

Christina Danielli Coelho de Moraes Faria

**ESTABILIZADORES DA ESCÁPULA NO RETORNO DA
ELEVAÇÃO DOS MEMBROS SUPERIORES EM INDIVÍDUOS
COM SÍNDROME DO IMPACTO**

Belo Horizonte

Universidade Federal de Minas Gerais

2006

Christina Danielli Coelho de Moraes Faria

**ESTABILIZADORES DA ESCÁPULA NO RETORNO DA ELEVÇÃO
DOS MEMBROS SUPERIORES EM INDIVÍDUOS
COM SÍNDROME DO IMPACTO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Orientadora: Profa. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, Ph.D.
Co-orientadora: Profa. Fátima Rodrigues de Paula, Ph.D.

Belo Horizonte

Universidade Federal de Minas Gerais

2006

F224e Faria, Christina Danielli Coelho de Moraes
2006 Estabilizadores da escápula no retorno da elevação dos membros superiores em indivíduos com síndrome do impacto [manuscrito] / Christina Danielli Coelho de Moraes Faria. – 2006.
97 f., enc.:il.

Orientadora: Prof^a. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, Ph.D.
Co-orientadora: Prof^a. Fátima Rodrigues de Paula, Ph.D.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.
Bibliografia: f. 84-91

1. Articulação do ombro – Doenças - Tratamento 2. Escápula 3. Músculos - Doenças 4. Eletromiografia 5. Ombro – Ferimentos e lesões 6. Fisioterapia I. Teixeira-Salmela, Luci Fuscaldi. II. Paula, Fátima Rodrigues de. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 616.727.2



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
 ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
 COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO
 DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
 E-MAIL: mesreab@eef.ufmg.br SITE: www.eef.ufmg.br/mreab
 Fone: 31- 34994781

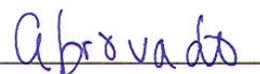
PARECER

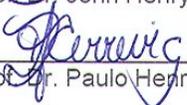
Considerando que a dissertação da aluna CHRISTINA DANIELLI COELHO DE MORAIS FARIA intitulada "ATIVIDADE ELETROMIOGRAFICA DOS MUSCULOS ESTABILIZADORES DA ESCÁPULA DURANTE O MOVIMENTO DE RETORNO DA ELEVAÇÃO DOS MEMBROS SUPERIORES EM INDIVÍDUOS COM SÍNDROME DO IMPACTO", defendida junto ao Mestrado em Ciências da Reabilitação, cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a defesa de dissertação, conferindo-lhe as seguintes indicações:


 Luci Fuscaldi Teixeira Salmela, Ph.D




 Prof. Dr. Jonh Henry Salmela




 Prof. Dr. Paulo Henrique Ferreira



Belo Horizonte, 24 de maio de 2006.


 Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG
 Profª. Drª. Verônica Franco Parreira
 Coordenadora do Colegiado de Pós-Graduação em
 Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG

À professora Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela,
que na área da pesquisa e da docência me deu o lápis e o papel, e me ensinou a
escrever desde as frases mais simples aos mais elaborados e sofisticados textos.

Obrigada por depositar em mim confiança e conhecimento.
Obrigada por fazer tudo isso de forma extremamente competente e brilhante,
sem imposição de limites à minha sede de aprendizado.

Exemplo máximo de orientadora e pesquisadora,
ao lado dos meus pais e do Mauro, você é referência de vitória
associada à competência, humildade e humanidade.

AGRADECIMENTOS

A todos os professores responsáveis pela minha formação acadêmica e profissional, principalmente os dos departamentos de Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG: admiro-lhes profundamente; tenho orgulho de ter sido aluna de vocês e/ou de ter tido a oportunidade de conhecê-los e de trocar experiências singulares. Agradeço imensamente a todos pelo tratamento que recebi, permeado por atenção, paciência e carinho, especialmente das professoras Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela e Fátima Rodrigues de Paula que, além de tudo isso, me orientaram com muita disponibilidade e competência, sempre me fornecendo conhecimentos valiosos associados a oportunidades singulares de crescimento profissional e pessoal.

Aos funcionários dos Departamentos de Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG, especialmente à Marilane, Margaret, Évano e Netinho, e aos fundamentais colaboradores, Leandro, João Lucas e Eliézer, que sempre me atenderam com muita destreza e simpatia, além de facilitarem o desenvolvimento de meus projetos.

À família Teixeira-Salmela, pessoas com as quais aprendi muito do que sei hoje na área da pesquisa e da docência; por vocês tenho profunda admiração e carinho. Agradeço, em especial, a Geraldo Fabiano de Souza Moraes, com quem coletei os dados deste estudo e dividi as primeiras experiências deste projeto.

Aos colegas do Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação, inclusive aos já mestres: cada olhar, cada encontro, cada discussão sempre foram extremamente valiosos para a minha formação. Obrigada por todas as contribuições a este projeto!

À minha Vida, por me tornar um ser humano melhor a cada dia. Meu amável companheiro em todos os momentos, obrigada por dividir os seus sonhos comigo, por fazer dos meus os seus e por não impor limites ou barreiras para a realização de todos eles! Sem você ao meu lado esse trabalho não seria realizado tão facilmente.

Aos meus pais, pela dedicação exemplar e pela torcida incansável para o meu sucesso e para a minha felicidade. Vocês foram (e continuam sendo) os meus primeiros grandes exemplos. O desejo de me tornar professora e de vencer com o meu próprio esforço nasceu dentro de casa: o primeiro, com você, mãe, e o segundo, com você, pai. Obrigada! Eternamente, obrigada!

Ao meu precioso irmão, pela torcida, amizade e compreensão, e por comemorar comigo cada uma das minhas vitórias e conquistas.

À querida Néia, sempre presente com muito carinho, preocupação e cuidados.

Aos meus bons amigos: companhia essencial em todos os momentos. Obrigada, Roberta, pelas palavras certas (não só nas correções dos textos) e incentivadoras.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) pelo suporte financeiro durante o mestrado.

Finalmente, agradeço a Deus, a Nossa Senhora e aos anjos e santos, por me cercarem de pessoas tão especiais, por abençoarem cada segundo da minha vida e por permitirem a concretização de tudo isso!

RESUMO

Apesar das importantes alterações já demonstradas na cinemática e na atividade eletromiográfica dos músculos estabilizadores da escápula durante o movimento de elevação dos membros superiores (MMSS) nos indivíduos com síndrome do impacto do ombro (SI), e das essenciais funções da escápula para o adequado funcionamento do complexo do ombro, existem poucas investigações sobre o movimento de retorno da elevação dos MMSS na SI. Além disso, observações clínicas apontam grandes alterações dos movimentos escapulares durante o retorno da elevação e ressaltam que durante esse movimento os indivíduos relatam maior sensação dolorosa. Portanto, os objetivos deste estudo foram comparar a quantidade de ativação eletromiográfica dos músculos trapézio ascendente, transverso, descendente e serrátil anterior, bem como a quantidade de co-ativação dos pares de músculos trapézio ascendente/serrátil anterior e trapézio transverso/serrátil anterior (QCATTSA), entre indivíduos com e sem SI, durante o movimento de retorno da elevação dos MMSS. Esse movimento foi realizado imediatamente após a elevação no plano escapular por 20 indivíduos, sendo 10 com SI unilateral grau I e II (GI) e 10 assintomáticos (GA), pareados quanto ao sexo, idade e nível de atividade física. A quantidade de ativação de cada um dos músculos, quantificada pela *root mean square* e normalizada pela contração isométrica voluntária máxima, assim como de co-ativação dos pares de músculos, determinada pela área comum entre as curvas normalizadas de cada músculo, durante o movimento, foram determinadas. ANOVA mista com medidas repetidas foi utilizada para investigar efeitos principais e de interação entre grupos e lados para

todas as variáveis. Além disso, o comportamento das variáveis que apresentaram diferenças significativas foi investigado em seis subfases do movimento. O nível de significância estabelecido foi de $\alpha=0,05$. De todas as variáveis investigadas, apenas a QCATTSa apresentou diferença estatisticamente significativa entre os grupos, tanto no movimento completo ($p=0,02$) quanto nas subfases do mesmo ($p=0,04$), sem influência do lado ou da fase considerada. Em ambos os lados dos dois grupos a QCATTSa diminuiu significativamente entre as subfases, exceto entre as subfases de 150° a 120° e de 120° a 90° . Portanto, a avaliação específica do retorno da elevação dos MMSS nos indivíduos com SI deve ser realizada, principalmente com a utilização de medidas clinicamente relevantes, como a co-ativação muscular, que reflete a ação dos músculos enquanto pares sinérgicos da coordenação do movimento, diferentemente da quantidade de ativação, que reflete a ação isolada dos músculos, o que não acontece durante os movimentos funcionais. No caso específico da QCATTSa, essa ação parece estar relacionada à manutenção da escápula junto ao gradil costal, especificamente da sua borda medial e do seu ângulo inferior, durante o movimento de retorno da elevação dos MMSS. Dessa forma, o exame da ação sinérgica dos músculos estabilizadores da escápula durante o retorno da elevação dos MMSS, particularmente dos músculos trapézio transverso e serrátil anterior, parece ser aspecto importante de ser considerado, tanto na abordagem desses indivíduos quanto no estudo dos fatores etiológicos e da evolução da doença, pois o ombro não acometido dos indivíduos com SI grau I ou II apresentaram comportamento semelhante ao ombro acometido.

Palavras-chave: síndrome do impacto, articulação do ombro, músculos estabilizadores da escápula, eletromiografia, co-ativação, desempenho motor.

ABSTRACT

Studies have shown important changes in the scapular kinematics and electromyographic activity of the scapular stabilizer muscles during upper limb elevation already demonstrated with individuals with shoulder impingement syndrome (IS). Despite the well recognized role of the scapula for adequate functioning of the shoulder complex, studies that investigated changes during the lowering of the upper limbs in this population, are lacking. Moreover, clinical observations have shown greater changes in scapular movements and complaints of pain during the lowering of upper limbs. Therefore, the aims of this study were to compare the electromyographic activity of the upper, middle, and lower trapezius, and the serratus anterior muscles in subjects with and without IS, during the movement of lowering of the arm. In addition, the co-activation of the upper trapezius/serratus anterior, and the middle trapezius/serratus anterior (CAMTSA), was assessed. This movement was performed immediately after elevation in the scapular plane for 20 subjects, 10 with unilateral IS degree I or II (IG) and 10 asymptomatics (AG), matched by sex, age, and level of activity. The electromyographic activity of each muscle during the movement was quantified by root mean squares, which were normalized by maximal voluntary isometric contractions, whereas co-activation for each pair of muscles was quantified by the common area of the electromyographic activity curve. Mixed ANOVA with repeated measures was used to investigate main and interaction effects between groups and sides for all variables. In addition, the behavior of the variables with detected significant differences was investigated during six sub-phases of the movement. The significance level was set at $\alpha=0.05$. Of all investigated variables, significant differences between groups were found only for

CAMTSA during the complete movement ($p=0.02$) and its sub phases ($p=0.04$), without influence of the side or movement phase. For both sides of the two groups, the CAMTSA was significantly lower, except at sub-phases between 150° and 120°, and 120° and 90°. These findings suggested that the specific evaluation of lowering of the upper limbs in individuals with IS, should be considered clinically relevant measures and the muscular co-activation, which involves synergic muscular action during coordinated movements must be performed. Isolated activity alone does not necessarily reflect muscular action during functional movements. The CAMTSA appears to be related to maintaining the scapula against the thorax, specifically its medial border and inferior angle. Therefore, assessment of the synergism of scapular stabilizers during lowering of the arm, specifically the middle trapezius and serratus anterior, appear to be important aspects to be considered during rehabilitation. Investigations on the etiology and progression of IS are necessary, since the both shoulders of individuals with IS unilateral grade I or II showed similar patterns.

Key words: Impingement syndrome, shoulder joint, scapular stabilizer muscles, electromyography, co-activation, motor performance.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Posicionamento dos eletrodos.....	39
Figura 2 – Posicionamento do indivíduo no dinamômetro isocinético para a coleta da contração isométrica voluntária máxima: (A) protrusão e retração escapular; (B) elevação e depressão.....	40
Figura 3 – Posicionamento do indivíduo no anteparo para guiar o movimento no plano escapular: (A) vista posterior; (B) vista lateral.....	42
Figura 4 – Determinação dos pontos de início (A) e de término (B) do retorno da elevação e, conseqüentemente, da excursão total do movimento...	45
Figura 5 – Imagem do movimento processada no programa <i>VirtualDub</i> (A) imediatamente antes do acendimento; (B) no acendimento da luz.	46
Figura 6 – Sinal da luz processado no programa <i>Acqknowledge</i> : (A) sinal da luz antes e após o seu acendimento; (B) posicionamento do cursor no momento do acendimento.....	47
Gráfico 1 – Médias e desvios padrão da quantidade de ativação dos músculos....	55
Gráfico 2 – Médias e DP da quantidade de co-ativação dos pares musculares.....	59
Gráfico3 – Comportamento da quantidade de co-ativação do par de músculos trapézio transvers/serrátil anterior em diferentes subfases do movimento.....	62
Gráfico 4 – Quantidade de ativação e de co-ativação dos músculos trapézio transverso e serrátil anterior – indivíduo do grupo assintomático.....	63
Gráfico 5 – Quantidade de ativação e de co-ativação dos músculos trapézio transverso e serrátil anterior – indivíduo do grupo impacto.....	64

LISTA DE TABELAS

1 – Características demográficas e antropométricas (médias e desvios padrão) e valor de p da comparação entre os grupos.....	53
2 – Dados cinemáticos do movimento de retorno da elevação dos MMSS (médias e desvios padrão) e valor de p da comparação entre os grupos.....	54
3 – Estatísticas descritivas (médias e desvios padrão) da quantidade de ativação de todos os músculos investigados.....	55
4 – Resultados do teste estatístico ANOVA mista (valores de F , p e intervalo de confiança de 95%) para as variáveis de quantidade de ativação.....	57
5 – Estatísticas descritivas (médias e desvios padrão) das variáveis relativas à quantidade de co-ativação.....	58
6 – Resultados do teste estatístico ANOVA mista (valores de F , p e do intervalo de confiança de 95%) para as variáveis de quantidade de co-ativação.....	60
7 – Estatísticas descritivas (médias e desvios padrão) da quantidade de co-ativação entre os pares de músculos trapézio transversal/serrátil anterior nas subfases.....	61

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM	- Amplitude de movimento
CIVM	- Contração isométrica voluntária máxima
GA	- Grupo assintomático
GI	- Grupo impactado
LA	- Lado acometido
LNA	- Lado não acometido
MMSS	- Membros superiores
QASA	- Quantidade de ativação do músculo serrátil anterior
QATA	- Quantidade de ativação do músculo trapézio ascendente
QATD	- Quantidade de ativação do músculo trapézio descendente
QATT	- Quantidade de ativação do músculo trapézio transversal
QCATASA	- Quantidade de co-ativação do par de músculos trapézio ascendente / serrátil anterior
QCATTSA	- Quantidade de co-ativação do par de músculos trapézio transversal / serrátil anterior
SI	- Síndrome do impacto do ombro

SUMÁRIO

1 CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO.....	15
1.1 Objetivos.....	27
1.2 Hipóteses.....	28
2 CAPÍTULO 2 - METODOLOGIA	29
2.1 Delineamento.....	29
2.2 Amostra.....	30
2.3 Instrumentação.....	33
2.3.1 Eletromiógrafo.....	33
2.3.2 Dinamômetro isocinético.....	34
2.3.3 Anteparo para guiar o movimento no plano escapular.....	35
2.3.4 Câmera filmadora digital e dispositivo luminoso.....	36
2.4 Procedimentos.....	36
2.4.1 Avaliação inicial.....	37
2.4.2 Preparo da pele e colocação dos eletrodos.....	37
2.4.3 Contração isométrica voluntária máxima.....	40
2.4.4 Movimento dinâmico.....	41
2.5 Processamento e redução dos dados.....	44
2.6 Análise estatística.....	50
CAPÍTULO 3 – RESULTADOS.....	52
3.1 Caracterização da amostra.....	52
3.2 Caracterização do movimento dinâmico.....	53
3.3. Dados eletromiográficos.....	54

3.3.1	Quantificação da ativação.....	54
3.3.2	Quantificação da co-ativação.....	57
CAPÍTULO 4 – DISCUSSÃO.....		65
4.1	Quantificação da ativação eletromiográfica.....	68
4.2	Quantificação da co-ativação eletromiográfica.....	71
4.3	Variabilidade das medidas de quantificação eletromiográfica.....	72
4.4	Co-ativação entre o trapézio transverso e o serrátil anterior durante o movimento completo.....	74
4.5	Co-ativação entre o trapézio transverso e o serrátil anterior nas diferentes subfases do movimento.....	78
4.6	Comparação entre lados.....	79
4.7	Considerações finais.....	81
CAPÍTULO 5 – CONCLUSÃO.....		83
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....		84
APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....		92
APÊNDICE B – AVALIAÇÃO INICIAL.....		96
ANEXO – CARTA DE APROVAÇÃO DO ESTUDO PELO COMITÊ DE ÉTICA....		98

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

O complexo do ombro é uma entidade funcional integrada, que atua de forma coordenada para propiciar uma ampla e refinada amplitude de movimento (ADM) aos membros superiores (MMSS) e, conseqüentemente, atender às diversas demandas funcionais dos indivíduos¹. As mais básicas atividades de vida diária, assim como a maior parte das atividades ocupacionais^{2,3} e muitas das atividades atléticas^{4,5,6}, necessitam da vasta mobilidade tridimensional fornecida por esse complexo^{1,2,3,4,5,6}. Portanto, o completo entendimento do movimento funcional humano relacionado a essa região é essencial à elaboração do diagnóstico, bem como às tomadas de decisões clínicas^{3,7}, no processo de reabilitação direcionado para a função dos MMSS e para a participação dos indivíduos.

A maior mobilidade articular do corpo humano é observada no complexo do ombro^{1,2,8} e um dos importantes fatores para essa característica é a movimentação conjunta de todas as suas articulações⁹. Sob condições normais, cada uma delas age de forma extremamente coordenada e consistente, seguindo um determinado padrão de movimento, para permitir aos MMSS a realização das suas diversas habilidades motoras sem comprometer a sua integridade^{10,11}. Para a manutenção dessa adequada cinemática entre as articulações é fundamental uma coordenação muscular íntegra¹², pois os músculos, além de realizarem o movimento funcional desejado, proporcionam estabilidade dinâmica a todo o complexo articular⁹.

Devido à grande importância e à complexidade da movimentação conjunta e coordenada das articulações do complexo do ombro^{2,10,13,14,15,16,17}, a cinemática e a atividade dos músculos dessa região são cada vez mais investigadas e descritas, principalmente entre as articulações glenoumeral e escapulotorácica e os grupos musculares a elas relacionados, no caso os glenoumerais e escapulotorácicos. Essas investigações e descrições são, em sua grande maioria, sobre a elevação dos MMSS^{10,13,14,18,19}, movimento mais comumente utilizado nas atividades funcionais, ocupacionais^{2,3} e atléticas^{4,5,6} desenvolvidas pelo homem. Tanto a flexão dos MMSS, que ocorre no plano sagital, quanto a abdução, que ocorre no plano frontal, são considerados movimentos de elevação^{3,20}, assim como todos aqueles que ocorrem entre esses dois planos com o objetivo de elevar os MMSS³.

