado não-dominante acometido e grupo controle) e lado (não-acometido *versus* acometido para os sujeitos com SIS e dominante *versus* não-dominante para os controles), ou interações de grupo e lado, para cada velocidade separadamente. O teste post-hoc de Tukey foi realizado para investigar interações significativas. Um valor de P menor que 0,05 foi considerado significativo.

Resultados

Efeito de grupo

Não houve efeito significativo de grupo ($P>0,05$) para todas as variáveis analisadas em todas as condições (Tabela 1).

Efeito de lado

Foi encontrado efeito significativo para lado apenas para o trabalho total durante a abdução excêntrica a 180°/s (Tabela 1), onde os lados dominante e não-acometido dos grupos controle e SIS, respectivamente, demonstraram maior trabalho total quando comparados com o lado contralateral.

Efeito da interação grupo x lado

Houve interações significativas entre grupo e lado ($P<0,05$) durante as contrações excêntricas (Tabela 1). A 60°/s, o lado não-dominante não-acometido do grupo SIS apresentou um menor trabalho total quando comparado com o lado dominante do grupo controle ($P<0,05$; Tabela 1). A 180°/s, também foram encontradas interações significativas entre grupo e lado ($P<0,05$; Tabela 1) com o

lado não-acometido dos grupos SIS apresentando menor trabalho total quando comparado com o lado dominante do grupo controle.

A 180°/s, o lado não-dominante não-acometido do grupo SIS apresentou maior tempo de aceleração quando comparado com o lado dominante do grupo controle ($P < 0,05$; Tabela 1), assim como o lado não-dominante acometido do grupo SIS quando comparado com o lado não-dominante do grupo controle ($P < 0,05$; Tabela 1).

Tabela 1. Pico de torque, trabalho total e tempo de aceleração durante abdução concêntrica e excêntrica do ombro a 60°/s e 180°/s em sujeitos com SIS e controles. Resultados da ANOVA *two-way* para medidas repetidas também estão apresentados.

	Grupo controle (n=23)		Grupo SIS Lado dominante acometido (n=17)		Grupo SIS Lado não-dominante acometido (n=10)		Grupo		Lado		Grupo x Lado	
	Lado dominante	Lado não-dominante	Lado dominante acometido	Lado não-dominante não-acometido	Lado dominante não-acometido	Lado não-dominante acometido	F [2, 47]	Valor P	F [1, 47]	Valor P	F [2, 47]	Valor P
	60°/s											
Pico de torque (Nm)												
<i>Concêntrico</i>	54,6 ± 18,2	54,4 ± 18,6	53,3 ± 18,6	53,5 ± 18,1	52,9 ± 18,6	51,8 ± 17,5	0,05	0,94	0,52	0,47	0,14	0,86
<i>Excêntrico</i>	50,9 ± 16,8	49,2 ± 17,4	48,4 ± 15,8	48,5 ± 17,5	50,6 ± 17,3	47,4 ± 17,0	0,05	0,95	3,72	0,06	0,97	0,38
Trabalho total (J)												
<i>Concêntrico</i>	228,4 ± 81,5	231,1 ± 81,5	216,1 ± 84,7	223,7 ± 79,3	202,1 ± 91,4	208,1 ± 80,6	0,33	0,72	0,01	0,93	0,83	0,44
<i>Excêntrico</i>	112,4 ± 78,5	89,5 ± 59,4	83,8 ± 53,8	75,6 ± 48,0*	99,6 ± 71,7	88,6 ± 75,0	0,57	0,57	2,98	0,09	4,32	0,01 [‡]
Tempo de aceleração (ms)												
<i>Concêntrico</i>	81,7 ± 28,5	82,6 ± 38,9	94,7 ± 28,5	95,8 ± 31,4	101,0 ± 41,7	105,0 ± 32,0	2,06	0,13	0,06	0,80	0,08	0,92
<i>Excêntrico</i>	589,5 ± 507,2	581,7 ± 346,9	768,8 ± 970,5	621,7 ± 254,1	524,0 ± 177,0	620,0 ± 279,8	0,39	0,68	0,81	0,37	0,37	0,69
180°/s												
Pico de torque (Nm)												
<i>Concêntrico</i>	59,5 ± 17,3	60,6 ± 19,1	59,1 ± 19,3	58,3 ± 19,1	59,0 ± 19,5	58,9 ± 21,6	0,02	0,97	0,22	0,64	0,06	0,93
<i>Excêntrico</i>	55,7 ± 20,4	53,3 ± 20,3	54,3 ± 18,9	52,4 ± 21,4	53,5 ± 18,8	54,3 ± 24,9	0,02	0,98	0,01	0,93	2,27	0,11
Trabalho total Work (J)												
<i>Concêntrico</i>	202,8 ± 63,3	205,9 ± 73,0	195,6 ± 68,8	192,1 ± 65,7	187,8 ± 64,4	188,5 ± 71,5	0,25	0,78	0,28	0,59	0,03	0,97
<i>Excêntrico</i>	136,3 ± 72,7	115,6 ± 69,0	114,8 ± 57,0	102,1 ± 60,7*	115,9 ± 52,7*	100,5 ± 48,2	0,50	0,61	4,81	0,03 [‡]	10,38	0,0001 [‡]
Tempo de aceleração (ms)												
<i>Concêntrico</i>	164,3 ± 37,0	164,7 ± 43,7	176,4 ± 58,4	168,8 ± 36,0	178,0 ± 31,1	182,0 ± 32,9	0,58	0,56	0,82	0,37	0,29	0,74
<i>Excêntrico</i>	697,8 ± 297,0	791,7 ± 306,4	822,5 ± 463,2	886,4 ± 534,8*	848,0 ± 322,5	969,0 ± 268,6 [#]	0,85	0,43	2,52	0,11	3,54	0,03 [‡]

Resultados são média ± desvio-padrão, * $P < 0,05$ quando comparado com o lado dominante do grupo controle; [#] $P < 0,05$ quando comparado com o lado não-dominante do grupo controle, [‡] $P < 0,05$, significativamente diferente.

Discussão

Força e atividade muscular

Acredita-se que a fraqueza muscular pode levar à SIS, no entanto, não está claro na literatura se sujeitos com SIS apresentam fraqueza muscular. Os achados do presente estudo demonstraram pico de torque similar entre os grupos em ambas as velocidades durante as fases concêntrica e excêntrica da abdução no plano da escápula. Algumas investigações mostraram que a SIS não afeta o torque muscular do ombro (Bandholm et al. 2006; Camargo et al. 2009; Erol et al. 2008), entretanto outros estudos mostraram alterações na atividade dos músculos escapulares e do manguito rotador em sujeitos com SIS durante a elevação do braço (Ludewig e Cook 2000; Phadke et al. 2009; Reddy et al. 2006),

Sabe-se que a dor musculoesquelética pode ter efeitos nos padrões de ativação muscular (Arendt-Nielsen et al. 1996). Esses efeitos podem incluir atraso ou ausência de ativação do músculo de modo que ele falha para ser recrutado a tempo, e/ou falha para manter um nível requerido de ativação ao longo da amplitude de movimento (Phadke et al. 2009). Wadsworth e Bullock-Saxton (1976) e Moraes et al. (2008) encontraram recrutamento atrasado do trapézio e do serrátil anterior durante a elevação do braço em sujeitos com SIS. Outro estudo (Cools et al. 2003) demonstrou ativação atrasada das porções média e inferior do músculo trapézio durante a queda repentina do braço.

Uma recente revisão (Phadke et al. 2009) mostrou que alterações estão presentes na musculatura escapular e do manguito rotador durante a elevação do braço em sujeitos com SIS. Estes músculos são extremamente importantes para a estabilização do ombro, e alterações nestes músculos podem contribuir para cinemática e desempenho muscular anormal desta articulação.

O pico de torque é a medida isocinética mais comumente apresentada em estudos que avaliam a SIS (Bandholm et al. 2006; Camargo et al. 2009; Erol et al. 2008; Tyler et al. 2005;

Warner et al. 1990). No entanto, Camargo et al. (2008) discutiram a importância de associar o pico de torque com outras variáveis isocinéticas principalmente quando o músculo é capaz de exercer a força necessária. Cada parâmetro isocinético pode trazer diferentes informações sobre o desempenho muscular, o que pode contribuir para um melhor entendimento de uma certa condição. O pico de torque é uma medida relacionada à força de um grupo muscular. O trabalho total pode ser outro importante parâmetro, pois indica a capacidade muscular para produção de força ao longo de uma amplitude de movimento, o que é geralmente requerido durante as atividades de vida diária. A habilidade de produzir uma força rapidamente também é extremamente importante na maioria das atividades funcionais e esportivas. O tempo de aceleração durante um teste isocinético pode trazer informação relevante sobre a prontidão neuromuscular para produzir uma contração máxima (Chen et al. 1994). No entanto, é de grande importância considerar que a avaliação destes parâmetros não é específica de um determinado músculo, uma vez que este não é avaliado isoladamente em um teste isocinético. O teste isocinético permite a avaliação do desempenho de um grupo muscular envolvido no movimento testado. Pode ser questionado se estes parâmetros são gerais o suficiente para não indicar diferenças entre os grupos, no entanto outros estudos (Leroux et al. 1994; Cools et al. 2005; Camargo et al. 2008) mostraram diferenças significativas em parâmetros isocinéticos entre grupos SIS e controle.

Fase excêntrica

No presente estudo, foram encontradas diferenças durante a fase excêntrica. Para nossa surpresa, estas diferenças foram demonstradas para o trabalho total e tempo de aceleração principalmente no lado não-acometido dos grupos SIS quando comparados com o grupo controle. A única diferença encontrada entre o lado acometido e o grupo controle foi demonstrada para o tempo de aceleração a 180°/s para o grupo SIS com lado não-dominante acometido. Estes achados sustentam minimamente a hipótese de que a SIS teria efeito em ambas

as fases, concêntrica e excêntrica, de elevação do ombro quando comparado com um grupo controle.

Por meio dos parâmetros analisados neste estudo, podemos sugerir que algum mecanismo compensatório deve ter ocorrido no lado acometido levando à similaridade quando comparado com o grupo controle. Outra explicação por não ter achado a alteração esperada pode ser a cronicidade dos sintomas como previamente proposto (Borstad e Ludewig 2002; Camargo et al. 2009). Muitos relatos mostraram acometimento no lado contralateral, embora assintomático, em sujeitos acometidos unilateralmente (Camargo et al. 2008; Hébert et al. 2002; Mattiello-Rosa et al. 2008; Yamaguchi et al. 2001). Como a maioria das diferenças encontradas no presente estudo foram demonstradas quando o lado não-acometido foi comparado com o grupo controle, sugerimos que o lado contralateral começa a ficar acometido. Estudos indicaram que o mecanismo supraespinal e/ou espinal pode mediar efeitos motores para o lado contralateral por vias mediadas por reflexo (Madeleine et al.1999; Madeleine et al.2008; Thunberg et al.2002),

É essencial estudar a fase excêntrica de elevação do ombro uma vez que a maioria das observações clínicas, como dor e escápula alada, são esperadas nesta fase. Borstad e Ludewig (2002) observaram aumento da rotação interna da escápula na fase excêntrica apenas a 120° de elevação umeral em trabalhadores de construção civil. Os autores avaliaram apenas o lado acometido e sugeriram que a falta de diferenças nas posições escapulares entre os grupos controle e sintomático pode ser devido ao uso consistente dos membros superiores em posições elevadas por ambos os grupos, e devido à condição crônica destes sujeitos (duração média de sintomas de 5,5 anos). Embora, não podemos fazer comparação direta com os achados do presente estudo, acreditamos que a cronicidade da condição dos sujeitos (2,6 anos) e a alta função física, avaliada pelo questionário DASH, e descrita por Camargo et al. (2009), pode nos ajudar a explicar as poucas diferenças encontradas neste estudo. Diferentemente, de Moraes

Faria et al. (2008) observaram menor coativação eletromiográfica do trapézio médio/serrátil anterior durante a completa amplitude de movimento (158,8°) de depressão do braço em sujeitos com dor mais aguda (2,8 meses).

Fase concêntrica

Contrário aos presentes achados, onde não foram encontradas diferenças entre os grupos durante as contrações concêntricas, outro estudo (Camargo et al. 2008) reportou acometimento no tempo de aceleração, tempo para atingir o pico de torque, pico de torque, trabalho total e potência durante a abdução isocinética concêntrica do ombro de sujeitos com SIS quando comparados com um grupo controle. Camargo et al. (2008) recrutaram trabalhadores de uma linha de produção com início de sintomas de 2,1 anos e compararam com sujeitos saudáveis que não eram trabalhadores de uma linha de produção. Esse fato pode ter contribuído para a diferença encontrada entre os grupos no estudo prévio.

Mais estudos são necessários para investigar a fase excêntrica de abdução do ombro em sujeitos com SIS. A dúvida ainda permanece e não é possível concluir se a fase excêntrica é mais acometida que a concêntrica. Futuros estudos isocinéticos, envolvendo maior amplitude de abdução do ombro, são necessários.

Conclusão

Concluimos que não há alterações no pico de torque, trabalho total e tempo de aceleração durante as fases concêntrica e excêntrica de abdução isocinética em sujeitos com SIS quando comparados com um grupo controle. No entanto, alterações podem ser observadas no lado contralateral durante a fase excêntrica de abdução em sujeitos com SIS unilateral. Desta forma este membro deve também ser considerado na avaliação e reabilitação.

Agradecimentos

Os autores são gratos aos voluntários que participaram deste estudo. Paula Rezende Camargo foi bolsista da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior. Mariana Arias Ávila foi bolsista da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo. Naoe Aline Asso foi bolsista do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico.

Referências

- Arendt-Nielsen L, Graven-Nielsen T, Svarrer H, Svensson P (1996) The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study, *Pain* 64:231-240,
- 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, doi:10.1002/mus.20636
- Booth FW, Lees SJ (2006) Physically active subjects should be the control group, *Med Sci Sports Exerc* 405-406, doi:10.1249/01,mss,0000205117,11882,65
- Borstad JD, Ludewig PM (2002) Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane, *Clin Biomech* 17:650-659, doi:10.1016/S0268-0033(02)00136-5
- Calis M, Akgun K, Birtane M, Karacan I, Calis H, Tuzun F (2000) Diagnostic values of clinical diagnostic tests in subacromial impingement syndrome, *Ann Rheum Dis* 59:44-47, doi:10.1136/ard,59,1,44
- Camargo PR, Haik MN, Filho RB, Mattiello-Rosa SM, Salvini TF (2008) Bilateral deficits in muscle contraction parameters during shoulder scaption in patients with unilateral subacromial impingement syndrome, *Isokinet Exerc Sci* 16:93-99,

- Camargo PR, Avila 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, doi:10.1007/s00421-009-1030-9
- Chen W-L, Su F-C, Chou Y-L (1994) Significance of acceleration period in a dynamic strength testing study, *J Orthop Sports Phys Ther* 19:324-330,
- Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, Danneels LA, Cambier DC (2003) Scapular muscle recruitment patterns: Trapezius muscle latency with and without impingement symptoms, *Am J Sports Med* 31:542-549,
- Cools AM, Witvrouw EE, Mahieu NN, Danneels LA (2005) Isokinetic scapular muscle performance in overhead athletes with and without impingement symptoms, *J Athl Train* 40:104-110,
- De Moraes Faria CDC, Teixeira-Salmela LF, de Paula Goulart FR, de Souza Moraes GF (2008) Scapular muscular activity with shoulder impingement syndrome during lowering of the arms, *Clin J Sport Med* 18:130-136, doi:10.1097/JSM.0b013e318160c05d
- Endo K, Ikata T, Katoh S, Takeda Y (2001) Radiographic assessment of scapular rotational tilt in chronic shoulder impingement syndrome, *J Orthop Sci* 6:3-10,
- 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, doi:10.1016/j.jse.2008.05.043
- Hébert LJ, Moffet H, McFadyen BJ, Dionne CE (2002) Scapular behavior in shoulder impingement syndrome, *Arch Phys Med Rehabil* 83:60-69, doi:10.1053/apmr.2002.27471
- Laudner KG, Myers JB, Pasquale MR, Bradley JP, Lephart SM (2006) Scapular dysfunction in throwers with pathologic internal impingement, *J Orthop Sports Phys Ther* 36:485-494,

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,

Leroux JL, Hebert P, Mouilleron P, Thomas E, Bonnel F, Blotman F (1995) Postoperative shoulder rotators strength in stages II and III impingement syndrome, *Clin Orthop Relat Res* 320:46-54,

Lin JJ, Hanten WP, Olson SL, Roddey TS, Soto-quijano DA, Lim HK, Sherwood AM (2005) Functional activity characteristics of individuals with shoulder dysfunctions, *J Electromyogr Kinesiol* 15:576-586, doi:10.1016/j.jelekin.2005.01.006

Ludewig PM, Cook TM (2000) Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement, *Phys Ther* 80:276-291,

Ludewig PM, Cook TM (2002) Translations of the humerus in persons with shoulder impingement symptoms, *J Orthop Sports Phys Ther* 32:248-259,

Ludewig PM, Reynolds JF (2009) The association of scapular kinematics and glenohumeral joints pathologies, *J Orthop Sports Phys Ther* 39:90-104, doi:10.2519/jospt.2009.2808

Lukaseiwicz AC, McClure P, Michener L, Pratt N, Sennett B (1999) Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement, *J Orthop Sports Phys Ther* 29:574-583,

Madeleine P, Lundager B, Voigt M, Arendt-Nielsen L (1999) Shoulder muscle co-ordination during chronic and acute experimental neck-shoulder pain, An occupational study, *Eur J Appl Physiol* 79:127-140,

Madeleine P, Mathiassen SE, Arendt-Nielsen L (2008) Changes in the degree of motor variability associated with experimental and chronic neck-shoulder pain during a standardized repetitive arm movement, *Exp Brain Res* 185:689-698,

- Mattiello-Rosa SM, Camargo PR, Santos AAS, Pádua M, Reiff RBM, 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, doi:10.1016/j.jse.2007.08.006
- McClure PW, Michener LA, Karduna AR (2006) Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome, *Phys Ther* 86:1075-1090,
- Michener LA, McClure PW, Karduna AR (2003) Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome, *Clin Biomech* 18:369-379, doi:10.1016/S0268-0033(03)00047-0
- 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(1 Suppl):S48-53, doi:10.1016/j.jse.2007.08.007
- 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,
- Reddy AS, Mohr KJ, Pink MM, Jobe FW (2000) Electromyographic analysis of the deltoid and rotator cuff muscles in persons with subacromial impingement, *J Shoulder Elbow Surg* 9:519-523, doi:10.1067/mse.2000.109410
- Thunberg J, Ljubisavljevic M, Djupsjobacka M, Johansson H (2002) Effects on the fusimotor-muscle spindle system induced by intramuscular injections of hypertonic saline, *Exp Brain Res* 142:319-326,
- 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,

- van der Windt DA, Koes BW, de Jong BA, Bouter LM (1995) Shoulder disorders in general practice: Incidence, patient characteristics, and management, *Ann Rheum Dis* 54:959-964,
- Wadsworth DJ, Bullock-Saxton JE (1997) Recruitment patterns of the scapular rotator muscles in freestyle swimmers with subacromial impingement, *Int J Sports Med* 18:618-624,
- Walther M, Werner A, Stahlschmidt T, Woelfel R, Gohlke F (2004) The subacromial impingement syndrome of the shoulder treated by conventional physiotherapy, self-training, and a shoulder brace: Results of a prospective, randomized study, *J Shoulder Elbow Surg* 13:417-423,
- Yamaguchi K, Tetro AM, Blam O, Evanoff BA, Teefey SA, Middleton WD (2001) Natural history of asymptomatic rotator cuff tears: a longitudinal analysis of asymptomatic tears detected sonographically, *J Shoulder Elbow Surg* 10:199–203, doi:10.1067/mse.2001.113086

ANEXO I

Shoulder abduction torque steadiness is preserved in subacromial impingement syndrome

Paula Rezende Camargo · Mariana Arias Avila ·
Ana Beatriz de Oliveira · Naoe Aline Asso ·
Benedito Galvão Benze · Tania de Fátima Salvini

Accepted: 25 February 2009 / Published online: 18 March 2009
© Springer-Verlag 2009

Abstract This study compared peak torque and torque steadiness during isometric abduction in subjects with subacromial impingement syndrome (SIS) and those with no upper limb disorders. The SIS group consisted of 27 subjects (33.48 ± 9.94 years) with unilateral SIS. The control group consisted of 23 healthy and active subjects (32.26 ± 9.04 years). Peak torque and torque steadiness were measured during isometric abduction (80° in the scapular plane) of the shoulder. Standard deviation, coefficient of variation, stability time, median frequency, and relative power were measured from the steadiness trials. There were neither significant interactions between group and side ($P > 0.05$), nor were there significant main effects of group and side ($P > 0.05$) for all variables analyzed. The results of this study showed that steadiness is preserved by SIS during isometric abduction of the shoulder.