Apesar da diversidade de planos em que o movimento de elevação dos MMSS pode ocorrer, o plano escapular, que se encontra a 30° anterior ao plano frontal^{18,21,22}, é considerado o mais funcional para esse movimento e, portanto, o plano recomendado para analisar e investigar a elevação dos MMSS³. A funcionalidade relacionada ao plano escapular foi justificada por estudos anatômicos e biomecânicos que apontaram a presença de um alinhamento neutro entre a cabeça umeral e a fossa glenóide nessa posição, considerando que a primeira apresenta uma retroversão de 30° em relação ao eixo do úmero, e uma maior vantagem mecânica para a ação muscular³. Por esses motivos, o movimento de elevação dos MMSS no plano escapular é denominado de elevação neutra³.

A relação cinemática presente entre as articulações glenoumeral e escapulotorácica durante a elevação dos MMSS é classicamente denominada ritmo

escapuloumeral^{2,10,14,15,17}. Basicamente, o ritmo escapuloumeral mantém a fossa glenóide numa posição adequada para a recepção da cabeça umeral, aumentando a congruência e reduzindo as forças de cisalhamento articular^{1,2,3}, e impede ou minimiza a insuficiência ativa dos músculos escapuloumerais, incluindo os glenoumerais, mantendo-os em uma faixa favorável da relação comprimento-tensão^{1,2,3,16}. Dessa forma, o ritmo escapuloumeral colabora com a grande ADM do complexo do ombro e evita comprometimentos da sua estabilidade dinâmica^{9,13}. Essa estabilidade é desempenhada pelos músculos glenoumerais²³, particularmente o grupo que compõe o manguito rotador (músculos supra-espinal, infra-espinal, redondo menor e subescapular)^{2,24}, e pelos músculos escapulotóxicos (músculos levantador da escápula, trapézio porções ascendente, transversa e descendente, rombóides e serrátil anterior)²⁴, também denominados estabilizadores da escápula³.

A atuação do grupo manguito rotador na estabilização dinâmica durante a elevação dos MMSS ocorre pela ativação muscular simultânea (co-ativação)¹⁶, que cria uma série de forças complementares capazes de comprimir a cabeça umeral na fossa glenóide, minimizando a sua translação durante o movimento^{1,2,3}. Para que essa ação ocorra de forma eficiente, é necessária a manutenção da adequada relação comprimento-tensão desse grupo muscular²³. Considerando que todos os músculos do manguito rotador apresentam inserções escapulares, a ação dinâmica e coordenada da escápula passa a apresentar uma função dupla na estabilidade do complexo do ombro, pois, além de colaborar diretamente para a manutenção da relação entre a cabeça umeral e a fossa glenóide^{1,2,3}, funciona como uma base estável para a ação do manguito rotador^{1,16,23}.

A função dupla da escápula na estabilidade do complexo do ombro passa a ser tripla quando consideramos que a musculatura primária do movimento que ocorre no úmero durante a elevação dos MMSS (os músculos deltóide e/ou supra-espinal³, responsáveis pela elevação propriamente dita, e os músculos infra-espinal e redondo menor, responsáveis pela importante rotação externa do úmero no final da elevação^{2,1}) também se insere na escápula^{1,2,3}.

Todas as funções desempenhadas pela escápula durante o ritmo escapuloumeral, seja a de manutenção da relação entre a cabeça umeral e a fossa glenóide^{1,2,3}, quanto a de base estável para a ação muscular^{1,16,23}, são dependentes da atividade consistente e coordenada dos músculos estabilizadores da escápula¹², principalmente o trapézio e o serrátil anterior^{1,8,11,13}. O movimento de rotação superior da escápula²⁵ que ocorre durante a elevação dos MMSS é desempenhado pelo par de músculos trapézio porção ascendente e serrátil anterior^{1,8,11}. Além disso, o serrátil anterior apresenta a importante função de manutenção do ângulo inferior da escápula junto ao tórax durante a elevação dos MMSS^{13,26}. Estudos demonstraram que uma menor ativação dessa musculatura está associada a uma maior inclinação anterior da escápula^{25,26}. Complementando essa ação de manutenção da escápula junto ao gradil costal, a ativação da porção transversa do músculo trapézio controla a abdução escapular²⁵ que ocorre como consequência da ação da porção ascendente do trapézio e serrátil anterior durante a elevação dos MMSS¹. Dessa forma, o serrátil anterior^{13,26} e o trapézio transversal¹ podem ser considerados como um outro par de músculos importante durante a elevação dos MMSS, para a manutenção de uma adequada relação da escápula com o tórax.

Apesar de todo esse conhecimento sedimentado sobre o movimento de elevação dos MMSS, particularmente sobre o ritmo escapuloumeral, algumas questões de extrema importância ainda não foram esclarecidas. Uma delas está relacionada ao conceito de pares de ação muscular, que apesar de serem descritas teoricamente para caracterizar o sinergismo dos músculos escapulotorácicos, não foram mensuradas nos estudos encontrados, provavelmente, pela dificuldade de operacionalização. Entretanto, essa descrição é extremamente necessária, pois, em condições funcionais, os músculos não contraem isoladamente¹⁷, principalmente os escapulotorácicos durante os movimentos dos MMSS, que, como descrito anteriormente, funcionam como pares sinérgicos para proporcionar a adequada coordenação ao movimento^{1,8,11}. Essas sinergias musculares, além de serem essenciais aos movimentos funcionais, são uma estratégia eficiente para tornar possível a coordenação do movimento^{27,28,29} e, por isso, devem ser desfechos primários dos estudos direcionados ao movimento funcional humano. Segundo Semmler (2002)³⁰, o aumento da sincronização das unidades motoras é fundamental para o desempenho muscular, pois a coordenação de grupos musculares em atividades afins promove o sinergismo muscular, gerando ganho de habilidade e destreza.

Outra questão ainda pouco investigada e descrita é o movimento de retorno da elevação dos MMSS. A escassa literatura encontrada sobre esse movimento apresenta descrições teóricas de que o ritmo escapuloumeral durante o retorno da elevação dos MMSS é praticamente o inverso daquele que ocorre durante a elevação^{13,31}, e considera uma atividade excêntrica dos correspondentes músculos que agem concentricamente na fase de elevação¹³. Apesar dessa generalização nos

relatos sobre o movimento de retorno da elevação dos MMSS, é preciso ter cautela ao considerá-la. Borstad e Ludewig (2002)³², ao compararem a posição tridimensional da escápula durante o movimento de elevação dos MMSS com o movimento de retorno, em posições umerais de 40°, 60°, 80°, 100° e 120°, numa amostra de 26 indivíduos assintomáticos, encontraram alterações significativas na posição de rotação interna da escápula no ângulo umeral de 100° e na posição de inclinação anterior da escápula nos ângulos umerais de 80°, 100° e 120°. Dos movimentos escapulares investigados, apenas a rotação superior da escápula não apresentou diferenças significativas nas posições umerais avaliadas entre a elevação e o retorno³². McClure *et al.* (2001)³¹, ao compararem a posição tridimensional da escápula durante a elevação e o retorno da elevação dos MMSS nos planos sagital e frontal, em uma amostra de oito indivíduos jovens, saudáveis, relataram uma diferença na orientação escapular, em média, de 5° entre a elevação e o retorno, sendo maior para o movimento de rotação superior da escápula durante as amplitudes médias de aproximadamente 60° e 120°, independente do plano em que o movimento foi realizado.

Se o retorno da elevação fosse o inverso do que ocorre na elevação, as posições escapulares não mudariam entre os dois movimentos, considerando as mesmas angulações umerais. Dessa forma, a cautela na interpretação das informações deve ser estendida para a atividade exercida pela musculatura escapulotorácica e escapuloumeral durante o movimento de retorno da elevação dos MMSS.

Considerando a importância do ritmo escapuloumeral durante a elevação dos MMSS^{2,10,13,14,15,16,17,32,33,34} e, conseqüentemente, durante o retorno da elevação, e o

papel desses movimentos na função e participação dos indivíduos^{1,2,3,4,5,6}, são necessários estudos que esclareçam os pontos que ainda são pouco investigados e descritos. Essas investigações são ainda mais importantes ao considerarmos que alterações mínimas da coordenação dos músculos escapulotorácicos durante o ritmo escapuloumeral podem gerar funções anormais e ações compensatórias e, dessa forma, estarem associadas às diversas disfunções relacionadas aos MMSS^{2,3,5,6,8,11,25,26,35,36,37,38}.

Observações clínicas sugerem que a maior parte das síndromes envolvendo o complexo do ombro surge de alterações da coordenação do ritmo escapuloumeral^{8,32,34,39}. É citado, também, que a etiologia da maioria das doenças do complexo articular do ombro pode estar relacionada a distúrbios causados pela cinemática articular anormal, particularmente entre a escápula e o úmero¹⁴. Por isso, estudos sobre o posicionamento e a movimentação escapular durante o ritmo escapuloumeral^{12,18,20,22,26,31,32,34,40,41,42} e sobre o desempenho da musculatura escapulotorácica durante a movimentação dinâmica dos MMSS^{12,21,22,26,41,43} em diferentes condições clínicas, foram realizados para evidenciar e caracterizar a relação da ação muscular, do posicionamento e da estabilidade escapular com a função do complexo articular do ombro.

As diversas situações incapacitantes que envolvem os MMSS estão frequentemente associadas a transtornos no complexo articular do ombro^{43,44} e podem levar a inatividade⁴⁵ e comprometer a qualidade de vida dos indivíduos^{46,47}. No Brasil, distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho responderam por mais de 80% dos diagnósticos que resultaram em concessão de auxílio acidente e aposentadoria

por invalidez pela Previdência Social em 1998⁴⁸. Dentre esses distúrbios as doenças do complexo do ombro são extremamente comuns, inclusive a síndrome do impacto do ombro (SI)⁴⁴, a qual apresenta uma posição de destaque por ser uma das maiores causas de queixas relacionadas a esse complexo articular³⁵ e o diagnóstico mais comum de dor no ombro^{46,49,50}.

A SI é definida como uma compressão e uma irritação mecânica das estruturas localizadas no espaço subacromial, como os tendões do manguito rotador, ligamento coracoacromial, bursa subacromial e cabeça longa do bíceps, durante a elevação dos MMSS, principalmente quando as mãos ultrapassam o nível da cabeça⁴⁰. Pode ser encontrada em pessoas de diversas faixas etárias, sendo mais comum entre os 20 e 40 anos de idade^{50,51} e nos indivíduos que desenvolvem atividades com os MMSS em movimentos repetitivos e/ou com carga, associados à elevação acima de 60°, rotação medial e/ou abdução do ombro^{50,51,52}.

Os sinais típicos da SI, assim como os sintomas, se diferenciam segundo a gravidade da doença. Na SI grau I, os sinais típicos são edema e hemorragia^{23,51} e o sintoma preponderante é dor na região do acrômio anterior, principalmente entre os arcos de movimento de 60° e 120° de elevação dos MMSS²³. No grau II o sinal típico é a fibrose das estruturas moles^{23,51}, com maior gravidade da dor, progredindo para dor durante a atividade e à noite, além de restrição da ADM articular²³. Por último, o grau III, caracterizado por alterações ósseas e rupturas musculares^{23,51}, dor crônica, instabilidade articular multidirecional e atrofia muscular²³. De uma forma geral, a SI manifesta-se com queixa de dor, diminuição da mobilidade, fraqueza muscular, desequilíbrio muscular e limitação funcional, acarretando, por conseqüência, em

alterações musculoesqueléticas, degenerativas⁵⁰ e em comprometimento da qualidade de vida⁴⁷.

Apesar das diferentes correntes teóricas sobre a etiologia da SI⁵³ e dos diversos fatores apontados como etiológicos²⁰, ainda não foi estabelecido um consenso sobre a etiologia dessa doença^{20,23,33}. Nos últimos anos, com a utilização de métodos de avaliação que permitem uma descrição da cinemática tridimensional da escápula durante atividades de elevação dos MMSS, a relação dos músculos escapulotorácicos com a SI tem sido comumente investigada^{12,21,22,26,41,43}.

Há uma concepção teórica de que quando os estabilizadores dinâmicos do complexo do ombro falham em manter o espaço subacromial durante a elevação dos MMSS, as estruturas de tecidos moles são comprimidas, ocasionando irritação, inflamação e degeneração²³. Entretanto, ainda não foi desenvolvido nenhum estudo com o desenho metodológico apropriado para esclarecer a relação de causa e efeito entre esses eventos^{26,40}. O que se pode afirmar objetivamente, até o presente momento, é que há uma associação entre alterações da cinemática escapular^{12,18,20,26,31,32,34,40,42} e da atividade da musculatura estabilizadora da escápula^{12,21,22,26,41,43} e a SI, e que o comprometimento do espaço subacromial, por qualquer motivo, associado a desequilíbrios musculares relativamente pequenos que comprometem a coordenação entre a escápula e o úmero, pode levar a uma maior alteração dos tecidos moles presentes nesse espaço²³ e, até mesmo, a alterações ósseas⁸.

Ludewing e Cook (2000)²⁶, comparando os movimentos escapulares e a atividade eletromiográfica isolada dos músculos serrátil anterior e trapézio ascendente e descendente durante a elevação dos MMSS no plano escapular entre indivíduos com e sem SI, encontraram diferenças significativas e elaboraram conclusões importantes sobre as mesmas. Dentre essas se destacaram a maior inclinação anterior da escápula nos indivíduos com SI a 120º de elevação umeral, movimento que diminui o espaço subacromial e, conseqüentemente, favorece o impacto²⁶; uma diminuição da rotação superior da escápula nos primeiros 60º de elevação umeral, associada a uma maior ativação do músculo trapézio ascendente e a uma menor ativação do músculo serrátil anterior, o que, para os autores, caracterizou a insuficiência do primeiro em substituir a ação do segundo, uma vez que ambos os músculos são motores primários do movimento de elevação dos MMSS²⁶; uma possível associação entre a maior inclinação anterior da escápula com uma menor ativação do músculo serrátil anterior, uma vez que é este o responsável por controlar o ângulo inferior da escápula contra o tórax, ou seja, de inclinar a escápula posteriormente²⁶. Um outro achado importante desse estudo foi a maior abdução escapular nos indivíduos com SI durante o movimento dinâmico²⁶. Entretanto, como não foi avaliada a atividade da musculatura responsável por controlar esse movimento (músculos trapézio transverso e rombóides) não se pode relacionar objetivamente essas variáveis.

Apesar dos importantes resultados encontrados por Ludewing e Cook (2000)²⁶, as conclusões estabelecidas são um pouco limitadas, pois a análise eletromiográfica realizada no estudo considerou a atividade isolada da musculatura estabilizadora da escápula, o que pode não caracterizar suas ações durante os movimentos funcionais,

pois, durante os mesmos, os músculos não agem de forma isolada, mas, sim, como pares sinérgicos que proporcionam coordenação ao movimento^{1,8,11,17,27,28,29} e geram ganho de habilidade e destreza³⁰.

Wadsworth e Bullock-Saxton (1997)²² analisando nadadores com diagnóstico de SI comparados a nadadores assintomáticos, demonstraram o efeito da lesão no tempo de ativação (latência) do músculo serrátil anterior e uma maior variabilidade na qual os músculos trapézio ascendente e serrátil anterior eram recrutados. Resultados semelhantes foram encontrados no estudo desenvolvido por Moraes, Faria e Teixeira-Salmela (2006)⁴¹ em um grupo de indivíduos com SI que demonstraram uma latência significativamente maior dos músculos trapézio ascendente, transverso, descendente e serrátil anterior no ombro afetado. Além desses estudos, outros também evidenciaram associação entre alterações significativas no movimento escapular e/ou na atividade eletromiográfica dos músculos estabilizadores da escápula e a SI^{12,18,20,21,31,32,34,40,40,42,42,43}.

Apesar desses achados, algumas questões ainda não foram respondidas sobre a relação entre a cinemática do complexo do ombro, a ação da musculatura estabilizadora da escápula e a SI^{26,42}. Uma delas está relacionada à mensuração da atividade muscular segundo o que realmente ocorre durante os movimentos funcionais, ou seja, a descrição do sinergismo muscular. Os poucos estudos que investigaram a ação da musculatura estabilizadora da escápula durante elevação dos MMSS caracterizaram a atividade isolada de cada um dos músculos estudados, ignorando o sinergismo muscular presente durante esse movimento.

Outra questão, partindo de uma perspectiva clínica, está relacionada às características do ritmo escapuloumeral durante o movimento de retorno dos MMSS após a sua elevação, em indivíduos de uma forma geral, e, principalmente naqueles com SI, pois, muitas vezes, é durante esse movimento que grandes alterações nos deslocamentos escapulares são observadas, como uma perda de contato entre o ângulo inferior e/ou borda medial da escápula e o tórax^{32,34,39}, e que os indivíduos comumente relatam maior sensação dolorosa^{32,39}.

Na literatura pesquisada foi encontrado apenas um estudo sobre o retorno do movimento de elevação dos MMSS acima da cabeça em indivíduos com SI. Borstad e Ludewig (2002)³², ao compararem orientação escapular em diferentes posições umerais (40°, 60°, 80°, 100° e 120°) durante os movimentos de elevação dos MMSS no plano escapular e retorno da elevação, entre indivíduos com e sem SI, encontraram diferenças significativas entre os grupos na medida do ângulo de rotação interna da escápula. Os indivíduos com SI apresentaram, em média, 1,8° a mais nesse movimento considerando o posicionamento umeral de 120° durante o retorno da elevação dos MMSS³². Apesar desses achados sobre a cinemática escapular, não foram encontrados estudos sobre a ação muscular durante o retorno da elevação dos MMSS.

Portanto, considerando o conhecimento já sedimentado sobre a interdependência entre alterações do ritmo escapuloumeral^{12,18,20,26,31,34,40,42}, assim como da musculatura responsável pelo mesmo^{12,21,22,26,41,43}, durante a elevação dos MMSS e a SI, e a carência de investigações tanto sobre essa relação durante o movimento de retorno da elevação dos MMSS³² quanto sobre a atividade sinérgica dos

músculos escapulotorácicos, são necessários estudos que caracterizem a real ação muscular durante o movimento de retorno da elevação dos MMSS em indivíduos com SI. Para que sejam tomadas decisões clínicas adequadas e eficazes, é necessário ampliar o corpo de conhecimento em relação aos movimentos humanos, em todas as condições funcionais, principalmente em uma região com características tão peculiares e essenciais ao desempenho funcional, como o complexo do ombro^{1,2,3,4,5,6}. Isso pode possibilitar a prevenção e o controle das recidivas de quadros incapacitantes, propiciando ao indivíduo o retorno o mais rápido possível a suas atividades diárias, o aumento do seu desempenho físico e funcional e a redução da taxa de absenteísmo, melhorando a sua saúde física, social e emocional.

1.1 Objetivos

Os objetivos deste estudo foram comparar a quantidade de ativação dos músculos trapézio, porções ascendente (QATA), transversa (QATT) e descendente (QATD), e serrátil anterior (QASA), bem como a quantidade de co-ativação dos pares de músculos trapézio ascendente/serrátil anterior (QCATASA) e trapézio transverso/serrátil anterior (QCATTSA), durante o movimento de retorno da elevação dos MMSS entre indivíduos com e sem SI.

1.2 Hipóteses

Indivíduos com SI e indivíduos sem tal afecção apresentam, durante o movimento de retorno completo da elevação dos MMSS, quantidades similares de:

H0₁: ativação dos músculos trapézio (porções ascendente, transversa e descendente) e serrátil anterior;

H0₂: co-ativação entre o par de músculos trapézio ascendente e serrátil anterior;

H0₃: co-ativação entre o par de músculos trapézio transverso e serrátil anterior.