Keywords Fluctuation · Rotator cuff · Shoulder pain · Rehabilitation

Introduction

Steadiness refers to the ability to perform muscle contractions with minimum fluctuations while matching a given force/torque level (Bandholm et al. 2006). During a voluntary muscle contraction, the output of motor units results in muscle force/torque that fluctuates (Enoka et al. 2003; Tracy et al. 2007). The fluctuations are attributable to two mechanisms: one related to the mechanical summation of motor unit forces and another involving the pattern of output from the motorneuron pool (Enoka et al. 2003; Taylor et al. 2003). These fluctuations impair the ability of an individual to exert a desired force or torque (Bandholm et al. 2008).

Recently, reduced steadiness during concentric abduction, but not during isometric abduction, was found in subjects with subacromial impingement syndrome (SIS, Bandholm et al. 2006). The authors related this finding to the fact that all subjects were regularly engaged in upper extremity strength training. However, they observed that experimental pain reduced the steadiness of isometric shoulder abduction in healthy subjects (Bandholm et al. 2008). A possible explanation for the discrepancy between these two studies was that although the adopted experimental pain-paradigm may reflect the SIS in terms of the painful structures, it might not reflect the adaptations in the central nervous system seen with chronic pain (Bandholm et al. 2008).

Considering the literature about this topic, the lack of studies on steadiness in subjects with SIS is evident. Although the study of Bandholm et al. (2006) has contributed a lot, the subjects evaluated in their study were engaged in upper-body training and, therefore, the behavior of steadiness may be different in subjects with SIS not engaged in upper extremity training. As such, new studies

P. R. Camargo · M. A. Avila · A. B. de Oliveira · N. A. Asso ·
T. de Fátima Salvini (✉)
Department of Physical Therapy,
Federal University of São Carlos,
Rodovia Washington Luís, km 235,
São Carlos, SP 13565-905, Brazil
e-mail: tania@power.ufscar.br

B. G. Benze
Department of Statistics, Federal University of São Carlos,
Rodovia Washington Luís, km 235,
São Carlos, SP 13565-905, Brazil

are necessary to assess steadiness in subjects with SIS, as well as which mechanisms might be responsible for possible deficits. The time to reach stability during a submaximal activity and the physical function status of the subjects would also be important tools to gain better knowledge of steadiness. It was hypothesized that both peak torque and steadiness would be impaired in these subjects. The purpose of this study was to assess peak torque and torque steadiness during isometric abduction in subjects with SIS and to compare the results of the SIS group to that of a control group of subjects with no upper limb disorders. This study also aimed to assess the physical function status of the subjects.

Methods

Subjects

Twenty-seven subjects (9 females and 18 males, 33.48 ± 9.94 years; 77.52 ± 14.78 kg; 174 ± 10 cm) with unilateral SIS participated in this study. The duration of their shoulder pain (self reported) was 31.31 ± 33.09 months. The subjects were first evaluated and characterized with SIS by a physical therapist and later, the diagnosis was confirmed by an orthopedic physician. The clinical diagnosis of SIS was made following the clinical criteria of reproduction of pain by at least three of the tests: Neer, Hawkins, Jobe, Speed, and Gerber. Ultrasonography was made to determine cuff tears by an experienced musculoskeletal ultrasonography radiologist. Ultrasonography has high accuracy (98.1%) for identifying rotator cuff tears (Ardic et al. 2006).

The involved side was the dominant side in 17 of the subjects. Subjects who were pregnant or had histories of shoulder injury, torn tendons, ligamentous laxity based on positive Sulcus test and Apprehension test, previous shoulder or neck surgery, systemic illnesses, corticosteroid injection 3 months prior to evaluation, and physical therapy 6 months prior to evaluation were excluded. A total of 31 subjects with SIS were evaluated, but four were excluded because they did not meet the remaining inclusion criteria (based on ultrasound imaging, one had a full thickness supraspinatus muscle tear, one had a full thickness subscapularis muscle tear, and one had subluxation of the long head biceps tendon; another one had diabetes based on self report).

The control group was matched to the SIS group with respect to age, weight, height, and level of physical activity (Table 1). It consisted of 23 healthy and active subjects (8 females and 15 males, 32.26 ± 9.04 years; 75.48 ± 12.98 kg, 173 ± 8 cm) with no upper limb disorders. Active subjects were considered those who had at least 30 min of physical activity daily (Booth and Lees 2006).

Table 1 Characteristics of the subjects

	Control group ($n = 23$)	SIS groups	
		Dominant involved side ($n = 17$)	Nondominant involved side ($n = 10$)
Age (years)	32.26 ± 9.04	34.35 ± 9.86	32.00 ± 10.41
Weight (kg)	75.48 ± 12.98	75.18 ± 10.33	81.50 ± 20.34
Height (cm)	173.0 ± 8.0	173.0 ± 8.0	175.0 ± 13.0

Results are mean \pm standard deviation

This project was approved by the Ethics Committee of the University. The subjects gave their written and informed consent agreement to participate in this study, which was conducted according to the Helsinki Statement.

Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand (DASH) questionnaire

The DASH questionnaire was applied before the peak torque and torque steadiness evaluations. This questionnaire was previously used to assess subjects with SIS (Camargo et al. 2007; Camargo et al. 2009). The DASH self-assessment questionnaire contains 30 questions to measure physical function and symptoms of the upper limbs. Each question has five possible responses, ranging from “no difficulty” to “unable to perform activity,” and is scored on a rating scale from 1 to 5. The questionnaire score is calculated by applying an established formula in which the maximum score is 100, which indicates the worst possible condition (Hudak et al. 1996).

Peak torque and torque steadiness evaluation

Peak torque and torque steadiness were measured during isometric abduction of the shoulder using an isokinetic dynamometer. The sampling frequency was set at 100 Hz. During the evaluation, the subjects were assessed in the seated position and stabilization of the trunk was provided by diagonal and pelvic straps. They were positioned with the arm in the scapular plane, neutral rotation, and 80° abduction with the elbow in full extension. The axis of rotation for abduction movement was aligned with the mechanical axis of the dynamometer. For this movement, the axis of rotation approximates the axis of the acromioclavicular joint, which connects the distal end of the clavicle to the anterior medial portion of the acromial process. Previous study has demonstrated the system to be setup as described (Camargo et al. 2008). Gravity effect torque was measured with the arm relaxed in 80° of abduction. This is the torque effect produced by the weight of the limb and the attachment. This is done by the dynamometer, recorded by the

software, and added to movements against gravity, and subtracted from movements assisted by gravity. It is used to eliminate the additional torque applied to the muscle tested and gives a measure of true muscle torque production.

Three abduction maximal voluntary isometric contractions (MVIC) of 5-s duration with an interval of 2 min between the trials were performed to determine the peak torque. The values of peak torque presented on the results have the gravity effect torque added because the movement was performed against gravity. However, to calculate the target torque (35% MVIC, as proposed by Bandholm et al. 2006), the gravity effect torque was subtracted from the peak torque and then it was added again to the target torque because the torque on the screen (feedback to the subjects) starts with the gravity effect torque (Fig. 1). For the assessment of the torque steadiness, three trials were performed at the target torque for 10 s each, with a rest period of 1 min between the trials. The subjects were allowed to see the monitor for visual feedback in order to reach and maintain the target torque.

Data analysis

The variable for shoulder abduction MVIC was the peak torque at 80° of abduction in the scapular plane, as described before, expressed as the highest torque among the three abduction MVICs.

All data from torque steadiness were reduced using MatLab® software (version 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, USA). The isometric torque steadiness variables were expressed as the standard deviation (SD) and coefficient of

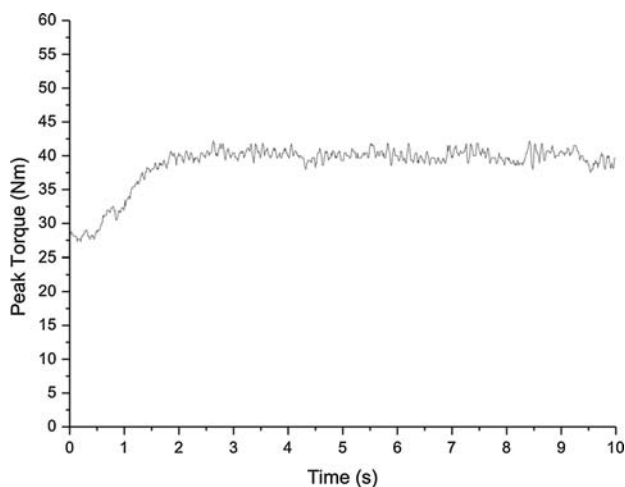


Fig. 1 One trial of shoulder-abduction force steadiness at 80°, in the scapular plane, of one subject. The subjects were supposed to maintain 35% of MVIC during abduction for 10 s. The torque does not start from zero because the torque on the screen starts with the gravity effect torque. Gravity effect torque was measured with the arm relaxed in 80° of abduction. This is the torque effect produced by the weight of the limb and the attachment

variation (SD/mean torque \times 100, CV) of the torque fluctuations within an 8-s window (the first two-seconds were discarded to avoid the initial phase and adjusting phase, as suggested by Lavender and Nosaka (2007)). The SD of torque is an absolute measure of the amplitude of the torque fluctuations that scales with the target torque exerted. Thus, CV of torque is used as a measure of the fluctuations expressed as a percentage of the mean torque exerted (normalized to the mean torque).

The high frequency component of the torque steadiness was analyzed by a Fast Fourier Transform (FFT). In order to allow the analysis of the high component, the signals were first high-pass filtered using a second-order zero-lag Butterworth filter at 5 Hz. The definition of the cut-off frequency was based on a previous spectral analysis of the whole signal. This previous analysis showed a clear division between low and high frequencies that compose the torque steadiness signal. In general, the low frequency component was concentrated between 0 and 4 Hz, while the high frequency component ranged from 8 to 15 Hz. The FFT was performed and the median frequency and relative power of the higher frequencies were calculated. In order to obtain the relative power, the total power was divided by the peak power.

Stability time was another torque steadiness variable evaluated (Fig. 2). The 10 s of contraction was considered for the evaluation of this variable. Stability time is described as the measure of time from the start of the muscular contraction to the point of a pattern of stability. In order to identify the point at which stability is reached, a windowing method was applied. Each window had a length of 0.4 s, and a 50% overlap between windows was used. The stability time was defined as the moment when the mean torque for window x was within the interval between the mean torque -1 SD and mean torque $+1$ SD computed for the reference window. In order to ensure that the stability pattern was reached, the windows $x + 1$ and $x + 2$ were also compared with the reference window, applying the same criteria. The reference window was a 2-s window established by the tester during the data processing, and it is described as a pattern of stability, i.e., when the torque fluctuations were minimal within the 10-s window.

Reliability of stability time

We determined both intertester and intratester reliability when processing stability time. Two testers performed the data processing twice, with an interval of 1 week between each processing. The intraclass correlation coefficient (ICC) was calculated using results of stability time for both intra and intertester comparisons. Results showed a high reliability, with ICCs at 0.98 and 0.95 for intratester (tester 1 and 2) and intertester (processing 1 and 2), respectively. Although

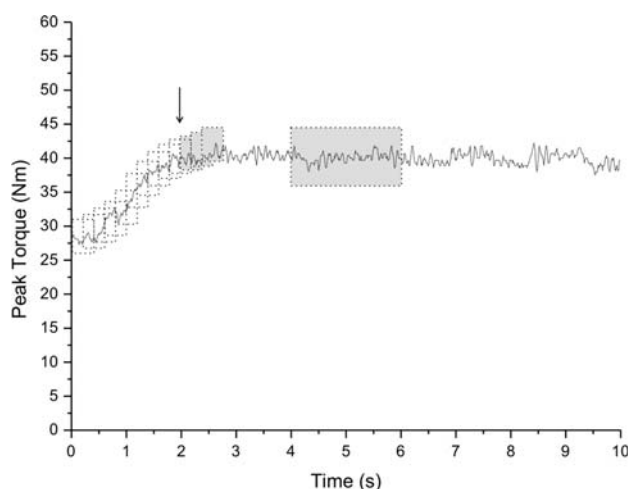


Fig. 2 Illustration of the windowing method applied to identify the stability time. The *largest gray box* represents the 2-s reference window, established by the tester to represent a period of stable torque within the recording. The windowing method is shown through the *dotted boxes*. Each window represents 0.4 s, and between them there is an overlap of 50%. In order to identify the stability time, three windows are compared so that all of them must have their mean value within the range of the mean value ± 1 SD calculated for the reference window. The method starts comparing window x , $x + 1$, and $x + 2$ and then, $x + 1$, $x + 2$, and $x + 3$, until it reaches the criteria. The *arrow* indicates the stability time for this trial and the *small gray boxes* represent the ones that have reached the established criteria

a mathematical algorithm was applied to the signals, inter-tester and intratester reliability were not 1.00 because the 2-s reference window was chosen visually by the testers. Since the choice of window is a subjective procedure, both inter-tester and intratester comparisons may differ.

Statistical analysis

Data are presented as mean and standard deviation. The mean values of the three trials of each evaluation were considered for statistical analysis. The results were analyzed using the software for statistical analysis NCSS (NCSS, Kaysville, UT). Normality tests were conducted for all dependent variables. Only the data from the DASH questionnaire were not normally distributed, so the nonparametric Mann–Whitney test was used. The data from peak torque and torque steadiness were normally distributed. For the following statistics, considering that dominance could affect the results, the SIS group was divided into two groups: (1) SIS with the dominant involved side and (2) SIS with the nondominant involved side. For each dependent variable (peak torque, SD, CV, stability time, median frequency, and relative power), a two-way repeated measures ANOVA was used to test for main effects of group (SIS with dominant involved side, SIS with the nondominant involved side and control group) and side (noninvolved versus involved for SIS subjects and dominant versus non-

Table 2 DASH score from the control group and SIS groups

	Control group ($n = 23$)	SIS groups	
		Dominant involved side ($n = 17$)	Nondominant involved side ($n = 10$)
DASH score (minimum–maximum)	0.98 ± 1.79 (0.00–5.83)	$22.64 \pm 17.53^*$ (1.66–50.83)	$18.00 \pm 12.47^*$ (6.66–44.16)

Results are mean \pm standard deviation

* $P < 0.05$, when compared to the control group

dominant for control subjects), or for interactions of group and side. A P -value of less than 0.05 was considered significant.

Results

Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand (DASH) questionnaire

DASH score was significantly higher ($P = 0.0001$) for both SIS groups when compared to the control group (Table 2).

Peak torque and torque steadiness

For all variables analyzed (peak torque, SD, CV, stability time, median frequency, and relative power), there were neither significant interactions between group and side ($P > 0.05$), nor were there significant main effects of group and side ($P > 0.05$). Table 3 shows the results for all variables.

Control and SIS groups showed an average of 60.45 ± 22.43 Nm for peak torque, 1.44 ± 0.52 Nm for SD, $4.20 \pm 1.20\%$ for CV, 2.54 ± 0.91 s for stability time, 11.59 ± 1.38 Hz for median frequency, and $30.83 \pm 11.32\%$ peak for relative power during isometric abduction of the shoulder.

Discussion

This study brings new approach on the evaluation of torque steadiness describing aspects of time and frequency domains. Peak torque and torque steadiness were not affected during isometric abduction of the shoulder in subjects with SIS. These findings are not supportive of the hypothesis that the SIS groups would present impaired steadiness when compared to a control group.

The calculation of the SD and CV for evaluation of the steadiness is frequently used in the literature (Bandholm et al. 2006, 2008; Lavender and Nosaka 2007; Shinohara

Table 3 Variables of isometric abduction in the control and SIS groups

	Control group (<i>n</i> = 23)		SIS dominant involved side (<i>n</i> = 17)		SIS nondominant involved side (<i>n</i> = 10)	
	Dominant side	Nondominant side	Dominant involved side	Nondominant uninvolved side	Dominant uninvolved side	Nondominant involved side
Peak torque (Nm)	61.67 ± 22.69	59.94 ± 23.59	63.13 ± 22.35	58.55 ± 22.76	58.87 ± 23.12	59.06 ± 23.26
Standard deviation (Nm)	1.40 ± 0.39	1.37 ± 0.40	1.48 ± 0.63	1.39 ± 0.51	1.57 ± 0.68	1.57 ± 0.73
Coefficient of variation (%)	4.00 ± 1.05	4.20 ± 1.20	3.99 ± 1.28	4.18 ± 0.81	4.64 ± 1.82	4.48 ± 1.52
Stability time (s)	2.53 ± 0.86	2.23 ± 0.65	2.77 ± 0.59	2.60 ± 1.04	2.69 ± 1.11	2.60 ± 1.44
Median frequency (Hz)	11.71 ± 1.19	11.84 ± 1.19	11.35 ± 1.35	11.12 ± 1.49	11.52 ± 1.57	11.92 ± 1.82
Relative power (% peak)	31.53 ± 11.43	30.65 ± 11.87	32.31 ± 11.33	29.97 ± 11.39	30.32 ± 11.86	30.22 ± 11.70

Results are mean ± standard deviation

et al. 2003; Tracy et al. 2007). The SD is more representative of steadiness than the CV because the SD is an absolute measure of variability, while the CV accounts for variability relative to the magnitude of the mean torque, a relative variability measure as proposed by James (2004). However, the description of the frequency domain can be a powerful tool in providing information about the response of muscles, joints, and their control (Baratta et al. 1998). This information may be useful to help understand the practical effects of tissue properties on the overall physiologic system's response (Baratta et al. 1998).

There is only one study that evaluated steadiness in subjects with SIS and this study used SD and CV for assessment of the steadiness (Bandholm et al. 2006). Bandholm et al. (2006) have not observed deficits in muscle strength and steadiness during isometric abduction in subjects with SIS. They explained this finding by the fact that all subjects participated in upper-body physical activities that require performing near-maximal muscle contractions. The authors believe that excitatory effects of upper-body physical activities could have balanced inhibitory effects of the shoulder pain on the abduction α -motoneuron pool. These findings are in agreement with this study in which no deficits were found in peak torque and steadiness during isometric abduction of the shoulder. In this study, the SIS groups were not engaged in upper-body training and they were matched to the control group with regards to the level of physical activity. However, according to the DASH score, it is possible to mention that the SIS groups presented a relatively high physical function status. This fact may have prevented an imbalance in the α -motoneuron pool and contributed to the similarity in strength and steadiness among the groups.

SIS and fluctuations in force/torque have also been linked to alterations in muscle activity (Graves et al. 2000; Shinohara et al. 2003; Phadke et al. 2009). Although muscle activity was not evaluated in this study, we speculate if our subjects presented altered muscle activity since Bandholm et al. (2006) have not identified differences in

muscle activity between SIS and control groups during isometric contractions.

No differences were found between dominant and non-dominant sides. Upper extremity dominance effect is still controversial in literature. It seems that dominance effect may be found particularly in unilaterally dominant upper-extremity-sport athletes (Ellenbecker and Davies 2000; Silva et al. 2006). Other studies are in accordance with the results of this study, where no side-to-side differences were found in subjects with a more symmetrical use of the arms (Camargo et al. 2008; Gołebiewska et al. 2008; Mattiello-Rosa et al. 2008). However, it has been suggested that bilateral differences in peak torque of less than 10% could be considered normal, while differences of 10–20% indicated a probable abnormality (Ellenbecker and Davies 2000; Sapega 1990). It was a surprise to find similarity also between involved and uninvolved sides. Some form of supercompensation is usually expected in the uninvolved side, and/or detraining in the involved side. However, as previously described, we believe that the relatively high physical function status performed with the upper limbs by the SIS groups and the more symmetrical use of the arms may have inhibited the supercompensation and/or detraining of the uninvolved and involved sides, respectively.

In order to test whether pain could reduce steadiness, Bandholm et al. (2008) induced experimental muscle pain in healthy subjects and they verified decreased steadiness during isometric abduction. The authors suggested that acute effects of experimental pain might not reflect the adaptations in the central nervous system seen with chronic pain (Bandholm et al. 2008). Although the validity of experimental pain models for chronic pain conditions is questionable, we suggest that in this study the chronicity of the condition of the subjects can be one possible explanation for not finding the expected impairment in the SIS groups. Initial onset of symptoms was reported to be an average of 2.6 years. Possibly, alterations in steadiness would be noted in subjects with more acute pain.