CAPÍTULO 2

METODOLOGIA

2.1 Delineamento

Este estudo observacional do tipo transversal foi desenvolvido com o objetivo de comparar a quantidade de ativação dos músculos trapézio e serrátil anterior, bem como a quantidade de co-ativação dos pares de músculos trapézio ascendente/serrátil anterior e trapézio transverso/serrátil anterior durante o movimento de retorno da elevação dos MMSS entre indivíduos com e sem SI. O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) sob o parecer ETIC 077/03 (ANEXO).

Para a elaboração desta dissertação, foram seguidas as normas estabelecidas pelo colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da UFMG referentes ao formato tradicional, que são baseadas nas descrições da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT-2002)^{54,55}. A terminologia anatômica adotada foi baseada nas descrições propostas pela Sociedade Brasileira de Anatomia segundo a terminologia anatômica internacional²⁴.

2.2 Amostra

Para determinar o número de indivíduos a serem avaliados, foi realizado um cálculo amostral a partir dos dados fornecidos pelo estudo de Ludewig e Cook (2000)²⁶ que compararam a quantidade de ativação dos músculos trapézio e serrátil anterior entre indivíduos com SI e indivíduos sem tal afecção durante o movimento de elevação dos MMSS. Para esse cálculo, foram utilizadas fórmulas e tabelas fornecidas por Cohen (1988)⁵⁶, considerando os efeitos principais, 20% para β e 5% para α . Foram obtidos valores de n , para cada grupo, entre sete e nove.

Dessa forma, este estudo foi realizado com uma amostra total de 20 indivíduos recrutados na comunidade, de qualquer sexo e com idade entre 20 e 40 anos. Desses, 10 apresentavam SI grau I ou II e constituíram o grupo impacto (GI) e os outros 10 não apresentavam queixas ou diagnósticos de doenças nos MMSS, e constituíram o grupo assintomático (GA). Os indivíduos dos dois grupos foram pareados quanto ao sexo, idade e nível de atividade física, este determinado pela frequência semanal, duração e intensidade da atividade. Foram considerados sedentários aqueles que praticassem atividades em uma frequência menor que três vezes por semana com uma duração inferior a 20 minutos⁵⁷.

Os indivíduos que constituíram o GI foram recrutados em clínicas escolas de universidades da cidade de Belo Horizonte, Minas Gerais, e apresentavam os seguintes critérios de inclusão:

- diagnóstico clínico por um médico ortopedista de SI grau I ou II;

- confirmação do diagnóstico clínico de SI, segundo as recomendações da *American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS)*, que estabelece os seguintes critérios para diagnóstico:^{3,23,50,51,58}:
 - dor a partir de 60° de abdução do ombro;
 - dor à palpação da região articular;
 - limitação da amplitude de movimentação ativa do ombro;
 - testes de *Neer* e *Hawkins* positivos.

Foram excluídos do GI os indivíduos que apresentaram os seguintes critérios:

- ter sido submetido a qualquer intervenção cirúrgica no ombro acometido e/ou contra-lateral;
- ter realizado tratamento fisioterápico para os MMSS;
- estar em tratamento fisioterápico;
- apresentar sinais de instabilidade nos ombros determinados pelo *Load and Shift Test* e teste de apreensão ao deslocamento anterior e posterior do ombro⁶;
- apresentar alterações no complexo articular do ombro que impedissem a realização dos testes e medidas;
- ser incapaz de realizar os movimentos necessários aos testes;
- apresentar quadro algico incapacitante;
- ser hipertenso;
- apresentar cardiopatia descompensada; e,
- apresentar compreensão insuficiente para realização dos testes e medidas necessários à coleta dos dados.

À medida que o GI foi sendo constituído, foram selecionados, na comunidade, indivíduos para compor o GA, obedecendo as características de pareamento estabelecidas. Foram excluídos do GA, os indivíduos que apresentaram os seguintes critérios:

- praticar atividade física que utilizasse, como gesto, as mãos acima da cabeça;
- ter história de intervenção cirúrgica nos ombros;
- apresentar limitação da mobilidade articular dos MMSS;
- apresentar sinais de instabilidade nos ombros, determinados pelos testes citados anteriormente;
- ter alterações congênitas nos MMSS;
- apresentar qualquer tipo de doença ou limitação física que impedissem o bom desenvolvimento do estudo;
- ser incapaz de realizar os movimentos necessários aos testes;
- ser hipertenso;
- apresentar cardiopatia descompensada; e,
- apresentar compreensão insuficiente para a realização dos testes e medidas necessários a coleta dos dados.

Todos os indivíduos que satisfizeram os critérios estabelecidos foram convidados a participar deste estudo e esclarecidos sobre os objetivos da investigação e sobre o protocolo proposto. Além disso, eles foram informados de que a participação era puramente voluntária e anônima e, após concordarem, assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido antes de serem incluídos no mesmo. Àqueles

cujas imagens poderiam ser utilizadas para divulgações orais e escritas do trabalho, foi solicitada a permissão, por escrito, para o seu uso (APÊNDICE A).

2.3 Instrumentação

2.3.1 Eletromiógrafo

Para monitorar a atividade elétrica dos músculos investigados, foi utilizado um eletromiógrafo MP100WSW^a conectado a um microcomputador. Esse equipamento apresenta dois módulos amplificadores, capacidade para frequências de coleta de até 1000 Hz, com impedância de entrada de 2 MΩ e com capacidade de rejeição do modo comum de 1000MΩ.

Para a captação da atividade elétrica dos oito músculos avaliados (as três porções do músculo trapézio e o músculo serrátil anterior, bilateralmente), foram utilizados oito pares de eletrodos ativos de superfície, com diâmetro de 11,4 mm e distância inter-eletrodos de 20 mm (TSD150A^a), e um eletrodo de referência (eletrodo “terra”) (LEAD 110^a), do mesmo fabricante do eletromiógrafo.

A eletromiografia vem sendo utilizada há vários anos, com o objetivo de registrar a atividade elétrica muscular^{59,60,61,62}, inclusive dos músculos trapézio e serrátil anterior

^a Biopac Systems Inc.©

em diferentes estudos e condições clínicas^{4,20,21,22,26,37,40,41,51,63}. É considerada um método de avaliação essencial para os profissionais da área da saúde^{61,62}, em particular, o fisioterapeuta⁶¹, por adicionar informações relevantes, tanto qualitativa quanto quantitativamente, da análise da atividade muscular, principalmente em estudos direcionados à coordenação, função e aprendizado de diversas atividades motoras^{30,59}.

A validade e a precisão de qualquer medida eletromiográfica dependem do processo de detecção dos sinais, cujas variáveis incluem o tamanho dos eletrodos, bem como a distância entre eles, as suas localizações e a preparação da pele para minimização da impedância^{59,62}. Para que as medidas sejam apropriadas e possam ser feitas comparações entre indivíduos e entre grupos musculares quanto à intensidade dos sinais registrados, são necessárias condutas adequadas para a sua quantificação e normalização^{59,60,62,63,64}. Portanto, todos esses procedimentos devem ser controlados em todos os estudos que utilizem a eletromiografia para assegurar a validade e a precisão das suas medidas^{59,62}. Neste estudo, todos esses procedimentos e condutas foram seguidos.

2.3.2 Dinamômetro isocinético

O dinamômetro isocinético *Biodex Medical System 3 Pro*^b, no módulo de cadeia cinética fechada para MMSS, foi utilizado para o posicionamento e a estabilização

^b Biodex Medical Systems, Inc.©

do indivíduo durante a obtenção do sinal eletromiográfico referente à contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de cada um dos músculos investigados. Para tais posicionamento e estabilização, foram seguidas as recomendações fornecidas pelo fabricante do equipamento.

2.3.3 Anteparo para guiar o movimento no plano escapular

Para a realização do movimento de elevação e retorno da elevação dos MMSS, foi utilizado um equipamento para guiar o movimento no plano escapular, semelhante aos utilizados em outros estudos^{22,64}, com o objetivo de garantir a realização da atividade dinâmica nesse plano (30º anterior ao plano frontal)^{18,21,22}.

O anteparo que foi utilizado apresenta peças articuladas que permitem a adequação das medidas antropométricas individuais, bem como do posicionamento dos MMSS. Possui, também, uma base de suporte graduada que permite a disposição e manutenção dos membros inferiores de forma equidistante. A superfície sobre a qual o movimento foi realizado é demarcada de 5 em 5º, entre 0º e 180º, o que permite a quantificação da ADM desempenhada pelos MMSS durante o movimento.

Como citado anteriormente, o plano escapular, que se encontra a 30º anterior ao plano frontal^{18,21,22}, é considerado o mais funcional para o movimento dinâmico do complexo do ombro, e, portanto, recomendado para analisar e investigar a elevação dos MMSS³. Por isso, estudos que investigaram a atividade eletromiográfica dos

músculos estabilizadores da escápula durante a elevação utilizaram esse plano para a realização do movimento^{18,21,22,26,32} e o mesmo foi adotado neste estudo.

2.3.4 Câmera filmadora digital e dispositivo luminoso

Para a captação das imagens do movimento de elevação e de retorno da elevação dos MMSS, foi utilizada uma câmara filmadora *Handycam* digital DCR-TRV340 NTSC 8mm^c. Acoplada à lente objetiva dessa câmara, foi colocada uma luz, que apresentava um terminal para conexão em um dos canais do eletromiógrafo. Com esse dispositivo, foi possível sincronizar o arquivo de imagem referente ao movimento dinâmico e o arquivo com os sinais eletromiográficos, processo utilizado para determinar o início do movimento de retorno executado imediatamente após a elevação.

2.4 Procedimentos

Todos os testes e medidas foram realizados por dois investigadores, devidamente treinados para executá-los.

^c Sony Electronics , Inc.©

2.4.1 Avaliação inicial

Com todos os voluntários convidados a participarem do estudo, foi realizada uma entrevista individual para a coleta dos dados demográficos e uma avaliação física para caracterizar algumas variáveis e assegurar o controle dos critérios de inclusão e exclusão (APÊNDICE B).

2.4.2 Preparo da pele e colocação dos eletrodos

Os indivíduos, vestindo trajes específicos para que as regiões de colocação dos eletrodos ficassem expostas, foram orientados a sentar em uma cadeira para o preparo da pele e localização da região de maior captação da contração muscular, segundo procedimentos descritos por Cram, Kasman e Holtz (1998)⁵⁹. Inicialmente, foi solicitada a contração individual dos músculos a serem analisados, utilizando-se de seus respectivos movimentos, e, por palpação, foi definido o ponto de maior volume muscular^{59,62}.

Para garantir a validade e a precisão dos sinais eletromiográficos, foi realizado um procedimento para minimização da impedância da pele. Portanto, antes da colocação dos eletrodos, foi feita a tricotomia local, com material descartável, seguida de limpeza da superfície cutânea, utilizando-se álcoolgel^d friccionado à pele

^d Minas álcool

com gaze estéril^{e59}. Da mesma forma, antes de serem colocados sobre a pele, os eletrodos foram limpos utilizando-se da gaze estéril^e com álcoolgel^e.

Após essa preparação, um par de eletrodos ativos de superfície foi posicionado sobre os ventres musculares dos músculos analisados, seguindo a orientação das fibras, segundo recomendações de Cram, Kasman e Holtz (1998)⁵⁹. Conforme ilustrado na FIG. 1, para o músculo trapézio ascendente os eletrodos foram posicionados na região dorsal, aproximadamente na metade da distância entre a coluna cervical (C₇) e o acrômio (a); para o trapézio transverso foram colocados horizontalmente na metade da escápula, tendo como referência sua borda medial (b); para o trapézio descendente foram colocados no ângulo inferior da borda medial da escápula, em uma disposição oblíqua (c); e para o serrátil anterior foram posicionados horizontalmente, abaixo da região axilar, na linha do ângulo inferior da escápula (d). O eletrodo de referência foi acoplado no acrômio (e)⁵⁹, sendo que para os indivíduos do GI, o mesmo foi posicionado sobre o acrômio do lado não acometido, a fim de se evitar desconfortos e possíveis queixas de dor durante a execução dos movimentos, e, no GA, posicionado sobre a mesma estrutura do membro dominante.

^e Cremer

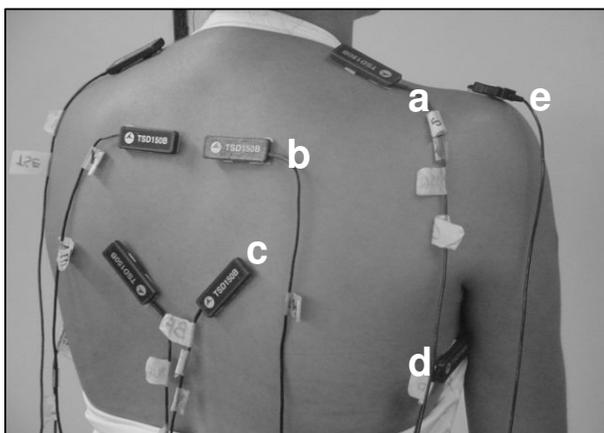


FIGURA 1 - Posicionamento dos eletrodos

- a: trapézio ascendente
- b: trapézio transverso
- c: trapézio descendente
- d: serrátil anterior
- e: eletrodo de referência

Em seguida, todos os eletrodos foram fixados à pele com fita dupla face^f e esparadrapo hipoalergênico^g, para sua melhor aderência, facilitando a captação adequada do sinal eletromiográfico. Posteriormente, com os indivíduos ainda sentados e em repouso, foi realizada a verificação da ausência de interferência no sinal, bem como da sua captação e qualidade, para todos os músculos a serem analisados, utilizando-se da contração muscular resistida manualmente por um avaliador, segundo a execução dos movimentos primários desempenhados pelos mesmos: trapézio ascendente, elevação da escápula; trapézio transverso, retração da escápula; trapézio descendente, depressão da escápula; e serrátil anterior, protrusão da escápula. Após essa verificação, a fixação dos eletrodos com mais uma camada de esparadrapo foi reforçada, por toda a sua extensão, para evitar a perda da captação dos sinais eletromiográficos e manter a sua qualidade durante a CIVM e o movimento dinâmico de elevação e retorno dos MMSS. As especificações

^f 3M do Brasil

^g Wiltex Pore

da coleta dos dados eletromiográficos foram determinadas segundo procedimentos descritos por Fonseca *et al.* (2001)⁶⁵.

2.4.3 Contração isométrica voluntária máxima

Para a normalização dos sinais de atividade elétrica muscular, foram coletados dados eletromiográficos durante a CIVM de cada um dos músculos analisados, com o indivíduo posicionado e estabilizado no dinamômetro isocinético, no modo de cadeia cinética fechada para MMSS, segundo descrições do fabricante do equipamento (FIG. 2). Para a coleta desses dados, foi favorecido o movimento de cada músculo analisado: elevação escapular para o trapézio ascendente, retração escapular para o trapézio transverso, depressão escapular para o trapézio descendente e protrusão escapular para o serrátil anterior.



FIGURA 2 - Posicionamento do indivíduo no dinamômetro isocinético para a coleta da contração isométrica voluntária máxima: (A) protrusão e retração escapular; (B) elevação e depressão escapular

O protocolo para realização da CIVM foi inteiramente explicado aos indivíduos e o examinador verificou se o mesmo entendeu o que deveria ser feito. Em seguida, foi realizada a CIVM de cada um dos músculos investigados, por seis segundos, sob estímulos verbais dados por um dos examinadores para que a contração fosse a mais intensa possível. Foram realizadas três repetições para cada movimento com um intervalo de um minuto entre cada repetição. Entre os testes de cada músculo do mesmo lado foi dado um intervalo de quatro minutos^{59,65}. Após a coleta dos sinais referentes a um dos lados foi dado um intervalo de descanso de 20 minutos para que os mesmos procedimentos fossem realizados no lado oposto. Para padronização, essas medidas foram coletadas primeiramente no membro superior direito e, em seguida, no esquerdo, para ambos os grupos.

2.4.4 Movimento dinâmico

Para obtenção do sinal eletromiográfico durante o movimento de retorno da elevação dos MMSS, o indivíduo foi orientado a realizar a elevação bilateral completa dos MMSS, no plano escapular e, de forma ininterrupta, retornar o movimento até a posição inicial. Dessa forma, o indivíduo foi orientado a realizar uma amplitude entre 0° e 180° de elevação e, em seguida, o completo retorno do movimento de 180° a 0°.

Antes de assumir a posição ortostática para a execução desse movimento, o indivíduo foi orientado a retirar o calçado e as meias, a fim de se evitar

compensações posturais. Foi colocado um colchonete entre o tórax do indivíduo e o anteparo para seu adequado posicionamento e acomodação junto ao equipamento, mantendo, assim, uma postura confortável durante o movimento dinâmico.

Em seguida, os MMSS, em extensão de cotovelo, foram colocados na posição do teste de elevação, utilizando-se o anteparo para guiar o movimento no plano escapular, e respeitando seus parâmetros antropométricos. Com as palmas das mãos voltadas para a superfície do anteparo, o indivíduo foi orientado a manter os olhos fixados à frente, na altura do seu campo visual, para que a postura permanecesse a mais estável possível, evitando-se, assim, compensações (FIG. 3).

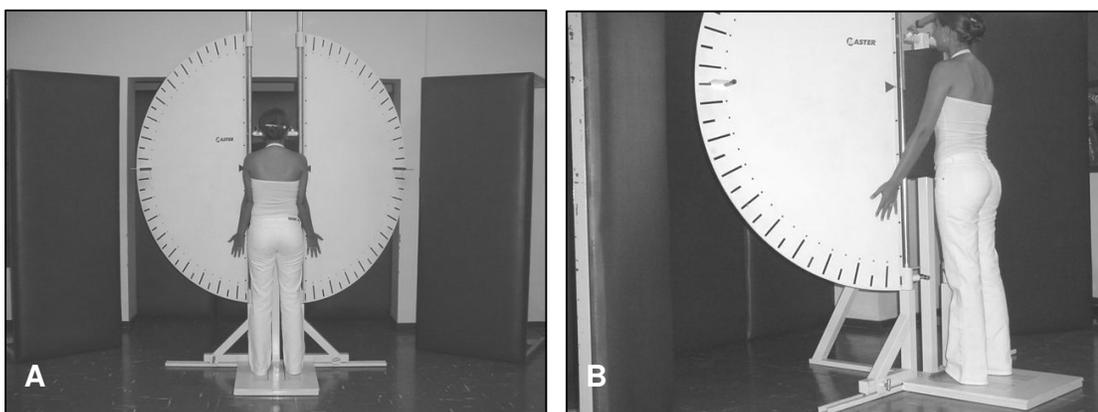


FIGURA 3 - Posicionamento do indivíduo no anteparo para guiar o movimento no plano escapular: (A) vista posterior; (B) vista lateral

Após o adequado posicionamento, o indivíduo foi orientado quanto à execução ininterrupta do movimento de elevação ($0-180^\circ$) e de retorno ($180^\circ-0^\circ$) dos MMSS, deslizando a sua face palmar na superfície do equipamento. A velocidade para a execução do movimento foi determinada pela sensação individual de cada

participante, que foi orientado a realizar o movimento na velocidade mais natural possível³⁴.

Antes de iniciar a coleta e registro dos dados, o indivíduo teve oportunidade de executar o movimento e, dessa forma, o examinador pôde conferir se o mesmo havia entendido as orientações dadas, sendo possível a correção dos procedimentos realizados erroneamente.

Como o movimento de interesse deste estudo foi o retorno da elevação executado imediatamente após a mesma, foi necessária a sua filmagem associada a um dispositivo que permitisse a sincronização entre a imagem e o sinal eletromiográfico registrado, e, conseqüentemente, a determinação do início e do término do retorno. O dispositivo utilizado foi uma luz colocada na lente da câmera com um terminal acoplado em um dos canais do eletromiógrafo. Esse dispositivo luminoso era acionado simultaneamente ao comando verbal para o início do movimento e, ao término do mesmo, a luz era apagada. Dessa forma, o acendimento da luz foi simultaneamente captado pela imagem do movimento, assim como por um dos canais do eletromiógrafo, funcionando como um ponto comum entre os dois arquivos (imagem e sinal eletromiográfico).

Todos os indivíduos realizaram seis repetições do movimento, com um tempo de cinco minutos entre cada uma. Os arquivos contendo os sinais eletromiográficos e as imagens digitais foram armazenados para posterior análise, processamento e redução.

2.5 Processamento e redução dos dados

Todas as etapas envolvidas no processamento e redução dos dados, assim como toda a análise dos arquivos gravados durante a coleta das informações, foram realizadas por um único examinador.

A primeira etapa antes do processamento e redução dos dados eletromiográficos foi a de determinação da velocidade média ($^{\circ}/s$) do movimento de retorno da elevação dos MMSS para cada um dos seis arquivos de imagem referentes às seis repetições executadas por cada um dos indivíduos.

Para a obtenção dessa velocidade, cada arquivo de imagem foi analisado utilizando-se o programa computacional *VirtualDub*^h. Observando-se a imagem pelo programa, foram determinados os pontos de início e término do movimento de retorno da elevação dos MMSS, considerando como referência o terceiro dedo da mão dos indivíduos. Naqueles que constituíram o GI, foi utilizado o terceiro dedo do lado acometido. Para o indivíduo do GA, foi utilizado o terceiro dedo do mesmo lado do indivíduo sintomático ao qual foi pareado. Como o anteparo que guiou o movimento apresentava graduações de 5° em 5° , foi possível determinar a amplitude de movimento desempenhada pelo membro superior na fase de interesse. Já o tempo utilizado para executar essa fase foi determinado pelas informações fornecidas pelo programa *VirtualDub*^h (FIG. 4).

^h VirtualDub Version 1.6.10 – Copyright © 1998-2005

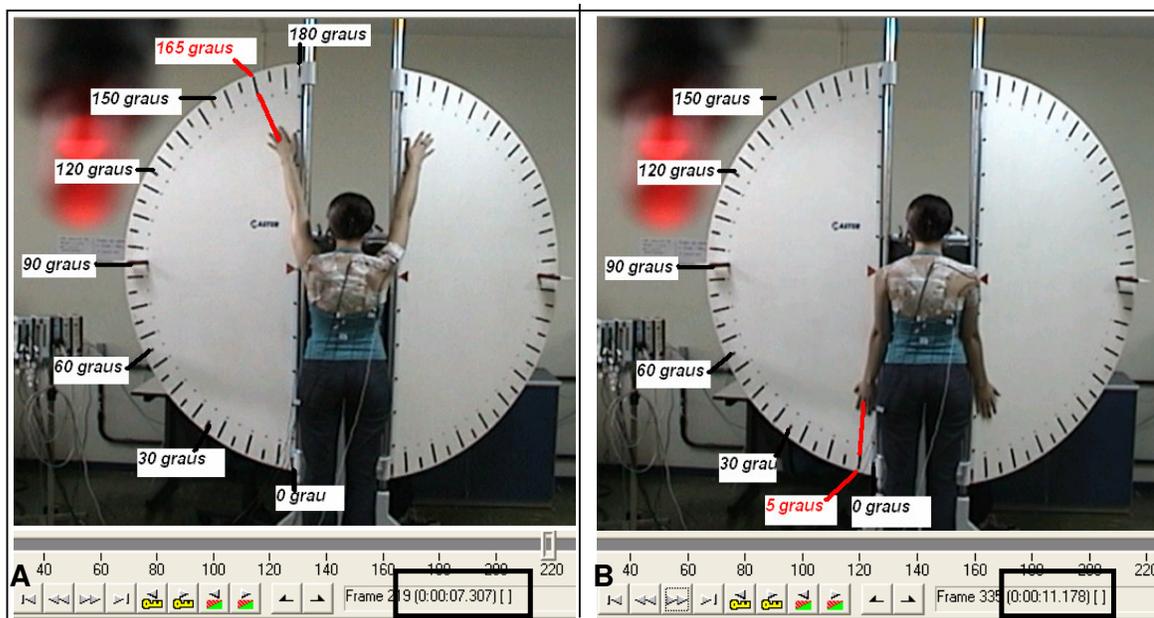


Figura 4 – Determinação dos pontos de início (A) e de término (B) do retorno da elevação e, conseqüentemente, da excursão total do movimento

Com o valor da excursão do movimento e do intervalo de tempo em que o mesmo foi executado, calculou-se a sua velocidade média ($^{\circ}/s$). Das seis repetições realizadas por cada um dos indivíduos, foram selecionadas para processamento e redução dos dados eletromiográficos apenas as três repetições que obtiveram a velocidade média mais similar entre os indivíduos pareados dos dois grupos, tentando, dessa forma, controlar uma variável que poderia ser um fator de confusão na interpretação dos resultados^{22,26}.

Após a determinação dos três arquivos a serem utilizados no processamento e redução dos dados eletromiográficos, foi realizada a segunda etapa, constituída pela sincronização entre cada arquivo de imagem e o seu respectivo arquivo de sinal eletromiográfico. Isso foi realizado determinando-se o ponto de acendimento da luz

em cada um dos arquivos: o da imagem, utilizando-se, novamente, o programa *VirtualDub*^h, e o do sinal eletromiográfico, utilizando-se o programa computacional *Acqknowledge*ⁱ, fornecido pelo fabricante do eletromiógrafo.

Primeiramente, foi analisada a imagem e determinado o ponto de acendimento da luz para cada um dos arquivos (Fig. 5).

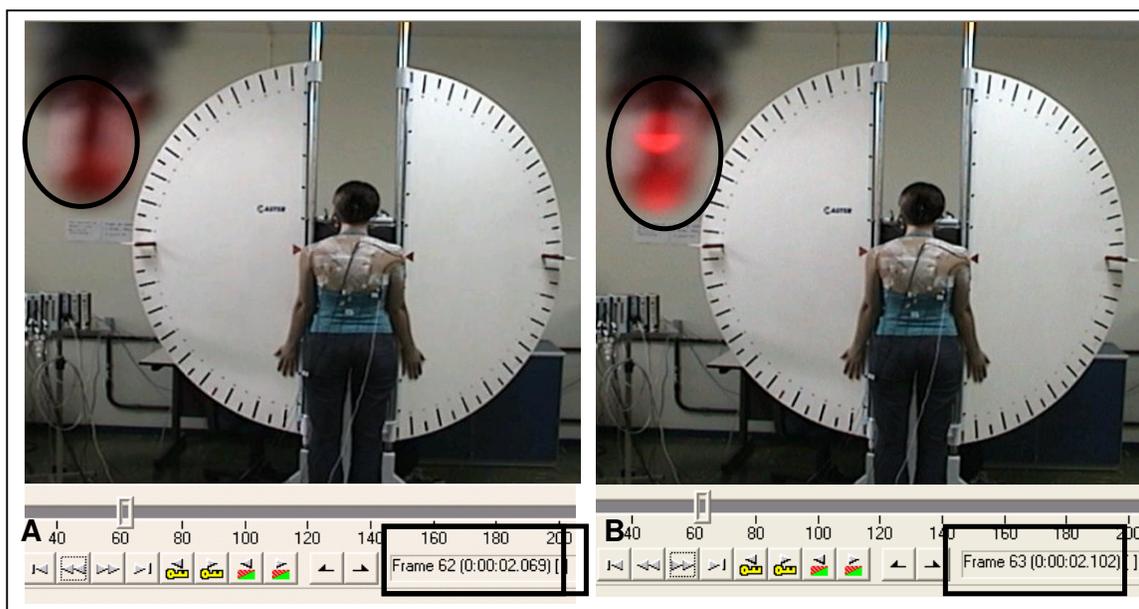


FIGURA 5 – Imagem do movimento processada no programa *VirtualDub*^h
(A) imediatamente antes do acendimento; (B) no acendimento da luz

Na figura 5A está representada a imagem e parte das informações fornecidas pelo programa *VirtualDub*^h (destacadas no retângulo) no momento imediatamente antes do acendimento da luz (destacada no círculo) e, na figura 5B, as mesmas informações (destacadas no retângulo) no momento de acendimento da luz (destacada no círculo). Os valores do quadro (*frame*) e do tempo, fornecidos pelo

^h VirtualDub Version 1.6.10 – Copyright © 1998-2005

ⁱ Acqknowledge Version 3.7.3 – Copyright © 1992-2001

programa, que correspondiam ao acendimento da luz na imagem, (Fig. 5B) foram registrados.

Em seguida, foi analisado o arquivo do sinal eletromiográfico correspondente à imagem e, da mesma forma, foi determinado o ponto de acendimento da luz (Fig. 6).

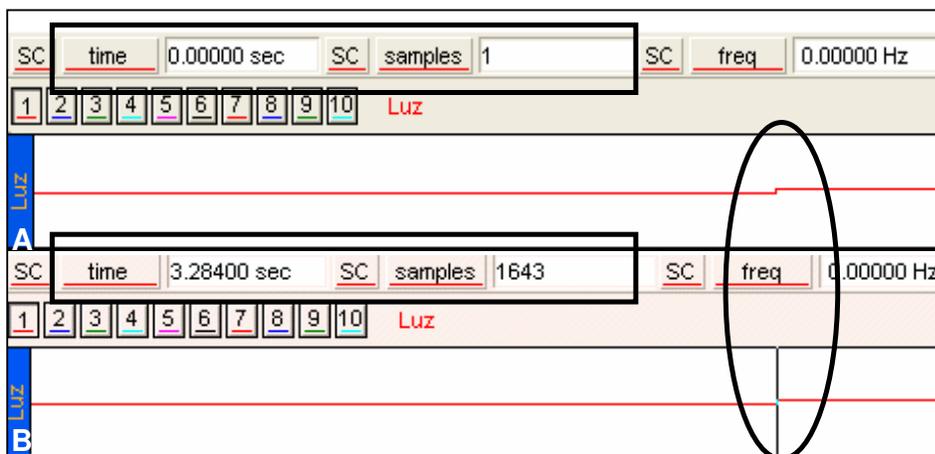


FIGURA 6 – Sinal da luz processado no programa *Acqknowledge*ⁱ: (A) sinal da luz antes e após o seu acendimento; (B) posicionamento do cursor no momento do acendimento

Na figura 6A está representado o sinal da luz com o pico referente ao seu acendimento (destacado no círculo). Ao se posicionar o cursor no ponto do pico do sinal, o programa *Acqknowledge*ⁱ fornece diversas informações, como o tempo (*time*) e o quadro (*samples*) desse ponto (destacados no retângulo), que, no caso, corresponderam ao acendimento da luz (Fig. 6B). Os valores de tempo e quadro correspondente ao acendimento da luz no arquivo do sinal eletromiográfico (Fig. 6B) também foram registrados.

ⁱAcqknowledge Version 3.7.3 – Copyright © 1992-2001

Com as informações de quadro e tempo fornecidas por cada um dos programas, e considerando as suas frequências de análise dos dados, foi possível determinar a relação de tempo entre os arquivos e, dessa forma, sincronizá-los. Com a sincronização, foi obtido o ponto no sinal eletromiográfico correspondente ao início do movimento de retorno da elevação dos MMSS e o ponto correspondente ao término do mesmo. Esse processo de sincronização dos arquivos apresentou-se extremamente preciso, com um erro médio de 0,1% (0% a 1,36%). Esses valores foram determinados a partir da segunda informação comum entre os dois arquivos: o momento em que a luz foi apagada. Considerando a relação estabelecida entre os arquivos a partir do acendimento da luz para sincronização dos mesmos, foi determinado o momento em que a mesma se apagou pelo cálculo e comparado esse valor com o que foi obtido pela análise do sinal luminoso no programa *Acqknowledge*^í. É importante enfatizar que, tanto o acendimento quanto o apagamento da luz não foram utilizados para determinar o início e/ou o término do movimento, mas, sim, para serem utilizados como pontos comuns entre os dois arquivos referentes à mesma repetição do movimento desempenhado por determinado indivíduo, permitindo, assim, a sincronização e a verificação da precisão da mesma.

Após determinar os arquivos de sinal eletromiográfico a serem processados e o intervalo em que estavam os sinais de atividade elétrica muscular durante o movimento de interesse, foram realizados o processamento e a redução dos dados eletromiográficos, inteiramente por rotinas computacionais desenvolvidas no programa *MatLab*^k elaboradas exclusivamente para atender aos objetivos deste

^k MatLab® –Version 7.0.0.19920(R14)–Copyright© 1984-2004

estudo. Considerando o volume de informações, o uso de rotinas computacionais é um método que assegura a reprodutibilidade dos resultados, minimizando a subjetividade das análises eletromiográficas⁶⁶. Especificamente, o programa *MatLab®*^k tem sido utilizado em outros estudos com essa finalidade^{67,68}.

Todos os sinais eletromiográficos foram retificados e filtrados, segundo procedimentos descritos por Fonseca *et al.* (2001)⁶⁵ e quantificados pela *root mean square* (RMS)⁵⁹. Em seguida, foi realizada a normalização do sinal quantificado, utilizando-se da determinação da CIVM, método mais comumente utilizado⁵⁹, de maior confiabilidade⁶⁴ e, portanto, mais recomendado^{59,64}. Para esse processo de normalização, foram selecionados os dois segundos de maior atividade elétrica em cada um dos três arquivos da CIVM, calculada a *root mean square* desse período e, em seguida, realizada a média dos valores entre os três arquivos⁵⁹. Com esse processo, foi obtido o valor de CIVM de cada músculo a ser utilizada para normalizar os seus respectivos sinais eletromiográficos durante o movimento dinâmico de interesse.

Para cada músculo avaliado, foram produzidas curvas de proporções das atividades eletromiográficas em relação ao seu valor específico de CIVM, em cada uma das três repetições. A atividade eletromiográfica média durante o movimento completo de retorno da elevação dos MMSS foi obtida para cada uma das três repetições. Finalmente, a quantidade de ativação muscular normalizada pela CIVM durante o movimento como um todo e durante as suas subfases foi obtida pela média entre as três repetições⁵⁹.

Para a determinação da quantidade de co-ativação entre os pares de músculos, foram produzidas curvas de proporções eletromiográficas, para cada um deles^{65,69}, em relação aos seus respectivos valores de CIVM⁶⁵, e foi identificada a área comum entre essas curvas, a qual se refere à intensidade de ativação simultânea e normalizada dos músculos considerados^{65,69}. Esse método de determinação da co-ativação se mostrou superior aos outros descritos na literatura, apresentando quantificação adequada e elevada confiabilidade⁶⁵, podendo ser utilizado em atividades dinâmicas para determinar a qualidade da coordenação motora^{65,70}. Seguindo as especificações do método, os valores de co-contração foram obtidos a partir da média aritmética dos valores de intensidade da curva comum⁶⁵, em cada uma das repetições, e o valor final foi obtido com a média aritmética desses valores.

2.6 Análise estatística

Para o pareamento dos lados de MMSS entre os indivíduos dos dois grupos, foi utilizada a dominância dos mesmos. Dessa forma, caso o lado dominante do indivíduo do GI fosse o lado acometido (LA), para o indivíduo pareado ao mesmo no GA foi considerado como LA o membro superior dominante.

Após esse pareamento, estatísticas descritivas, testes de normalidade (*Shapiro-Wilk*) e testes de igualdade de variância (*Levene*) foram realizados para todas as variáveis, utilizando o pacote estatístico SPSS¹. Para comparar os grupos em relação

¹SPSS Version 13.0 for windows – Copyright ©, SPSS Inc., 1989-2004

a algumas das variáveis demográficas e físicas, foram utilizados teste *t* de *Student* para amostras independentes para aquelas operacionalizadas como numérica, e testes *chi-square* para aquelas operacionalizadas como categórica.

Para as variáveis que, inicialmente, não se apresentaram de forma normalmente distribuída, foram utilizados métodos de transformação de dados, baseados no cálculo da raiz quadrada (*square root transformation*)⁷¹ e, em seguida, análise de variância (ANOVA) mista com medidas repetidas foi utilizada para investigar efeitos principais e de interação entre os grupos (GA e GI) e os lados (LNA e LA) para todas as variáveis avaliadas durante o movimento completo de retorno da elevação dos MMSS.

Para evitar erro estatístico tipo I, a análise dos dados prosseguiu-se apenas com a variável que apresentou diferença estatisticamente significativa nos resultados do movimento completo. Para essa variável, foi realizada ANOVA mista com medidas repetidas para investigar efeitos principais e de interação entre os grupos (GA e GI), os lados (LNA e LA) e seis subfases do movimento: subfase 1, do início do retorno até 150°; subfase 2, de 150° até 120°; subfase 3, de 120° até 90°; subfase 4, de 90° até 60°; subfase 5, de 60° até 30°; e subfase 6, de 30° até o término do retorno. O nível de significância estabelecido foi de $\alpha=0,05$.

CAPÍTULO 3

RESULTADOS

3.1 Caracterização da amostra

Participaram deste estudo 20 indivíduos, dos quais 10 apresentavam diagnóstico clínico de SI unilateral, grau I ou II, compondo o grupo com síndrome do impacto (GI), enquanto os outros 10, sem queixas ou diagnósticos de doenças nos MMSS, formaram o grupo assintomático (GA). Cada um dos grupos foi constituído por seis mulheres (60%) e quatro homens (40%), oito indivíduos sedentários (80%) e dois fisicamente ativos (20%), e oito com dominância de MMSS do lado direito (80%) e dois do lado esquerdo (20%).

No GI, a média de idade foi de $28,60 \pm 5,89$ anos (20 a 38 anos) e no GA de $29,00 \pm 5,35$ anos (21 a 36 anos) (TAB. 1). Como pode ser observado na TAB. 1, os grupos foram semelhantes quanto à idade, massa corporal, estatura, índice de massa corporal e dominância de MMSS ($0,57 < p < 0,93$).

O tempo médio de início dos sintomas dos indivíduos com SI foi de $2,80 \pm 1,55$ meses, variando entre um e seis meses, e nove deles apresentavam o lado dominante acometido pela SI (90%).

TABELA 1

Características demográficas e antropométricas (médias e desvios padrão)
e valor de p da comparação entre os grupos

Variável	GA (n=10)	GI (n=10)	p
Idade (anos)	29,00 ± 5,35	28,60 ± 5,89	0,88
Massa (Kg)	58,20 ± 11,05	60,28 ± 11,78	0,69
Estatura (m)	1,66 ± 0,06	1,65 ± 0,09	0,93
Índice de Massa Corporal (Kg/m²)	21,13 ± 3,13	21,91 ± 2,89	0,57

GA: grupo assintomático; GI: grupo impacto

3.2 Caracterização do movimento dinâmico

A TAB. 2 apresenta os dados relativos à excursão do movimento ($^{\circ}$), tempo de sua execução (s) e velocidade média ($^{\circ}$ /s) para cada um dos grupos. Todas essas variáveis não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($0,35 < p < 0,44$). A média da velocidade desempenhada durante o movimento de retorno da elevação dos MMSS foi de $51,79 \pm 12,00^{\circ}$ /s para o GI e de $47,08 \pm 11,55^{\circ}$ /s para o GA ($p=0,38$) (TAB. 2)

TABELA 2

Dados cinemáticos do movimento de retorno da elevação dos MMSS
(médias e desvios padrão) e valor de p da comparação entre os grupos

Variável	GA (n=10)	GI (n=10)	p
Excursão do movimento (graus)	160,50 \pm 4,72	158,83 \pm 4,65	0,44
Tempo de execução (s)	3,72 \pm 1,32	3,25 \pm 0,77	0,35
Velocidade média ($^{\circ}$/s)	47,08 \pm 11,55	51,79 \pm 12,00	0,38

GA: grupo assintomático; GI: grupo impacto

3.3. Dados eletromiográficos

3.3.1 Quantificação da ativação

Estatísticas descritivas (média e o desvio padrão) da quantidade de ativação normalizada pela CIVM dos músculos trapézio ascendente (QATA), trapézio transversal (QATT), trapézio descendente (QATD) e serrátil anterior (QASA) durante o movimento completo de retorno da elevação dos MMSS estão apresentadas na TAB. 3. Os maiores valores de ativação foram observados para o músculo serrátil anterior (0,263; 0,286; 0,208; 0,213), enquanto os menores foram observados para o músculo trapézio transversal (0,117; 0,121; 0,097; 0,081) em ambos os lados (LNA e LA) dos dois grupos (GA e GI), respectivamente (TAB. 3).