The visual feedback provided in this study is an important issue to be discussed because it was demonstrated to attenuate the fluctuations (Christou 2005; Slifkin et al. 2000). Visual information can be utilized by the motor system to meet the goals of matching the target torque, and minimizing the fluctuations around (Slifkin et al. 2000). Given this fact, our results should be interpreted with caution. This issue can be a limitation in identifying differences in steadiness among the groups.

Afferent detection of fluctuations in force was suggested to have an important role in the controlling of force (Bandholm et al. 2008). As such, it is also important to consider that stage II SIS has been associated with proprioceptive deficits (Machner et al. 2003) and apoptosis in the supraspinatus tendon (Tuoheti et al. 2005) in subjects who were treated with subacromial decompression. These aspects might alter the impulse activities of the afferents from the muscle spindles and, more likely, Golgi tendon organs leading to a modification of the ability of the central nervous system to utilize this afferent information to control force output during isometric contractions and impair the sensory-motor control in subjects with SIS. As none of the subjects in this study had indication for subacromial decompression, this may have contributed for not finding alteration in steadiness. We speculate that a possible impairment in afferent information may be associated to later stages of the SIS. Nevertheless, to conclude on the possible disturbance of afferent feedback, a different experimental setup is needed in which high frequency perturbations are applied (Schouten et al. 2008).

Conclusion

The results of this study showed that steadiness is preserved by SIS during isometric abduction of the shoulder. However, further research is required in subjects with more acute pain or in late stage of the syndrome in order to optimize rehabilitation regimes for SIS. An analysis without visual feedback would also be interesting to evaluate the effect of SIS on steadiness.

Acknowledgments The authors are deeply grateful to the volunteers who participated in this study. Paula Rezende Camargo was the recipient of research from Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior. Mariana Arias Avila and Ana Beatriz de Oliveira were the recipients of research fellowships from Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo. The authors also want to thank Paula Ludewig, PhD, and Vandana Phadke for comments on the manuscript.

References

- Ardic F, Kahraman Y, Kacar M et al (2006) Shoulder impingement syndrome—relationships between clinical, functional, and radiologic findings. *Am J Phys Med Rehabil* 85:53–60. doi:10.1097/01.phm.0000179518.85484.53
- Bandholm T, Rasmussen L, Aagaard P et al (2006) Force steadiness, muscle activity and maximal muscle strength in subjects with subacromial impingement syndrome. *Muscle Nerve* 34:631–639. doi:10.1002/mus.20636
- Bandholm T, Rasmussen L, Aagaard P et al (2008) Effects of experimental muscle pain on shoulder-abduction force steadiness and muscle activity in healthy subjects. *Eur J Appl Physiol* 102:643–650. doi:10.1007/s00421-007-0642-1
- Baratta RV, Solomonow M, Zhou B-H (1998) Frequency domain-based models of skeletal muscle. *J Electromyogr Kinesiol* 8:79–91. doi:10.1016/S1050-6411(97)00024-2
- Booth FW, Lees SJ (2006) Physically active subjects should be the control group. *Med Sci Sports Exerc* 38:405–406. doi:10.1249/01.mss.0000205117.11882.65
- Camargo PR, Haik MN, Filho RB et al (2007) Pain in workers with shoulder impingement syndrome: an assessment using the DASH and McGill pain questionnaires. *Rev Bras Fisioter* 11:161–167. doi:10.1590/S1413-35552007000200012
- Camargo PR, Haik MN, Filho RB et al (2008) Bilateral deficits in muscle contraction parameters during shoulder scaption in patients with unilateral subacromial impingement syndrome. *Isokinet Exerc Sci* 16:93–99
- Camargo PR, Haik MN, Ludewig PM et al (2009) Effects of strengthening and stretching exercises applied during working hours on pain and physical impairment in workers with subacromial impingement syndrome. *Physiother Theory Pract* (in press)
- Christou EA (2005) Visual feedback attenuates force fluctuations induced by stressor. *Med Sci Sports Exerc* 37:2126–2133. doi:10.1249/01.mss.0000178103.72988.cd
- Ellenbecker TS, Davies GJ (2000) The application of isokinetics in testing and rehabilitation of the shoulder complex. *J Athl Train* 35:338–350
- Enoka RM, Christou EA, Hunter SK et al (2003) Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults. *J Electromyogr Kinesiol* 13:1–12. doi:10.1016/S1050-6411(02)00084-6
- Gołębiewska JA, Mastalerz A, Zieliński JR (2008) Isokinetic muscle torque during glenohumeral rotation in dominant and nondominant limbs. *Acta Bioeng Biomech* 10:69–73
- Graves AE, Kornats KW, Enoka RM (2000) Older adults use a unique strategy to lift inertial loads with the elbow flexor muscles. *J Neurophysiol* 83:2030–2039
- Hudak PL, Amadio PC, Bombardier C (1996) Development of an upper extremity outcome measure: the DASH. *Am J Ind Med* 29:602–606. doi:10.1002/(SICI)1097-0274(199606)29:6<602::AID-AJIM4>3.0.CO;2-L
- James CR (2004) Considerations of movement variability in biomechanics. In: Stergiou N (ed) *Innovative analyses of human movement*. Human Kinetics, Champaign, pp 29–62
- Lavender AP, Nosaka K (2007) Fluctuations of isometric force after eccentric exercise of the elbow flexors of young, middle-aged, and old men. *Eur J Appl Physiol* 100:161–167. doi:10.1007/s00421-007-0418-7
- Machner A, Merk H, Becker R et al (2003) Kinesthetic sense of the shoulder in patients with impingement syndrome. *Acta Orthop Scand* 74:85–88. doi:10.1080/00016470310013716
- Mattiello-Rosa SM, Camargo PR, Santos AAS et al (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. doi:10.1016/j.jse.2007.08.006
- Phadke V, Camargo PR, Ludewig PM (2009) Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: a review of normal function and alterations with shoulder impingement. *Rev Bras Fisiot* 13:1–9

- Sapega AA (1990) Muscle performance evaluation in orthopaedic practice: current concepts review. *J Bone Joint Surg* 72A:1562–1574
- Schouten AC, Mugge W, van der Helm FCT (2008) NMCLab, a model to assess the contributions of muscle visco-elasticity and afferent feedback to joint dynamics. *J Biomech* 41:1659–1667. doi:[10.1016/j.jbiomech.2008.03.014](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.03.014)
- Shinohara M, Yoshitake Y, Kouzaki M et al (2003) Strength training counteracts motor performance losses during bed rest. *J Appl Physiol* 95:1485–1492
- Silva RT, Graciatelli GC, Saccol MF et al (2006) Shoulder strength profile in elite junior tennis players: horizontal adduction and abduction isokinetic evaluation. *Br J Sports Med* 40:513–517. doi:[10.1136/bjism.2005.023408](https://doi.org/10.1136/bjism.2005.023408)
- Slifkin AB, Vaillancourt DE, Newell KM (2000) Intermittency in the control of continuous force production. *J Neurophysiol* 84:1708–1718
- Taylor AM, Christou EA, Enoka RM (2003) Multiple muscle features of motor-unit activity influence force fluctuations during isometric contractions. *J Neurophysiol* 90:1350–1361. doi:[10.1152/jn.00056.2003](https://doi.org/10.1152/jn.00056.2003)
- Tracy BL, Dinunno DV, Jorgensen B et al (2007) Aging, visuomotor correction, and force fluctuations in large muscles. *Med Sci Sports Exerc* 39:469–479. doi:[10.1249/mss.0b013e31802d3ad3](https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31802d3ad3)
- Tuoheti Y, Itoi E, Pradhan RL et al (2005) Apoptosis in the supraspinatus tendon with stage II subacromial impingement. *J Shoulder Elbow Surg* 14:535–541. doi:[10.1016/j.jse.2005.01.001](https://doi.org/10.1016/j.jse.2005.01.001)

ANEXO II

2 **Muscle performance during isokinetic concentric and eccentric**
3 **abduction in subjects with subacromial impingement syndrome**

4 Paula Rezende Camargo · Mariana Arias Ávila ·
5 Naoe Aline Asso · Tania Fátima Salvini

6 Accepted: 13 January 2010
7 © Springer-Verlag 2010

8 **Abstract** Peak torque (PT), total work (TW) and
9 acceleration time (AT) were measured during isokinetic
10 concentric and eccentric abduction of the shoulder in sub-
11 jects with subacromial impingement syndrome (SIS) and
12 healthy subjects. The SIS group consisted of 27 subjects
13 (33.48 ± 9.94 years) with unilateral SIS and it was divided
14 into two groups: (1) SIS with the dominant involved side, (2)
15 SIS with the nondominant involved side. The control group
16 consisted of 23 healthy subjects (32.26 ± 9.04 years). PT,
17 TW and AT were measured bilaterally at 60 and 180°/s. No
18 significant interactions were found between group and side
19 ($P > 0.05$), as well as no significant main effects of group
20 and side ($P > 0.05$) for all variables during concentric
21 abduction of the shoulder at both tested speeds. During the
22 eccentric contractions, lower TW ($P < 0.05$) was demon-
23 strated by the nondominant uninvolved side of SIS group
24 at 60°/s, and by the uninvolved sides of the SIS groups at
25 180°/s compared to the dominant side of the controls. At
26 180°/s, the nondominant uninvolved side of the SIS group
27 demonstrated slower AT ($P < 0.05$) compared to the dom-
28 inant side of the control group, as well as the nondominant
29 involved side of the SIS group compared to the nondominant
30 side of the controls. The results showed no alterations in the
31 measured parameters during concentric and eccentric phases
32 of isokinetic abduction in subjects with SIS when compared
33 to a control group. However, alterations may be observed in

the contralateral side during the eccentric phase of abduction 34
in subjects with unilateral conditions of SIS. 35

Keywords Arm elevation · Rotator cuff · Shoulder pain · 36
Physical therapy 37
38

Introduction 39

Subacromial impingement syndrome (SIS) is amongst the 40
most common causes of shoulder pain (van der Windt et al. 41
1995) and has been related to alterations in kinematics 42
(Ludewig and Reynolds 2009), muscle activity (Phadke 43
et al. 2009) and isokinetic muscle performance during arm 44
elevation (Camargo et al. 2008). 45

Subjects with SIS demonstrated decreased scapular 46
upward rotation and posterior tilting, increased scapular 47
internal rotation, increased clavicular elevation (Endo et al. 48
2001; Lin et al. 2005; Ludewig and Cook 2000; Lukaseiwicz 49
et al. 1999) and retraction (McClure et al. 2006), and 50
increased anterior and superior translations of the humeral 51
head (Deutsch et al. 1996; Laudner et al. 2006; Ludewig and 52
Cook 2002). These kinematic alterations have been linked to 53
abnormal muscle activity of the scapular and rotator cuff 54
muscles during elevation of the arm, such as increased 55
activity of the upper trapezius, and decreased activity of the 56
serratus anterior and rotator cuff muscles (Phadke et al. 2009). 57

Muscle performance has also been found to be impaired 58
during isokinetic concentric abduction of the shoulder in 59
subjects with SIS when compared to healthy ones 60
(Camargo et al. 2008). This study also found deficits in 61
peak torque, time to peak torque, total work, acceleration 62
time and power in subjects with SIS. 63

Most of the studies evaluated the concentric phase of 64
elevation of the arm. However, focusing on the eccentric 65

A1 Communicated by Jaap van Dieen.