TABELA 3

Estatísticas descritivas (médias e desvios padrão) da quantidade de ativação de todos os músculos investigados

Variável	Grupo assintomático (n=10)		Grupo impacto (n=10)	
	LNA (n=10)	LA (n=10)	LNA (n=10)	LA (n=10)
QATA	0,185 ± 0,073	0,184 ± 0,085	0,208 ± 0,106	0,168 ± 0,093
QATT	0,117 ± 0,077	0,121 ± 0,069	0,097 ± 0,055	0,081 ± 0,071
QATD	0,195 ± 0,130	0,201 ± 0,209	0,165 ± 0,114	0,139 ± 0,087
QASA	0,263 ± 0,121	0,286 ± 0,083	0,208 ± 0,079	0,213 ± 0,126

LNA: lado não acometido; LA: lado acometido ou pareado como acometido; QATA: quantidade de ativação do músculo trapézio ascendente; QATT: quantidade de ativação do músculo trapézio transverso; QATD: quantidade de ativação do músculo trapézio descendente; QASA: quantidade de ativação do músculo serrátil anterior

Como ilustrado no GRAF. 1, as médias de todas as variáveis relativas à quantidade de ativação foram menores que 50% dos valores utilizados para a normalização.

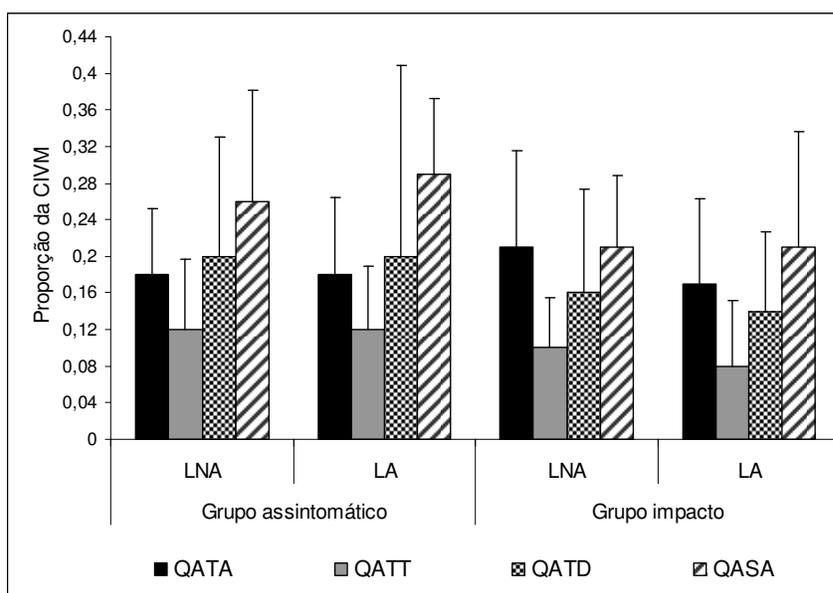


GRÁFICO 1 – Médias e desvios padrão da quantidade de ativação dos músculos

CIVM: contração isométrica voluntária máxima; LNA: lado não acometido; LA: lado acometido ou pareado como acometido; QATA: quantidade de ativação do músculo trapézio ascendente; QATT: quantidade de ativação do músculo trapézio transverso; QATD: quantidade de ativação do músculo trapézio descendente; QASA: quantidade de ativação do músculo serrátil anterior

Os coeficientes de variação inter-sujeitos de todas as variáveis foram elevados: entre 39,46% e 55,36% para a QATA, 56,70% e 87,65% para a QATT, 62,59% e 103,98% para a QATD e, finalmente, entre 29,02% e 59,15% para a QASA. Dessas quatro variáveis, três (QATA, QATT e QASA) apresentaram os maiores coeficientes de variação no lado acometido do GI. Apesar disso, é importante ressaltar que o coeficiente de variação intra-sujeitos (considerando a média da quantidade de ativação de cada um dos músculos analisados nas três diferentes repetições do movimento) apresentou valores menores. Considerando o lado acometido do GI, que obteve os maiores coeficientes de variação inter-sujeitos para as variáveis QATS, QATM e QASA, foi observado, em média, um coeficiente de variação intra-sujeito de 17,55%, 10,29% e 12,33%, respectivamente.

Os resultados da ANOVA mista (valores de F e p), assim como os intervalos de confiança de 95% para todas as variáveis de quantidade de ativação estão apresentados na TAB. 4. Como pode ser observado, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos ($0,10 < p < 0,91$), entre os lados ($0,31 < p < 0,75$) e nem interação lado*grupo ($0,34 < p < 0,88$), indicando que a quantidade de ativação dos músculos trapézio ascendente, trapézio transverso, trapézio descendente e serrátil anterior durante o movimento de retorno da elevação dos MMSS foi similar entre os indivíduos com e sem SI e entre os ombros acometidos e os não acometidos, tanto no GI quanto no GA.

TABELA 4

Resultados do teste estatístico ANOVA mista (valores de F , p e intervalo de confiança de 95%) para as variáveis de quantidade de ativação

Variáveis	Diferença entre lados			Diferença entre grupos			Lado * grupo	
	F	p	IC	F	p	IC	F	p
QATA	1,10	0,31	-0,06 – 0,02	0,01	0,91	-0,08 – 0,07	0,97	0,34
QATT	0,11	0,75	-0,04 – 0,03	1,41	0,25	-0,02 – 0,08	0,34	0,57
QATD	0,34	0,57	-0,10 – 0,05	0,62	0,44	-0,08 – 0,17	0,02	0,88
QASA	0,35	0,56	-0,04 – 0,06	3,11	0,10	-0,01 – 0,15	0,39	0,54

IC: intervalo de confiança de 95% da diferença; QATA: quantidade de ativação do músculo trapézio ascendente; QATT: quantidade de ativação do músculo trapézio transverso; QATD: quantidade de ativação do músculo trapézio descendente; QASA: quantidade de ativação do músculo serrátil anterior

3.3.2 Quantificação da co-ativação

A TAB. 5 apresenta as estatísticas descritivas (médias e desvios padrão) da quantidade de co-ativação normalizada pela CIVM dos pares de músculo trapézio ascendente/serrátil anterior (QCATASA) e trapézio transverso/serrátil anterior (QCATTSa). Os valores médios da QCATASA (0,065; 0,072; 0,064; 0,058) foram, em geral, superiores aos valores da QCATTSa (0,043; 0,054; 0,038; 0,029) em ambos os lados (LNA, LA) dos dois grupos (GA, GI), respectivamente.

TABELA 5

Estatísticas descritivas (médias e desvios padrão) das variáveis relativas à quantidade de co-ativação

Variável	Grupo assintomático (n=10)		Grupo impacto (n=10)	
	LNA (n=10)	LA (n=10)	LNA (n=10)	LA (n=10)
QCATASA	0,065 ± 0,017	0,072 ± 0,019	0,064 ± 0,033	0,058 ± 0,037
QCATTSA	0,043 ± 0,015	0,054 ± 0,022	0,038 ± 0,016	0,029 ± 0,018

LNA: lado não acometido; LA: lado acometido ou pareado como acometido; QCATASA: quantidade de co-ativação entre o par de músculos trapézio ascendente/serrátil anterior; QCATTSA: quantidade de co-ativação entre o par de músculos trapézio transversal/serrátil anterior

Os coeficientes de variação da quantidade de co-ativação também foram elevados: entre 26,15% e 63,79% para a QCATASA e entre 34,88 e 62,07% para a QCATTSA. As duas variáveis de quantidade de co-ativação apresentaram os maiores valores de coeficiente de variação no lado acometido do GI. Entretanto, semelhante às variáveis de quantidade de ativação, para a QCATASA e a QCATTSA também foram observados menores valores de coeficientes de variação intra-sujeitos. Considerando o lado acometido do GI, o qual apresentou os maiores valores de coeficiente de variação inter-sujeitos para as variáveis de co-ativação, foi observado, em média, um coeficiente de variação intra-sujeito de 17,45% para a QCATASA e de 13,55% para a QCATTSA.

Como ilustrado no GRAF. 2, as médias da quantidade de co-ativação foram inferiores a 10% dos valores utilizado para a normalização (CIVM).

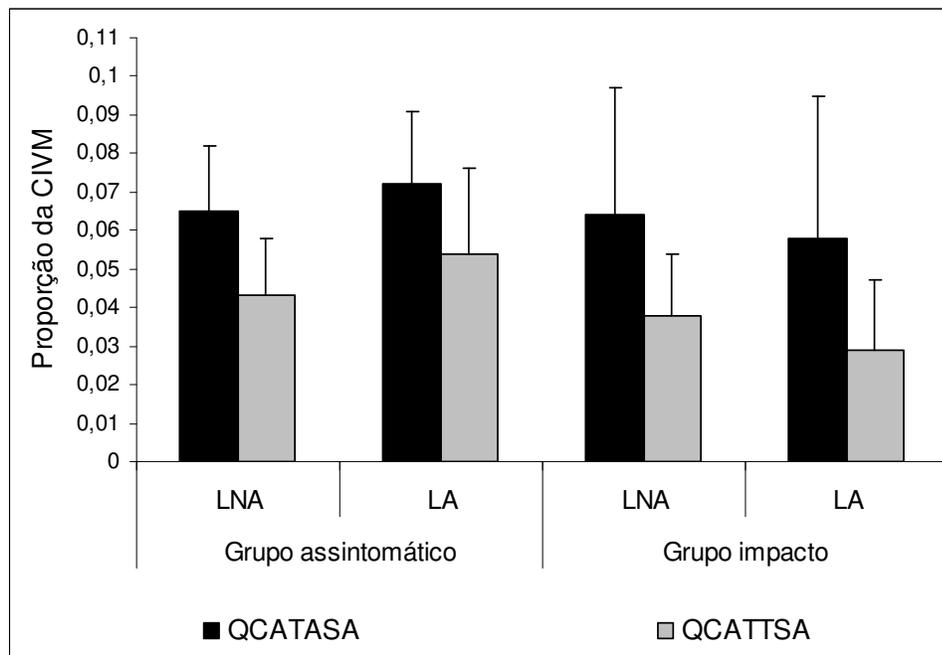


GRÁFICO 2 – Médias e desvios padrão da quantidade de co-ativação dos pares musculares

CIVM: contração isométrica voluntária máxima; LNA: lado não acometido; LA: lado acometido ou pareado como acometido; QCATASA: quantidade de co-ativação entre o par de músculos trapézio ascendente/serrátil anterior; QATTSA: quantidade de co-ativação entre o par de músculos trapézio transverso/serrátil anterior

Os resultados da ANOVA mista (valores de F e p), assim como o intervalo de confiança de 95% para todas as variáveis de quantidade de co-ativação estão apresentados na TAB. 6. Como pode ser observado, apenas a variável relativa à quantidade de co-ativação entre o par de músculos trapézio transverso/serrátil anterior apresentou diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p=0,02$), sem diferença entre os lados ($p=0,83$) e sem efeitos de interação lado*grupo ($p=0,07$), indicando que o GI apresentou uma quantidade de co-ativação inferior ao GA, independente do lado considerado (LNA ou LA).

TABELA 6

Resultados do teste estatístico ANOVA mista (valores de F , p e intervalo de confiança de 95%) para as variáveis de quantidade de co-ativação

	Diferença entre lados			Diferença entre grupos			Lado*grupo	
	F	p	IC	F	p	IC	F	p
QCATASA	0,24	0,63	-2,476–3,999	3,53	0,08	-10,412–0,581	2,02	0,17
QCATTSA	0,05	0,83	-0,010–0,012	6,81	0,02*	0,003–0,029	3,85	0,07

IC: intervalo de confiança de 95% da diferença; QCATASA: quantidade de co-ativação entre o par de músculos trapézio ascendente/serrátil anterior; QCATTSA: quantidade de co-ativação entre o par de músculos trapézio transversal/serrátil anterior

* Diferença estatisticamente significativa ao nível de significância de 5%

A partir dos resultados encontrados para a variável QCATTSA, foi realizada análise do seu comportamento durante seis subfases do movimento completo de retorno da elevação dos MMSS: subfase 1, do início do retorno até 150°; subfase 2, de 150° até 120°; subfase 3, de 120° até 90°; subfase 4, de 90° até 60°; subfase 5, de 60° até 30°; e subfase 6, de 30° até o término do retorno.

Como pode ser observado na TAB. 7 e no GRAF. 3, houve uma tendência de diminuição das médias da QCATTSA da subfase 1 à subfase 6 em ambos os lados (LNA e LA) dos dois grupos (GA e GI).

TABELA 7

Estatísticas descritivas (médias e desvios padrão) da quantidade de co-ativação entre o par de músculos trapézio transverso/serrátil anterior nas subfases

	Grupo assintomático (n=10)		Grupo impacto (n=10)	
	LNA (n=10)	LA (n=10)	LNA (n=10)	LA (n=10)
Subfase 1	0,069 ± 0,030	0,078 ± 0,034	0,067 ± 0,029	0,055 ± 0,052
Subfase 2	0,064 ± 0,030	0,072 ± 0,034	0,051 ± 0,023	0,040 ± 0,030
Subfase 3	0,051 ± 0,027	0,068 ± 0,032	0,048 ± 0,025	0,034 ± 0,028
Subfase 4	0,043 ± 0,021	0,057 ± 0,025	0,039 ± 0,019	0,028 ± 0,019
Subfase 5	0,029 ± 0,009	0,042 ± 0,018	0,025 ± 0,012	0,019 ± 0,012
Subfase 6	0,018 ± 0,007	0,027 ± 0,015	0,016 ± 0,005	0,013 ± 0,005

LNA: lado não acometido; LA: lado acometido ou pareado como acometido

ANOVA revelou diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($F=4,78$; $p=0,04$) e entre as subfases ($7,68 < F < 50,62$; $0,001 < p < 0,013$), exceto entre a subfase dois e três ($F=3,91$; $p=0,06$) (Graf. 2). Entretanto, não houve interação significativa entre grupo*subfases ($0,28 < F < 3,72$; $0,07 < p < 0,60$), lado*subfases ($0 < F < 0,35$; $0,45 < p < 0,95$) e grupo*lado*subfases ($0,03 < F < 3,86$; $0,07 < p < 0,86$). Dessa forma, em concordância com os resultados anteriores, o GI apresentou valores de QCATTSA menores que o GA do início ao término do movimento (da subfase 1 à subfase 6), independente do lado (LNA e LA), sendo que a diminuição da co-ativação desse par de músculos ocorreu de forma similar em ambos os grupos (GA e GI) e lados, com diferença estatisticamente significativa entre todas as subfases, exceto entre as subfases de 150° a 120° (F2) e de 120° a 90° (F3) (GRAF. 3).

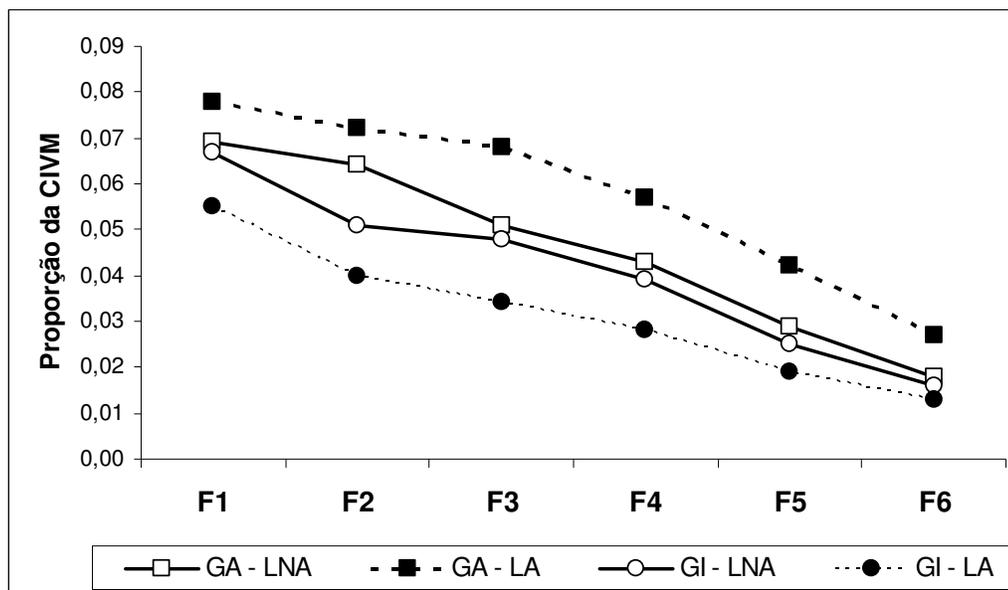


GRÁFICO 3 – Comportamento da quantidade de co-ativação do par de músculos trapézio transversal/serrátil anterior em diferentes subfases do movimento

CIVM: contração isométrica voluntária máxima; GA: grupo assintomático; GI: grupo com síndrome do impacto; LNA: lado não acometido; LA: lado acometido ou pareado como acometido; F1: subfase 1; F2: subfase 2; F3: subfase 3; F4: subfase 4; F5: subfase 5; F6: subfase 6

Para uma melhor caracterização do comportamento do QCATTSA, os GRAF. 4 e 5 apresentam a média da atividade eletromiográfica normalizada dos músculos trapézio transversal e serrátil anterior, bem como da quantidade de co-ativação entre esse par de músculos, ao longo do movimento de retorno da elevação, em um dos indivíduos do GA (GRAF. 4) e em um dos indivíduos do GI (GRAF.5). Como pode ser observado, a QCATTSA (representada na cor verde como a área comum entre a QATT e QASA) foi menor no gráfico do indivíduo do GI quando comparada a área do gráfico do indivíduo do GA.

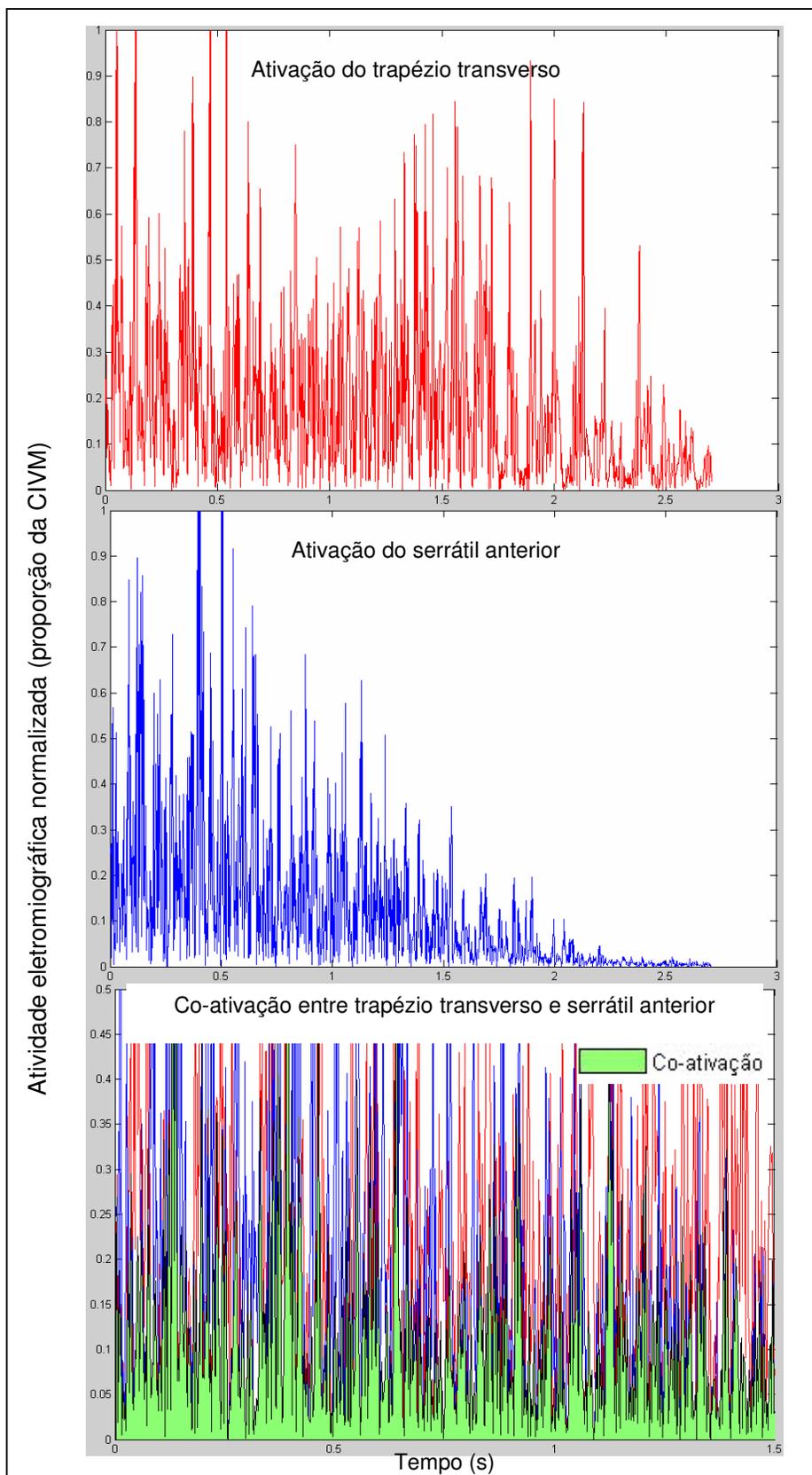


GRÁFICO 4 – Quantidade de ativação e de co-ativação dos músculos trapézio transverso e serrátil anterior – indivíduo do grupo assintomático

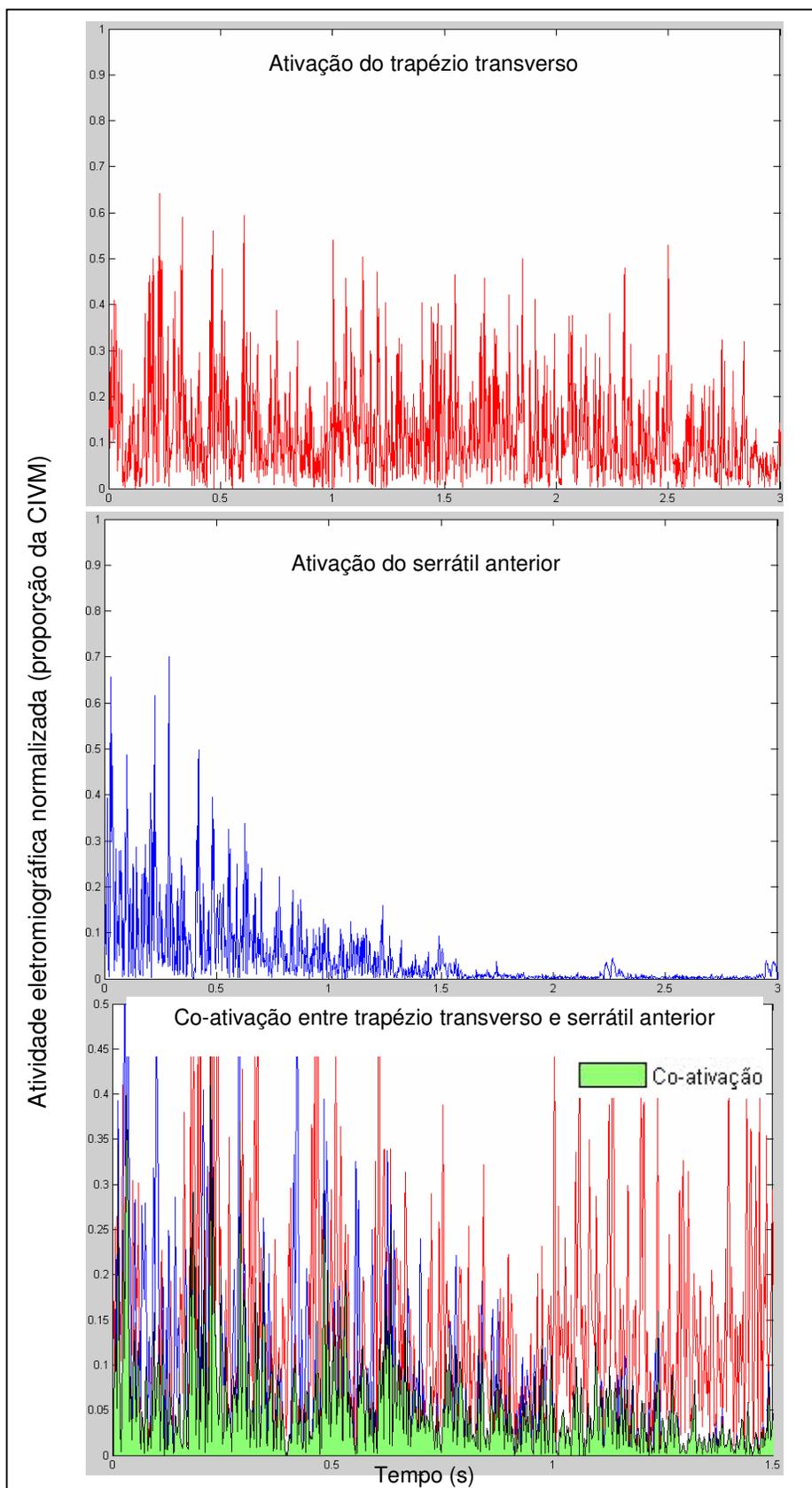


GRÁFICO 5 – Quantidade de ativação e de co-ativação dos músculos trapézio transverso e serrátil anterior – indivíduo do grupo impacto

CAPÍTULO 4

DISCUSSÃO

Este estudo comparou a atividade eletromiográfica dos músculos estabilizadores da escápula durante o movimento de retorno da elevação dos MMSS no plano escapular, utilizando-se dos parâmetros quantidade de ativação muscular normalizada pela CIVM (músculos trapézio ascendente, transverso, descendente e serrátil anterior) e quantidade de co-ativação de pares musculares (músculos trapézio ascendente/serrátil anterior e trapézio transverso/serrátil anterior), entre indivíduos com SI unilateral grau I ou II e indivíduos assintomáticos.

Os resultados encontrados para a quantidade de ativação de todos os músculos analisados demonstraram que tanto o lado acometido quanto o lado não acometido dos indivíduos com SI apresentaram quantidades similares de ativação quando comparados a ambos os lados dos indivíduos assintomáticos durante o movimento de retorno da elevação dos MMSS. O mesmo foi observado para a quantidade de co-ativação do par de músculos trapézio ascendente/serrátil anterior.

A única variável que apresentou diferença estatisticamente significativa entre os grupos, independente do lado analisado, foi a quantidade de co-ativação do par de músculos trapézio transverso/serrátil anterior ($p=0,02$). Segundo os resultados encontrados, tanto o lado acometido quanto o lado não acometido dos indivíduos com SI apresentaram quantidade de co-ativação significativamente menor desse par

de músculos quando comparados a ambos os lados dos indivíduos assintomáticos. Na análise do comportamento dessa variável durante seis subfases do movimento completo de retorno da elevação dos MMSS, os indivíduos com SI apresentaram valores significativamente menores apenas quando as subfases foram agrupadas. Dessa forma, a co-ativação significativamente menor desse par de músculos no GI foi observada durante todo o retorno, como havia sido observado na análise do movimento completo, sem diferenças entre os lados. Além disso, para ambos os lados dos dois grupos a quantidade de co-ativação entre o par de músculos trapézio transverso/serrátil anterior apresentou diminuição significativa entre as subfases do início do retorno ao término, exceto entre as subfases de 150º a 120º e de 120º a 90º.

Na literatura pesquisada, não foram encontrados estudos sobre a atividade eletromiográfica dos músculos estabilizadores da escápula durante o movimento de retorno da elevação. Apesar de ser ressaltada a importância de se investigar esse movimento, considerando as particularidades cinemáticas e cinéticas do mesmo^{32,33,34}, a frequência com que é utilizado nas diversas atividades (básicas, ocupacionais e atléticas)^{2,3,4,5,6}, e, especificamente, as alterações e disfunções descritas a partir de observações clínicas em indivíduos com SI^{32,34,39}, foi encontrado apenas um estudo que investigou o movimento de retorno da elevação dos MMSS com o objetivo de comparar a cinemática escapular entre indivíduos com e sem SI³².

Esta escassez de estudos também é observada quando se considera o movimento de elevação dos MMSS. Segundo uma revisão de literatura realizada por Ludwig (2005)⁴⁰, indivíduos com SI apresentam alterações significativas da cinemática

escapular durante o movimento de elevação dos MMSS no plano da escápula. Os achados mais consistentes são com relação à rotação superior, rotação externa e, principalmente, inclinação posterior da escápula^{20,26,40}, que apresentam-se significativamente menores nos indivíduos com SI. Apesar dos importantes achados reportados pelos estudos que investigaram a cinemática escapular nesses indivíduos^{20,26,34,40,72}, e da íntima relação entre a cinemática e a atividade muscular, foram encontrados apenas dois estudos que compararam a quantidade de ativação dos músculos estabilizadores da escápula entre indivíduos com e sem SI^{26,43}.

A mesma carência de relatos também foi observada com relação à quantificação da co-ativação de pares musculares com ação sinérgica, principalmente entre os músculos estabilizadores da escápula. A maior parte dos estudos encontrados aplicaram o conceito de co-ativação para avaliar a atividade simultânea de músculos agonistas e antagonistas^{65,69,70,73,74,75,76,77}, relacionando-a à qualidade da coordenação motora^{29,75}, ao estágio do aprendizado motor^{27,28,76}, ao grau de estabilidade articular dinâmica^{70,73}, à acurácia do movimento^{76,77,77}, à ineficiência da função muscular⁶⁹, ao gasto energético durante o movimento^{69,75}, dentre outros. Entretanto, não foram encontrados estudos que utilizassem a quantificação da co-ativação para analisar a ação sinérgica de pares de músculos, apesar da atividade muscular durante os movimentos dinâmicos não ser isolada¹⁷ e da sinergia entre os músculos ser essencial para a coordenação^{28,60}. A avaliação da sinergia muscular dos pares de músculos estabilizadores da escápula é ainda mais importante quando se considera que alterações mínimas da sua coordenação estão associadas a funções anormais e compensatórias no complexo do ombro, assim como a diversas disfunções relacionadas ao mesmo^{8,11,14,23,26}. Esta escassez de estudos dificulta as

comparações dos presentes resultados com achados anteriores, mas não impede a discussão dos mesmos.

4.1 Quantificação da ativação eletromiográfica

Considerando os dados descritivos deste estudo, observou-se que foram encontrados valores baixos de quantidade de atividade eletromiográfica. As maiores médias da quantidade de ativação durante o movimento completo de retorno da elevação, normalizado pela CIVM, foram de 0,21 para o músculo trapézio ascendente, de 0,12 para o trapézio transverso, de 0,20 para o trapézio descendente e de 0,26 para o músculo serrátil anterior. Segundo a operacionalização dessas variáveis (em proporção da quantidade de ativação durante a CIVM), os valores mínimos e máximos que as mesmas poderiam assumir seriam de 0 a 1, respectivamente. Mas, a quantidade de ativação dos músculos avaliados foi, em média, inferior a 50% desse valor máximo e de co-ativação foram inferior a 10%, o que sugere que a musculatura analisada apresentou uma pequena quantidade de ativação e de co-ativação durante o movimento de retorno da elevação dos MMSS.

Uma das justificativas que podem ser apontadas para esses resultados é o método utilizado para normalizar o sinal eletromiográfico. A normalização pela CIVM fornece os menores valores para a quantidade de ativação quando comparado a outros métodos, como o valor de pico ou da média do sinal eletromiográfico^{59,64}. Apesar

disso, o método de normalização pela CIVM apresenta maior confiabilidade e reprodutibilidade dos dados⁶⁴, e, portanto, é o mais recomendado e utilizado para esse procedimento^{59,64}.

Uma outra justificativa está relacionada às características do movimento realizado, classificado como ativo livre, sem sobrecarga adicional àquela exercida pelos segmentos corporais e, portanto, com uma menor necessidade de ativação muscular quando comparado aos movimentos ativos livres com sobrecarga externa adicional⁷⁸. Além disso, o movimento de retorno da elevação é auxiliado pela ação da gravidade, e, portanto, apresenta uma sobrecarga que é ainda menor quando comparado ao de elevação, em que a gravidade oferece uma resistência ao movimento, pois a sua ação nos segmentos corporais é contrária à direção do mesmo^{16,17}.

A última justificativa a ser apontada, e talvez a mais importante por ser pouco considerada nos estudos, apresenta íntima relação com a anterior: é o tipo de contração predominante durante o movimento de retorno, contração muscular excêntrica. Nesse tipo de contração, a quantidade de energia despendida pelo trabalho muscular é sempre menor do que na contração concêntrica, pois a maior parte deste trabalho está relacionado à “quebra” de pontes cruzadas já existentes entre os filamentos de actina e miosina e não à formação de novas pontes⁵⁹. Além disso, parte da tensão gerada durante a contração excêntrica é desenvolvida pelo tecido conjuntivo muscular¹⁶. Por esses motivos, os registros eletromiográficos de uma contração excêntrica sempre apresentam uma amplitude bem menor do que os registros da contração concêntrica, dada a mesma quantidade de sobrecarga sobre

a qual é exercida a ação muscular⁵⁹, e isso é reforçado pelos resultados significativamente menores da quantificação do sinal eletromiográfico da contração excêntrica quando comparada à concêntrica^{79,80}.

A comparação dos resultados descritivos do presente estudo com os de investigações anteriores sobre a quantidade de atividade eletromiográfica durante a elevação dos MMSS mostra uma similaridade e coerência entre os mesmos^{26,81}, apesar das importantes diferenças existentes, como o método utilizado para normalização⁸¹, as características do movimento e o tipo de contração predominante durante o mesmo^{26,70,81}.

Ludewig, Cook e Nawoczenski (1996)⁸¹ investigaram a quantidade de ativação dos músculos trapézio ascendente e descendente e serrátil anterior, normalizado pelo valor de pico eletromiográfico, nas posições de 0º, 90º e 140º de elevação umeral no plano escapular sem carga, e encontraram valores médios máximos de 0,34 para o músculo trapézio ascendente, de 0,23 para o músculo trapézio descendente e de 0,40 para o músculo serrátil anterior. Como pode ser observado, esses valores também foram inferiores a 50% do máximo que poderiam assumir⁸¹, assim como ocorreu no presente estudo, apesar do método de normalização utilizado para o sinal eletromiográfico ter sido o valor de pico, do movimento ter a gravidade como resistência e do tipo de ação muscular predominante ter sido a concêntrica⁸¹.

Em uma outra investigação sobre a quantidade de ativação do músculo trapézio ascendente, normalizado pela CIVM, durante a elevação dos MMSS no plano escapular, em diferentes condições de sobrecarga (sem carga externa, com carga

de 2,3 kg e com carga de 6,4 kg), foi encontrada uma média máxima de ativação de 0,24 para a elevação sem carga, de 0,41 para a elevação com carga de 2,3 kg e de 0,66 para a elevação com carga de 6,4 kg²⁶. Observando esses resultados, percebe-se que a presença da carga exigiu um aumento da quantidade de ativação muscular e que, na elevação sem carga, a média máxima encontrada também foi inferior a 50% do valor máximo que poderia ser obtido, como ocorreu no presente estudo.

4.2 Quantificação da co-ativação eletromiográfica

Com relação aos resultados descritivos sobre a quantidade de co-ativação dos pares de músculos trapézio ascendente/serrátil anterior e trapézio transversal/serrátil anterior, não foram possíveis comparações específicas devido à escassez de informações. Entretanto, considerando as investigações sobre a co-ativação de outros pares musculares de diferentes articulações em indivíduos sem alterações neurológicas, observa-se uma similaridade com os presentes resultados em relação aos pequenos valores de co-ativação^{70,74}. Em um estudo sobre a quantidade de co-ativação dos músculos vasto lateral e bíceps femoral durante a marcha de indivíduos com lesão do ligamento cruzado anterior da articulação do joelho, os valores médios encontrados foram de 0,028 e 0,042 aproximadamente, também inferiores a 10% do máximo que poderiam obter⁷⁰.

Ao se comparar a quantidade de co-ativação dos pares de músculos com a quantidade de ativação dos músculos isolados observa-se que os valores da

primeira foram inferiores aos da segunda. Isso pode ser justificado pela forma como a quantidade de co-ativação foi operacionalizada: cálculo da área comum entre as curvas de proporções das atividades eletromiográficas dos pares de músculos analisados em relação aos seus valores de CIVM, determinada pelo valor mínimo de ativação obtido ao comparar a quantidade de ativação entre cada um dos músculos de interesse⁶⁵.

4.3 Variabilidade das medidas de quantificação eletromiográfica

Uma outra importante questão a ser discutida sobre os presentes resultados é o elevado coeficiente de variação inter-sujeitos para todas as variáveis investigadas. O coeficiente de variação é uma medida da instabilidade relativa e seu cálculo é baseado na relação entre o desvio padrão e a média da variável, podendo ser igual a 0% (quando não há variação entre as observações), igual a 100% (quando o desvio padrão da medida for tão alto quanto a mesma) ou até mesmo superior a 100%. Nos casos em que o coeficiente de variação são próximos de ou maiores que 100% trata-se de uma medida muito instável⁸².

A instabilidade observada nas variáveis deste estudo parece ser uma característica inerente às medidas de quantificação eletromiográfica, tanto da ativação^{73,74,81} quanto da co-ativação⁷⁴, principalmente quando se utiliza o método da CIVM para normalização⁶⁴ e se analisa a atividade muscular durante contrações excêntricas⁷⁹. Talvez essa seja uma justificativa para o fato de alguns estudos apresentarem como

resultados descritivos a média e o erro padrão^{43,69,70} ao invés do desvio padrão, ou, até mesmo, reportarem apenas a média⁶⁵.