A2 P. R. Camargo · M. A. Ávila · N. A. Asso · T. F. Salvini (✉)
A3 Department of Physical Therapy,
A4 Federal University of São Carlos, Rodovia Washington Luís,
A5 km 235, CEP 13565-905 São Carlos, SP, Brazil
A6 e-mail: tania@power.ufscar.br

66 phase is important because this movement is often required to
 67 lower the arm from elevated positions and it is also during the
 68 eccentric phase that the subjects most complain of pain.
 69 Moreover, in a clinical screening, scapular winging is usually
 70 observed during the lowering of the arm when it is necessary
 71 eccentric controlled motion of the scapula. Few studies
 72 investigated the eccentric phase of elevation. Borstad and
 73 Ludwig (2002) compared three-dimensional scapular
 74 kinematics during elevation and lowering of the arm in
 75 subjects with and without SIS, and group differences tended
 76 to be magnified in the eccentric phase in this study. Lower
 77 coactivation of the middle trapezius/serratus anterior mus-
 78 cles was found in subjects with SIS when compared to con-
 79 trols during lowering of the arm (de Morais Faria et al. 2008).

80 Therefore, it is possible to note that there is lack of liter-
 81 ature evaluating the eccentric phase of elevation of the arm
 82 in subjects with SIS. More studies about this topic are
 83 warranted to understand this syndrome and help to refine
 84 exercise approaches for rehabilitation. The hypothesis of the
 85 current study was that subjects with SIS would present
 86 impaired isokinetic parameters during concentric and
 87 eccentric abduction of the shoulder when compared to a
 88 control group. The purpose of this study was to measure
 89 peak torque, total work and acceleration time during
 90 isokinetic concentric and eccentric abduction of the shoulder
 91 in subjects with SIS and compare to a control group.

92 Methods

93 Subjects

94 Twenty-seven subjects (9 females and 18 males, $33.48 \pm$
 95 9.94 years; 77.52 ± 14.78 kg; 174 ± 10 cm) with unilat-
 96 eral shoulder pain consistent to SIS were recruited to par-
 97 ticipate in this study. The subjects recruited were on a
 98 waiting list for physical therapy at the clinic in the
 99 university. Fliers in the university premises and orthopedic
 100 clinics were also used to recruit them. The duration of their
 101 shoulder pain was 31.31 ± 33.09 months based on self
 102 report, and they were not engaged in upper-body training.
 103 The diagnosis of SIS was made initially by a physical
 104 therapist and was confirmed by an orthopedic physician.
 105 To be classified as having SIS, subjects had to present a
 106 painful range of motion during active shoulder elevation
 107 and be tested positive for at least three of the tests: Neer,
 108 Hawkins, Jobe, Speed and Gerber. Impingement clinical
 109 tests usually have either high sensitivity or specificity
 110 (Calis et al. 2000); therefore, a combination or cluster of
 111 clinical tests is recommended to correctly identify subjects
 112 with SIS (Leroux et al. 1995). Ultrasonography was also
 113 made to determine cuff tears by an experienced musculo-
 114 skeletal ultrasonography radiologist.

The involved side was the dominant side in 17 of the 115
 subjects. Exclusion criteria included: pregnancy, other 116
 histories of shoulder injury, torn tendons, ligamentous 117
 laxity based on positive Sulcus test and apprehension test, 118
 previous shoulder or neck surgery, systemic illnesses, 119
 corticosteroid injection 3 months prior to evaluation, and 120
 physical therapy 6 months prior to evaluation were exclu- 121
 ded. A total of 31 subjects with SIS were evaluated, but 122
 four were excluded (based on ultrasound imaging, one had 123
 a full thickness supraspinatus muscle tear, one had a full 124
 thickness subscapularis muscle tear, and one had subluxa- 125
 tion of the long head biceps tendon; another one had dia- 126
 betes based on self report). 127

The control group consisted of 23 healthy and active 128
 subjects (8 females and 15 males, 32.26 ± 9.04 years; 129
 75.48 ± 12.98 kg, 173 ± 8 cm) with no upper limb dis- 130
 order and it was matched to the SIS group with respect to 131
 age, weight, height and level of physical activity. Active 132
 subjects were considered those who had at least 30 min of 133
 physical activity daily (Booth and Lees 2006). 134

The pain and function were assessed with the disabilities 135
 of the arm, shoulder and hand (DASH) questionnaire and 136
 the results are reported in another paper (Camargo et al. 137
 2009). The SIS groups presented significantly higher scores 138
 (22.64 ± 17.53 and 18.00 ± 12.47 for the SIS group with 139
 the dominant and nondominant involved side, respectively) 140
 when compared to the control group (0.98 ± 1.79), where 141
 higher scores indicate worse condition. This project was 142
 approved by the Ethics Committee of the University. The 143
 subjects gave their written and informed consent agreement 144
 to participate in this study, which was conducted according 145
 to the Helsinki Statement. 146

Isokinetic evaluation 147

Dominant and nondominant sides were randomly chosen to 148
 begin the evaluation. Peak torque, total work and acceler- 149
 ation time were measured during concentric and eccentric 150
 abduction of the arm using an isokinetic dynamometer 151
 (Biodex Multi-Joint System 3, Biodex Medical System 152
 Inc., NY, USA). Peak torque was defined as the mean of 153
 the maximum torque produced during the five repetitions. 154
 Total work was determined by the sum of work for every 155
 repetition performed in the set. Acceleration time was 156
 described as the total time used to reach the preset dyna- 157
 nometer speed. 158

Subjects performed a warm-up procedure at the begin- 159
 ning of the testing sessions which consisted of shoulder 160
 movements in all directions followed by stretching exer- 161
 cises for the upper trapezius (three repetitions of 30 s), as 162
 previously proposed (Camargo et al. 2008). Afterwards, the 163
 subjects were seated and their trunk was stabilized with 164
 diagonal and pelvic straps. The arm was positioned in the 165

166 scapular plane, neutral rotation and 20° abduction with the
 167 elbow in full extension. The acromioclavicular joint was
 168 aligned over the rotational machine axis. Previous study
 169 has used this same positioning to test the subjects during
 170 isokinetic abduction (Camargo et al. 2008). Gravity cor-
 171 rection was performed with the arm relaxed in 80° of
 172 abduction. The total range of motion assessed was 60°.
 173 This range of motion was chosen to avoid exacerbation of
 174 impingement in 90° of elevation (Michener et al. 2003).

175 The protocol consisted of concentric and eccentric
 176 abduction at 60 and 180°/s. After giving explanations, the
 177 subjects were familiarized with the procedure by performing
 178 three submaximal repetitions at each speed. A 2-min rest
 179 period was provided between familiarization and testing.
 180 The isokinetic evaluation at each speed consisted of five
 181 repetitions of maximal effort during the movements. The
 182 isokinetic evaluations started at speed of 60°/s. A rest period
 183 of 2 min was given between each speed. A standardized
 184 verbal encouragement (“Force! Force! Force!”) to develop
 185 maximal strength in all contractions was given by the prin-
 186 cipal investigator in a consistent manner to all subjects
 187 during the testing procedure. No subjects experienced pain
 188 during the test.

189 Statistical analysis

190 Data are presented as mean and standard deviation. The
 191 results were analyzed using the software for statistical
 192 analysis NCSS (NCSS, Kaysville, UT). Normality test
 193 (Kolmogorov–Smirnov) was conducted for the dependent
 194 variables. Acceleration time was normalized by means of
 195 log 10. Considering that dominance could affect the results,
 196 the SIS group was divided into two groups: (1) SIS with the
 197 dominant involved side and (2) SIS with the nondominant
 198 involved side. For each dependent variable (peak torque,
 199 total work and acceleration time), a two-way repeated
 200 measures ANOVA was used to test for main effects of
 201 group (SIS with dominant involved side, SIS with the
 202 nondominant involved side and control group) and side
 203 (uninvolved versus involved for SIS subjects and dominant
 204 versus nondominant for control subjects), or for interac-
 205 tions of group and side at each speed, separately. Tukey
 206 post hoc analyses were performed to investigate significant
 207 interactions. A *P* value of less than 0.05 was considered
 208 significant.

209 Results

210 Main effect of group

211 There was no significant main effect of group ($P > 0.05$)
 212 for all variables in all conditions (Table 1).

Main effect of side

213
 214 Significant main effect of side was only found for total
 215 work during eccentric abduction of the shoulder at 180°/s
 216 (Table 1), where the dominant and the uninvolved side of
 217 control and SIS groups, respectively, demonstrated higher
 218 total work when compared to the contralateral side.

Interaction effect of group × side

219
 220 There were significant interactions between group and side
 221 ($P < 0.05$) during eccentric contractions (Table 1). At 60°/s,
 222 the nondominant uninvolved side of SIS group demonstrated
 223 significant lower total work compared to the dominant side
 224 of the control group ($P < 0.05$; Table 1). At 180°/s, there
 225 were also significant interactions between group and side
 226 ($P < 0.05$; Table 1) with the uninvolved sides of the SIS
 227 groups showing lower total work compared to the dominant
 228 side of the control group.