Knutson *et al.* (1994)⁶⁴, ao compararem diferentes procedimentos de normalização para a atividade do músculo gastrocnêmico durante o movimento dos membros inferiores sobre uma tábua de equilíbrio, em indivíduos jovens com e sem lesão no ligamento cruzado anterior da articulação do joelho, encontraram coeficientes de variação inter-sujeitos entre 74,3% e 91,3% para o método da CIVM, entre 41,9% e 47,6% para o do valor de pico e de 37,2% e 38,2% para o de determinação da média. Neste mesmo estudo, os coeficientes de variação intra-sujeitos foram entre 38,1% e 41,8% para o método da CIVM, entre 23,8% e 31,3% para o do valor de pico e entre 26,5% e 29,8% para o de determinação da média. Apesar desses resultados, Knutson *et al.* (1994)⁶⁴ concluíram que a CIVM apresentava vantagens em relação aos outros métodos, pois as medidas relacionadas à reprodutibilidade dos dados, como o coeficiente de correlação intra-classe e a razão de variância, foram estatisticamente melhores para a CIVM.

As variáveis de quantidade de ativação muscular já foram reportadas com elevados valores de coeficiente de variação inter-sujeitos^{73,81}, inclusive aquelas relacionadas aos músculos estabilizadores da escápula, como no estudo de Ludewig, Cook e Nawoczenski (1996)⁸¹, cujos coeficientes de variação inter-sujeitos estavam entre 35% e 125%⁸¹. O mesmo foi observado em estudos que avaliaram a quantidade de co-ativação, como o de Klein, Rice e Marsh (2001)⁷⁴, que encontraram coeficientes de variação inter-sujeitos entre 36,4% e 91,6% para a quantidade de co-ativação dos músculos flexores e extensores do cotovelo em indivíduos jovens e idosos.

Dessa forma, os coeficientes de variações encontrados para as variáveis do presente estudo, tanto inter quanto intra-sujeitos, foram similares aos reportados anteriormente. Os menores valores do coeficiente de variação intra-sujeitos ilustra uma diferença pequena das medidas de quantidade de ativação e de co-ativação entre cada uma das repetições do movimento de retorno da elevação dos MMSS desempenhada por cada indivíduo.

4.4 Co-ativação entre o trapézio transverso e o serrátil anterior durante o movimento completo

Dentre os resultados do presente estudo sobre a comparação da quantidade de ativação e de co-ativação entre indivíduos com e sem SI durante o movimento de retorno, apenas a variável co-ativação entre o par de músculos trapézio transverso/serrátil anterior apresentou diferença estatisticamente significativa entre os grupos, independente do lado considerado. Esse achado permite concluir que, apesar de a quantidade de ativação isolada dos músculos trapézio transverso e serrátil anterior não ter se diferenciado entre os grupos, a análise da ação sinérgica pela co-ativação eletromiográfica desse par de músculo apresentou-se significativamente menor nos indivíduos com SI, mesmo com a grande variabilidade inter-sujeitos apresentada pelos dados eletromiográficos. Ao interpretar esses resultados, deve-se considerar que, em condições funcionais, como no movimento de elevação e de retorno dos MMSS, os músculos não se contraem isoladamente¹⁷, mas, sim, em combinações sinérgicas, de forma estrategicamente eficiente para

tornar possível a coordenação do movimento funcional humano^{27,28,29}. Além disso, o aumento da sincronização das unidades motoras é fundamental para o desempenho dos músculos e a coordenação de grupos musculares em atividades afins promove o sinergismo muscular, gerando ganho de habilidade e destreza³⁰. Dessa forma, as conclusões sobre as ações musculares isoladas tornam-se limitadas e podem não refletir características clínicas e funcionalmente relevantes.

Ludewig e Cook (2000)²⁶ avaliaram, simultaneamente, a cinemática escapular e a quantidade de ativação dos músculos trapézio ascendente e descendente e serrátil anterior durante o movimento de elevação dos MMSS no plano escapular, e compararam essas variáveis entre indivíduos com e sem SI. Os resultados apresentados quanto à atividade eletromiográfica basearam-se, portanto, na quantidade de ativação isolada de cada músculo e isso limitou as conclusões estabelecidas, principalmente se considerarmos que as diferenças reportadas na atividade muscular não acompanharam aquelas da cinemática e, também, não foram similares nas condições investigadas (subfases de 31° a 60°, de 61° a 90° e de 91° a 120°; e movimento sem sobrecarga externa, com sobrecarga de 2,3 kg e de 4,6 kg)²⁶.

A rotação superior da escápula, uma das alterações cinemáticas encontradas no estudo de Ludewig e Cook (2000)²⁶, é principalmente realizada pelo par de músculos trapézio ascendente/serrátil anterior^{1,8,11}. Portanto, a melhor forma de estabelecer conclusões sobre o impacto da quantidade de ativação muscular nesse movimento seria pela análise da co-ativação desse par de músculos. Além disso, uma maior quantidade de ativação de um músculo como o trapézio ascendente, que apresenta

componentes de forças capazes de realizar diferentes movimentos, como elevação, rotação superior e retração da escápula²⁵, não deve ser interpretada considerando apenas um dos movimentos em que o mesmo pode agir. O mesmo se aplica para os outros músculos relacionados à estabilização escapular.

Portanto, a análise da quantidade de atividade eletromiográfica isolada pode não fornecer os mesmos resultados quando se considera a ação sinérgica dos músculos, como ocorreu no presente estudo. No caso dos músculos trapézio transverso e serrátil anterior, dentre as funções por eles desempenhadas, encontram-se, respectivamente, a manutenção da borda medial e do ângulo inferior da escápula junto ao gradil costal durante o movimento de elevação e de retorno dos MMSS. Durante a elevação, a fossa glenóide desloca-se anterior e superiormente, enquanto a borda medial e o ângulo inferior da escápula deslocam-se posteriormente, por um movimento escapular em torno de um eixo vertical e de um eixo horizontal, respectivamente, ao nível da articulação acromioclavicular¹. No retorno da elevação ocorre o oposto, mas, em ambos os casos, esses deslocamentos escapulares acontecem para o ajuste completo da sua posição com a curvatura do gradil costal¹.

Se a abdução e a elevação da escápula ocorressem como movimentos isolados, a mesma se deslocaria diretamente, sem obedecer os contornos do gradil costal, gerando uma lateralização da fossa glenóide e, conseqüentemente, a perda de funções escapulares extremamente importantes e essenciais durante o ritmo escapuloumeral¹³. Dessa forma, a ausência de coordenação entre os músculos responsáveis por esses movimentos pode gerar uma cinemática anormal da

escápula no sentido de desacoplamento da sua borda medial e do seu ângulo inferior em relação ao gradil costal e, conseqüentemente, a perda dessas funções.

Nesse sentido, a análise da ativação simultânea (co-ativação) desses dois músculos está relacionada à capacidade dos mesmos de desempenhar a função de manutenção da escápula à curvatura do gradil costal. A avaliação da cinemática escapular não foi realizada neste estudo, o que impede a afirmação de que uma menor quantidade de co-ativação desse par de músculos estaria associada a um maior desacoplamento da escápula em relação ao gradil costal. Entretanto, no único estudo encontrado que investigou a cinemática escapular durante o retorno da elevação dos MMSS em indivíduos com e sem SI foi relatada diferença significativa entre os grupos apenas para a rotação interna da escápula (definido como o movimento de abdução escapular associado ao deslocamento posterior da borda medial da escápula segundo o contorno do gradil costal): os indivíduos com SI apresentaram uma rotação interna significativamente maior no posicionamento umeral de 120^o²⁵.

Esse resultado é congruente com os do presente estudo que encontrou como diferença entre os grupos apenas a quantidade de co-ativação do par de músculos trapézio transversal/serrátil anterior, cuja função é a manutenção da escápula junto ao gradil costal durante o seu movimento de rotação interna e de inclinação anterior. Esses resultados também são congruentes com as observações clínicas que apontam como alteração mais comum nos indivíduos com SI a perda de contato entre o ângulo inferior e/ou borda medial da escápula e o tórax durante o movimento de retorno da elevação dos MMSS^{34,39}.

4.5 Co-ativação entre o trapézio transverso e o serrátil anterior nas diferentes subfases do movimento

Ao analisar o comportamento da co-ativação do par de músculos trapézio transverso/serrátil anterior durante as subfases do movimento, os indivíduos com SI apresentaram valores significativamente menores apenas quando as subfases foram agrupadas. Dessa forma, a co-ativação significativamente menor desse par de músculos no GI foi observada durante todo o retorno, como havia sido observado na análise do movimento completo.

Esse resultado se diferencia daqueles reportados pelo estudo que comparou a cinemática escapular entre indivíduos com e sem SI durante o retorno da elevação, cuja alteração na cinemática escapular de rotação interna foi apenas na angulação umeral de 120° ³². As peculiaridades das características da amostra pode ser uma justificativa para isso. No presente estudo, a idade média dos indivíduos com SI foi de 28,60 anos (entre 20 e 38), com tempo médio de sintomas de 2,8 meses (entre um e seis), enquanto que no estudo que investigou a cinemática escapular a idade média foi de 39,7 anos (entre 25 e 68) e o tempo médio de sintomas foi de 18,1 anos (2 a 43,5)³². É possível que alguns indivíduos apresentassem SI grau III, caracterizado por alterações ósseas e rupturas musculares^{23,51}, casos excluídos do presente estudo.

4.6 Comparação entre lados

Outro resultado importante a ser discutido é que a diferença entre os grupos ocorreu independentemente do lado avaliado, ou seja, tanto o LA quanto o LNA dos indivíduos com SI apresentaram quantidade de co-ativação significativamente menor do par de músculos trapézio transverso/serrátil anterior quando comparados a ambos os lados dos indivíduos assintomáticos. Resultados semelhantes a este de similaridades entre o LA e o LNA foram reportados por outros estudos^{22,42}.

Hébert *et al.* (2002)⁴², ao compararem a cinemática escapular bilateral durante os movimentos de flexão e abdução do ombro entre indivíduos assintomáticos e com SI unilateral, com 76% destes tendo o lado dominante como acometido, encontraram uma inclinação anterior da escápula significativamente maior no grupo com SI, independente do lado analisado. Dessa forma, os autores concluíram que os indivíduos com SI utilizam estratégias neuromusculares inapropriadas, afetando ambos os ombros, e ressaltaram a possibilidade de a cinemática escapular anormal preceder os sinais clínicos e sintomas da SI⁴².

Wadsworth e Bullock-Saxton (1997)²² compararam o padrão de recrutamento e a latência de ativação muscular do trapézio ascendente e descendente e do serrátil anterior durante elevação bilateral dos MMSS realizada por atletas nadadores sem lesão muscular nos últimos três anos e atletas com SI unilateral, 33% destes com lesão no lado dominante. O valor de latência encontrado para o músculo serrátil anterior foi significativamente maior nos indivíduos com SI, independente do lado

considerado. Essa similaridade da alteração da função muscular de ambos os lados dos indivíduos com SI unilateral foi ressaltada pelos autores, que apontaram para a necessidade de se preocupar com as alterações bilaterais e considerá-las como preditoras de lesão²². Isso se torna ainda mais relevante se considerado que os indivíduos avaliados eram atletas nadadores e, portanto, com uma rotina de grande sobrecarga bilateral no complexo do ombro.

Apesar do presente estudo ter sido do tipo transversal, é possível inferir que a alteração da quantidade de co-ativação entre o par de músculos trapézio transverso/serrátil anterior, assim como as alterações apresentadas pelos dois estudos anteriormente citados^{22,42}, sejam fatores que precedem os sinais clínicos e sintomas da SI⁴², principalmente se considerado que os presentes resultados foram observados em uma amostra de indivíduos com um tempo médio de sintomas relativamente baixo ($2,80 \pm 1,55$ meses) e que 90% deles apresentavam o lado dominante como o lado acometido. Provavelmente, se esses indivíduos exigissem do membro superior não dominante o que possivelmente exigiram do dominante, ambos os lados poderiam estar afetados. Entretanto, isso são apenas inferências, pois o desenho metodológico do presente estudo assim como os seus desfechos são limitados para endossá-las ou refutá-las.

O tempo médio de sintomas dos indivíduos com SI que participaram deste estudo também pode justificar a ausência de diferença entre os grupos em relação à outra variável de co-ativação (entre o par de músculos trapézio ascendente/serrátil anterior). Entretanto, considerando a escassez de estudos sobre o movimento de retorno da elevação, principalmente nos indivíduos com SI, o estabelecimento de

conclusões sobre as alterações cinemáticas e musculares ao longo da evolução da doença tornam-se limitadas.

4.7 Considerações finais

O estudo, a avaliação e a abordagem das diferentes características das variáveis relacionadas à coordenação dos músculos estabilizadores da escápula, principalmente a co-ativação do par de músculos trapézio transverso/serrátil anterior durante o movimento funcional humano, como o retorno da elevação dos MMSS, parecem ser aspectos essenciais para se detectar alterações precoces em indivíduos que apresentam disfunções no complexo articular do ombro, particularmente com SI unilateral grau I ou II. Além disso, as alterações observadas no grupo muscular do manguito rotador, muitas vezes o foco de investigações e de abordagens clínicas em indivíduos com queixas no complexo do ombro^{41,83,84}, podem, na verdade, estar associadas a alterações na musculatura escapular, uma vez que todos os músculos do manguito rotador apresentam inserções escapulares, o que ressalta ainda mais a importância da avaliação da musculatura escapulotorácica⁴¹.

Os comprometimentos na cinemática e na coordenação dos músculos estabilizadores da escápula podem ser originados por diferentes condições, como alteração da relação capacidade-demanda, fadiga muscular, mudanças posturais, instabilidade articular, fraqueza e desequilíbrio muscular, diminuição da mobilidade e

rigidez articular^{14,15,85}, que podem desencadear alterações do comportamento motor e, como consequência, estarem associadas aos fatores etiológicos da SI no ombro. Independente das alterações apresentadas pelos músculos estabilizadores da escápula serem causa ou consequência da SI graus I e II, a adequada coordenação muscular deve ser restabelecida durante os movimentos funcionais que envolvem o retorno da elevação dos MMSS. Para isso, a avaliação e a análise desse movimento devem ser realizadas, particularmente da quantidade de co-ativação entre o par de músculos trapézio transverso/serrátil anterior durante o mesmo, que, no presente estudo, apresentou-se significativamente menor nos indivíduos com SI graus I e II, independente do lado considerado.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo demonstraram que a quantidade de ativação dos músculos trapézio ascendente, transverso, descendente e serrátil anterior, assim como a co-ativação do par de músculos trapézio ascendente/serrátil anterior, foram similares durante o retorno da elevação dos MMSS realizado por indivíduos com e sem SI unilateral grau I ou II, independente do lado considerado ser ou não correspondente ao ombro acometido. Apesar da grande variabilidade inter-sujeitos nas medidas eletromiográficas, a quantidade de co-ativação do par de músculos trapézio transverso/serrátil anterior apresentou-se significativamente menor nos indivíduos com SI unilateral grau I ou II quando comparados a indivíduos assintomáticos, independente do lado considerado. A partir desses resultados e baseado na ação sinérgica dos músculos durante os movimentos funcionais e da sua importância no comportamento motor humano, principalmente para a promoção de habilidade e destreza, a avaliação da atividade muscular deve ser realizada considerando os sinergismos estabelecidos, o que pode ser mensurado pela co-ativação de pares musculares, particularmente entre os músculos trapézio transverso/serrátil anterior. Como ambos os ombros desses indivíduos apresentaram quantidade de co-ativação desse par de músculos significativamente menor durante todo o movimento de retorno da elevação dos MMSS, o exame dessa variável parece ser aspecto importante de se considerar, tanto na abordagem desses indivíduos quanto no estudo dos fatores etiológicos e de evolução da SI grau I ou II.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. NORKIN, C.C.; LEVANGIE, P.K. Complexo do ombro. In:_____. **Articulações: Estrutura e Função - Uma abordagem Prática e Abrangente**. Rio de Janeiro: Revinter, 2001. p.204-236.
2. SMITH, L.K.; WEISS, E.L.; DOM LEHMKUHL, L. O complexo do ombro. In:_____. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. São Paulo: Manole, 1997. p.259-306.
3. ROWE, C.R. **The Shoulder**. New York: Churchill Livingstone, 1988.
4. GLOUSMAN, R. Eletromyographic analysis and its role in the athletic shoulder. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v.3, n.288, p.27-34, 1993.
5. KIBLER, W.B. The role of the scapula in athletic shoulder function. **The American Journal of Sports Medicine**, Baltimore, v.26, n.2, p.325-337, 1998.
6. MAGEE, D.J. Shoulder. In:_____. **Orthopedic Physical Assessment**. Philadelphia: W. B. Saunders, 1997. p.175-246.
7. GUCCIONE, A.A. Physical therapy diagnosis and the relationship between impairments and function. **Physical Therapy**, Alexandria, v.71, n.7, p.499-504, 1991.
8. SAHRMANN, S.A. Movement impairment syndromes of the shoulder girdle. In:_____. **Diagnosis and Treatment Impairment Syndromes**. St. Louis Missouri: MOSBY, 2002. p.193-261.
9. HART, D.L.; CARMICHAEL, S.W. Biomechanics of the shoulder. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Alexandria, v.6, n.4, p.229-234, 1985.
10. HALDER, A.M.; ITOI, E.; AN, K. Anatomy and biomechanics of the shoulder. **Orthopedic Clinics of North America**, Philadelphia, v.31, n.2, p.159-176, 2000.
11. KELLEY, M.J.; CLARK, W. A. **Orthopedic Therapy of the Shoulder**. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 1995.

12. EBAUGH, D.D.; McCLURE, P.; KARDUNA, A.R. Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.20, n.7, p.700-709, 2005.
13. HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. Membros superiores. In:_____. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. São Paulo: Maole, 1999. p.146-201.
14. McQUADE, K.J.; SMIDT, G.L. Dynamic scapulohumeral rhythm: The effects of external resistance during elevation of the arm in the scapular plane. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Alexandria, v. 27, n.2, p.125-133, 1998.
15. McQUADE, K.J.; DAWSON, J.; SMIDT, G.L. Scapulothoracic muscle fatigue associated with alterations in scapulohumeral rhythm kinematics during maximum resistive shoulder elevation. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Alexandria, v. 28, n.2, p.74-80, 1998.
16. NORKIN, C.C.; LEVANGIE, P.K. Estrutura e função dos músculos. In:_____. **Articulações: Estrutura e Função - Uma abordagem Prática e Abrangente**. Rio de Janeiro: Revinter, 2001. p.91-122.
17. SMITH, L.K.; WEISS, E.L.; DOM LEHMKUHL, L. Atividade e força musculares. In:_____. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. São Paulo: Manole, 1997. p.147-182.
18. BAGG, S.D.; FORREST, W.J. A biomechanical analysis of scapular rotation during arm abduction in the scapular plan. **America Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, Baltimore, v.67, n.6, p.238-245, 1988.
19. INMAN, V.T.; SAUNDERS, J.B.; ABBOTT, L.C. Observation of the function of the shoulder joint. **Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v.26, n.1, p.1-30, 1944.
20. LUKASIEWICZ, A.C. *et al.* Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Alexandria, v.29, n.10, p.584-586, 1999.
21. BAGG, S.D.; FORREST, W.J. Electromyographic study of the scapular rotators during arm abduction in the scapular plane. **America Journal of Physical Medicine**, Baltimore, v.65, n.3, p.111-124, 1986.