229 At 180°/s, the nondominant uninvolved side of the SIS
 230 group demonstrated significant slower acceleration time
 231 when compared to the dominant side of the control group
 232 ($P < 0.05$; Table 1), as well as the nondominant involved
 233 side of the SIS group when compared to the nondominant
 234 side of the control group ($P < 0.05$; Table 1).

Discussion

Strength and muscle activity

235
 236
 237 Muscle weakness is frequently believed to lead to SIS;
 238 however, it is not clear in the literature if subjects with SIS
 239 present muscle weakness. The findings of this study dem-
 240 onstrated similar peak torque between groups at both speeds
 241 during concentric and eccentric phases of abduction in the
 242 scapular plane. Some investigations have demonstrated that
 243 SIS does not affect muscle torque of the shoulder (Bandholm
 244 et al. 2006; Camargo et al. 2009; Erol et al. 2008), never-
 245 theless other studies have shown that there are alterations in
 246 scapular and rotator cuff muscle activity in subjects with SIS
 247 during arm elevation (Ludewig and Cook 2000; Phadke et al.
 248 2009; Reddy et al. 2000).

249 It is known that musculoskeletal pain can have effects
 250 on muscle activity patterns (Arendt-Nielsen et al. 1996).
 251 These effects may include a delayed activation or deacti-
 252 vation of the muscle such that it fails to be recruited on
 253 time, and/or fails to maintain its required level of activation
 254 throughout the range of motion (Phadke et al. 2009).
 255 Wadsworth and Bullock-Saxton (1997) and Moraes et al.
 256 (2008) have found delayed recruitment of the trapezius and
 257 serratus anterior during elevation of the arm in subjects
 258 with SIS. Another study (Cools et al. 2003) has

Table 1 Peak torque, total work and acceleration time during concentric and eccentric abduction of the shoulder at 60 and 180°/s in subjects with SIS and controls

	Control group (<i>n</i> = 23)		SIS dominant involved side (<i>n</i> = 17)		SIS Nondominant involved side (<i>n</i> = 10)		Side		Group × side	
	Dominant side	Nondominant side	Dominant involved side	Nondominant uninvolved side	Dominant uninvolved side	Nondominant involved side	Group		Group × side	
							F [2, 47]	P value	F [1, 47]	P value
<i>60°/s</i>										
Peak torque (Nm)										
Concentric	54.6 ± 18.2	54.4 ± 18.6	53.3 ± 18.6	53.5 ± 18.1	52.9 ± 18.6	51.8 ± 17.5	0.05	0.94	0.52	0.47
Eccentric	50.9 ± 16.8	49.2 ± 17.4	48.4 ± 15.8	48.5 ± 17.5	50.6 ± 17.3	47.4 ± 17.0	0.05	0.95	3.72	0.06
Total work (J)										
Concentric	228.4 ± 81.5	231.1 ± 81.5	216.1 ± 84.7	223.7 ± 79.3	202.1 ± 91.4	208.1 ± 80.6	0.33	0.72	0.01	0.93
Eccentric	112.4 ± 78.5	89.5 ± 59.4	83.8 ± 53.8	75.6 ± 48.0*	99.6 ± 71.7	88.6 ± 75.0	0.57	0.57	2.98	0.09
<i>180°/s</i>										
Acceleration time (ms)										
Concentric	81.7 ± 28.5	82.6 ± 38.9	94.7 ± 28.5	95.8 ± 31.4	101.0 ± 41.7	105.0 ± 32.0	2.06	0.13	0.06	0.80
Eccentric	589.5 ± 507.2	581.7 ± 346.9	768.8 ± 970.5	621.7 ± 254.1	524.0 ± 177.0	620.0 ± 279.8	0.39	0.68	0.81	0.37
Peak torque (Nm)										
Concentric	59.5 ± 17.3	60.6 ± 19.1	59.1 ± 19.3	58.3 ± 19.1	59.0 ± 19.5	58.9 ± 21.6	0.02	0.97	0.22	0.64
Eccentric	55.7 ± 20.4	53.3 ± 20.3	54.3 ± 18.9	52.4 ± 21.4	53.5 ± 18.8	54.3 ± 24.9	0.02	0.98	0.01	0.93
Total work (J)										
Concentric	202.8 ± 63.3	205.9 ± 73.0	195.6 ± 68.8	192.1 ± 65.7	187.8 ± 64.4	188.5 ± 71.5	0.25	0.78	0.28	0.59
Eccentric	136.3 ± 72.7	115.6 ± 69.0	114.8 ± 57.0	102.1 ± 60.7*	115.9 ± 52.7*	100.5 ± 48.2	0.50	0.61	4.81	0.05 [#]
Acceleration time (ms)										
Concentric	164.3 ± 37.0	164.7 ± 43.7	176.4 ± 58.4	168.8 ± 36.0	178.0 ± 31.1	182.0 ± 32.9	0.58	0.56	0.82	0.37
Eccentric	697.8 ± 297.0	791.7 ± 306.4	822.5 ± 463.2	886.4 ± 534.8*	848.0 ± 322.5	969.0 ± 268.6 [#]	0.85	0.43	2.52	0.11

Results of the two-way repeated measures ANOVA are also presented

Results are mean ± standard deviation. **P* < 0.05 when compared to the dominant side of the control group; [#]*P* < 0.05 when compared to the nondominant side of the control group. [‡]*P* < 0.05, significantly different

259 demonstrated delayed onset of contraction in the middle
260 and lower parts of the trapezius during sudden downward
261 falling movement of the arm.

262 A recent review (Phadke et al. 2009) has shown that
263 alterations are present in both scapular and rotator cuff
264 muscle activity during elevation of the arm in subjects with
265 SIS. These muscles are extremely important to provide
266 stabilization of the shoulder and alterations in these mus-
267 cles may contribute to abnormal kinematics and muscular
268 performance of the shoulder.

269 Peak torque is usually the most common outcome
270 measure reported in isokinetic studies that assess SIS
271 (Bandholm et al. 2006; Camargo et al. 2009; Erol et al.
272 2008; Tyler et al. 2005; Warner et al. 1990). However,
273 Camargo et al. (2008) discussed the importance of asso-
274 ciating peak torque with other isokinetics outcomes espe-
275 cially when the muscle is still able to exert the needed
276 force. Each isokinetic parameter may bring different
277 information from the muscle performance which can help
278 to a better understanding of a certain condition. Peak tor-
279 que is a measure related to the strength of a muscle group.
280 Total work can be another important parameter because it
281 is indicative of muscle capacity to produce force through-
282 out the range of motion which is required during daily
283 activities. Also, the ability to produce force quickly is
284 extremely important in most functional and sporting
285 activities. The acceleration time during an isokinetic test
286 may provide valuable information regarding neuromuscular
287 readiness to produce maximal contraction (Chen et al.
288 1994). However, it is important to consider that the eval-
289 uation of these parameters is not specific to a certain
290 muscle, since a muscle cannot be isolated during an
291 isokinetic activity. Isokinetic testing allows the evaluation
292 of the performance of a muscle group involved in the
293 movement tested. One might argue that these parameters
294 are too general to catch group differences; however, other
295 studies (Leroux et al. 1994; Cools et al. 2005; Camargo
296 et al. 2008) have shown group differences in isokinetic
297 parameters when comparing SIS group to a control one.

298 Eccentric phase

299 The differences found in the current study were present in
300 the eccentric phase. Surprisingly, these differences were
301 demonstrated for total work and acceleration time mainly
302 when the uninvolved side of the SIS groups was compared
303 to the control group. The only difference found between
304 the involved side and the control group was demonstrated
305 for the SIS group with the nondominant side involved for
306 acceleration time at 180°/s. These findings were minimally
307 supportive of the hypothesis that SIS would have effects on
308 both phases, concentric and eccentric, of shoulder elevation
309 when compared to a control group.

310 Through the parameters analyzed in this study, we can
311 suggest that compensatory mechanism might have occurred
312 in the involved side leading to the similarity when com-
313 pared to the control group. Another explanation for not
314 finding the expected alteration in the involved side can be
315 the chronicity of their symptoms as proposed previously
316 (Borstad and Ludewig 2002; Camargo et al. 2009). Many
317 reports have pointed out involvement in the contralateral
318 side in unilaterally involved patients although it is
319 asymptomatic (Camargo et al. 2008; Hébert et al. 2002;
320 Mattiello-Rosa et al. 2008; Yamaguchi et al. 2001). As
321 most of the differences in the present study were demon-
322 strated when the uninvolved side was compared to the
323 control group, we suggest that the contralateral side starts
324 to become impaired. A number of studies have indicated
325 that supraspinal and/or spinal mechanism may mediate a
326 spread of motor effects to the contralateral side via reflex-
327 mediated pathways (Madeleine et al. 1999, 2008; Thunberg
328 et al. 2002).

329 It is essential to study the eccentric phase of shoulder
330 elevation since most of the clinical observations such as pain
331 complaints and scapular winging are expected in this phase.
332 Borstad and Ludewig (2002) observed increased scapular
333 internal rotation in the eccentric phase only at 120° of
334 humeral elevation in construction male workers. The authors
335 assessed only the involved side and suggested that the lack
336 of difference in scapular positions between control and
337 symptomatic groups may be due to the consistent use of the
338 upper extremities in elevated position by both groups and to
339 their chronic condition (mean duration of symptoms of
340 5.5 years). Although we are not allowed to make direct
341 comparison of the present findings, we also believe that the
342 chronicity of the condition (2.6 years) of our subjects and
343 their high physical function status according to the DASH
344 questionnaire score, as described by Camargo et al. (2009),
345 may help us to explain the few differences found in the
346 current study. Differently, de Morais Faria et al. (2008)
347 observed lower electromyography coactivation of the mid-
348 dle trapezius/serratus anterior during the complete range of
349 motion (mean of 158.8°) of arm lowering in subjects with
350 more acute pain (2.8 months).

351 Concentric phase

352 Contrary to the current findings where no differences were
353 observed between groups during concentric contractions,
354 another study (Camargo et al. 2008) reported impaired
355 acceleration time, time to peak torque, peak torque, total
356 work and power during isokinetic concentric abduction of
357 the shoulder in subjects with SIS when compared to heal-
358 thy ones. Camargo et al. (2008) recruited assembly line
359 workers with initial onset symptoms reported to be
360 2.1 years and compared to healthy subjects that were not

361 assembly line workers. This fact may have contributed for
362 finding the difference between the groups in the previous
363 study.