22. WADSWORTH, D.J.; BULLOCK-SAXTON, J.E. Recruitment patterns of the scapular rotator muscle in freestyle swimmers with subacromial impingement. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v.18, n.8, p.618-624, 1997.
23. SCHNEIDER, R.; PRENTICE, W.E. Reabilitação das lesões do ombro. In: PRENTICE, W.E. **Técnicas de Reabilitação em Medicina Esportiva**. Barueri: Manole, 1999. p.309-357.
24. SOCIEDADE BRASILEIRA DE ANATOMIA. **Terminologia Anatômica**. São Paulo: Manole, 2001.
25. KENDAL, F.P.; McCREARY, E.K.; PROVANCE, P.G. Movimentos das articulações. In: _____. **Músculos: Provas e Funções**. São Paulo: Manole, 1995. p.9-26.
26. LUDEWIG, P.M.; COOK, T.M. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 80, n.3, p.276-291, 2000.
27. TULLER, B.; TURVEY, M.T.; FITCH, H.L. The Bernstein perspective: II. The concept of muscle linkage or coordinative structure. In: KELSO, J.A.S. **Human Motor Behavior: An Introduction**. Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates Inc., 1982. p.253-270.
28. TURVEY, M.T.; FITCH, H.L.; TULLER, B. The Bernstein perspective: I. The problems of degree of freedom and context-conditioned variability. In: KELSO, J.A.S. **Human Motor Behavior: An Introduction**. Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates Inc., 1982. p.239-252.
29. TURVEY, M.T. Coordination. **American Psychologist**, Washington, v.45, n.8, p.938-951, 1990.
30. SEMMLER, J.G. Motor unit synchronization and neuromuscular performance. **Exercises and Sports Science Review**, Baltimore, v.30, n.1, p.8-14, 2002.
31. McCLURE, P.W. *et al.* Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, New York, v.10, n.3, p.269-277, 2001.
32. BORSTAD, J.D.; LUDEWIG, P.M. Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.17, n.19, p.650-659, 2002.

33. FU, F.H. Shoulder impingement syndrome: A critical review. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v.8, n.268, p.162-173, 1991.
34. WARNER, J.J.P. *et al.* Scapulothoracic motion in normal shoulders and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome: A study using Moiré topographic analysis. **Clinical Orthopaedics and Related Research, Philadelphia**, v.12, n.285, p.191-199, 1992.
35. BOISSONNAULT, W.G.; JANOS, S.C. Dysfunctions, evaluation, and treatment of the shoulder. In: WOODEN, D. **Orthopaedic Physical Therapy**. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2001. p.144-165.
36. MOTTRAM, S.L. Dynamic stability of the scapula. **Manual Therapy**, Kidlington, v.2, n.3, p.123-131, 1997.
37. SCHMITT, L.; SNYDER-MACKLER, L. Role of scapular stabilizers in etiology and treatment of impingement syndrome. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Alexandria, v.29, n.1, p.31-38, 1999.
38. WILK, K.E.; ARRIGO, C.A.; ANDREWS, J.R. Current concepts: The stabilizing structures of the glenohumeral joint. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Alexandria, v.25, n.6, p.364-379, 1997.
39. BOUBLIK, M.; ILAWKINS, R.J. Clinical examination of the shoulder complex. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Alexandria, v.18, n.1, p.379-385, 1993.
40. LUDEWIG, P.M. Alterations in scapular kinematics in patients with shoulder impingement. In: ISB CONGRESS, XXTH - ASB ANNUAL MEETING, 29TH., Cleveland, **Anais...** Cleveland: Cleveland State University (CSU) 2005. p.975.
41. MORAES, G.F.S.; FARIA, C.D.C.M.; TEIXEIRA-SALMELA, L.F. Recruitment of scapular muscles and isokinetic strength ratios of the shoulder rotator muscles in individuals with and without impingement syndrome. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, New York, 2006 (*In press*).
42. HÉBERT, L.J. *et al.* Scapular behavior in shoulder impingement syndrome. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v.83, n.1, p.60-69, 2002.

43. LIN, J. *et al.* Functional activity characteristics of individuals with shoulder dysfunctions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v.15, n.6, p.576-586, 2005.
44. MENDONÇA JUNIOR, H.P.; ASSUNÇÃO, A.A. Associação entre distúrbios do ombro e trabalho: Breve revisão da literatura. **Revista Brasileira de Epidemiologia**, São Paulo, v.8, n.2, p.167-176, 2005.
45. DOUKAS, W.C.; SPEER, K.P. Anatomy, pathophysiology, and biomechanics of shoulder instability. **Orthopedic Clinics of North America**, Philadelphia, v.32, n.3, p.381-391, 2001.
46. NIELSEN, K.D.; WESTER, J.U.; LORENTSEN, A. The shoulder impingement syndrome: the results of surgical decompression. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, New York, v.3, n.1, p.12-16, 1994.
47. MacDERMID, J.C. *et al.* The impact of rotator cuff pathology on isometric and isokinetic strength, function, and quality of life. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, New York, v.13, n.6, p.593-598, 2004.
48. MINISTÉRIO DA PREVIDENCIA SOCIAL. Estatísticas de Acidente de Trabalho. **Ministério da Previdência Social**, Brasil. Disponível em <<http://www.previdenciasocial.gov.br>>. Acesso em 23 out. 2005.
49. MATSUI, M. The painful shoulder: Is it impingement syndrome? **Journal of the American Academy of Physician Assistants**, New York, v.13, n.10, p.18-32, 2000.
50. BELLING SORENSEN, .K.; JORGENSEN, .Secondary impingement in the shoulder: An improved terminology in impingement. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, Copenhagen, v.10, n.5, p.266-278, 2000.
51. NEER,C.S. Impingement lesions. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v.3, n.173, p.70-77, 1983.
52. WUELKER, N.; PLITZ, W.; ROETMAN, B. Biomechanical data concerning the shoulder impingement syndrome. **Clinical Orthopaedic and Related Research**, Philadelphia, v.6, n.303, p.242-249, 1994.
53. HERTLING,D.; KESSLER,R.M. The shoulder and shoulder girdle. In:_____. **Management of Common Musculoskeletal Disorders: Physical Therapy - Principles and Methods**. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 1996. p.165-216.

54. ABNT. **NBR 10520 Informação e documentação: citações em documentos, apresentação; NBR 14724 Informação e documentação: trabalhos acadêmicos, apresentação; NBR 6023, Informação e documentação: referências, elaboração.** Rio de Janeiro: ABNT - Associação Brasileiras de Normas Técnicas, 2002.
55. FRANÇA, J.L.; VASCONCELLOS, A. C. **Manual para Normalização de Publicações Técnico-Científicas.** 7. ed. Belo Horizonte: Editora UFMG, 2004.
56. COHEN, J. **Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences.** 2. ed.: Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates Inc, 1988.
57. RAMOS, A.P. *et al.* Consumo de álcool e tabaco relacionado ao nível de atividade física em adultos jovens. **Revista Brasileira de Ciências da Saúde,** São Caetano do Sul, v.1, n.1, p.12-18, 2003.
58. BRADLEY, L. T. C.; NELSON, J. D. AAOS Clinical Topic - Rotator Cuff Disease. **American Academy of Orthopaedic Surgeons,** Rosemont. Disponível em: <[Http://Www3 Aaos Org/Memdir/Academic/Eletter/2004/Topics/Rotator%20Cuff%20Disease Htm](http://www3.aaos.org/Memdir/Academic/Eletter/2004/Topics/Rotator%20Cuff%20Disease.htm)>. Acesso em: 23 out. 2005.
59. CRAM, J.R.; KASMAN, G. S.; HOLTZ, J. **Introduction to surface electromyography.** Maryland: Aspen Publishers, 1998.
60. TÜRKER, K.S. Electromyography: Some metodological problems. **Physical Therapy,** Alexandria, v.73, n.10, p.698-710, 1993.
61. OCARINO, J.M. *et al.* Eletromiografia: Interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação. **Fisioterapia Brasil,** Rio de Janeiro, v. 6, n.4, p.305-310, 2005.
62. SODERBERG, L.G.; KNUTSON, L.M. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. **Physical Therapy,** Alexandria, v.80, n.5, p.485-498, 2000.
63. COOLS, A.M. *et al.* Scapular muscle recruitment pattern: Electromyographic response of the trapezius muscle to sudden shoulder movement before and after a fatiguing exercise. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy,** Alexandria, v.32, n.5, p.221-229, 2002.
64. KNUTSON, L.M. *et al.* A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. **Journal of Electromyography and Kinesiology,** New York, v.4, n.1, p.47-59, 1994.

65. FONSECA, S.T. *et al.* Análise de um método eletromiográfico para quantificação de co-contracção muscular. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, Brasília, v.9, n.3, p.23-30, 2001.
66. DIFABIO, R.P. Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity. **Physical Therapy**, Alexandria, v.67, n.1, p.43-48, 1987.
67. ALENCAR, M. A.; DIAS, J.M.; KIRKWOOD, R.N. **Estudo da co-contracção muscular durante a fase de contato inicial da marcha em mulheres jovens e idosas**. Belo Horizonte, MG: 2006. Originalmente apresentada como dissertação de mestrado, Universidade Federal de Minas Gerais, 2006.
68. ANJOS, M.T.S.; FONSECA, S.T. **Análise das propriedades musculares entre indivíduos com e sem postura de protrusão de ombros**. Belo Horizonte, MG: 2006. Originalmente apresentada como dissertação de mestrado, Universidade Federal de Minas Gerais, 2006.
69. UNNITHAN, V.B. *et al.* Cocontraction and phasic activity during gait in children with cerebral palsy. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, Beauveemain, v.36, n.8, p.487-494, 1996.
70. FONSECA, S.T. *et al.* Analyses of dynamic co-contraction level in individuals with anterior cruciate ligament injury. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v.14, n.2, p.239-247, 2004.
71. PORTNEY, L.G.; WATKINS, M.P. Transformation of data. In: _____. **Foundations of Clinical Research: Applications to Practice**. New Jersey: Prentice-Hall Inc, 2000. p.731-734.
72. HÉBERT, L.J. *et al.* A method of measuring three-dimensional scapular attitudes using the Optotrak probing system. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.15, n.1, p.1-8, 2000.
73. BARATTA, A.R. *et al.* Muscular coactivation: The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. **American Journal of Sports Medicine**, Baltimore, v.16, n.2, p.113-121, 1988.
74. KLEIN, C.S.; RICE, C.L.; MARSH, G.D. Normalized force, activation, and coactivation in the arm muscle of young and old men. **Journal of Applied Physiology**, Bothesda, v.91, n.3, p.1341-1349, 2001.

75. GRIBBLE, P.L. *et al.* Role of cocontraction in arm movement accuracy. **Journal of Neurophysiology**, Bethesda, v.89, n.5, p.2396-2405, 2003.
76. DARLING, W.G.; COOKE, J.D.; BROWN, S.H. Control of simple arm movements in elderly humans. **Neurobiology of Aging**, New York, v.10, n.2, p.149-157, 1989.
77. VAN ROON, D.; STEENBERGEN, B.; MEULENBROEK, R.G. Trunk use and co-contraction in cerebral palsy as regulatory mechanisms for accuracy control. **Neuropsychologia**, Oxford, v.43, n.4, p.497-508, 2005.
78. KISNER, C.; COLBY, L. A. **Exercícios Terapêuticos: Exercícios e Técnicas**. 3. ed. São Paulo: Manole, 1998.
79. GRABINER, M.D.; OWINGS, T.M. EMG differences between concentric and eccentric maximum voluntary contractions are evident prior to movement onset. **Experimental Brain Research**, Berlin, v.145, n.4, p.505-511, 2002.
80. MORITANI, T.; MURAMATSU, S.; MURO, M. Activity of motor units during concentric and eccentric contractions. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, Baltimore, v.66, n.6, p.338-350, 1987.
81. LUDEWIG, P.M.; COOK, T.M.; NAWOCZENSKI, D.A. Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected position of humeral elevation. **Physical Therapy**, Alexandria, v.27, n.2, p.125-133, 1996.
82. SAMPAIO, I.B.S. **Estatística Aplicada à Experimentação Animal**. 2. ed. Belo Horizonte: FEPMVZ-Fundação de Ensino e Pesquisa em Medicina Veterinária e Zootecnia, 2002.
83. LEROUX, J. *et al.* Isokinetic evaluation of rotational strength in normal shoulders and shoulders with impingement syndrome. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v.6, n.304, p.108-115, 1994.
84. WARNER, J.J.P. *et al.* Patterns of flexibility, laxity, and strength in normal shoulders and shoulders with instability and impingement. **American Journal of Sports Medicine**, Baltimore, v.18, n.4, p.366-375, 1990.
85. WUELKER, N.; KORELL, M.; THREN, K. Dynamic glenohumeral joint stability. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, New York, v.7, n.1, p.43-52, 1998.

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Nº _____

Investigador: Geraldo Fabiano de Souza Moraes

Orientadora: Prof^a. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, Ph.D.

TÍTULO DO PROJETO

Análise eletromiográfica do trapézio e serrátil anterior e avaliação do desempenho dos rotadores do ombro em indivíduos com e sem síndrome do impacto.

INFORMAÇÕES

Você está sendo convidado a participar de um projeto de pesquisa a ser desenvolvido no Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, para investigar a atividade e a coordenação dos músculos que estão relacionados ao complexo do ombro.

DETALHES DO ESTUDO

O estudo se propõe a caracterizar o grau de ativação e de co-ativação (ativação simultânea) dos músculos escapulares.

DESCRIÇÃO DOS TESTES A SEREM REALIZADOS

Avaliação inicial

Um questionário específico será utilizado como forma de identificação e exame físico para avaliar suas condições antes dos testes. Para manter a confidencialidade de nossos registros, a investigadora Christina Danielli Coelho de Moraes Faria colocará uma identificação numérica no questionário, sendo que apenas ele terá conhecimento do nome a quem essa identificação corresponde.

Medidas da atividade muscular

A atividade dos músculos escapulares será avaliada com um equipamento chamado eletromiógrafo. Você será solicitado a se posicionar de pé, numa posição pré-definida, à frente de um anteparo, que possibilita o posicionamento correto dos seus membros durante o teste. Serão acoplados eletrodos na sua pele em regiões específicas para registro da atividade muscular.

Procedimentos de limpeza de pele

Para diminuir a interferência da pele será friccionado álcool com algodão/gaze e retirada de pêlos nos locais a serem posicionados os eletrodos. Todos os materiais a serem utilizados são estéreis e descartáveis.

Medidas da contração muscular

Um dos testes da eletromiografia será realizado durante a contração máxima dos músculos da escápula. Para isso você será solicitado a se posicionar em um equipamento que oferece resistência ao seu movimento.

Riscos

Os riscos associados com os testes podem incluir mínima dor muscular. Eles serão minimizados pela utilização de um período de descanso entre as medidas.

Medidas de avaliação

O preenchimento da ficha de avaliação não acarreta nenhum risco. A realização dos testes de eletromiografia (atividade muscular) não apresenta riscos além daqueles presentes no seu dia a dia.

Benefícios

Você e futuros participantes poderão se beneficiar com os resultados desse estudo. À medida que se caracterizar melhor o seu perfil, determinar melhor as suas necessidades e determinar variáveis relacionadas com o seu desempenho funcional, estratégias fisioterapêuticas mais apropriadas de tratamento poderão ser introduzidas, além de direcionar a utilização de procedimentos preventivos.

Confidencialidade

Você receberá um código que será utilizado em todos os seus testes e não será reconhecido individualmente.

Natureza voluntária do estudo

A sua participação é voluntária e você tem o direito de se retirar por qualquer razão e qualquer momento.

Pagamento

Você não receberá nenhuma forma de pagamento pela participação no estudo. Custos de transporte para o local dos testes e seu retorno deverão ser arcados por você.

DECLARAÇÃO E ASSINATURA

Eu, _____,
li e entendi toda a informação repassada sobre o estudo, sendo os objetivos, procedimentos e linguagem técnica satisfatoriamente explicados. Tive tempo, suficiente, para considerar a informação acima e, tive a oportunidade de tirar todas as minhas dúvidas. Estou assinando esse termo voluntariamente e, tenho o direito, de agora ou mais tarde, discutir qualquer dúvida que venha a ter com relação à pesquisa com:

Geraldo Fabiano de Souza Moraes: (0XX31) 3223-9473/ 9952-2551

Profa. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela: (0XX31) 3499-4783

Comitê de Ética em Pesquisa U.F.M.G.: (0XX31) 3248-9364

Assinando este termo de consentimento estou indicando que concordo em participar deste estudo.

Assinatura do Participante	Data
RG:	
End:	
CPF:	
Assinatura da Testemunha	Data
RG:	
End:	
CPF:	
Assinatura do Investigador	Data

TERMO DE UTILIZAÇÃO DE IMAGEM

Eu, _____
 autorizo a veiculação de minha imagem, através de fotos ou vídeos, na dissertação de mestrado: Estudo eletromiográfico dos músculos trapézio e serrátil anterior durante o retorno do movimento funcional de elevação dos membros superiores em indivíduos com síndrome do impacto, do fisioterapeuta Geraldo Fabiano de Souza Moraes, sob orientação da Profa. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, Ph.D., bem como em apresentações e publicações de natureza técnico-científicas.

Assinando este termo de consentimento estou indicando que concordo em participar deste estudo.

Assinatura do Participante	
Data	
RG:	
End:	
CPF:	
Assinatura da Testemunha	
Data	
RG:	
End:	
CPF:	
Assinatura do Investigador	

DECLARAÇÃO DO INVESTIGADOR

Eu, _____
expliquei ao participante, _____
a natureza do estudo descrito anteriormente. Eu certifico que, salvo melhor juízo, o participante entendeu claramente a natureza, benefícios e riscos envolvidos com este estudo. Respondi a todas as questões que foram levantadas e riscos envolvidos com este estudo. Respondi a todas as questões que foram levantadas e testemunhei a assinatura acima. Estes elementos de consentimento informado estão de acordo com a garantia dada pelo Comitê de Ética em pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais para proteger os direitos dos sujeitos humanos. Forneci ao participante/sujeito uma cópia deste documento de consentimento assinado.

Assinatura do investigador

Data

APÊNDICE B – AVALIAÇÃO INICIAL

Nº: _____

Data: ____/____/____

A) Identificação

Nome: _____

Idade: _____ Data de nascimento: ____/____/____ Sexo: _____

Endereço: _____

Cidade: _____ Estado: _____ CEP: _____

Telefone: _____ Profissão: _____ Ocupação: _____

Atividade Física: _____

Membro superior comprometido: _____

B) Dados Antropométricos

Altura: _____ Massa: _____

Dominância de membros superiores: _____

C) Exame físico

Pressão arterial: _____ FC: _____

Inspeção:

_____Palpação:

_____Movimentação ativa e passiva dos membros superiores:

Mobilidade de ombro:

ADM do ombro	Direito	Esquerdo
Flexão		
Extensão		
Adução		
Abdução		
Rotação Medial		
Rotação Lateral		

Perimetria de braço:

MEDIDA	MID	MIE
5,0cm ACPR		
10,0cm ACPR		
15,0cm ACPR		
5,0cm ABPR		
10,0cm ABPR		
15,0cm ABPR		

ACPR= acima do ponto de referência- Olecrano

ACBR=abaixo do ponto de referência- Olecrano

MSD: membro superior direito

MSE=membro superior esquerdo

Observações: _____

ANEXO – CARTA DE APROVAÇÃO DO ESTUDO PELO COMITÊ DE ÉTICA

UFMG

Universidade Federal de Minas Gerais
Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG - COEP**Parecer n.º ETIC 077/03****Interessados: Profª. Dra. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela e
Geraldo Fabiano de Souza Moraes
Departamento de Fisioterapia – EEEFTO/UFMG****VOTO:**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou no dia 21 de maio de 2003 o projeto de pesquisa intitulado « **Análise eletromiográfica do trapézio e serátil anterior e avaliação do torque dos rotadores do ombro em indivíduos com síndrome do impacto** » e o seu Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início da pesquisa.



**Profª. Dra. Efigênia Ferreira e Ferreira
Vice - Presidente do COEP**