364 More studies are warranted to investigate the eccentric
365 phase of shoulder abduction in subjects with SIS. The
366 question still remains if the eccentric phase is more
367 impaired than the concentric one. Future isokinetic inves-
368 tigations analyzing larger range of motion of abduction of
369 the shoulder are also deserved.

370 Conclusion

371 We conclude that there are no alterations in peak torque,
372 total work and acceleration time during concentric and
373 eccentric phases of isokinetic abduction in subjects with
374 SIS when compared to a control group. However, altera-
375 tions may be observed in the contralateral side during the
376 eccentric phase of abduction in subjects with unilateral
377 conditions of SIS and it should be considered in evaluation
378 and rehabilitation.

379 **Acknowledgments** The authors are deeply grateful to the volun-
380 teers who participated in this study. Paula Rezende Camargo was the
381 recipient of research from Coordenação de Aperfeiçoamento de
382 Pessoal de Nível Superior. Mariana Arias Ávila was the recipient of
383 research fellowship from Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado
384 de São Paulo. Naoe Aline Asso was the recipient of research from
385 Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico.

386 References

- 387 Arendt-Nielsen L, Graven-Nielsen T, Sværre H, Svensson P (1996)
388 The influence of low back pain on muscle activity and
389 coordination during gait: a clinical and experimental study. *Pain*
390 64:231–240
- 391 Bandholm T, Rasmussen L, Aagaard P, Jensen BR, Diederichsen L
392 (2006) Force steadiness, muscle activity and maximal muscle
393 strength in subjects with subacromial impingement syndrome.
394 *Muscle Nerve* 34:631–639. doi:10.1002/mus.20636
- 395 Booth FW, Lees SJ (2006) Physically active subjects should be the
396 control group. *Med Sci Sports Exerc* 40:405–406. doi:10.1249/
397 01.mss.0000205117.11882.65
- 398 Borstad JD, Ludewig PM (2002) Comparison of scapular kinematics
399 between elevation and lowering of the arm in the scapular plane.
400 *Clin Biomech* 17:650–659. doi:10.1016/S0268-0033(02)00136-5
- 401 Calis M, Akgun K, Birtane M, Karacan I, Calis H, Tuzun F (2000)
402 Diagnostic values of clinical diagnostic tests in subacromial
403 impingement syndrome. *Ann Rheum Dis* 59:44–47. doi:10.1136/
404 ard.59.1.44
- 405 Camargo PR, Haik MN, Filho RB, Mattiello-Rosa SM, Salvini TF
406 (2008) Bilateral deficits in muscle contraction parameters during
407 shoulder scaption in patients with unilateral subacromial
408 impingement syndrome. *Isokinet Exerc Sci* 16:93–99
- 409 Camargo PR, Avila MA, Oliveira AB, Asso NA, Benze BG, Salvini
410 TF (2009) Shoulder abduction torque steadiness is preserved in
411 subacromial impingement syndrome. *Eur J Appl Physiol*
412 106:381–387. doi:10.1007/s00421-009-1030-9

- 413 Chen W-L, Su F-C, Chou Y-L (1994) Significance of acceleration
414 period in a dynamic strength testing study. *J Orthop Sports Phys*
415 *Ther* 19:324–330
- 416 Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, Danneels LA, Cambier DC
417 (2003) Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle
418 latency with and without impingement symptoms. *Am J Sports*
419 *Med* 31:542–549
- 420 Cools AM, Witvrouw EE, Mahieu NN, Danneels LA (2005)
421 Isokinetic scapular muscle performance in overhead athletes
422 with and without impingement symptoms. *J Athl Train* 40:104–
423 110
- 424 De Moraes Faria CDC, Teixeira-Salmela LF, de Paula Goulart FR, de
425 Souza Moraes GF (2008) Scapular muscular activity with shoulder
426 impingement syndrome during lowering of the arms. *Clin J Sport*
427 *Med* 18:130–136. doi:10.1097/JSM.0b013e318160c05d
- 428 Endo K, Ikata T, Katoh S, Takeda Y (2001) Radiographic assessment
429 of scapular rotational tilt in chronic shoulder impingement
430 syndrome. *J Orthop Sci* 6:3–10
- 431 Erol O, Ozçakar L, Celiker R (2008) Shoulder rotator strength in
432 patients with stage I-II subacromial impingement: relationship
433 to pain, disability, and quality of life. *J Should Elbow Surg*
434 17:893–897. doi:10.1016/j.jse.2008.05.043
- 435 Hébert LJ, Moffet H, McFadyen BJ, Dionne CE (2002) Scapular
436 behavior in shoulder impingement syndrome. *Arch Phys Med*
437 *Rehabil* 83:60–69. doi:10.1053/apmr.2002.27471
- 438 Laudner KG, Myers JB, Pasquale MR, Bradley JP, Lephart SM
439 (2006) Scapular dysfunction in throwers with pathologic internal
440 impingement. *J Orthop Sports Phys Ther* 36:485–494
- 441 Leroux JL, Codine P, Thomas E, Pocholle M, Mailhe D, Blotman F
442 (1994) Isokinetic evaluation of rotational strength in normal
443 shoulders and shoulders with impingement syndrome. *Clin*
444 *Orthop Relat Res* 304:108–115
- 445 Leroux JL, Hébert P, Mouilleron P, Thomas E, Bonnel F, Blotman F
446 (1995) Postoperative shoulder rotators strength in stages II
447 and III impingement syndrome. *Clin Orthop Relat Res*
448 320:46–54
- 449 Lin JJ, Hanten WP, Olson SL, Roddey TS, Soto-quijano DA, Lim
450 HK, Sherwood AM (2005) Functional activity characteristics of
451 individuals with shoulder dysfunctions. *J Electromyogr Kinesiol*
452 15:576–586. doi:10.1016/j.jelekin.2005.01.006
- 453 Ludewig PM, Cook TM (2000) Alterations in shoulder kinematics
454 and associated muscle activity in people with symptoms of
455 shoulder impingement. *Phys Ther* 80:276–291
- 456 Ludewig PM, Cook TM (2002) Translations of the humerus in
457 persons with shoulder impingement symptoms. *J Orthop Sports*
458 *Phys Ther* 32:248–259
- 459 Ludewig PM, Reynolds JF (2009) The association of scapular
460 kinematics and glenohumeral joints pathologies. *J Orthop Sports*
461 *Phys Ther* 39:90–104. doi:10.2519/jospt.2009.2808
- 462 Lukaseiwicz AC, McClure P, Michener L, Pratt N, Sennett B (1999)
463 Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation
464 between subjects with and without shoulder impingement.
465 *J Orthop Sports Phys Ther* 29:574–583
- 466 Madeleine P, Lundager B, Voigt M, Arendt-Nielsen L (1999)
467 Shoulder muscle co-ordination during chronic and acute experi-
468 mental neck-shoulder pain. An occupational study. *Eur J Appl*
469 *Physiol* 79:127–140
- 470 Madeleine P, Mathiassen SE, Arendt-Nielsen L (2008) Changes in the
471 degree of motor variability associated with experimental and
472 chronic neck-shoulder pain during a standardized repetitive arm
473 movement. *Exp Brain Res* 185:689–698
- 474 Mattiello-Rosa SM, Camargo PR, Santos AAS, Pádua M, Reiff RBM,
475 Salvini TF (2008) Abnormal isokinetic time-to-peak torque of
476 the medial rotators of the shoulder in subjects with impingement
477 syndrome. *J Should Elbow Surg* 17:54S–60S. doi:10.1016/j.jse.
478 2007.08.006

- 479 McClure PW, Michener LA, Karduna AR (2006) Shoulder function
480 and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without
481 shoulder impingement syndrome. *Phys Ther* 86:1075–1090
- 482 Michener LA, McClure PW, Karduna AR (2003) Anatomical and
483 biomechanical mechanisms of subacromial impingement syn-
484 drome. *Clin Biomech* 18:369–379. doi:10.1016/S0268-0033
485 (03)00047-0
- 486 Moraes GF, Faria CD, Teixeira-Salmela LF (2008) Scapular muscle
487 recruitment patterns and isokinetic strength ratios of the shoulder
488 rotator muscles in individuals with and without impingement
489 syndrome. *J Should Elbow Surg* 17(1 Suppl):S48–S53.
490 doi:10.1016/j.jse.2007.08.007
- 491 Phadke V, Camargo PR, Ludewig PM (2009) Scapular and rotator
492 cuff muscle function during arm elevation: a review of normal
493 function and alterations with shoulder impingement. *Rev Bras*
494 *Fisioter* 13:1–9
- 495 Reddy AS, Mohr KJ, Pink MM, Jobe FW (2000) Electromyographic
496 analysis of the deltoid and rotator cuff muscles in persons with
497 subacromial impingement. *J Should Elbow Surg* 9:519–523.
498 doi:10.1067/mse.2000.109410
- 499 Thunberg J, Ljubisavljevic M, Djupsjobacka M, Johansson H (2002)
500 Effects on the fusimotor-muscle spindle system induced by
intramuscular injections of hypertonic saline. *Exp Brain Res* 501
142:319–326 502
- Tyler TF, Nahow RC, Nicholas SJ, McHugh MP (2005) Quantifying
503 shoulder rotation weakness in patients with shoulder impinge-
504 ment. *J Should Elbow Surg* 14:570–574 505
- van der Windt DA, Koes BW, de Jong BA, Bouter LM (1995)
506 Shoulder disorders in general practice: Incidence, patient
507 characteristics, and management. *Ann Rheum Dis* 54:959–964 508
- Wadsworth DJ, Bullock-Saxton JE (1997) Recruitment patterns of the
509 scapular rotator muscles in freestyle swimmers with subacromial
510 impingement. *Int J Sports Med* 18:618–624 511
- Walther M, Werner A, Stahlschmidt T, Woelfel R, Göhlke F (2004)
512 The subacromial impingement syndrome of the shoulder treated
513 by conventional physiotherapy, self-training, and a shoulder
514 brace: results of a prospective, randomized study. *J Should*
515 *Elbow Surg* 13:417–423 516
- Yamaguchi K, Tetro AM, Blam O, Evanoff BA, Teefey SA,
517 Middleton WD (2001) Natural history of asymptomatic rotator
518 cuff tears: a longitudinal analysis of asymptomatic tears detected
519 sonographically. *J Should Elbow Surg* 10:199–203. doi:10.1067/
520 mse.2001.113086 521
522

UNCORRECTED PROOF